

**ESTUDIO DE LAS RESPUESTAS ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN UNA
TAREA DE DISCRIMINACIÓN TEMPORAL DE ESTÍMULOS VISUALES**

MANUEL ALEJANDRO MEJÍA ORDUZ

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BÁSICAS
MAESTRÍA EN CIENCIAS BÁSICAS BIOMÉDICAS
BUCARAMANGA**

2013

**ESTUDIO DE LAS RESPUESTAS ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN UNA
TAREA DE DISCRIMINACIÓN TEMPORAL DE ESTÍMULOS VISUALES**

MANUEL ALEJANDRO MEJÍA ORDUZ

Trabajo de grado presentado para optar al título de:

MAGISTER EN CIENCIAS BÁSICAS BIOMÉDICAS

Dirigido por:

CARLOS ARTURO CONDE COTES Ph.D.

SERGIO ANDRES CONDE OCAZONEZ, M.Sc. candidato Ph.D.

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE SALUD

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS BÁSICAS

MAESTRÍA EN CIENCIAS BÁSICAS BIOMÉDICAS

BUCARAMANGA

2013

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, quienes han apoyado de manera no condicional cantidad de decisiones en este breve instante que es la vida.

Al doc. *Carlos Conde*, quien ha confiado en que puedo aprender cada vez más sobre ciencia, sobre la academia y sobre la vida. Inmensas gracias por la compañía y la guía a lo largo del camino, por cada oportunidad ofrecida, mas aún aquella que me permitió retornar a la investigación. Sin su ayuda doc. Carlos, estar en el viaje de la investigación quizá solo hubiese sido un algo postergado que hubiera querido hacer en la vida.

Al doc. *Sergio Conde Ocazonez*, quien además de compartir de forma desinteresada su conocimiento, ha estado dispuesto a enseñarme con paciencia, exigiéndome sin subestimarme, y llevándome a creer en que con esfuerzo puedo hacerlo. Compañero su presencia y acompañamiento en el maravilloso país de Brasil, también me ofreció la estabilidad emocional y anímica para continuar y no mandar el mundo al carajo en los momentos en que llegue a pensarlo.

A *Gina Pineda Garzón*, *Diana Martínez Rangel* y *Cesar Celís Ceballos*, compañeros y amigos de academia, ciencia y vida, inmensas gracias por escucharme, por enseñarme y por corregirme. Chinas y chino, sus puntos de vista han contribuido a que cambie mi forma de ver la ciencia y además mi forma de comportarme, gracias por compartir.

Al doc. *Luis Carlos Orozco*, quien nos ha enseñado además de la importancia del rigor metodológico y la humildad académica, la posibilidad de encontrar en una vida dedicada a la ciencia, momentos de placer y una compatibilidad con las artes.

Al compañero y amigo *Yesith Toloza*, quien además de estar allí desde los primeros momentos de cacharreo en el registro EEG, se ha mantenido preguntando sin temor y opinando sin ninguna restricción. Hermanaso, gracias por la compañía y la amistad sincera y desinteresada.

Al *Grupo Neurociencias y Comportamiento UIS – UPB*, un hogar de investigación que mantiene las puertas abiertas a todo aquel que quiere entrar, y ofrece la calidez de una guía a quienes se quieren quedar.

Al doctor *Sidarta Ribeiro*, quien contribuyó a que la posibilidad de la experiencia académica en el *Instituto do Cerebro*, fuese una realidad. A la “*Galera do Instituto*”

Wilfredo Blanco Figuerola, Vítor Lopes dos Santos, Nelson Alessandretti de Mello Lemos, Hermany Munguba, Rodrigo Pavão, José Anibal Macedo quienes no solo me maravillaron por sus avances en la neurociencia, sino además por la calidez de la gente de Brasil. Gracias por enseñarme la valiosa lección: no es bueno aquel quien tiene lo mejor, sino aquel que hace lo mejor con lo que tiene.

Al programa de *Maestría en Ciencias Básicas – Biomédicas*, a la *Universidad Industrial de Santander*, y al *Departamento Administrativo de Ciencia Tecnología e Innovación – Colciencias*, por ofrecerme los medios que posibilitaron e hicieron de una idea una maravillosa realidad.

A los participantes de este estudio, estudiantes de la facultad de salud - UIS y de la escuela de psicología – UPB. Gracias por su colaboración y permitirme aprender junto a ustedes.

A todos aquellos que de manera alguna contribuyeron a la realización de este estudio y a la formación de mi proceso; y aunque en este momento puede que escapen de mi memoria a lo largo del camino de seguro tendré la oportunidad de agradecerles más allá de las letras.

Y finalmente a Dios, quien sabe que no es el último, ni el menos importante en este y muchos otros sucesos venideros. Estoy seguro que a él no le interesa estar de primero en este listado de agradecimientos, lo que creo que a él le importa es que reconozca con gratitud la ayuda ofrecida por ustedes desde mis actos diarios en lo que me queda por vivir.

CONTENIDO

	Página
INTRODUCCIÓN.	26
1. OBJETIVOS.	29
1.1 <i>Objetivo General.</i>	29
1.2 <i>Objetivos Específicos.</i>	29
2. MARCO TEÓRICO.	30
2.1 <i>Estímulos Flicker y El Umbral de Frecuencia Crítica en el Estudio de la Experiencia Visual.</i>	30
2.2 <i>Estudio de las Respuestas Electroencefalográficas ante Estímulos Flicker.</i>	34
2.3 <i>Respuestas Electroencefalográficas en Tareas Visuales.</i>	40
3. MÉTODO.	52
3.1 <i>Diseño.</i>	52
3.2 <i>Muestra.</i>	53
3.3 <i>Consideraciones Éticas.</i>	53
3.4 <i>Instrumentos.</i>	54
3.5 <i>Procedimiento.</i>	56

3.6	<i>Herramientas Utilizadas en el Procesamiento de la Señal Electroencefalográfica.</i>	63
3.7	<i>Descripción de los Análisis Realizados.</i>	64
3.8	<i>Variaciones de los valores porcentuales aportados por ritmos EEG en la ejecución de las tareas.</i>	65
3.9	<i>Segmentos de los registros EEG de las diferentes tareas sometidos a análisis.</i>	66
3.10	<i>Análisis en el dominio tiempo – frecuencia empleado sobre segmentos de registros EEG.</i>	67
3.11	<i>Respuestas EEG correspondientes a los ritmos en el desarrollo de las tareas.</i>	68
3.12	<i>Variables que representan respuestas EEG en el desarrollo de las tareas.</i>	73
4.	RESULTADOS.	78
4.1	<i>Análisis de valores de los umbrales ascendentes y descendentes.</i>	78
4.2	<i>Análisis Preliminar de la Señal EEG. Remoción de artefactos de la actividad ocular.</i>	85
4.3	<i>Análisis de confiabilidad de los registros EEG.</i>	87
4.4	<i>Análisis de cambios en las potencias aportadas por ritmos EEG en registros occipitales y frontales durante periodos de la sesión experimental.</i>	91
4.5	<i>Análisis comparativo de valores de las respuestas EEG entre sus diferentes ensayos.</i>	100
4.6	<i>Análisis de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.</i>	102
4.7	<i>Análisis de variabilidad de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.</i>	107

4.8	Conclusiones del análisis de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.	115
4.9	<i>Análisis de variaciones de valores porcentuales aportados por ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.</i>	117
4.10	<i>Análisis de Amplitudes Pico de los Ritmos EEG Frontales y Occipitales.</i>	118
4.11	<i>Análisis de Áreas Bajo la Curva de los Ritmos EEG Frontales y Occipitales.</i>	123
4.12	<i>Análisis de Áreas Bajo la Curva Ajustadas de los Ritmos EEG Frontales y Occipitales.</i>	127
5.	DISCUSIÓN.	133
5.1	<i>Variables de magnitudes de los ritmos EEG detectaron a nivel frontal y occipital cambios asociados con una desincronización.</i>	133
5.2	<i>Las áreas bajo la curva ajustadas establecieron diferencias entre tareas de discriminación temporal visual y condiciones control.</i>	136
5.3	<i>Áreas bajo la curva ajustadas como respuestas EEG asociadas con un acontecimiento discreto.</i>	138
5.4	Conclusiones del análisis de variaciones de las potencias aportadas por los ritmos como respuestas EEG en valoración de los umbrales.	154
6.	ANÁLISIS DE COMODULACIÓN FASE – AMPLITUD.	156
7.	ANÁLISIS DE COHERENCIA. FASE – FASE	173
	REFERENCIAS	217

Índice de Tablas.

		Página
Tabla 1.	Segmentos de registros EEG que fueron sometidos al análisis en el dominio tiempo – frecuencia en las diferentes tareas.	67
Tabla 2.	Variables que representan respuestas EEG derivadas de los vectores de las <i>variaciones de las potencias relativas de los ritmos EEG</i> .	74
Tabla 3.	Descripción de la variable <i>áreas bajo la curva ajustadas</i> de los ritmos EEG.	76
Tabla 4.	Resultado de análisis comparativo de valores de umbrales ascendentes y umbrales descendentes.	79
Tabla 5.	Valores de los umbrales ascendentes y descendentes en estudiantes universitarios. Tomados de Mendoza, Albarracín y Conde, 2009.	80
Tabla 6.	Resultados de los análisis de regresión lineal simple del orden de los ensayos de valoración y valores de los umbrales de ambas modalidades.	82
Tabla 7.	Valores de área bajo la curva contenidos en la señal EOG en la banda de frecuencia entre los 0.2 Hz – 6 Hz.	86

Tabla 8.	Periodos de los registros seleccionados para análisis de confiabilidad de registro EEG.	88
Tabla 9.	Valores de áreas bajo la curva de ritmos EEG, obtenidos desde el espectro de registros occipitales y frontales en periodos PRE de diferentes condiciones experimentales	90
Tabla 10.	Resultados de análisis a los valores de activación y recuperación de ritmos EEG occipitales.	94
Tabla 11.	Resultados de análisis a los valores de activación y recuperación de ritmos EEG occipitales.	97
Tabla 12.	Resultados de la comparación entre valores de latencias de amplitudes máximas del ritmo gamma frontal de los umbrales y de las condiciones control.	104
Tabla 13.	Valores de las <i>desviaciones estándar de latencias de las amplitudes mínimas alfa y de las amplitudes máximas beta y gamma</i> en las diferentes condiciones experimentales.	108
Tabla 14.	Valores Promedio de Latencias de ritmos EEG Frontales y Occipitales obtenidos en los cinco ensayos de valoración de los Umbrales Ascendentes y Descendentes.	111
Tabla 15.	Resultados de los análisis de regresión lineal simple del orden de los ensayos de valoración y valores promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal.	112

Tabla 16.	Resultados de análisis a las <i>amplitudes pico</i> de ritmos EEG frontales y occipitales respecto a la línea base.	118
Tabla 17.	Valores de amplitudes pico de ritmos EEG frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales.	120
Tabla 18.	Información derivada de las comparaciones múltiples con valores de las amplitudes máximas gamma – occipital, entre los umbrales y las tareas control.	122
Tabla 19.	Resultados de análisis a las <i>áreas bajo la curva</i> de ritmos EEG frontales y occipitales respecto a la línea base.	123
Tabla 20.	Valores de <i>áreas bajo la curva</i> de ritmos EEG frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales	125
Tabla 21.	Resultados de análisis a las <i>áreas bajo la curva ajustadas</i> de ritmos EEG frontales y occipitales respecto a la línea base.	128
Tabla 22.	Valores de <i>áreas bajo la curva ajustadas</i> de ritmos EEG frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales.	129
Tabla 23.	Información derivada de las comparaciones múltiples con valores de las áreas bajo la curva ajustadas alfa – frontal, entre los umbrales y la tarea control de las <i>observación del flicker en frecuencias constantes</i> .	130

Tabla 24.	Valores de potencia de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda alfa frontal, periodo de latencia en el cual fueron calculados dichos valores e información de comparaciones.	142
Tabla 25.	Valores de potencia de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda gamma frontal, periodo de latencia en el cual fueron calculados dichos valores e información de comparaciones.	144
Tabla 26.	Valores de potencia de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda gamma occipital, periodo de latencia en el cual fueron calculados dichos valores e información de comparaciones.	149

Índice de Figuras.

Figura 1.	Espectro de potencias de un LFP en el área 17 como respuesta ante estímulos intermitentes de 2 a 50 Hz.	35
Figura 2.	Registros EEG de áreas occipitales ante cuatro diferentes frecuencias flicker de estimulación y espectros de los respectivos registros.	36
Figura 3.	Espectros de registro EEG occipital ante estímulos flicker presentados a 17 Hz y a 71 Hz.	38
Figura 4.	Imagen de la condición 1 (<i>sin percepción</i>) y respectivo espectrograma e imagen de la condición 2 (<i>percibida</i>) y respectivo espectrograma.	41
Figura 5.	Estimulo visual reversible basado en un patrón estroboscópico y segmentos EEG de 2 seg, en condiciones control y en observación del patrón estroboscópico.	43
Figura 6.	Promedio de valores RMS de la banda gamma y errores estándar de medición en diferentes zonas de registro EEG, en condiciones control y en la observación de un patrón estroboscópico.	44
Figura 7.	Patrón de puntos en movimiento y porcentaje de coherencia en la trayectoria. Representación tiempo – frecuencia de la respuesta MEG en áreas visuales ante un	46

aumento de la coherencia de un patrón de movimiento.

Figura 8.	Representación tiempo – frecuencia de la respuesta MEG en áreas motora y premotora, en la detección de un patrón de movimiento coherente.	48
Figura 9.	Promedio y desviación estándar de potencias absolutas aportadas por los ritmos delta y alfa ante el cierre y la apertura ocular.	49
Figura 10.	Esquema que representa los cambios en la magnitud de una medida fisiológica como la respuesta de activación en la ejecución de una tarea.	50
Figura 11.	Dispositivo <i>Flicker Fusion</i> , modelo 12021. <i>Lafayette Instrument Company</i> ®	56
Figura 12.	Registro obtenido desde el programa <i>LabChart</i> muestra la disposición de marcas precisas en el desarrollo de la tarea control de la <i>presión de interruptor</i> .	58
Figura 13.	Registro obtenido desde el programa <i>LabChart</i> muestra la disposición de marcas precisas en la valoración de un <i>umbral descendente</i>	60
Figura 14.	Registro obtenido desde el programa <i>LabChart</i> muestra la disposición de marcas precisas en la <i>observación del estímulo en frecuencias constantes</i> .	61

Figura 15.	Orden de las tareas que constituyeron la sesión experimental y respectivo número de ensayos realizados al interior de las diferentes tareas.	62
Figura 16.	Calculo de variaciones de los valores de ritmos EEG en un registro frontal. Valoración de un umbral descendente.	72
Figura 17.	Detección de valores mínimos de potencias del ritmo alfa frontal y ajuste de vectores de variaciones de potencias relativas.	77
Figura 18.	Valores de <i>umbrales ascendentes</i> y <i>umbrales descendentes</i> derivados de evaluaciones en cinco ensayos.	83
Figura 19.	Valores de activación y valores de recuperación derivados de áreas bajo la curva de ritmos EEG occipitales.	94
Figura 20.	Valores de activación y valores de recuperación derivados de áreas bajo la curva de ritmos EEG frontales.	96
Figura 21.	Esquema que representa las comparaciones realizadas entre los diversos ensayos derivados de cada variable.	101
Figura 22.	Valores de latencias de ritmos EEG calculadas en registros frontales y en registros occipitales en el desarrollo de las diferentes condiciones experimentales.	103

Figura 23.	Valores promedio de latencias de la amplitud mínima de alfa frontal en diferentes ensayos de valoración de los umbrales ascendentes.	113
Figura 24.	Vectores de variaciones de valores relativas en el tiempo del ritmo alfa frontal de las diferentes condiciones experimentales.	141
Figura 25.	Vectores de variaciones de valores relativas en el tiempo del ritmo gamma frontal de las diferentes condiciones experimentales.	143
Figura 26.	Vectores de variaciones de valores relativas en el tiempo del ritmo gamma occipital de las diferentes condiciones experimentales.	148
Figura 27.	Promedio de Espectrogramas Frontales del Ritmo Gamma en los Umbrales Ascendentes y Descendentes.	157
Figura 28.	Señal de un participante en el umbral descendente filtrada en frecuencias Gamma. Amplitudes de la señal en Gamma obtenidas con la transformación de Hilbert.	158
Figura 29.	Comodulogramas de un Participante en el umbral descendente.	159
Figura 30.	Procedimiento orientado a obtener valores de modulación correspondientes al reporte de los umbrales.	164

Figura 31.	Comodulogramas de los umbrales ascendentes.	166
Figura 32.	Comodulogramas de los umbrales descendentes.	167
Figura 33.	Comodulograma promedio de matrices de los umbrales y de matrices de subrogados.	171
Figura 34.	Promedio de <i>coherogramas</i> de las diferentes condiciones experimentales.	175
Figura 35.	Promedio y Desviación estándar de valores de coherencia de la banda alfa intra – hemisférica, F3 – O1 y F4 – O2. Tomados de Cantero et al., 1999.	176
Figura 36.	Valores de coherencia de la banda alfa en la realización de movimientos voluntarios del dedo índice. Tomados de Leocani et al., 1997.	177

Índice de Figuras de Anexos.

Figura 1.	Representación de una función seno y señal de registro EEG de áreas occipitales.	181
Figura 2.	Senoidales con diferente frecuencia.	182
Figura 3.	Sinusoides con igual fase inicial y con diferente amplitud. Y Sinusoides con diferente fase inicial e igual frecuencia y amplitud.	183
Figura 4.	Señal obtenida a partir de la suma de sinusoides con diferentes componentes frecuenciales. Espectro de la señal.	186
Figura 5.	Señal EEG de áreas occipitales en la banda alfa (7 – 13 Hz) en un periodo correspondiente al cierre ocular, junto con espectro de un segmento de la señal EEG.	187
Figura 6.	Señal EEG de áreas occipitales en la banda alfa (7 – 13 Hz) en un periodo correspondiente al cierre ocular.	189
Figura 7.	Espectrograma de registro EEG de áreas occipitales en la banda alfa (7 – 13 Hz) en un periodo correspondiente al cierre ocular.	190
Figura 8.	Vista lateral y superior de los sitios de registro de acuerdo al sistema de colocación de sensores 10 - 20.	193

Figura 9.	Registro EEG occipital y frontal, junto con registro EOG.	195
Figura 10.	Espectro del registro EOG correspondiente al periodo de movimientos oculares.	196
Figura 11.	Registro EEG frontal filtrado descartando componentes frecuenciales inferiores a 6 Hz de predominio en la señal EOG	197
Figura 12.	Ritmos EEG en un periodo de 1 seg, derivados de un registro occipital de un adulto durante la vigilia.	199
Figura 13.	Representación de grupo de neuronas en una capa de la corteza (<i>ensembles</i>), con actividad neural <i>desincronizada</i> , y actividad neural <i>sincronizada</i> en el tiempo.	200
Figura 14.	Representación esquemática de la interacción <i>fase – fase</i> .	202
Figura 15.	Registros <i>occipital y frontal</i> filtrados en la banda <i>alfa</i> , de un umbral descendente; y segmentos de un segundo derivados de los respectivos registros.	203
Figura 16.	Fases de los respectivos segmentos de un segundo de registros <i>alfa occipitales y frontales</i> .	204

Figura 17.	Fases de registro <i>alfa occipital</i> y fases <i>alfa</i> del registro <i>frontal</i> correspondientes a un segmento de un segundo, junto con la diferencia de fases <i>alfa occipitales</i> y fases <i>alfa frontales</i> .	205
Figura 18.	Coherograma de un registro frontal y occipital en el reporte de un umbral descendente.	206
Figura 19.	Representación esquemática de la interacción <i>fase - amplitud</i>	207

ANEXOS	179
A. <i>Componentes de una señal y su representación a través de las ondas sinusoidales.</i>	179
B. <i>Análisis en el Dominio de la Frecuencia de la Señal EEG.</i>	184
C. <i>Análisis en el Dominio Tiempo – Frecuencia de la Señal.</i>	187
D. <i>Origen y Modulación de la Señal EEG.</i>	191
E. <i>Captación y Registro de la Señal EEG.</i>	192
F. <i>Características de la Señal EEG. (Actividad Oscilatoria, Ventajas y Desventajas, Variaciones en con la Edad, Zonas de Registro.)</i>	197
G. <i>Acoplamiento de Frecuencias en Oscilaciones Neurales.</i>	201
H. <i>Formato consentimiento informado</i>	209
I. <i>Formato ficha de ingreso</i>	211
J. <i>Resultados Análisis comparativo de valores de las respuestas EEG entre sus diferentes ensayos.</i>	213

RESUMEN

TÍTULO: ESTUDIO DE LAS RESPUESTAS ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN UNA TAREA DE DISCRIMINACIÓN TEMPORAL DE ESTÍMULOS VISUALES.*¹

AUTOR: MANUEL ALEJANDRO MEJÍA ORDUZ.**²

PALABRAS CLAVE: Discriminación Temporal Visual, Umbrales Frecuencia Crítica, Respuestas EEG.

DESCRIPCIÓN: Los umbrales de frecuencia crítica, valoran la discriminación temporal visual, exigiendo el reporte del cambio visual de la intermitencia a la fusión (*Ascendente*), y de la fusión la intermitencia (*Descendente*). Sin embargo, son limitadas las evidencias sobre: mecanismos fisiológicos en el reporte de este cambio (*umbral*), participación de áreas adicionales a las occipitales, y posibles diferencias en respuestas EEG entre las dos modalidades de esta tarea. Se estudió en jóvenes universitarios las respuestas EEG frontales y occipitales ante la valoración de umbrales *ascendentes* y *descendentes*; y la ejecución de dos tareas control: *observación de frecuencias flicker constantes* y la *presión de un interruptor*.

Mayores disminuciones de valores alfa junto con mayores aumentos del ritmo gamma frontal en tareas que involucraron acción motora: *umbrales* y *presión del interruptor*, pueden representar una *desincronización* frontal asociada con la *toma de decisión* que precede el reporte del cambio de estímulos *flicker* en sentidos ascendente y descendente (*umbrales*). Una mayor potencia gamma occipital próxima al reporte de los *umbrales*, pudo representar una respuesta EEG asociada a la detección visual del cambio en la apariencia del estímulo *flicker*, llevando a plantear que estas oscilaciones estarían asociadas con tareas que exigen la discriminación temporal visual como los *umbrales de frecuencia crítica*.

Finalmente menores valores de coherencia de la banda alfa en el desarrollo de las tareas de discriminación temporal visual, junto con una mayor disminución de esta medida en momentos próximos al reporte de los umbrales, podrían representar momentos de mayor exigencia atencional en la tarea asociados con una disminución de la interacción fronto – occipital.

¹ Trabajo de Grado. Departamento de Ciencias Básicas.

² Facultad de Salud. Maestría en Ciencias Básicas Biomédicas. Director: Ph.D. Carlos Arturo Conde Cotes. Codirector: Cand. PhD. Sergio Andrés Conde Ocazonez.

ABSTRACT

TITLE: STUDY OF THE EEG RESPONSES IN A VISUAL TEMPORAL DISCRIMINATION TASK OF VISUAL STIMULUS³.

AUTHOR: MANUEL ALEJANDRO MEJÍA ORDUZ^{**4}.

KEY WORDS: Temporal visual discrimination, Critical flicker fusion threshold, EEG Responses.

DESCRIPTION: Critical flicker fusion threshold assess temporal visual ability, by means report of the visual change from intermittence to fusion (*ascending*), and from fusion to intermittence (*descending*). However, evidences about physiologic mechanisms in the visual change of flicker stimuli (*threshold*) are limited; the participation of other cerebral areas different to the occipital ones is ignored; and possible differences in EEG responses between two modalities of the threshold are not know. It was studied frontal and occipital EEG responses to assess of ascending and descending thresholds and to execution of two control tasks, in university youths.

Bigger decreases of alpha frontal values, with bigger increases of frontal gamma in the tasks that involved the motor action to execution: *thresholds* and *pressure of a switch*; it can represent an EEG response of frontal desynchronized associated with making decision that precedes the report of visual change of flicker (*threshold*) in both modalities, *ascending* and *descending*. In addition, a bigger power of the occipital gamma band near to the report of the thresholds, it could represent an EEG response associated to the visual detection of change in appearance of flicker stimuli. This leads to discuss that gamma oscillations would be associated with temporal visual ability tasks like the critical flicker fusion threshold.

Finally, coherence analysis revealed smaller values of the alpha band in development of the visual temporal tasks, together with a bigger decrease in this values near to the report of the thresholds, this could represent moments of more attentional effort in the task associated with a decrease in interaction frontal - occipital.

³ Work degree.

⁴ Health Faculty. Master in Basic Biomedical Sciences. Director: Ph.D. Carlos Arturo Conde Cotes. Codirector: Cand. PhD. Sergio Andrés Conde Ocazonez.

INTRODUCCIÓN

La experiencia que tenemos del mundo físico se encuentra influenciada por las capacidades que poseemos para percibir estímulos en el espacio y en el tiempo. Ante esto existe el interés de estudiar la capacidad de identificar diferentes patrones temporales de estímulos visuales así como su actividad neural considerando que determinaría aspectos de la experiencia visual (Kandel, 1998).

Entre las herramientas propuestas para la evaluación de la capacidad de discriminación temporal visual, se encuentran los *umbrales de frecuencia crítica*, los cuales consisten en la medición expresada en hertz del reporte del cambio visual de un estímulo que varía en su frecuencia de presentación, pasando de ser visto como una luz intermitente a verse constante (*Umbral Ascendente*), y de verse como una luz constante a ser vista intermitente (*Umbral Descendente*).

Diversos estudios electroencefalográficos ante estímulos visuales intermitentes (*flicker*), se han orientado a analizar las áreas occipitales ante diferentes frecuencias de estimulación que incluso sobrepasan la capacidad de percibir la intermitencia. Así, autores como Herrmann (2001), Ramos y colaboradores (2011), además de Rager y Singer (1998.), han evidenciado tanto en humanos como en animales (gatos) que las oscilaciones de registros occipitales se encuentran ligadas con la frecuencia de presentación del estímulo visual, incluso ante frecuencias bajo las cuales no es percibida la intermitencia del estímulo visual (*SSVER* - Steady-State Visual-Evoked Response).

Aunque los anteriores estudios han empleado estímulos intermitentes, estos antecedentes se han centrado en la respuesta electroencefalográfica (EEG) de áreas visuales ante la estimulación con frecuencias constantes, sin abordar la investigación del umbral de frecuencia crítica como límite perceptual, y los mecanismos neurales involucrados en la discriminación temporal visual exigida en la tarea.

A pesar de afirmarse que este umbral puede ser un indicador del nivel de alertamiento empleándose para evaluar fatiga a lo largo del día (Kraemer et al., 2010), y considerarse una medida de activación del sistema nervioso central, puesto que sus valores cambian con el efecto de diversos fármacos psicotrópicos y no psicotrópicos (Ito et al., 2007). Poco se sabe y se carece de evidencias sobre mecanismos neurológicos, como las respuestas EEG involucradas en el desarrollo de esta tarea, sin que todavía se hayan estudiado posibles diferencias en la respuesta EEG entre las dos modalidades de este umbral (*ascendente* y *descendente*).

Diferentes evaluaciones psicofísicas han demostrado que la capacidad de discriminación de estímulos en diferentes modalidades, suele variar dependiendo del orden de exploración de las magnitudes y depende de si la diferencia con respecto a un estímulo control es de aumento o disminución. Estas consideraciones podrían aplicar a la evaluación de la frecuencia crítica que suele realizarse por métodos ascendentes y descendentes, pues autores como Curran y Wattis (1998.), han discutido que la evaluación de ambos umbrales al exigir el reporte de diferentes transiciones del estímulo, posiblemente impliquen distintos mecanismos neurales.

Las limitadas evidencias sobre mecanismos neurofisiológicos en la valoración de los *umbrales de frecuencia crítica*, llevaron a explorar estudios EEG en tareas de atención y percepción visual, detección de estímulos visuales y toma de decisión, procesos involucrados en umbrales (Siegel, Engel y Donner; 2011; Basar – Eroglu et al., 1996; Tallon – Baudry y Bertrand, 1999). Los resultados derivados de estas investigaciones condujeron al estudio de las respuestas EEG de áreas de proyección frontal además de las áreas visuales, con el objeto de hallar diferencias entre una observación pasiva ante la estimulación con frecuencias flicker constantes y la discriminación temporal visual que exigen los umbrales de frecuencia crítica.

Por tanto se plateó estudiar las respuestas EEG de áreas de proyección occipital y frontal en la discriminación temporal de estímulos visuales con el desarrollo de los umbrales de frecuencia crítica. Actividad neural que en el desarrollo de la tarea podría diferir de la estimulación con frecuencias constantes, planteándose como preguntas de investigación:

¿Existen diferencias en la respuesta EEG en áreas de proyección occipital y frontal durante una tarea de discriminación temporal de estímulos visuales y una estimulación visual con frecuencias flicker constantes?

1. OBJETIVOS

1.1 *Objetivo General.*

- Estudiar la respuesta EEG de áreas de proyección occipital y frontal en una tarea de discriminación temporal de estímulos visuales.

1.2 *Objetivos Específicos.*

- Comparar los cambios de las respuestas EEG derivadas de la valoración de los umbrales de frecuencias ascendentes y descendentes.
- Comparar las respuestas EEG derivadas de los umbrales críticos de fusión con las respuestas EEG de la observación de estimulaciones con frecuencias constantes.
- Comparar las respuestas EEG derivadas de los umbrales críticos de fusión con las respuestas EEG derivadas de una acción motora de la presión de un interruptor.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 *Estímulos Flicker y El Umbral de Frecuencia Crítica en el Estudio de la Experiencia Visual.*

Desde las neurociencias se plantea el estudio y la consecuente explicación del comportamiento humano desde las bases del sistema nervioso, postulándose que una parte importante de nuestras impresiones del mundo y procesos cognitivos se basan en nuestra visión (Kandel, 1998). Estas impresiones involucran información correspondiente al color, la forma y el movimiento; así la impresión que tenemos del mundo físico podría estar influenciada por las capacidades que poseemos para percibir estímulos en el espacio y en el tiempo.

Tareas que exigen la identificación visual de las propiedades de los estímulos requieren la participación de procesos, sensoriales, perceptuales, atencionales e incluso relacionados con toma de decisión (Siegel, Engel & Donner; 2011). Al respecto, el interés por estudiar mecanismos neurales que subyacen en la identificación de patrones temporales de estimulación visual, pues se constituyen en tareas que involucran aspectos de la experiencia visual.

Una forma de estudiar la experiencia temporal visual consiste en tareas que presentan estímulos en sucesión próxima, conocidos como *flicker* (Shady, McLeod & Fisher, 2004), en castellano intermitentes. Para la evaluación de la capacidad de discriminación temporal visual se emplea el *Flicker Fusión Threshold*; conocido también como *Umbral de Frecuencia Crítica*, y que consiste en la medición del punto de transición perceptual (umbral) entre la apariencia intermitente y la apariencia continua de estímulos *flicker* (Curran & Wattis, 1998).

Desde la psicofísica, un estímulo por debajo del umbral (sub-umbral) contiene información insuficiente para completar una tarea perceptual en particular; mientras un estímulo por encima del umbral (supra-umbral), contiene suficiente información para ser percibido. Así hay cierta cantidad de información que

caracteriza el punto de separación entre lo sub-umbral y lo supra-umbral lo cual se describe como *umbral*, y se define como “la mínima cantidad de información requerida para el cumplimiento de una tarea” (Dember and Warm, 1979, citados en Curran & Wattis, 1998).

De este modo, la valoración de los *umbrales de frecuencia crítica*, involucran el reporte perceptual del punto de transición de una apariencia intermitente a una apariencia continua (*umbral ascendente*), y de una apariencia continua a una apariencia intermitente (*umbral descendente*); cada uno de estos umbrales expresado en hertz. La estimación del umbral “*absoluto*” de frecuencia crítica se realiza promediando los umbrales ascendentes y descendentes (Curran & Wattis, 1998).

Se ha estudiado la influencia de diversas variables relacionadas con la presentación de estímulos intermitentes (*flicker*) que además de ser controladas deben informarse en la valoración de los umbrales de frecuencia crítica. El aumento de la luminosidad del contorno del estímulo o del ambiente en que es presentado, disminuyen la capacidad para distinguir la intermitencia, percibiéndose la fusión ante frecuencias mucho menores y obteniéndose umbrales más bajos. Mientras que el aumento del área del estímulo intermitente y de la excentricidad respecto al punto de fijación foveal en que sea presentado, se asocian con umbrales más altos (Perz, 2010).

Al respecto, merece precisarse que en diferentes puntos de nuestro sistema visual varia la sensibilidad ante estímulos intermitentes, lo cual se debe tanto a la organización espacial de células en la retina como a las propiedades que poseen para responder a una estimulación. Una mayor densidad de fotorreceptores en la fóvea, los cuales son lentos comparados con células ganglionares retinianas que pueden mantener tasas de disparos de 250 Hz, se asocia con la capacidad de percibir en visión periférica frecuencias de intermitencia (*flicker*) más altas, comparada con la visión foveal (Perz, 2010).

Aunque a los anteriores aspectos se suman variables como cromaticidad del estímulo, longitud y forma (sinusoidal o cuadrada) de la onda, o el radio de luz / oscuridad en cada ciclo de intermitencia; se ha determinado que la capacidad para resolver la variación temporal visual de estímulos intermitentes, disminuye con el aumento de la frecuencia y en fijación foveal para los seres humanos se encuentra en un rango de los 25 a los 50 Hz (Shady, McLeod & Fisher, 2004).

Sin embargo, uno de los principales cuestionamientos planteados, por Curran y Wattis, ha sido: *¿Qué mide el Umbral de Frecuencia Crítica?*. Estos autores, desde una amplia revisión (Curran & Wattis, 1998), advierten que debido a las escasas consideraciones teóricas sobre el empleo de este umbral y a la limitada evidencia experimental sobre los mecanismos neurales involucrados, se ha asumido como parte de un acuerdo científico que corresponde a una medida de uno o más aspectos psicológicos (*alertamiento del sistema nervioso central, desempeño psicomotor, capacidad de procesamiento de información, entre otros procesos*).

Desde el contexto psicofarmacológico, se considera que el *Umbral de Frecuencia Crítica*, involucra aspectos del funcionamiento del sistema nervioso central, más que del funcionamiento del sistema nervioso periférico, partiendo de la alteración de estos umbrales bajo efectos de drogas sedativas o estimulantes del sistema nervioso central. Esto ha conducido a definir a estos umbrales como una medida psicofarmacológica empleada comúnmente para valorar el nivel de alertamiento / sedación del sistema nervioso central.

No obstante, en estudios sobre la relación de los *Umbrales de Frecuencia Crítica de Fusión* con indicadores fisiológicos de alertamiento, como la actividad alfa en el EEG y los niveles de conductancia de la piel, o con escalas de reporte de alertamiento no se han encontrado evidencias de una alta y significativa correlación entre las medidas analizadas (Gortelmeyer & Wiemann, 1982; Falk & Kline, 1978, citados en Curran & Wattis, 1998). Esto muestra las dificultades para

determinar un significado exacto de estos *Umbrales*, y a su vez ha llevado a discutir que no se trata de una simple medida del nivel del alertamiento, siendo posiblemente una respuesta que involucraría la participación de otros procesos.

Las anteriores consideraciones también se apoyan en estudios que han evidenciado que altos valores en los *Umbrales de Frecuencia Crítica* y por tanto una mayor capacidad de resolución temporal visual, se relacionan con un óptimo desempeño en tareas de reconocimiento viso-espacial de figuras (Tomkiewicz & Cohen, 1970) y menores tiempos de respuesta (Ito et al., 2007). E incluso, en investigaciones que han demostrado variaciones de alguno de estos *Umbrales (Ascendente o Descendente)* en cuadros neurológicos en los que hay una clara afectación del sistema nervioso central, como: demencia Alzheimer y demencia vascular (Curran & Wattis, 2000; Curran et al., 2004), depresión (Black et al., 1975), esquizofrenia (Irvine, 1954; Dlabac-de Lange et al., 2008), trauma cerebral (Chang et al., 2007) y encefalopatía hepática (Sharma et al., 2007).

Para algunos autores, a pesar del estudio de los *Umbrales de Frecuencia Crítica de Fusión* desde investigaciones de enfoque cognitivo, psicofarmacológico y clínico; las evidencias derivadas aún no han revelado los mecanismos neurofisiológicos involucrados en esta tarea de discriminación temporal visual (Curran & Wattis, 1998; Kraemer et al., 2000; Carmel et al., 2006).

2.2 Estudio de las Respuestas Electroencefalograficas ante Estímulos Flicker (El Papel de las Áreas Occipitales en Tareas con Estímulos Flicker).

Aunque el apartado anterior aborda la limitada evidencia sobre la investigación de los mecanismos neurofisiológicos implicados en los *Umbral de Frecuencia Crítica*; esto no necesariamente plantea un panorama sin estudios que puedan relacionarse con los umbrales como tarea de discriminación temporal visual.

Las siguientes investigaciones han estudiado las respuestas corticales ante la presentación de estímulos *flicker* en diversas frecuencias; para ello, han optado por procedimientos orientados al registro de la actividad eléctrica cortical como la electroencefalografía y la corticografía, teniendo en cuenta la alta resolución temporal ofrecida en estas técnicas. No obstante, merece precisarse que estos estudios se han orientado en la estimulación, analizando los cambios en áreas occipitales como una respuesta ante la presentación de estímulos intermitentes; aclarando que ni los objetivos, ni las metodologías planteadas en estos, abordan el estudio de los *Umbral de Frecuencia Crítica* como una medida que exige el reporte del cambio del estímulo visual.

Rager y Singer (1998), interesados en estudiar las frecuencias oscilatorias del sistema retino – tálamo – cortical, implantaron en gatos anestesiados electrodos en las áreas 17 y 18, además de la formación reticular a nivel mesencefálico, registrando en la corteza la actividad de potenciales de campo local (*local field potencial – LFP*) ante la exposición a estímulos visuales intermitentes (*flicker*) presentados en un rango de frecuencias de 2 Hz – 50 Hz. Estos autores demostraron, que los cambios en la potencia de la banda de frecuencias de la actividad neural en áreas occipitales se encontraban asociados con las frecuencias de presentación del estímulo intermitente, lo cual ha sido denominado como *steady state oscillations* (ver figura 1).

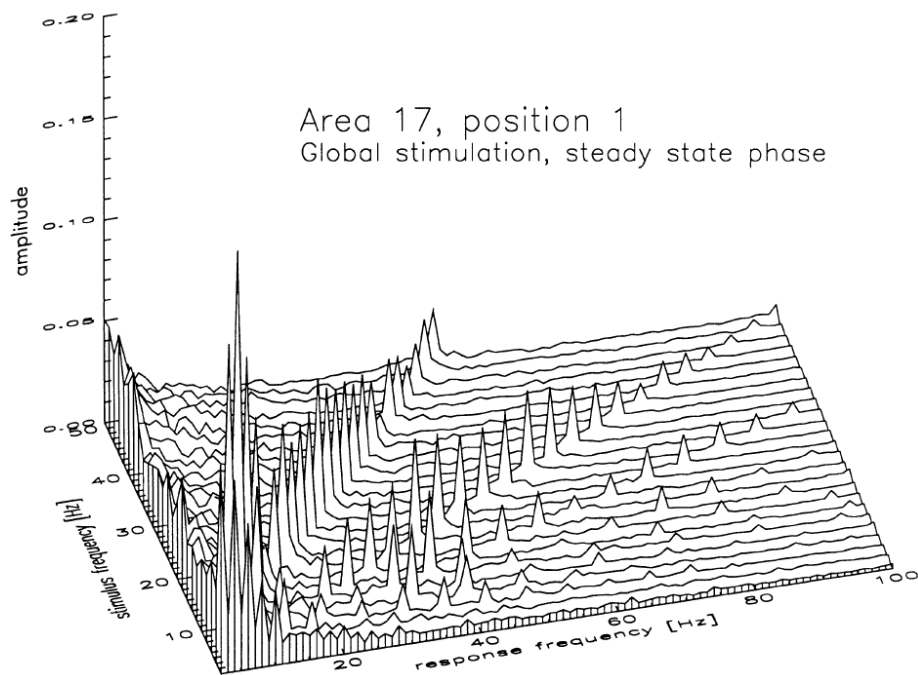


Figura 1. Espectro de potencias de un LFP en el área 17 como respuesta ante estímulos intermitentes de 2 a 50 Hz. Distribución de la potencia (Eje - Z) en las diferentes bandas de frecuencia de la actividad de la actividad neural (Eje - X) en función de las frecuencias de presentación del estímulo intermitente (Eje - Y). Se muestra una relación lineal entre la frecuencia de estimulación intermitente y la respuesta neural en frecuencias fundamentales (primer y segundo armónico). (Fig. 7-A. Tomado de Rager & Singer, 1998).

Adicionalmente, los mismos autores evidenciaron que la actividad de la formación reticular a nivel mesencefálico incrementaba junto con la actividad cortical en la banda de frecuencias beta y gamma cuando se emplearon las estimulaciones intermitentes con frecuencias entre los 30 – 50 Hz; rango de frecuencias de presentación del estímulo, en el que se estima el umbral, como cambio visual de la apariencia intermitente a continua del estímulo, sin embargo, es claro que esto no pudo confirmarse con los sujetos participantes en esta investigación.

Partiendo de los resultados de la anterior investigación; *Herrmann* (2001), analizó en 10 participantes registros EEG de áreas occipitales en personas expuestas a estímulos *flicker* luminosos presentados en frecuencias constantes desde 1 hasta 100 Hz, demostrando que las potencias de las bandas de frecuencias de los registros occipitales presentaban una relación con la frecuencia con la que se presentó el estímulo intermitente.

En la siguiente figura, a nivel superior se presentan cuatro registros EEG (de 0.5 seg.) correspondientes a cuatro estimulaciones con diferentes frecuencias de presentación del estímulo flicker (10 Hz, 20 Hz, 36 Hz, 37 Hz). A nivel inferior se muestran los respectivos espectros de estos registros, observándose en cada uno de ellos un pico en la banda de frecuencias asociado al valor de frecuencia con que fue presentado el estímulo intermitente.

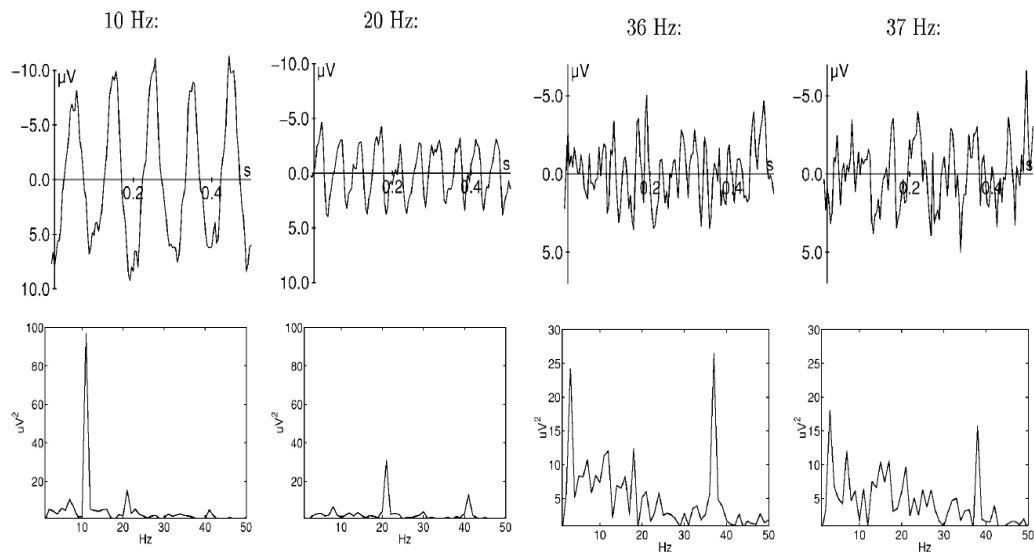


Figura 2. A nivel superior registros EEG de áreas occipitales ante cuatro diferentes frecuencias flicker; en el eje X, tiempo del registro [seg.], en el Y, amplitud [μV]. A nivel inferior espectros de los respectivos registros; en el eje X, frecuencias analizadas [Hz.], en el Y, potencia [μV^2]. (Fig. 2 y 3. Tomadas de Herrmann, 2001).

Este tipo de respuesta visual evocada conocida como *Steady State Visual Evoked Potencial (SSVEP)*, según el autor, es una evidencia de que los disparos de neuronas del cortex visual humano se sincronizan con la frecuencia con que se presenta una luz intermitente (*Herrmann, 2001*).

Basados en los hallazgos del estudio de *Herrmann, Ramos* y colaboradores (2011) analizaron en 4 voluntarios la ocurrencia de los *SSVEP* ante frecuencias de estimulación que incluso sobrepasan la capacidad humana para distinguir la intermitencia del estímulo flicker. Para esto, asumieron que la región de transición de la apariencia del estímulo flicker (*umbral*) se encontraba entre los 45 a 52 Hz, y realizaron registros EEG occipitales ante estímulos flicker presentados en frecuencias por debajo (8, 17, 24, y 41 Hz) y por encima (52, 67, 71 y 85 Hz) de la mencionada región de transición.

En la siguiente figura se observan en líneas negras dos espectros de registros occipitales correspondientes a la estimulación flicker de 17 Hz (*espectro de la izquierda*) y de 71 Hz (*espectro de la derecha*). En cada uno de ellos para los autores se observa un potencial visual evocado (*Visual Evoked Potencial - VEP*), que se identificó como una mayor magnitud en la potencia de la banda de frecuencia asociada con la frecuencia de presentación del estímulo flicker, comparada con potencias de un espectro basal (*línea roja*).

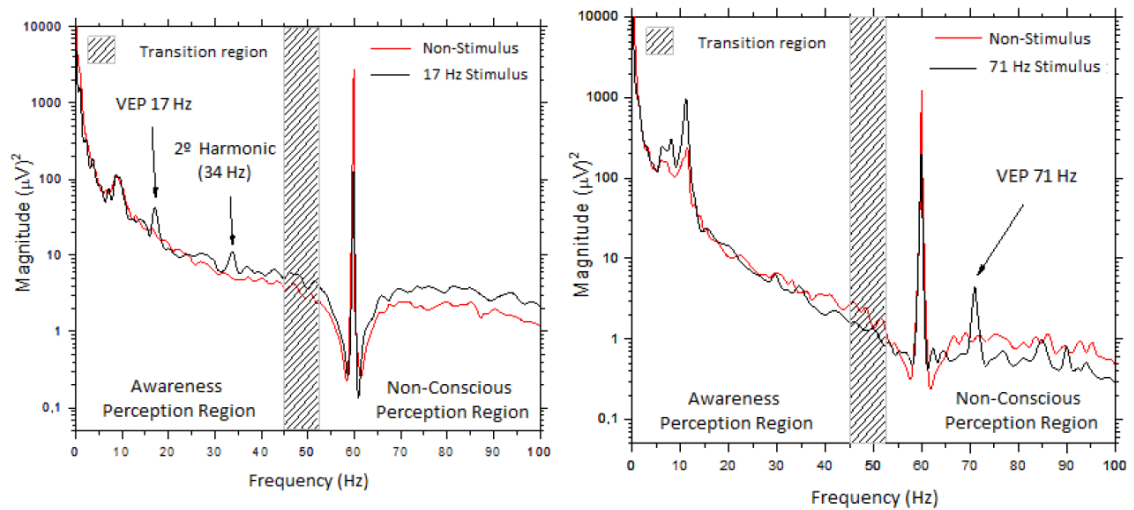


Figura 3. Izq. Espectro de registro EEG occipital ante un estímulo flicker presentado a 17 Hz (línea negra). Der. Espectro de registro EEG occipital ante un estímulo flicker presentado a 71 Hz (línea negra). En rojo, espectros de registros EEG occipitales en condiciones basales. En el eje X, frecuencias analizadas [Hz.], en el Y, potencia [μV^2]. (Fig. 3 y 4. Tomadas de Ramos et al., 2011).

Así, este tipo de resultados se ha convertido en evidencia de la manifestación de respuestas evocadas en el cortex visual, ante estimulaciones flicker *supra – umbral*, es decir, ante estímulos presentados en frecuencias que incluso sobrepasan la capacidad para distinguir la intermitencia; llevando a la discusión de que la actividad del cortex occipital no se encontraría limitada al sistema fisiológico visual.

No obstante, debe señalarse que las investigaciones presentadas, se orientaron en analizar las respuestas EEG en áreas occipitales ante estímulos flicker en frecuencias constantes, sin abordar directamente el análisis de las respuestas EEG asociadas al reporte del cambio en la apariencia del estímulo; por tanto siendo limitadas en el estudio de diferencias en respuestas EEG con la valoración de los *umbrales*. Pues, como se ha mencionado esta tarea involucra dos procesos

de discriminación temporal de estímulos visuales, el reporte del cambio de una apariencia intermitente a continua (*umb. ascendente*) y el reporte del cambio de una apariencia continua a intermitente (*umb. descendente*); sumado con el análisis de respuestas EEG de áreas frontales, las cuales han mostrado cambios en tareas que exigen detección visual.

2.3 Respuestas Electroencefalográficas en Tareas Visuales.

Considerando las limitadas evidencias sobre respuestas EEG en la valoración de los *umbrales de frecuencia crítica*, se exploraron evidencias que ofrecen estudios de las oscilaciones neurales en tareas de atención y percepción visual, detección de estímulos visuales y toma de decisión; procesos que estarían involucrados en la discriminación temporal visual que exigen estos umbrales.

En la identificación de un estímulo visual el proceso perceptual implica la integración de diferentes características del estímulo como: forma, tamaño, color, brillo, contraste figura – fondo, profundidad, etc, la forma en que se combine o se procese dicha información permitirán una representación coherente del objeto; sin embargo, esta representación depende de lo que la persona busca identificar o de lo que le demande detectar una tarea o una situación. Así se ha planteado que, aunque las neuronas en cortex primarios codifican características aisladas del un estímulo, estas también integrarían la información de las múltiples propiedades del estímulo cuando grandes poblaciones neurales oscilan en la banda Gamma, alrededor de los 40 Hz. facilitando la representación coherente del objeto o la formación de un percepto.

El fenómeno *Binding* es uno de los paradigmas con los cuales se han ofrecido evidencias sobre el rol de las oscilaciones gamma en la representación visual de los objetos. Este se basa en la presentación de estímulos visuales como el *triangulo de Kanizsa*, que por sus propiedades de figura y fondo permiten en el observador la formación de una imagen ilusoria y que de acuerdo a la exigencia de la tarea se convierte en una representación coherente o percepto.

A continuación se presenta una parte del estudio realizado por Tallon – Baudry et al., (1997). En este experimento se tomaron registros EEG mientras los evaluados (13 participantes) eran expuestos a dos diferentes condiciones. En la condición 1, participantes ingenuos observaron durante 500 ms. una serie de imágenes entre estas una que contiene una serie de manchas dispuestas que ocultan un dalmata,

desconociendo esto no reportaron este percepto (*unperceived dog*). En la condición 2, participantes previamente entrenados para detectar la figura del dálmata en la imagen, fueron expuestos a la imagen por periodos de 500 ms. reportando la respectiva figura (*perceived dog*).

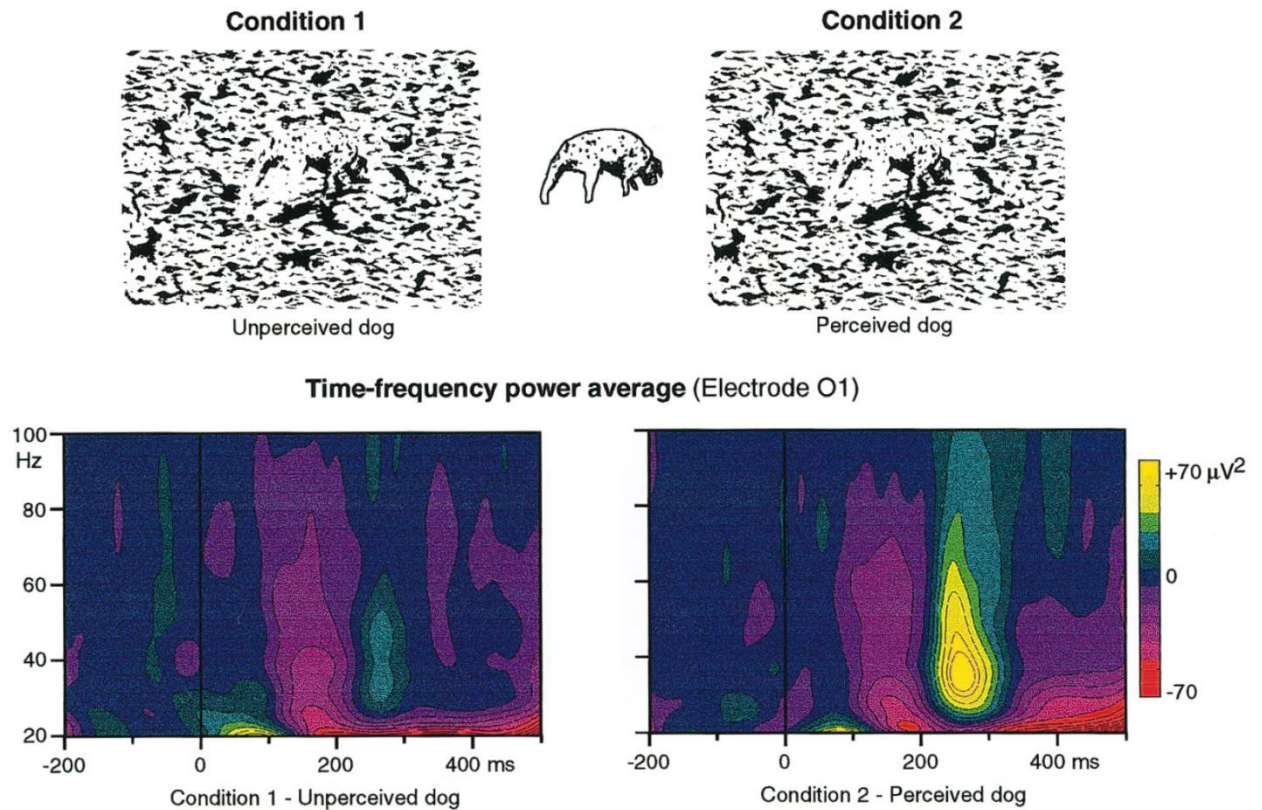


Figura 4. Izq. A nivel superior imagen de la condición 1 (*sin percepción*) y respectivo espectrograma a nivel inferior muestra un ligero aumento en la potencia de la banda gamma (Eje Y, frecuencias entre los 20 – 60 [Hz.]) en los 200 ms después de la presentación de la imagen (0 ms. Eje X, tiempo [ms.]). Der. A nivel superior imagen de la condición 2 (*percepción*) y respectivo espectrograma a nivel inferior muestra un aumento en la potencia de la banda gamma (Eje Y, frecuencias entre los 20 – 60 [Hz.]) en los 200 ms después de la presentación de la imagen (0 ms. Eje X, tiempo [ms.]). (Fig 3. A y B. Tomadas de Tallon – Baudry y Bertrand, 1999).

En la parte inferior se observan los resultados de la promediación de análisis en el dominio tiempo – frecuencia derivados de registros EEG en el sitio O1 en ambas condiciones. En la condición 2 (derecha), se reportó un gran incremento de la potencia alrededor de los 40 Hz aproximadamente entre los 200 a 250 ms. después de presentada la imagen (0 seg.). Para estos autores estas variaciones en gamma que resultaron independientes de la aparición del estímulo, el cual fue igual en ambas condiciones, se constituye en evidencia sobre el rol de estas oscilaciones en la formación del percepto, aspecto involucrado en la segunda condición.

Merece señalarse que en el fenómeno Binding la evidencia de las oscilaciones gamma es conocida como *actividad gamma inducida*, y que se caracteriza por presentar variaciones en las latencias (*jitter*) de estos aumentos en la potencia de gamma, fenómeno que dificulta la detección de esta respuesta al emplear métodos de promediación convencional como con las respuestas EEG evocadas estables en el tiempo, tal como se muestra en apartados de los anexos. Para más detalles sobre este tipo de actividad y sus formas de análisis se sugiere ver: Tallon – Baudry y Bertrand (1999).

No obstante, es claro que estos incrementos en la banda gamma reportados desde áreas visuales primarias derivan de tareas que involucran la formación de un percepto desde estímulos que exigen la integración de información, lo cual se diferencia considerablemente de la tarea de los umbrales que si bien implica la detección y el reporte de un cambio en la aparición de un estímulo luminoso, la fusión o la intermitencia de una luz no se convierte en un estímulo que represente un objeto al que pueda atribuírsele un significado, correspondiendo al concepto de percepto. Lo anterior condujo a continuar la búsqueda de evidencia del rol de la banda gamma en la detección de estímulos visuales, aunque desde otras áreas diferentes a las occipitales.

Un estudio realizado por Basar – Eroglu et al., (1996), registró las respuestas EEG de 11 participantes en el fenómeno de la *percepción multi-estable*. Este consiste en diferentes formas subjetivas de organizar la información de los estímulos obteniendo diversas percepciones del mismo objeto; para esto se emplean figuras que presentan patrones reversibles o ambiguos. De este modo, presentaron a 2 Hz unos puntos de luz que se encendían en diagonal y luego de apagarse eran remplazados por otros dos puntos, siendo percibidos como un aparente movimiento vertical u horizontal (*Stroboscopic Alternative Motion*), como se muestra a la izquierda en la siguiente figura.

Los participantes expuestos por un periodo de 9 min. sin que fuesen informados del carácter multiestable del estímulo (*Naive Observation*), reportaron después de la presentación haber percibido la alternancia de un movimiento vertical a horizontal de las luces o viceversa. Mientras que la condición control consistió en la observación de un punto de fijación visual por un periodo de tiempo equivalente (*Control – EEG*).

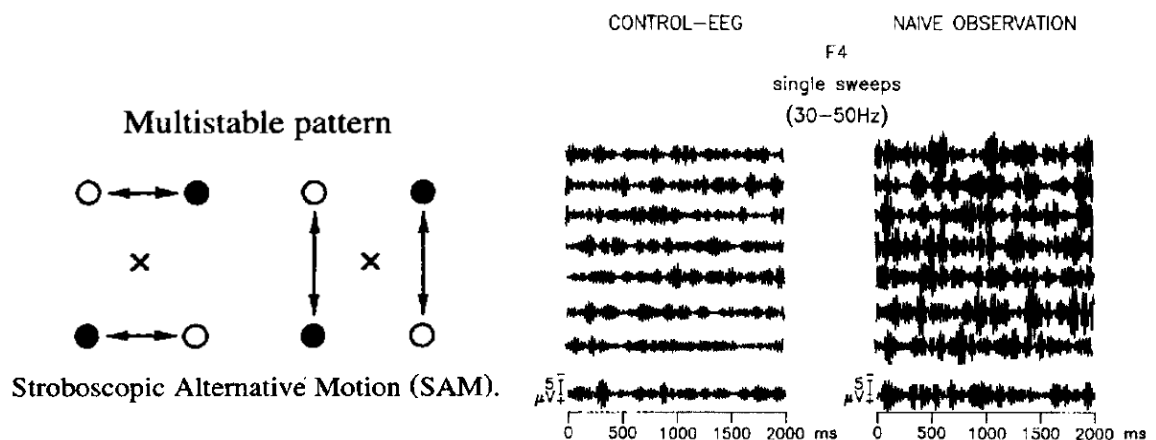


Figura 5. Izq. Estimulo visual reversible basado en un patrón estroboscopico alternativo de movimiento es percibido como un movimiento vertical u horizontal (*Stroboscopic Alternative Motion*). Der. Segmentos EEG de 2 seg (Eje X, tiempo [ms.]) de zona F4 (frontal – derecho) filtrados en la banda gamma (30 – 50 Hz.) en condición control (control - EEG) y en observación del patrón estroboscopico

desconociendo su alternancia (naive observation). (Fig 1 y 3. Tomadas de Basar – Eroglu et al., 1996).

Posteriormente se compararon valores RMS (*Root Mean Square*) que consistieron en el promedio de la raíz de amplitudes gamma elevadas al cuadrado, obtenidas a partir del filtrado de la señal EEG en la banda gamma (30 – 50 Hz), como se muestra a la derecha en la anterior figura. Como se observa a continuación los análisis revelaron una mayor amplitud aportada por la banda gamma en zonas frontales (F3 y F4) y centrales (Cz y C4) con la exposición al estímulo multiestable comparada con la condición control.

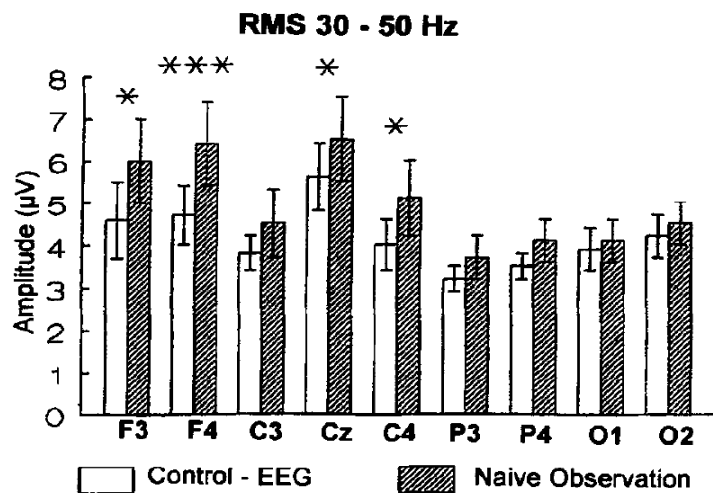


Figura 6. Promedio de valores RMS de la banda gamma (30 – 50 Hz.) y errores estándar de medición en diferentes zonas de registro EEG. Se muestra una mayor potencia aportada en la observación del patrón estroboscópico (*barras oscuras*) comparada con condición control (*barras blancas*) en las zonas F3, F4, Cz y C4 (* $p < 0.05$, *** $p < 0.001$. Análisis de Friedman y prueba post-hoc Wilcoxon-Wilcox). (Fig. 5. Tomada de Basar – Eroglu et al., 1996).

Según los autores una posible interpretación sobre el incremento de las oscilaciones gamma en zonas frontales, se basa en que aunque la información sensorial es procesada en campos receptivos de áreas visuales primarias y de asociación, una tarea perceptual como la identificación de un cambio que requiere la integración de diversa información del estímulo se procesaría en regiones de asociación – multimodal como las áreas frontales.

Aunque, el rol de las oscilaciones gamma en áreas frontales, ha sido asociado con integración de la información en procesos perceptuales, también se ha discutido su relación con procesos de atención selectiva y toma de decisión. Sin embargo, no es el único ritmo relacionado con estos procesos, pues autores reportan en simultáneo al incremento de la banda gamma la disminución de la potencia del ritmo alfa.

Siegel, Engel y Donner (2011), se refieren a la toma de decisión perceptual (*perceptual decisión - making*) como un comportamiento guiado por información derivada de procesos perceptuales. Este proceso se ha abordado desde el estudio de las oscilaciones neurales en áreas primarias, parietales y frontales, con el objeto de hallar evidencia correspondiente a la codificación sensorial, la planeación y la acción motora. Aunque, los hallazgos de estos autores provienen de estudios con magnetoencefalograma (MEG) al igual que los estudios con EEG, sugieren que las oscilaciones neurales (*frecuencia de la actividad neural*) juegan un importante rol funcional en el procesamiento de la información cortical.

Estos autores presentaron una serie de puntos en un patrón aleatorio de movimiento que en el tiempo adquirirían un patrón de dirección coherente, como en la parte izquierda de la siguiente figura. Cuando el participante consideraba que algunos de los puntos presentaban la misma trayectoria reportaban su interpretación perceptual mediante la presión de un botón.

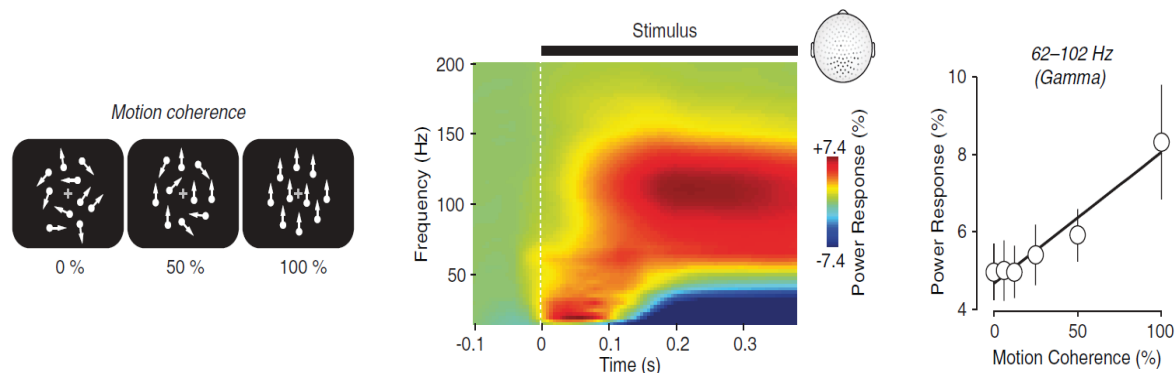


Figura 7. Izq. Patrón de puntos en movimiento y porcentaje de coherencia en la trayectoria. Centro. Representación tiempo – frecuencia de la respuesta MEG en áreas visuales, muestra un aumento de la potencia de la banda gamma (Eje Y, frecuencias entre los 50 – 150 [Hz.]) relacionadas con un aumento de la coherencia del movimiento de los puntos a lo largo de tiempo (Eje X, tiempo [seg.]). Der. Esquema de una relación lineal entre el aumento del porcentaje de coherencia del movimiento de puntos (Eje X) y porcentaje de potencia a portado por la banda gamma (62 – 102 Hz) en áreas visuales (Eje Y). (Fig. 2. A, B, C. Tomadas de Siegel, Engel y Donner; 2011).

Como se observa en la parte media de la figura anterior, resultados de la promediación de los análisis en el dominio tiempo – frecuencia muestran que aproximadamente desde los 200 ms después de presentado el patrón de puntos en movimiento (0 seg.) incrementaba el porcentaje de potencia de una banda de frecuencias entre los 50 a los 150 Hz (gamma), junto con una disminución de la potencia aportada por las bandas alfa y beta en áreas visuales. A la derecha de esta figura, un esquema muestra la relación entre la coherencia del patrón de movimiento de los puntos y el aumento del porcentaje de potencia aportado por la banda gamma en áreas visuales. Para estos autores, esta actividad de la banda gamma en el cortex visual es evidencia que representa la codificación sensorial previa a la toma de decisión perceptual.

Posteriormente, estos mismos autores realizaron otro experimento que consistió en presentar durante un periodo de 2 segundos diversos patrones de movimiento, algunos de ellos aleatorios, sin ningún porcentaje en la coherencia en el movimiento de los puntos (0%), y algunos otros con diferentes porcentajes de coherencia, ante estos últimos el sujeto debía presionar un botón, convirtiéndose en una prueba que exigía la detección de coherencia en el movimiento discriminando si el patrón era aleatorio (ruido) o no.

Los resultados de los análisis en el dominio tiempo – frecuencia muestran que durante el periodo de los 2 segundos de observación de los patrones de movimiento coherente (*stimulus*), aproximadamente entre los 1 seg. a los 2 seg. ocurre una gran disminución del porcentaje de potencia aportado por las bandas alfa y beta (alrededor de los 10 – 35 Hz) en áreas frontales (*cortex motor y pre-motor*), sin que necesariamente aumente la potencia de la banda gamma, como se observa en la parte izquierda de la siguiente figura. Los autores sugieren que esta supresión de actividad neural de bajas frecuencias en áreas frontales que antecede el aumento de la potencia de la banda gamma corresponde a un mecanismo que refleja la selección de información previa a la toma de decisión.

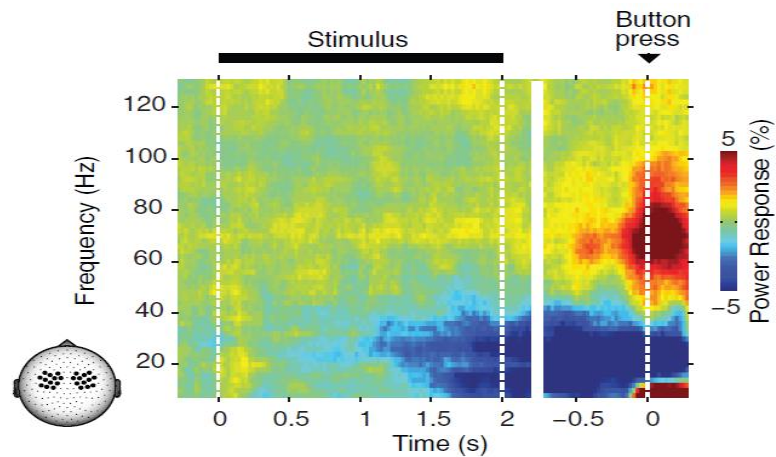


Figura 8. Izq. Representación tiempo – frecuencia de la respuesta MEG en áreas motora y premotora, muestra una disminución de la potencia de la banda beta y gamma (Eje Y, frecuencias entre los 10 – 40 [Hz.]) aproximadamente entre los 1 a 2 segundos de la detección de movimiento coherente de los puntos (Eje X, tiempo [seg.]). Der. Aumento de la potencia de la banda gamma en áreas motora y premotora (Eje Y, frecuencias entre los 50 – 80 [Hz.]) alrededor del reporte de detección de movimiento coherente (*Press Button*) a los 0 segundos (Eje X, tiempo [seg.]). (Fig. 3 A. Tomada de Siegel, Engel y Donner; 2011).

Este mismo análisis reveló que en la toma de decisión que consistió en el reporte de coherencia de los patrones de movimiento mediante la presión de un botón (*Button Press* – 0 seg.), se manifestó un gran aumento del porcentaje de potencia de la banda gamma (50 – 80 Hz) desde los 0.5 seg previos a la acción motora, siendo acompañados por una disminución de la potencia aportada por las bandas beta y alfa, como se muestra en la parte derecha de la anterior figura.

De este modo se sugiere que la banda gamma estaría involucrada tanto en la codificación de propiedades de los estímulos, considerando el aumento de la potencia de esta banda en áreas visuales primarias; a su vez el aumento de las oscilaciones gamma en áreas frontales sería un indicador de la toma de decisión

que precede la acción motora. Mientras que la disminución de actividad de baja frecuencia como la banda alfa en áreas frontales, podría asociarse a procesos de atención selectiva que anteceden la decisión.

Respecto a lo anterior, merece tenerse en cuenta que se ha reportado ampliamente que la actividad alfa predomina en los registros EEG de regiones posteriores en individuos normales durante condiciones de descanso con los ojos cerrados y que resulta atenuada con la estimulación visual o con solo la apertura ocular; tal y como se muestra a continuación en un estudio que comparó los cambios de la potencia del ritmo alfa en condiciones de cierre – apertura – cierre ocular (*izquierda*); y apertura – cierre – apertura (*derecha*).

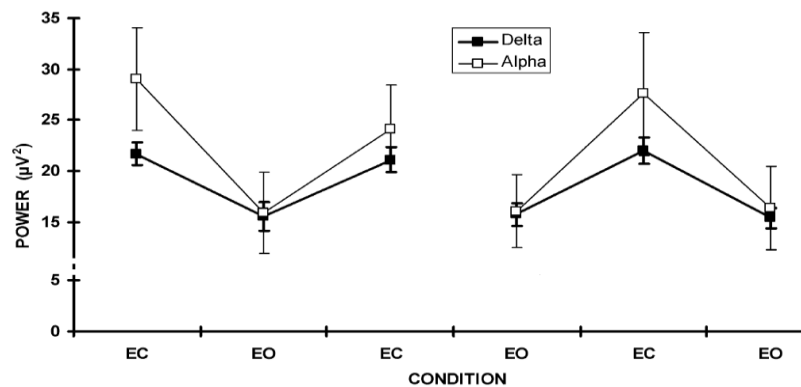


Figura 9. Izq. Promedio y desviación estándar de potencias absolutas aportadas por los ritmos delta y alfa (Eje Y, Potencia [μV^2]) en la condición de cierre (EC), apertura (EO) y cierre ocular (EC) (Eje X, Condiciones). Der. Potencias absolutas aportadas por los mismos ritmos en la condición de apertura (EO), cierre (EC) y apertura ocular (EO) (Eje X, Condiciones). (Fig. 2. Tomada de Barry et al., 2007).

El asunto al presentar esta evidencia consiste en cuestionar si la disminución de la potencia del ritmo alfa que refleja un incremento en el funcionamiento del sistema visual debido a la foto-estimulación, puede convertirse en un indicador que permita

diferenciar las respuestas EEG derivadas del desarrollo de los umbrales (exigiendo la discriminación temporal visual) de las respuestas derivadas de la estimulación con frecuencias constantes. Puesto que ambas condiciones involucran la exposición a estímulos luminosos.

Pese a que en las dos condiciones (*umbrales y estimulación*) pudiese presentarse una disminución de la potencia del ritmo alfa como efecto de la foto – estimulación. Barry et al., (2007), plantean la posibilidad de diferenciar el nivel de “activación” que exigen diferentes tareas o condiciones a partir del cambio en medidas fisiológicas asociadas al proceso de alertamiento, teniendo en cuenta un momento de línea base (*arousal level*) respecto a un momento de desarrollo de la tarea; como se muestra en la siguiente figura. De hecho, los mismos autores plantean la disminución de la potencia aportada por el ritmo alfa como un indicador fisiológico de activación (Barry et al., 2007).

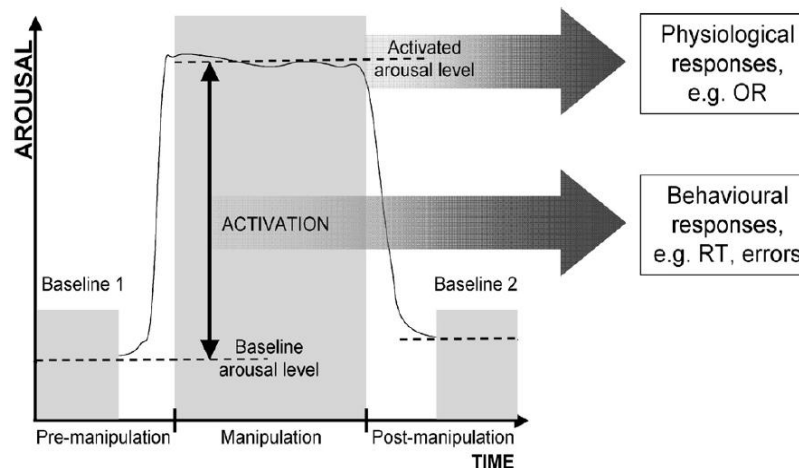


Figura 10. Esquema que representa los cambios en la magnitud de una medida fisiológica (Eje Y, Arousal) durante diferentes momentos correspondientes al desarrollo de una tarea: *pre*, *manipulación* y *post* (Eje X, Momentos en el tiempo). El cambio de la medida fisiológica de un momento basal (*pre*) al momento de ejecución de la tarea (*manipulación*) es considerado como indicador de activación (Fig. 1. Tomada de Barry et al., 2007).

No obstante, aunque la anterior propuesta de procesamiento plantee una posibilidad de diferenciar las respuestas EEG derivadas del desarrollo de tareas que exigen la discriminación temporal visual (*umbrales*), de las respuestas ante la exposición a un estímulo luminoso (*estimulación*), se mantiene el cuestionamiento de si las posibles diferencias se hallarán tanto en registros occipitales como frontales.

Finalmente, los diferentes autores dedicados al estudio de tareas visuales desde registros EEG, advierten que el estudio de los diferentes ritmos desde diversas áreas en el desarrollo de estas tareas, representa todo un desafío, pues guarda el objetivo de determinar la actividad neural específica de determinadas zonas corticales en un tiempo preciso, relacionándola con procesos de *atención, codificación, selección de información, y decisión perceptual*, como etapas involucradas en la ejecución de la tarea visual.

3. MÉTODO

3.1 *Diseño.*

Teniendo en cuenta el problema de investigación planteado: *¿Existen diferencias en la respuesta electroencefalográfica en áreas de proyección occipital y frontal durante una tarea de discriminación temporal de estímulos visuales y una estimulación visual con frecuencias constantes?*

Se propuso para su resolución un diseño *experimental*, que además de considerarse *experimental* por el control de variables que pudiesen influir en los registro EEG y en los valores de los umbrales, en este diseño cada participante fue su propio control; puesto que cada uno de ellos ejecutó las tareas de discriminación temporal visual, siendo estas consideradas las *condiciones experimentales* y las *condiciones control*.

Respecto a lo anterior, se planteó el análisis de las respuestas EEG derivadas de la valoración de los *umbrales* tanto *ascendentes* como *descendentes*, y posteriormente se llevó a cabo su comparación con respuestas EEG derivadas de dos *condiciones control* que exigieron a los participantes desarrollar de forma independiente dos acciones involucradas en el desarrollo de los umbrales, estas tareas consistieron en:

La acción motora de la *presión de un interruptor* empleado para el reporte del umbral, estando al interior de la cámara oscura, en ausencia del estímulo luminoso y siendo aún ingenuo a la tarea visual. Y la *observación de una luz presentada en la frecuencia umbral* del participante, en el límite de discriminación de su intermitencia o su fusión, siendo expuestos a este tratamiento posterior a la evaluación de los umbrales sin exigirles el reporte del cambio en la apariencia del estímulo.

3.2 Muestra.

Conformada por diecisiete voluntarios de género masculino, diez de ellos pertenecientes a programas académicos de la facultad de salud de la *Universidad Industrial de Santander* (UIS) y los siete restantes al programa de psicología de la *Universidad Pontificia Bolivariana* (UPB). El *promedio de edad* de la muestra fue: 20.82 años, con una *desviación estándar* de 2.01. Todos accedieron a participar voluntariamente en una sesión experimental individual, realizada en una sala de registros psicofisiológicos del laboratorio de Neurociencias – UIS.

Una vez diligenciado el consentimiento informado, los participantes fueron seleccionados por conveniencia teniendo en cuenta como *criterios de exclusión* el reporte de dificultades visuales no corregidas, antecedentes de patologías neurológicas (TCE, ACV, lesiones tumorales, etc.), enfermedades psiquiátricas, reporte de problemas médicos significativos cardiacos, respiratorios o metabólicos que se reflejen en alteración de los registros. Dependencia de agentes tóxicos, uso de medicamentos, psicofármacos y/o consumo de cigarrillo, alcohol, té, bebidas cafeinadas o energizantes seis horas previas a la sesión de evaluación (Ito et al., 2007).

Se consideraron las horas de sueño anteriores a la sesión de evaluación. El reporte de un periodo menor a 6 horas de sueño, condujo al aplazamiento de la sesión de evaluación (Curran & Wattis, 1998; Ito et al., 2007).

3.3 Consideraciones Éticas.

El estudio se desarrolló con la aprobación del Comité de Ética de la UIS. De acuerdo con la resolución 8430 del Ministerio de Protección Social, todos los voluntarios fueron notificados adecuadamente sobre: el objeto de investigación, el riesgo mínimo del estudio, los procedimientos, y los derechos como participante.

La sesión inició únicamente después del diligenciamiento del consentimiento informado (*ver anexo 9.8*).

3.4 Instrumentos.

Ficha de Ingreso: Mediante este formato se evaluaron criterios de exclusión. Además, a través de este instrumento el participante reportó información correspondiente a datos demográficos y horas de sueño previas a la sesión (*ver anexo 9.9*).

Sistema de registro electroencefalográfico (PowerLab ML 880 – 16/30 ADInstruments®): Mediante dispositivos de electrodos de superficie operados desde el equipo de registro PowerLab se obtuvo el registro bipolar de dos derivaciones correspondientes a los sitios F3 – F4 para el registro de áreas frontales y O1 – O2 para el registro de áreas visuales. El empleo de electrodos de superficie siguió la disposición del sistema internacional 10 – 20, tomando como referencia un electrodo que se ubicó en el lóbulo de la oreja.

Para el registro de la señal EEG se utilizó un ancho de banda 0.3 – 500 Hz, una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y se usó un filtro rechaza banda de 60 Hz, con el objeto de eliminar el ruido de línea. Las señales registradas fueron almacenadas en un computador escritorio con un procesador de 2.0 GHz. mediante el programa de digitalización de señales LabChart (ADInstruments®), el cual permitió el establecimiento de marcas precisas en los registros a lo largo de los diferentes momentos que constituyeron la sesión. Estos periodos fueron:

- *Basal.*
- *Cierre – apertura ocular.*
- *Presión del interruptor.*
- *Evaluación de los umbrales.*

- *Estimulación con frecuencias flicker constantes.*

Adicionalmente se empleó el módulo de registro de movimientos oculares horizontales (EOG), empleando un pasa-banda entre los 0.3 a los 200 Hz. Este registro se realizó con el objetivo de identificar y eliminar posibles artefactos en la señal EEG correspondientes al movimiento ocular en el procesamiento de la señal, siendo este artefacto una de las fuentes biológicas no cortical que interfiere en gran medida con el registro EEG, particularmente en zonas frontales por su proximidad (Romero, Mañanas & Barbanoj, 2011).

Se utilizó un interruptor con el que el evaluador puso en el registro marcas correspondientes a los diferentes momentos de la sesión. Junto con un sensor de presión que conectado al botón del dispositivo del *flicker fusión*, que generó una marca en los registros en el momento en que el voluntario reportó los umbrales.

Flicker Fusion (Modelo 12021-Lafayette Instrument Company®): Este dispositivo se usó para la evaluación de umbrales de frecuencia crítica de fusión y a su vez para la presentación del estímulo luminoso en frecuencias constantes. Presentó dos lámparas electroluminiscentes blancas al interior de una cámara oscura que minimiza la reflexión de la luz, garantizando una distancia constante de 38 cm entre el estímulo y el evaluado. Dispuso de una máscara que minimiza la interferencia de iluminación ambiental, y de un botón operado por el evaluado que permite el reporte del umbral. El instrumento genera frecuencias de 1 Hz a 100 Hz, e incluyó una unidad que permitió ajustar el aumento o disminución progresiva de la frecuencia a 1 Hz, en ambos modos de implementación (*ascendente* y *descendente*).

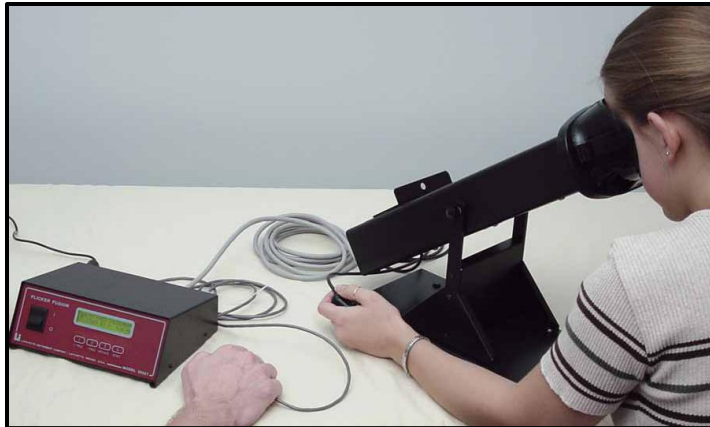


Figura 11. Dispositivo *Flicker Fusion*, modelo 12021. *Lafayette Instrument Company*®

3.5 Procedimiento.

El procedimiento que se describe a continuación se llevó a cabo en una sala de registro con condiciones adecuadas, en el laboratorio de Neurociencias de la Universidad Industrial de Santander; y consistió en la realización de una sesión de evaluación por cada participante.

Un primer momento de la sesión fue destinado a suministrar a los voluntarios la información general correspondiente al estudio; firmado el *consentimiento informado* se procedió al diligenciamiento del formato de la *ficha de ingreso* con la finalidad de establecer la presencia o ausencia de los criterios de exclusión contemplados en la investigación.

Posteriormente se dispusieron en el participante los sensores requeridos para los registros del EEG, el EOG, y los sensores para generar marcas en los registros. El participante tomó asiento en una silla con espaldar y descansa brazos, y se continuó con un periodo de aproximadamente 5 minutos, en los cuales se realizó una configuración de los registros desde el software empleado para el registro EEG. A continuación se describen los diferentes momentos de la sesión y los

segmentos de los registros seleccionados para la realización de los diferentes tipos de análisis:

Periodo Basal: El registro inició con tres minutos de periodo basal en los cuales el sujeto mantuvo su mirada en un punto de fijación dispuesto en el centro del visor de la cámara flicker a la altura del rostro y aproximadamente a 40 cm de los ojos. Durante este momento se realizaron dos periodos de 10 segundos de la apertura y cierre ocular. Con el fin de evidenciar el bloqueo alfa y tener evidencia de calidad del registro EEG.

Periodos de Presión del Interruptor: Posteriormente el evaluador aproximó la cámara del flicker fusión al rostro del participante. Una vez expuesto al interior de baja luminosidad de la cámara flicker se tomó como línea base un periodo de 40 segundos. Explicando al participante que este momento tenía como propósito familiarizarlo con los dispositivos de la sesión. Posteriormente se le ofreció la instrucción: “cuando usted desee presione el interruptor”. Ante la instrucción y la respectiva presión del dispositivo se generaron marcas en los registros como se muestra en la siguiente grafica. Esta tarea se llevo a cabo en tres ocasiones.

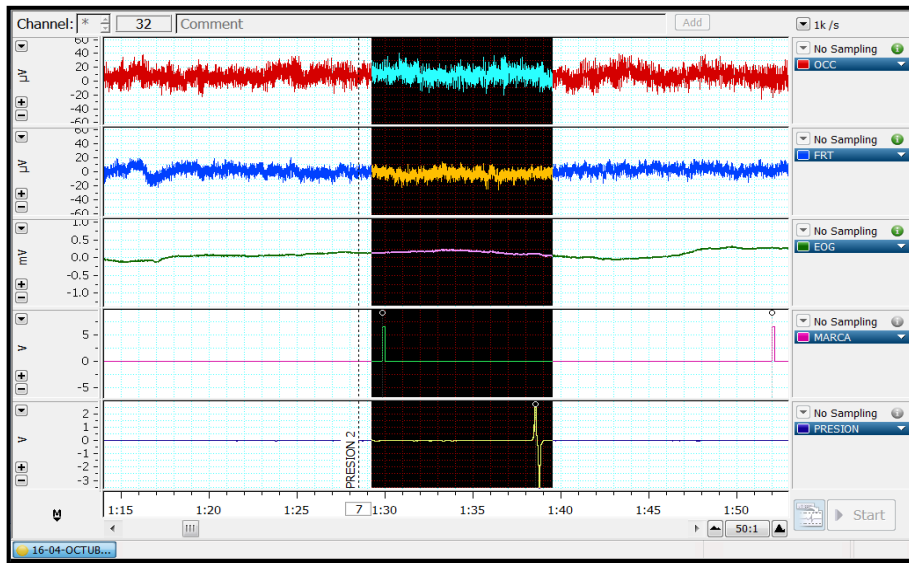


Figura 12. Registro obtenido desde el programa *LabChart* muestra la disposición de marcas precisas en el desarrollo de la tarea control de la *presión de interruptor*. *Canal 1*: registro occipital (rojo). *Canal 2*: registro frontal (azul). *Canal 3*: registro EOG (verde). *Canal 4*: Marca dispuesta por el evaluador al ofrecer la instrucción (magenta). *Canal 5*: Marca generada por el participante al presionar el interruptor (azul).

El objeto de esta ejecución consistió en analizar si esta acción involucrada en el reporte de los umbrales, pero en este caso aislada produce una respuesta EEG asociada a la acción motora que pudiera ser semejante a la obtenida durante la prueba de los umbrales (Basar – Eroglu et al., 1996), es decir, este segmento de registro se constituyó en uno de los controles frente a potenciales asociados a la acción motora de oprimir el interruptor.

Evaluación de los Umbrales: Cada ensayo del desarrollo de esta tarea inició con un periodo *pre-evaluación* de aproximadamente 30 segundos en los cuales el sujeto se expuso al interior de baja luminosidad de la cámara *flicker*, disponiéndose de una marca al iniciar la prueba. La *evaluación* de los *umbrales*

ascendentes consistió en el reporte del punto de transición (*umbral*) entre una apariencia intermitente a una apariencia continua que ocurre ante el aumento de la frecuencia de presentación del estímulo; mientras que la medición de los *umbrales descendentes* se basó en el reporte del cambio de una apariencia continua a una apariencia intermitente del estímulo luminoso debido a una disminución de su frecuencia. Como variable cada uno de estos umbrales se expresó en hertz pues la variación de su apariencia se debió al cambio de frecuencia de presentación el estímulo.

Para la obtención de los umbrales *ascendentes* y *descendentes* se implementó el método de límites, realizándose de forma intercaladas 5 mediciones aumentando y 5 mediciones disminuyendo de forma progresiva la frecuencia del estímulo en 1Hz/segundo. En cada ensayo se modificó la frecuencia inicial con el objeto de evitar el error de anticipación (10 – 14 Hz U. Ascendente y 64 – 60 Hz. U. Descendente), el orden de estas frecuencias fue aleatorizado; en todos los casos el estímulo fue presentado en fijación foveal binocular (Curran & Wattis, 1998; Curran et al., 2004).

El participante reportó los umbrales presionando un interruptor de respuesta del instrumento *flicker fusión*, al cual se le adaptó un sensor piezoeléctrico, obteniéndose así el establecimiento de una marca precisa en el registro EEG asociada al umbral. Inmediato al reporte, se continuó con un periodo *post-evaluación* de aproximadamente 10 segundos en el interior de baja luminosidad de la cámara *flicker*.

En la siguiente gráfica se muestra el establecimiento de marcas precisas que permiten identificar el período *pre – evaluación*, valoración y respectivo *reporte del umbral* y período *post – evaluación*.

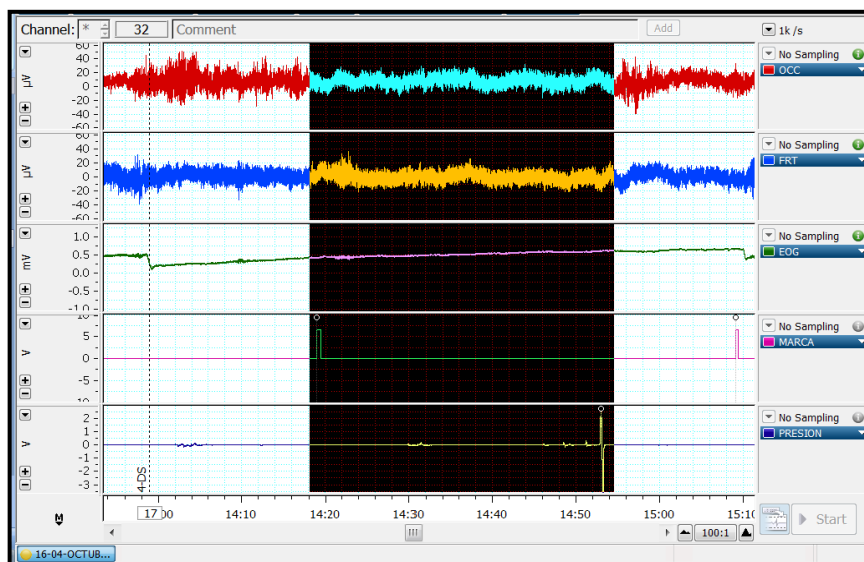


Figura 13. Registro obtenido desde el programa *LabChart* muestra la disposición de marcas precisas en la valoración de un *umbral descendente*. *Canal 1*: registro occipital (rojo). *Canal 2*: registro frontal (azul). *Canal 3*: registro EOG (verde). *Canal 4*: Marca dispuesta por el evaluador al iniciar la presentación de estímulo flicker (magenta). *Canal 5*: Marca generada por el participante con el reporte del umbral (azul). La franja oscura comprende el periodo de ejecución de la tarea.

Observación del estímulo en una frecuencia constante: Concluida la evaluación de los umbrales, los valores de estas medidas fueron promediados en cada evaluado, obteniéndose una *frecuencia umbral*. Posteriormente los participantes fueron expuestos en cinco ocasiones durante períodos de 20 segundos a la presentación del estímulo luminoso en esta frecuencia constante. Para esta tarea se ofreció la siguiente instrucción: “*A continuación observará una luz por un período de tiempo*”.

Al igual que en la evaluación de los umbrales en cada ensayo se realizaron momentos *pre-observación* y *post-observación*, en los cuales el evaluado se mantuvo en el ambiente de baja iluminación de la cámara del flicker. El evaluador

controló la presentación de la luz en la frecuencia constante disponiendo de una marca precisa en el registro EEG, al iniciar y finalizar la presentación del estímulo.

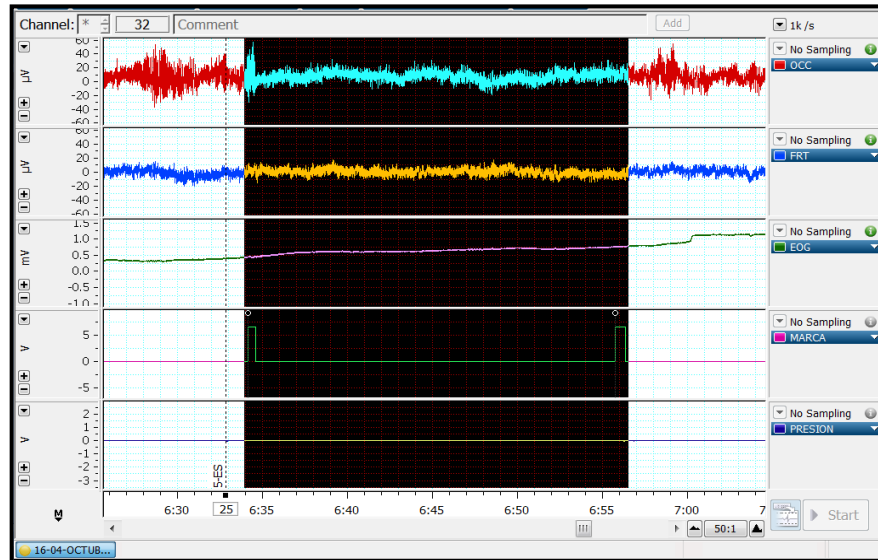


Figura 14. Registro obtenido desde el programa *LabChart* muestra la disposición de marcas precisas en la *observación del estímulo en frecuencias constantes*. *Canal 1*: registro occipital (rojo). *Canal 2*: registro frontal (azul). *Canal 3*: registro EOG (verde). *Canal 4*: Marca dispuesta por el evaluador al iniciar y finalizar la presentación de estímulo flicker (magenta). La franja oscura comprende el periodo de ejecución de la tarea.

El objeto de esta ejecución consistió en analizar si la presentación y respectiva observación del estímulo luminoso en la *frecuencia umbral* (en el límite de discriminación de su intermitencia o su fusión), sin solicitar al evaluado reportar el cambio o transición en la apariencia del estímulo, genera respuestas EEG en áreas frontales y occipitales similares a las esperadas en el reporte de los umbrales.

Posteriormente se dio por concluida la sesión. Su duración fue aproximadamente de 60 minutos y su realización entre las 8 – 10 a.m. con el fin de homogenizar el horario asociado a los ciclos circadianos y sus efectos sobre la actividad cerebral (Vila & Guerra, 2009), y siendo este el momento del día asociado con la manifestación de un mayor umbral en la tarea flicker y una menor influencia de la fatiga en su valoración (Kraemer et al., 2007). A continuación se ofrece un esquema que representa el orden de las tareas realizadas en la sesión experimental con sus respectivos ensayos.

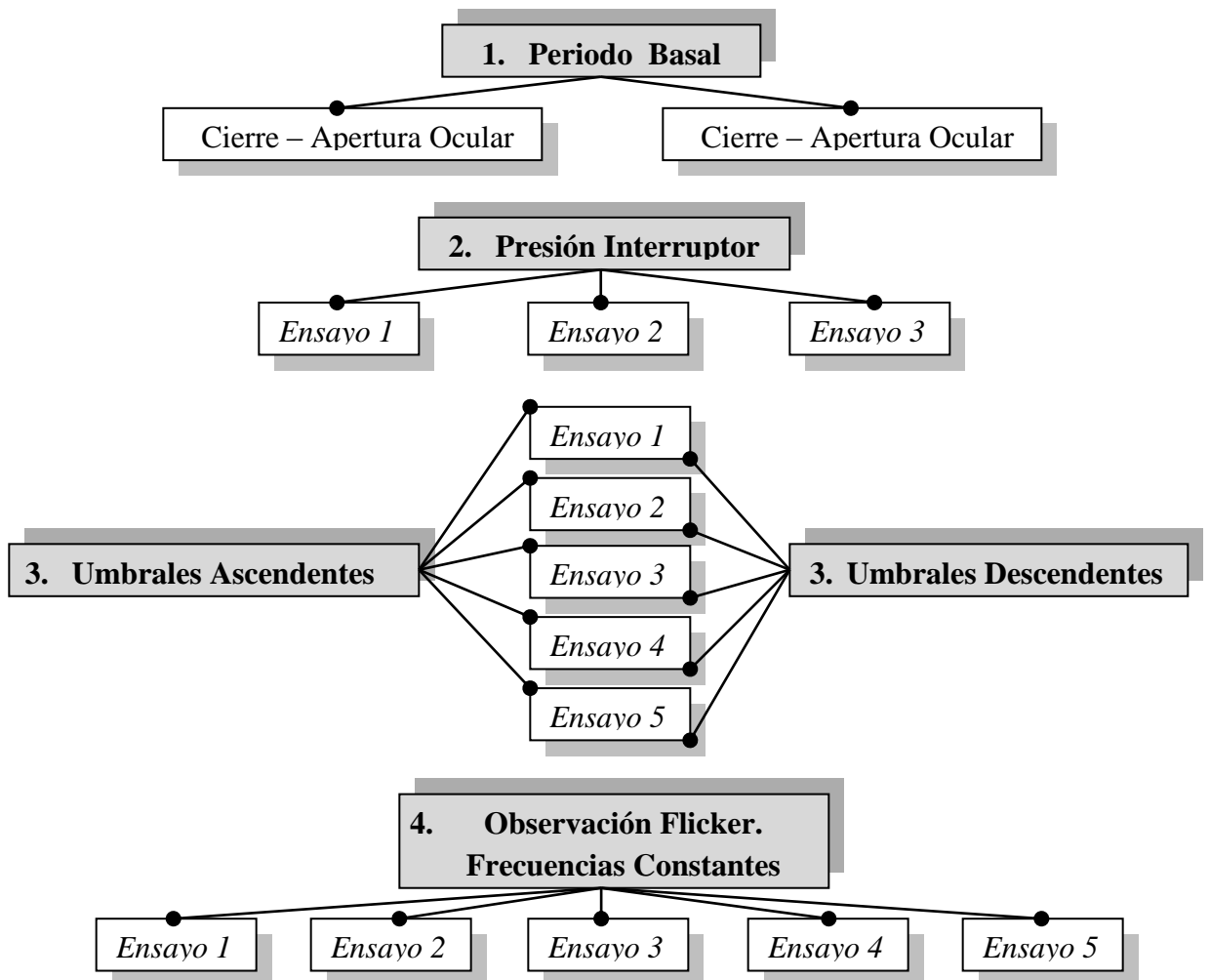


Figura 15. Orden de las tareas que constituyeron la sesión experimental y respectivo número de ensayos realizados al interior de las diferentes tareas.

3.6 Herramientas Utilizadas en el Procesamiento de la Señal Electroencefalográfica.

Obtenidos los registros EEG occipitales y frontales correspondientes a los diferentes momentos de la sesión como se mostró en el procedimiento, primero se llevaron a cabo procesamientos de la señal EEG con el objeto de analizar la confiabilidad del registro y posteriormente se realizaron procesamientos orientados a resolver los objetivos del estudio, comparando las respuestas EEG entre las condiciones experimentales y las condiciones control. A continuación se mencionan las diferentes herramientas empleadas en estas etapas del procesamiento.

En los *análisis preliminares de la señal EEG*:

- Para calcular los componentes de frecuencias de la señal EOG mediante un análisis espectral (*ver anexo 9.2 y 9.6*), se empleo la función *pwelch* del programa Matlab. Posteriormente para la remoción de componentes frecuenciales de la señal EOG de los registros EEG, se empleó un filtro pasa-alta mediante la función *eegfilt* de la toolbox EEGLAB (Delorme & Makeig, 2004).
- Para el *análisis de confiabilidad de los registros EEG mediante análisis en el dominio de la frecuencia*, se llevaron a cabo mediante la función la función *pwelch* del programa Matlab análisis espectrales (*ver anexo 9.2*) de los registros en momentos *previos* a la ejecución, *durante* la ejecución y *posteriores* a la ejecución de las diferentes condiciones experimentales

En los *análisis de los valores porcentuales aportados por ritmos EEG en el periodo de ejecución de las tareas*:

- Para detectar en los registros EEG de las diferentes tareas, cambios de la potencia en el tiempo de las bandas de frecuencia que componen los ritmos

EEG, se llevó a cabo un análisis en el dominio tiempo – frecuencia (*ver anexo 9.3*), mediante la función *spectrogram* del programa Matlab.

- Obtenidos los valores de latencias de amplitudes de ritmos EEG, y valores de magnitudes de potencia de los ritmos, considerados respuestas EEG en las diferentes condiciones experimentales, la realización de los diferentes test estadísticos que se mencionan en los próximos apartados (*pruebas t, análisis de varianza, correlación de Sperman, regresión líneal simple*) se ejecutaron desde el complemento *Mega Stat* del programa Excel, y desde el programa *Sigma Stat*.

Pese a esta descripción en los en cada uno de los próximos apartado se precisa la configuración de las funciones utilizada para el procesamiento de la señal EEG con el programa Matlab, se especifica la obtención de los valores que representan las respuestas EEG, y se justifican el empleo de los diferentes análisis estadísticos de acuerdo a objetivos del estudio.

3.7 Descripción de los Análisis Realizados.

Antes de llevar a cabo análisis orientados al cumplimiento de los objetivos propuestos en el presente estudio, se realizaron análisis preliminares de la señal electroencefalográfica, orientados a *eliminar posibles artefactos de la actividad ocular de la señal EEG*, y además a *analizar la confiabilidad de de los registros EEG mediante análisis en el dominio de la frecuencia*.

Posteriormente se describieron los valores de los umbrales ascendentes y de los umbrales descendentes contrastándolos con resultados reportados desde la literatura.

Finalmente, se ejecutaron los diferentes *análisis comparativos de respuestas EEG entre las tareas experimentales y las condiciones control*, orientados directamente

a resolver los objetivos del presente estudio. Estos análisis básicamente consistieron en:

Análisis de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales, orientado a estudiar si las latencias de valores mínimos del ritmo alfa y latencias de los valores máximos de los ritmos beta y gamma podían constituirse en respuestas EEG indicadoras de procesos de activación, percepción y toma de decisión involucrados en la discriminación temporal visual de los umbrales.

Análisis de variaciones de los valores porcentuales aportados por los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales orientado a comparar variables de magnitudes de las potencias aportadas por los ritmos EEG, derivadas del reporte de umbrales *ascendentes* y *descendentes* con valores de estas variables derivadas de las *condiciones control*.

No obstante, para realizar estos últimos análisis comparativos entre tareas experimentales y tareas control, se requirió un procesamiento de la señal que permitió el cálculo variaciones de la potencias de los ritmos EEG y adicionalmente la obtención de variables que representaron las respuestas EEG; proceso que se describe a continuación.

3.8 Variaciones de los valores porcentuales aportados por ritmos EEG en la ejecución de las tareas.

Este análisis se orientó al cumplimiento del objetivo de *comparar respuestas EEG* derivadas de la ejecución de los umbrales como tareas experimentales, y de dos condiciones control que consistieron en la exposición a frecuencias flicker constantes y la acción motora de presionar un interruptor. No obstante, merece mencionarse que esto exigió la realización de un proceso por etapas que se describen a continuación:

- Se determinó que *segmentos de los registros EEG* de las diferentes tareas fueron sometidos a análisis.
- Se seleccionó un *método de análisis en el dominio tiempo - frecuencia* y se empleó sobre los segmentos de registro.
- Los datos derivados de dicho análisis se convirtieron en *variables que representan respuestas EEG* correspondientes a los ritmos en el desarrollo de las tareas.
- Se emplearon test estadísticos comparando al interior de las *respuestas EEG* (variables) valores de los diferentes ensayos, justificando la *promediación de varias medidas derivadas de los ensayos en cada participante*.
- Finalmente se emplearon test estadísticos realizando *comparaciones entre las tareas experimentales y las condiciones control* con las variables que representaron las *respuestas EEG* correspondientes a los ritmos.

3.9 Segmentos de los registros EEG de las diferentes tareas sometidos a análisis.

Los segmentos de registros EEG occipitales y frontales seleccionados comprendieron periodos de registro en la ejecución de las diferentes tareas y periodos posteriores a dicha ejecución. Se empleó un momento de referencia en la escala de tiempo de estos segmentos de registro EEG, dicho momento correspondió a la acción con que finalizaba cada tarea y se estableció como el momento 0 (cero). En cada uno de estos segmentos de registro se realizó la respectiva remoción de artefactos de la actividad ocular y tratamiento de la señal EEG como se describió en anteriores apartados.

A continuación se ofrece una tabla que precisa los periodos de los registros EEG que fueron sometidos al análisis en el dominio tiempo – frecuencia en las diferentes tareas.

	Prueba	Post
Evaluación Umbrales (Ascendentes y Descendentes)	Periodo 15 seg. <i>antes</i> del reporte de los umbrales (-15 seg.). Hasta la acción motora de <i>reporte del umbral</i> (0 seg). Estímulos luminosos presentados en frecuencias ascendentes o descendentes	3 seg <i>posteriores</i> al reporte de los <i>umbrales</i> (0 seg.), en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .
Evaluación del Efecto de la Presión del Interruptor (Acción Motora)	Periodo 15 seg. antes de la acción motora (-15 seg.). Hasta la <i>presión</i> del interruptor (0 seg). En la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .	3 seg <i>posteriores</i> a la <i>presión</i> del interruptor (0 seg.), en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .
Evaluación del Efecto de la Aplicación del Estimulo en Frecuencias Constantes (Observación)	Periodo 15 seg. de presentación del <i>estimulo luminoso</i> en <i>frecuencias constantes</i> , hasta finalizar su presentación (0 seg).	3 seg <i>posteriores</i> a la presentación del estímulo luminoso (0 seg.), en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .

Tabla 1. Segmentos de registros EEG que fueron sometidos al análisis en el dominio tiempo – frecuencia en las diferentes tareas.

De este modo los segmentos de registros EEG de las diferentes tareas tuvieron una duración de 18 segundos, siendo conformados por un periodo de 15 segundos de ejecución de la prueba y 3 segundos posteriores a dicha ejecución, como se muestra en la parte A. de la *figura 16*.

3.10 Análisis en el dominio tiempo – frecuencia empleado sobre segmentos de registros EEG.

Obtenidos los segmentos de registro de las diferentes tareas se empleó un método de análisis que mediante una ventana móvil de duración o tamaño fijo calculó en cada registro la variación de las potencias (o variación espectral) en el tiempo de una banda de frecuencias (7 – 58 Hz.) que contenía los ritmos EEG. Dicho método, conocido *Fourier inventariado* se presentó con mayor detalle en el apartado de *análisis en el dominio tiempo – frecuencia*, correspondiente al *anexo 9.3*.

Para la ejecución de este método se empleó la función *espectrogram* del programa *Matlab*, usando como configuración:

- Tamaño de ventana de 0.5 segundos (*window*).
- Solapamiento o sobre posición del 50% (*overlap*).
- Escala de frecuencias analizadas, desde 7 Hz. hasta 58 Hz, cada 0.2 Hz (*nfft*).

El tamaño de esta ventana permitió analizar cada una de las bandas que integraron la escala de frecuencias, además junto con el porcentaje de solapamiento se obtuvo una resolución temporal de 0.25 seg, posibilitando que se detectaran cambios en el orden de los 250 milisegundos en la potencia de las bandas de frecuencia que compusieron los ritmos EEG.

Los valores derivados de este análisis consistieron en matrices con las potencias de la escala de frecuencias a lo largo del tiempo y su representación corresponde al *espectrograma*, como se muestra en la parte B. de la *figura 16*. Sin embargo, para calcular respuestas EEG de los ritmos, se realizó una transformación de dicha matriz en vectores que representan las *variaciones* de las potencias aportadas por los ritmos EEG durante la ejecución de las tareas, como se describe en el siguiente apartado.

3.11 Respuestas EEG correspondientes a los ritmos en el desarrollo de las tareas.

Para la obtención de estas variables se resolvieron dos aspectos básicos:

- Se determinaron los tipos de respuestas EEG que se esperaban encontrar en los ritmos con el proceso de discriminación temporal visual que exige el reporte de los umbrales. Estas consistieron en una disminución de la potencia aportada por la banda alfa, pues la reducción súbita de este ritmo en un

momento próximo al reporte de los umbrales (0 seg.) estaría asociada con la activación requerida para resolver dicha tarea (Barry et al., 2007; Basar-Eroglu et al., 1996), y a su vez, también se consideraron los aumentos en las potencias de los ritmos, beta y gamma, asociados con procesos perceptuales y toma de decisión (Siegel, Engel & Donner, 2011; Tallon – Baudry & Bertrand, 1999).

- Se realizaron cálculos que permitieron obtener a partir de cada matriz de un *espectrograma*, variables que representaron las respuestas EEG consideradas. Dichas variables calculadas en momentos próximos al reporte de los umbrales (0 seg.), correspondieron a magnitudes y latencias derivadas de las *variaciones de valores porcentuales aportados por los ritmos EEG*.

Variaciones de valores porcentuales aportados por los ritmos EEG: Consistieron en valores del porcentaje de potencia aportado por cada ritmo EEG en cada momento del espectrograma (ventanas de la matriz), respecto a un nivel basal de la potencia aportada por dicho ritmo en momentos iniciales del desarrollo de la tarea.

Para obtener un vector de valores en el tiempo por cada ritmo EEG a partir del espectrograma (una matriz de variaciones espectrales en el tiempo), primero se calculó un valor porcentual de potencia aportados por cada ritmo EEG a lo largo del tiempo, como se describe a continuación:

- Sumatoria de los valores de las potencias absolutas aportadas por cada ritmo en un *momento t* de la matriz del espectrograma:

$$\text{Alfa } \sum_{7 \text{ Hz}}^{14 \text{ Hz}} t1$$

$$\text{Beta } \sum_{14.2 \text{ Hz}}^{30 \text{ Hz}} t1$$

$$\text{Gamma } \sum_{30.2 \text{ Hz}}^{58 \text{ Hz}} t1$$

Dichos valores derivados de un *momento t* de la matriz del espectrograma, corresponden a una ventana de análisis o columna de la matriz, constituyéndose en el numerador en la ecuación.

- Sumatoria de valores de potencias absolutas del rango de frecuencias que representa todos los ritmos analizados, desde los 7 Hz. (*Min. Frec. Alfa*) hasta los 57 Hz. (*Max. Frec. Gamma*) del mismo *momento t* de la matriz del espectrograma:

$$\sum_{7 \text{ Hz}}^{57 \text{ Hz}} t1$$

Dicho valor correspondiente a un momento t se constituyó en el denominador de la ecuación.

$$\%je \text{ Pot. Alfa } t1 = \frac{\sum_{7 \text{ Hz}}^{13 \text{ Hz}} t1}{\sum_{7 \text{ Hz}}^{57 \text{ Hz}} t1} * 100$$

Ecuación 1. Cálculo del porcentaje de potencia aportado por la banda alfa en un momento t1 derivado de la matriz del espectrograma.

- A estos valores porcentuales de los ritmos EEG obtenidos en cada *momento t* de la matriz del espectrograma, se les restó el promedio de los porcentajes de potencia aportados por el respectivo ritmo en los primeros 5 segundos del ensayo (-15 seg a -10 seg.):

X %je Pot. Alfa (-15 seg. a -10 seg.).

X %je Pot. Beta (-15 seg. a -10 seg.).

X %je Pot. Gamma (-15 seg. a -10 seg.).

Teniendo en cuenta que en este periodo inicial de las tareas no se presentaron variaciones considerables de las potencias aportadas por los ritmos, este valor representó una línea base de la potencia aportada por el ritmo EEG.

$$\text{Var. Pot. Alfa } t1 = \frac{\sum_{7 \text{ Hz}}^{14 \text{ Hz}} t1}{\sum_{7 \text{ Hz}}^{57 \text{ Hz}} t1} * 100 - X \% \text{je Pot. Alfa } (-15 \text{ seg. a } -10 \text{ seg.})$$

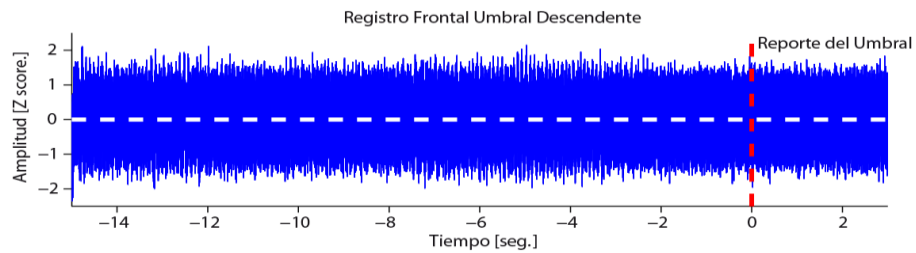
Ecuación 2. Calculo de las *variaciones de los valores porcentuales aportados del ritmo alfa en un momento t1*. Consistió en el porcentaje de potencia aportado por la banda alfa en un momento *t*, respecto a la diferencia con un nivel basal de la potencia aportada por el ritmo alfa.

Así estos valores de potencias de cada ritmo lo largo del tiempo llamados *variaciones de valores porcentuales*, representan en un momento dado si la magnitud porcentual aportada por un determinado ritmo EEG se encontraba por encima o por debajo de su respectivo nivel basal, como se muestra en la parte C, de la figura 16.

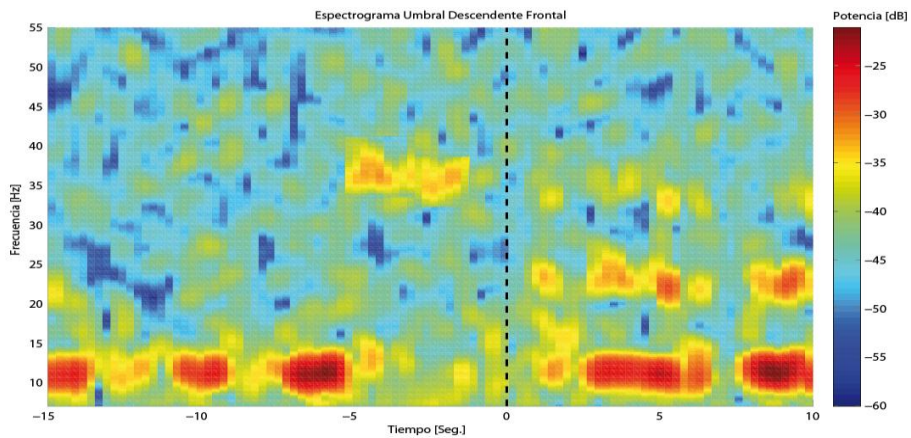
Estos cálculos se realizaron tanto en registros occipitales como frontales a lo largo de la ejecución de las tareas que involucraron el reporte de los umbrales y de las dos condiciones control.

A partir de estos vectores de *variaciones de valores porcentuales*, se detectaron y se calcularon valores de magnitudes y latencias que representan respuestas de los ritmos EEG, las cuales se describen a continuación:

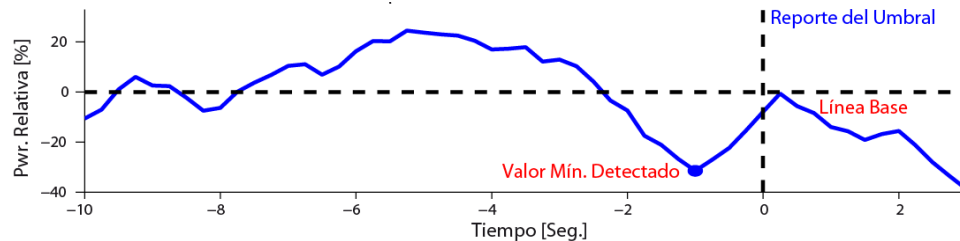
Figura 16. Calculo de variaciones de las potencias de ritmos EEG en un registro frontal. Valoración de un umbral descendente.



A. Registro EEG frontal correspondiente a la valoración de un umbral descendente. Constituido por 15 segundos previos al reporte del umbral [0 seg.] y 3 segundos posteriores a dicha acción. Eje X, tiempo [seg.]. Eje Y, amplitud [μV .]



B. Espectrograma derivado del análisis en el dominio tiempo-frecuencia realizado al registro EEG frontal durante la valoración de un umbral descendente. Eje X, tiempo [seg.], siendo los 0 segundos el reporte del umbral. Eje Y, escala de frecuencias analizadas [Hz.]. Derecha, escala de potencia [μV^2].



C. Variaciones de los valores porcentuales aportados ritmos EEG alfa, frontal, calculados a partir de la matriz de valores del espectrograma (B.). El punto de color representa valores y latencias del mínimo de las variaciones del ritmo alfa. Eje X, tiempo [seg.] siendo los 0 segundos el reporte del umbral. Eje Y, porcentaje de potencia aportado por cada ritmo EEG respecto al nivel base del ritmo [0. %].

3.12 Variables que representan respuestas EEG en el desarrollo de las tareas.

El registro EEG representa la actividad simultánea de millones de neuronas captada en un momento cualquiera, sin que aparentemente tenga relación con acontecimientos específicos, lo cual se conoce como *actividad espontánea*. Sin embargo, un control preciso de la relación temporal entre el registro de la señal EEG y el desarrollo de una tarea, se constituye en la base para estudiar la señal EEG como una respuesta relacionada con un acontecimiento discreto (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987).

De este modo, como respuestas EEG asociadas al reporte de los umbrales el abordaje se orientó a detectar magnitudes en las potencias aportadas por los ritmos, áreas bajo la curva de las potencias y latencias asociadas a los cambios máximos de esas potencias, representando así cambios en la actividad neural ante un acontecimiento discreto.

Desde la literatura se señala que en la detección de respuestas EEG se requiere de análisis que eliminen de los registros la actividad aleatoria o no relacionada con el evento y mantenga la respuesta al acontecimiento discreto; entre los más conocidos, se encuentran análisis basados en la promediación de las señales o valores derivados de estas (Luck, 2005). En nuestro caso, se realizó a partir de la promediación de variables derivadas de vectores de las *variaciones de los valores porcentuales aportados de los ritmos EEG* obtenidos con cada ensayo o valoración de los umbrales.

De este modo con los vectores de las *variaciones de los valores porcentuales aportados de los ritmos EEG* derivados de cada ensayo en las diferentes tareas se calcularon y se promediaron al interior de cada participante los siguientes valores, obteniendo variables que representan respuestas EEG, las cuales se describen a continuación:

Nombre de la variable	Calculo de la variable	Descripción
<i>Amplitud del valor mínimo de alfa.</i>	Consistió en el promedio de valores mínimos detectados en el periodo de -4 a 0 seg. en los vectores de las <i>variaciones de valores porcentuales aportados por el ritmo alfa</i> (occipital y frontal). Obtenido con cada participante a partir de sus diversos ensayos en cada una de las tareas.	Representa la mayor atenuación de la potencia aportada por el ritmo alfa en un periodo próximo al reporte de los umbrales o la finalización de las condiciones control (0 seg.). La magnitud de esta variable estuvo asociada con el nivel de activación EEG occipital y frontal requerido para resolver cada tarea (Barry et al., 2007).
<i>Amplitud del valor máximo de beta y gamma.</i>	Consistieron en los promedios de valores máximos detectados en los periodos de -4 a 0 seg. en los vectores de las <i>variaciones de los valores porcentuales aportados por los ritmos beta y gamma</i> (occipital y frontal). Obtenidos con cada participante a partir de sus diversos ensayos en cada una de las tareas.	Representan el mayor incremento de la potencia aportada por el ritmo beta y gamma en un periodo próximo al reporte de los umbrales o la finalización de las condiciones control (0 seg.). La magnitud de estas variables suele asociarse a nivel frontal con procesos de toma de decisión que anteceden la acción motora (Hatsoupoulos, 2010; Siegel, Engel & Donner, 2011); y a nivel occipital con procesos perceptuales o de detección del estímulo visual (Herrmann et al., 2004; Müller, 2000; Tallon-Baudry & Bertrand 1999, Tallon-Baudry et al., 1997).
<i>Áreas bajo la curva. Alfa, beta y gamma.</i>	Consistieron en los promedios de la suma de valores de los vectores de las <i>variaciones de los valores porcentuales aportados por los ritmos alfa, beta y gamma</i> (occipital y frontal) en los periodos de -4 a 0 seg. Obtenidos con cada participante a partir de sus diversos ensayos en cada una de las tareas.	Estas medidas representan las magnitudes de las <i>variaciones de las potencias de los ritmos alfa, beta y gamma</i> en un periodo donde se considera ocurrieron respuestas EEG de los ritmos en el desarrollo de las tareas (-4 a 0 seg.). Se planteó como una medida de magnitud de la potencia, alterna a los valores mínimos del ritmo alfa como evidencia de procesos de activación; y a valores máximos de beta y gamma como evidencia de procesos de toma de decisión, percepción y detección visual.
<i>Latencia de amplitud mínima de alfa.</i>	Consistió en el promedio de latencias de los valores mínimos detectados en el periodo de -4 a 0 seg. en los vectores de las <i>variaciones de los valores porcentuales aportados por el ritmo alfa</i> (occipital y frontal). Obtenidos con cada participante a partir de sus diversos ensayos en cada una de las tareas.	Representó el momento (tiempo) en el cual ocurrió la mayor atenuación de la potencia del ritmo alfa como una respuesta de activación EEG requerida para resolver cada tarea en un periodo próximo al reporte de los umbrales o la finalización de las condiciones control (-4 a 0 seg.).
<i>Latencias de amplitudes máximas de beta y gamma.</i>	Consistió en el promedio de latencias de los valores máximos detectados en el periodo de -4 a 0 seg. en los vectores de las <i>variaciones de los valores</i>	Representó los momentos (tiempos) en los cuales ocurrieron los mayores incrementos de las potencias de los ritmos beta y gamma como

	<p>porcentuales aportados por los ritmos beta y gamma (occipital y frontal). Obtenidos con cada participante a partir de sus diversos ensayos en cada una de las tareas.</p>	<p>respuestas EEG asociadas a procesos de toma de decisión en áreas frontales, y percepción y detección visual en áreas occipitales, durante un periodo próximo al reporte de los umbrales o la finalización de las condiciones control (-4 a 0 seg.).</p>
--	--	--

Tabla 2. Variables que representan respuestas EEG derivadas de los vectores de las *variaciones de los valores porcentuales aportados por ritmos EEG*.

Se señala que el cálculo de estas variables se realizó en el periodo de los últimos cuatro segundos previos a la finalización de todas las tareas, pues en varios participantes a lo largo de sus ensayos se observaron en dicho periodo tendencias de una disminución de las potencias relativas de alfa y aumentos de las potencias aportadas por beta y gamma.

Sin embargo, aunque se detecten cambios en las potencias relativas de los ritmos EEG, como se muestra en la parte A de la *figura 17*, con las disminuciones de la potencia relativas del ritmo alfa en el desarrollo de los umbrales descendentes, existe la posibilidad que se presenten variaciones temporales de dichas disminuciones con cada ensayo, al igual que con aumentos en los casos de potencias relativas de los ritmos beta y gamma.

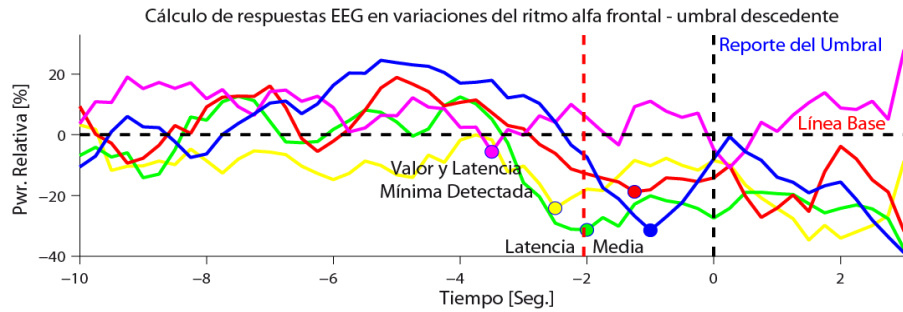
Al respecto, autores han documentado que en el desarrollo de tareas de detección de estímulos visuales se presentan respuestas EEG, que a diferencia de los potenciales evocados convencionales, se caracterizan como cambios en las potencias de los ritmos pero presentando variaciones en el tiempo de la respuesta incluso al interior del mismo sujeto en diferentes ensayos de las tareas. La manifestación de variaciones temporales y de magnitud de estas respuestas EEG llamadas *inducidas*, se ha asociado con cambios atencionales, y diferencias en tiempo para llevar a cabo procesos perceptuales y de toma de decisión en la ejecución de tareas que exigen la detección de dichos estímulos (Tallon – Baudry & Bertrand, 1999; Luck, 2005; Herrmann et al., 2004; Müller, 2000).

Esto condujo a diseñar un algoritmo que a partir de la detección de latencias de valores mínimos del ritmo alfa y latencias de valores máximos en los ritmos beta y gamma en los diversos ensayos, calculó un promedio del tiempo respuesta y una medida de dispersión (desviación estándar) de dichas latencias para cada ritmo, permitiendo obtener nuevos valores de áreas bajo la curva para cada ritmo EEG, ajustados a la variabilidad de las latencias de las respuestas EEG (de los picos), como se muestra en las partes B y C figura 17.

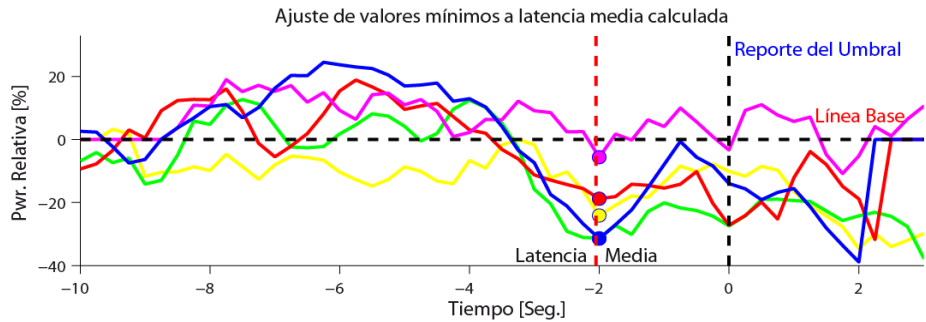
Nombre de la variable	Calculo de la variable	Descripción
<p>Áreas bajo la curva. Alfa Beta y Gamma ajustadas.</p>	<p>Consistieron en los promedios de la suma se valores de <i>variaciones de los valores porcentuales aportados por los ritmos:</i> <i>Alfa</i> <i>Beta</i> <i>Gamma</i> a nivel occipital y frontal en un segmento de tiempo correspondiente a una desviación estándar de las latencias, alrededor (<i>antes y después</i>) de los respectivos valores pico.</p>	<p>Estas medidas representan magnitudes de <i>valores porcentuales de los ritmos alfa, beta y gamma</i> en un periodo calculado para cada participante de acuerdo a la variabilidad de las latencias de las respuestas EEG.</p> <p>Se planteó como una medida de magnitud de la potencia, alterna a los <i>valores de las amplitudes pico</i> y a las <i>áreas bajo la curva alfa, beta y gamma</i>, ante la variabilidad de amplitudes y latencias de las potencias relativas de los ritmos a lo largo de los ensayos analizados (Luck, 2005).</p>

Tabla 3. Descripción de la variable *áreas bajo la curva ajustadas* de los ritmos EEG.

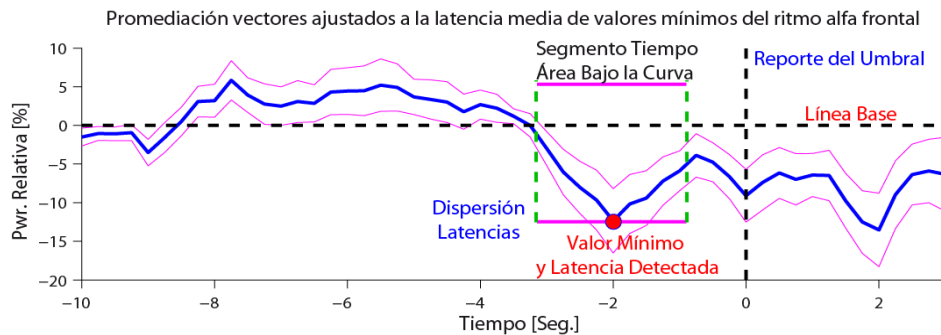
Figura 17. Detección de valores mínimos de potencias del ritmo alfa frontal y ajuste de vectores de variaciones de potencias relativas.



A. Variaciones de las potencias relativas del ritmo alfa frontal de cinco registros de umbrales descendentes. Los puntos de colores representan valores y latencias del mínimo detectadas en cada ensayo. Línea roja vertical, promedio de latencia calculado a partir de las latencias de valores mínimos detectados. Eje X, tiempo [seg.] siendo los 0 segundos el reporte del umbral. Eje Y, porcentaje de potencia aportado por el ritmo alfa respecto a su nivel base [0. %].



B. Ajuste temporal de variaciones de las potencias del ritmo alfa frontal, desplazando el valor mínimo detectado en cada vector a la latencia media calculada. Eje X, tiempo [seg.]. Eje Y, porcentaje de potencia aportado por el ritmo alfa respecto a su nivel base [0. %].



C. Promedio a partir de los ajustes temporales de los vectores de potencias (en azul); en magenta, error estándar de las potencias relativas. Línea magenta horizontal periodo en el cual se calculó el área bajo la curva ajustadas teniendo en cuenta la desviación estándar de latencias de los valores mínimos. Eje X, tiempo [seg.]. Eje Y, porcentaje de potencia [0. %].

4. RESULTADOS

4.1 *Análisis de valores de los umbrales ascendentes y descendentes.*

En el siguiente apartado se analizaron los valores de los umbrales con los objetivos de: *Describir los valores de los umbrales ascendentes y de los umbrales descendentes contrastando estos resultados con lo reportado desde la literatura, y adicionalmente, analizar variaciones de los valores de los umbrales ascendentes y descendentes a lo largo de los ensayos realizados en la sesión.*

Para el primer objetivo, de acuerdo al *método de límites* empleado en el protocolo de valoración de los umbrales (Curran & Wattis, 1998); al interior de cada modalidad de los umbrales y con cada participante se realizó una promediación de los valores derivados de sus cinco mediciones, obteniéndose con cada uno de ellos dos valores que corresponden desde la literatura a:

Umbral ascendente: el límite para distinguir la fusión o la apariencia continúa de un estímulo intermitente presentado a frecuencias crecientes.

Umbral descendente, el límite para distinguir la apariencia intermitente de un estímulo presentado a frecuencias decrecientes.

Con estos 17 valores al interior de cada modalidad se llevó a cabo una comparación entre los *umbrales ascendentes* y los *umbrales descendentes* empleando un análisis de varianza de una vía (Anova) de medidas repetidas, teniendo en cuenta que no se trató de grupos conformados por muestras independientes, sino que cada participante presentaba un valor correspondiente a cada modalidad umbral. A continuación se muestra los valores de los umbrales *ascendentes* y *descendentes*, junto con los resultados derivados de los análisis estadísticos.

Umbrales	Media	D. E.	Anova – una vía.	Holm – Sidak (post hoc)
Ascendentes	35.52	3.12	F [1,16] = 5.73, p = 0.029	t = 2.39, p = 0.029
Descendentes	33.094	4.73		

Tabla 4. Resultado de análisis comparativo de valores de *umbrales ascendentes* y *umbrales descendentes*. Se muestran datos de la media y la desviación estándar (D. E.), e información de la prueba *Anova* y la prueba *t* - post hoc.

t. valor de la *t* *p.* valor de significancia.

En primer lugar, merece mencionarse que los valores tanto de los *umbrales ascendentes*, como *descendentes* derivados de los participantes de la presente investigación, se encuentran entre los 25 Hz a los 50 Hz, el rango de lo esperado, de acuerdo con la capacidad visual humana para resolver la variación temporal visual de estímulos intermitentes (*flicker*) (Shady, McLeod & Fisher, 2004).

Por otro lado, merece abordarse el resultado de diferencias entre valores de ambas modalidades de *umbrales*.

Al respecto, desde la amplia revisión realizada por Curran y Wattis (1998) sobre la medida de los *umbrales de frecuencia crítica*, el abordaje en la dirección de comparar las dos modalidades de los *umbrales*, hace referencia a la disminución de los valores de los *umbrales descendentes* en pacientes con presunto diagnóstico de enfermedad de Alzheimer, siendo este umbral el que permite diferenciar entre casos y controles; sin embargo, en dicho documento no se reportan evidencias sobre diferencias entre las magnitudes de los *umbrales ascendentes* y *descendentes* en estudios con sujetos normales.

No tener en cuenta el anterior aspecto posiblemente se debe a que los valores derivados de ambas modalidades no se toman de forma separada, se promedian y se reportan como un umbral absoluto, llamado el *umbral de frecuencia crítica*, lo que se observa en investigaciones que estudian el cambio de esta medida ante los

efectos de psicofármacos (Curran & Wattis; 1998; Ito et al., 2007) o su posible empleo como medida diagnóstica ante patologías que afectan el sistema nervioso central (Chang et al., 2007; Sharma et al., 2010). Adicionalmente, cuando se realizan análisis comparativos, usualmente se contrastan valores al interior de cada modalidad, siendo poco común la comparación de valores *ascendentes* vs. *descendentes* al interior de un mismo grupo (Curran & Wattis; 1998).

El anterior apartado conduce a plantear que encontrar mayores valores en los umbrales *ascendentes* que en los *descendentes* al interior del grupo, posiblemente no se trata de un resultado excepcional, sino que quizá este tipo de resultado no suele reportarse. Como evidencia para soportar la anterior afirmación, se presentan datos publicados por el grupo de *Neurociencias y Comportamiento – UIS* de un estudio realizado con jóvenes universitarios orientado a analizar efectos de la ingesta de café en los umbrales (Mendoza, Albarracín & Conde, 2009).

Umbrales	Hombres		Mujeres	
	Media	D.E.	Media	D.E.
<i>Ascendentes</i>	41.58	± 3.70	37.70	± 3.50
<i>Descendentes</i>	37.76	± 3.28	35.38	± 3.35

Tabla 5. Valores de los umbrales *ascendentes* y *descendentes* en estudiantes universitarios según género, antes de la ingesta de café. Se muestran valores de la media y desviación estándar (D.E.). (Tabla 3. Tomada de Mendoza, Albarracín & Conde, 2009).

Como puede observarse en la tabla anterior los valores promedio de los umbrales *ascendentes* tendieron a ser mayores que los de los umbrales *descendentes* tanto en hombres como en mujeres. No obstante, aunque se ha discutido que dicha tendencia puede hallarse en otros estudios, hasta el momento no se han ofrecido posibles explicaciones al respecto. De hecho, resultados como estos conducen al estudio sobre los mecanismos neurofisiológicos que pueden estar involucrados en

ambas modalidades de discriminación temporal visual, siendo este uno de los objetos de interés de la presente investigación.

Ante la carencia de evidencias que permitan explicar el anterior resultado, la propuesta consistió en realizar análisis adicionales con los valores de ambas modalidades derivados de los diversos ensayos de valoración.

Para *analizar las variaciones de los valores de los umbrales ascendentes y descendentes a lo largo de los ensayos de la sesión*, esta vez se agruparon los valores derivados de cada ensayo en la evaluación de los umbrales. De este modo se contó con 17 valores de los participantes por cada ensayo (cinco) al interior de cada modalidad (*ascendente y descendente*).

Posteriormente, se llevó a cabo al interior de cada modalidad un *análisis de regresión lineal simple*, con el objeto de calcular la variabilidad de los valores umbrales explicada desde el número de ensayos de valoración. Para esto se tomaron como variables independientes el número de ensayos, y como variables dependientes en cada modalidad se promediaron al interior de cada ensayo los valores de los 17 participantes, obteniéndose cinco valores de *umbrales ascendentes* y cinco de *umbrales descendentes*, correspondientes a los cinco ensayos de valoración. A continuación se presentan información correspondiente a los análisis de regresión lineal simple.

Numero de ensayos de valoración y valores de umbrales ascendentes						
R²	R² Ajustado	R	EEM	Observaciones		
0.844	0.792	0.919	0.339	5		

Variable	Coefficiente	EEM	t (gl=3)	Valor p	Intervalos de Confianza	
					95% Inferior	95% Superior
Intercepto	34.230	0.355	96.413	2.46E-06	33.10	35.35
Ensayo β	0.431	0.107	4.028	0.027	0.09	0.77

Numero de ensayos de valoración y valores de umbrales descendentes						
R²	R² Ajustado	R	EEM	Observaciones		
0.628	0.504	-0.793	0.543	5		

Variable	Coefficiente	EEM	t (gl=3)	Valor p	Intervalos de Confianza	
					95% Inferior	95% Superior
Intercepto	34.253	0.569	60.168	1.01E-05	32.44	36.06
Ensayo β	-0.386	0.171	-2.252	0.109	-0.932	0.159

Tabla 6. Resultados de los análisis de regresión lineal simple del orden de los ensayos de valoración y valores de los umbrales de ambas modalidades.

R^2 . valor r cuadrado. *EEM*. error estándar. *gl*. grados de libertad. *p*. valor de significancia.

A continuación se muestra una gráfica con valores de los umbrales *ascendentes* y *descendentes* en los diferentes ensayos, junto con los resultados derivados análisis de regresión lineal simple.

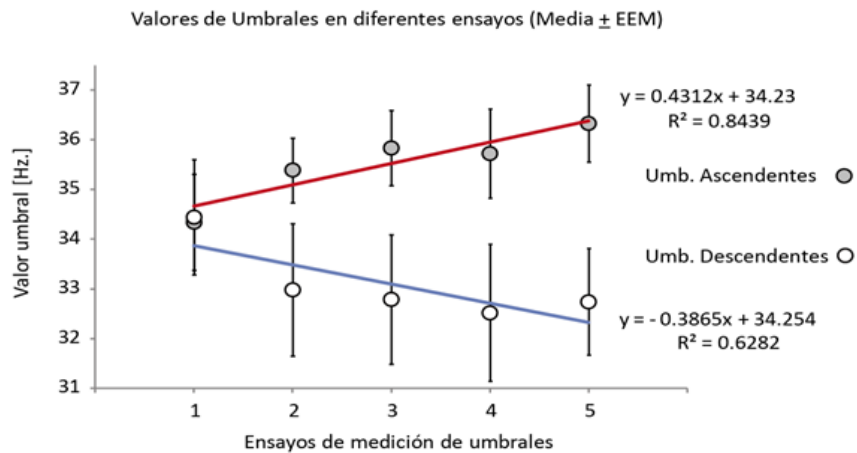


Figura 18. Valores (Media \pm EEM) de *umbrales ascendentes* [● Umb. Ascendente] y *umbrales descendentes* [○ Umb. Descendente] derivados de evaluaciones en cinco ensayos. Eje X, Ensayos de valoración de los umbrales. Eje Y, Valor del umbral [Hz.].

En la figura 18, se muestran las líneas de tendencia de los modelos lineales con sus respectivas ecuaciones. Aunque se observó una tendencia a la disminución de valores de *umbrales descendentes* con las valoraciones sucesivas (Coeficiente $\beta = -0.38$) dicha tendencia no resultó significativa ($p = 0.109$). Mientras que con los *umbrales ascendentes* se comprobó un aumento con las valoraciones sucesivas (Coeficiente $\beta = 0.43$), siendo esta tendencia significativa ($p = 0.027$), representando que el número de valoraciones sucesivas puede convertirse en una variable explicatoria del valor de los *umbrales ascendentes*.

No obstante, desde la literatura no hay resultados sobre cambios en los valores de los umbrales como efecto de valoraciones repetidas, lo cual limita la discusión de este aumento en los *umbrales ascendentes*.

Un estudio realizado por Seitz y colaboradores (2005), logró demostrar el cambio en los valores del umbral de frecuencia crítica (*umbral absoluto*) como un efecto

posterior al desarrollo de una tarea de aprendizaje visual, a lo largo de un periodo de nueve días consecutivos; sin embargo, no se observaron cambios en los valores del umbral en un grupo control en el que únicamente realizó valoraciones sucesivas durante los nueve días. Mientras que Kraemer et al., (2000) describió los cambios de valores de ambas modalidades de umbrales evaluados en diferentes horas del día, precisando que aunque los *umbrales ascendentes* fueron mayores a las 11 a.m. y menores a las 9 p.m. y los *umbrales descendentes* fueron mayores entre las 7 – 11 a.m. y menores a las 7 p.m.; sin embargo dichas variaciones no resultaron significativas.

Con el objeto de ofrecer una posible explicación al aumento de los valores de los umbrales *ascendentes* a lo largo de las cinco valoraciones, merece descartarse la influencia de condiciones técnicas en la presentación del *flicker* y de la valoración de los umbrales, considerando el control y la homogenización de aspectos como: la intensidad luminosa, el tamaño y el color del estímulo, la tasa de variación en ascenso o descenso (1 Hz.), la distancia entre el estímulo luminoso y el rostro del evaluado y la aleatorización de la frecuencia de inicio con cada ensayo de valoración en ambas modalidades.

Finalmente se discuten estos resultados desde lo que representa el valor del umbral según la literatura. Siendo los umbrales una medida asociada con el nivel alertamiento y activación del sistema nervioso central (Curran & Wattis; 1998; Ito et al., 2007), el aumento en los *umbrales ascendentes* con los ensayos fueron consecuencia de un posible incremento en el nivel de activación con las valoraciones sucesivas. No obstante, si se considera que dicho proceso neurofisiológico aumentó la capacidad de discriminación temporal visual de forma general, entonces se hubiesen evidenciado incrementos tanto en los valores de los umbrales *ascendentes* como *descendentes*, teniendo en cuenta además que las valoraciones de dichas modalidades se realizaron de forma intercalada en la sesión experimental.

Por tanto, como producto de esta aún inconclusa discusión, se plantea la exploración de asociaciones entre respuestas EEG como indicadores de procesos de activación y las variaciones de los valores de los umbrales a lo largo de los ensayos, reportadas en este apartado.

4.2 Análisis Preliminar de la Señal EEG. Remoción de artefactos de la actividad ocular y tratamiento de la señal EEG.

Para determinar que frecuencias de los registros EEG fueron afectadas en mayor medida por la actividad ocular, se tomaron segmentos de la señal EOG durante el desarrollo de las tareas como se describe a continuación:

- Quince segundos antes del reporte de los *umbrales ascendentes* (- 15 seg.) hasta el reporte del umbral (0 seg.).
- Quince segundos antes del reporte de los *umbrales descendente* (- 15 seg.) hasta el reporte del umbral (0 seg.).
- Quince segundos antes de finalizar la presentación del estímulo en *frecuencias constantes* (- 15 seg.) hasta finalizar la presentación del estímulo (0 seg.).
- Quince segundos antes de realizar la *presión del interruptor* (- 15 seg.) hasta la ejecución de la acción motora (0 seg.).

Mediante la función *pwelch* (espectro de *Welch*) del programa *Matlab* se analizó el espectro de las señales EOG de estos, obteniendo valores absolutos de potencias de la señal EOG en una banda de los 0.2 a los 58 Hz. Convertidos estos valores en potencias relativas (porcentaje) se calculó el área bajo la curva entre los 0.2 a los 6 Hz, calculando cuanto de la potencia de la señal EOG podía encontrarse contenido en un rango de frecuencias inferior a las frecuencias objeto de análisis. A continuación se presenta los resultados de dichos cálculos en cada participante y en las diferentes tareas.

Cálculo del área bajo la curva [Hz * % Pwr] contenido en la señal EOG en la banda de frecuencia entre los 0.2 Hz – 6 Hz.

Participante	EOG - Umbrales Ascendentes	EOG - Umbrales Descendentes	EOG – Frecuencias Constantes	EOG – Presión Interruptor
1	97.61	97.81	98.32	94.76
2	96.95	97.04	97.01	97.21
3	98.67	99.23	95.63	99.75
4	93.10	90.41	97.86	92.79
5	98.31	90.50	97.68	92.58
6	95.30	93.06	94.28	98.83
7	97.57	93.19	96.47	93.65
8	95.59	94.08	96.48	95.54
9	91.23	91.70	94.12	95.96
10	96.14	93.71	94.05	99.46
11	96.82	96.83	96.87	98.72
12	96.02	96.09	94.10	94.96
13	96.27	98.28	90.99	96.64
14	96.41	96.76	96.18	97.35
15	96.64	95.13	95.84	99.34
16	93.13	92.21	95.04	97.54
17	93.87	91.53	91.29	92.84
Promedio	95.86	94.56	95.42	96.35
D.E.	2.00	2.81	2.10	2.46

Tabla 7. Valores de área bajo la curva [Hz x % Pwr] contenidos en la señal EOG en la banda de frecuencia entre los 0.2 Hz – 6 Hz, calculados para cada participante y en cada tarea del protocolo experimental.

Determinados estos valores, se empleó un filtro pasa – alta de 6 Hz en los registros EEG frontales y occipitales. Concluyendo que mediante este filtrado se eliminaron en los registros EEG un 94 [Hz x % Pwr] (aprox.) de estos componentes frecuenciales lentos de la señal EOG. A su vez, este filtrado no eliminó de los registros EEG componentes frecuenciales objeto de interés y análisis, puesto que en el rango de ritmos analizados la mínima frecuencia correspondiente al ritmo alfa fue de 7 Hz. Adicionalmente se empleo un filtro rechaza banda de 60 Hz, con el objetivo de eliminar artefactos correspondientes al ruido de línea.

Finalmente las señales fueron normalizadas por puntuaciones Z, mediante la función *zscore* del programa Matlab. Esta normalización en los registros de cada participante tomó cada valor de amplitud del registro EEG, lo diferenció con el valor del promedio de la amplitud del registro y posteriormente lo dividió con el valor de la desviación estándar de las amplitudes del registro. De este modo los valores crudos de las amplitudes de los registros EEG de todos los participantes se transforman en valores de amplitudes equivalentes, puesto que la presencia de diferencias de condiciones que como: resistencia del cuero cabelludo o la edad del participante, se asocian con variación en los valores crudos de los registros entre los sujetos (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987).

4.3 Análisis de confiabilidad de los registros EEG mediante análisis en el dominio de la frecuencia.

El siguiente abordaje se realizó con los objetivos de:

Describir los componentes frecuenciales que compusieron los registros occipitales y frontales en condiciones basales o de reposo. Y analizar los cambios en los componentes frecuenciales de los registros EEG frontales y occipitales en los distintos momentos (*pre*, *durante* y *post*) al interior de las diferentes tareas del protocolo experimental.

Siendo estas formas de evidenciar que las señales obtenidas presentan componentes de registros del EEG y que los cambios en las potencias aportadas por ritmos EEG, además de ser captados en el registro, se debieron a eventos involucrados en la ejecución de las tareas.

A continuación se ofrece una tabla que precisa los periodos de los registros EEG analizados en el dominio de la frecuencia en las diferentes tareas.

	Pre	Prueba	Post
Evaluación Umbrales (Ascendentes y Descendentes)	10 seg <i>previos</i> a la valoración de <i>umbrales</i> , en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .	Periodo 15 seg. <i>antes</i> del reporte de los umbrales (-15 seg.). Hasta el <i>reporte</i> del umbral (0 seg). Estímulos luminosos presentados en frecuencias ascendentes o descendentes	10 seg <i>posteriores</i> al reporte de los <i>umbrales</i> (0 seg.), en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .
Evaluación del Efecto de la Presión del Interruptor (Acción Motora)	10 seg <i>previos</i> a la instrucción de la ejecución motora, en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .	Periodo 15 seg. <i>antes</i> de la acción motora (-15 seg.). Hasta la <i>presión</i> del interruptor (0 seg). En la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .	10 seg <i>posteriores</i> a la <i>presión</i> del interruptor (0 seg.), en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .
Evaluación del Efecto de la aplicación del Estimulo en Frecuencias Constantes (Observación)	10 seg <i>previos</i> a la presentación del <i>estimulo</i> , en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .	Periodo 15 seg. de presentación del <i>estimulo luminoso</i> en <i>frecuencias constantes</i> , hasta finalizar su presentación (0 seg).	10 seg <i>posteriores</i> a la presentación del <i>estimulo luminoso</i> (0 seg.), en la cámara oscura del <i>flicker fusión</i> .

Tabla 8. Periodos de los registros seleccionados para análisis de confiabilidad de registro EEG.

De este modo, los registros EEG occipitales y frontales de cada uno de estos momentos en las diferentes tareas fueron analizados en el dominio de la frecuencia (*pwelch – Matlab*), obteniéndose un *espectro* correspondiente a un momento dado en la respectiva tarea. Para ver más detalles sobre el análisis en el dominio de la frecuencia y su representación mediante el espectro se sugiere leer el *anexo 9.2*.

La escala de frecuencias analizada fue desde los 7 Hz hasta 58 Hz, este límite superior tuvo como objeto descartar en los análisis el ruido de línea de banda de los 60 Hz, y adicionalmente se utilizó una resolución de 0.2 Hz en esta escala de frecuencias analizadas. Una vez obtenidos los valores de potencias absolutas, estos fueron convertidos a *potencias relativas*, es decir, el porcentaje aportado por cada banda de frecuencia de la escala respecto a la sumatoria de valores absolutos de todas frecuencias analizadas, desde 7 Hz hasta 58 Hz. La sumatoria

de las potencias relativas de todas las frecuencias analizadas, en este caso de 7 a 58 Hz ofreció como resultado 100% y representó el total de la potencia del espectro. Por ejemplo:

$$\%je\ 7Hz = \frac{7\ Hz}{\sum_{7\ Hz}^{57\ Hz}} * 100$$

Ecuación 3. Calculo del porcentaje aportado por la banda de 7 Hz, respecto a la potencia total (sumatoria) de las frecuencias analizadas en el espectro.

Descripción de los porcentajes aportadas por ritmos EEG en registros occipitales y frontales durante el periodo basal.

Con el objeto de describir los componentes frecuenciales presentes en estos registros durante condiciones basales a partir de los espectros occipitales y frontales se obtuvo para cada condición experimental en estos periodos PRE, valores de las potencias aportadas por los ritmos alfa, beta y gamma, bandas de frecuencia que compusieron los espectros.

Para esto se calcularon las *áreas bajo la curva* de los espectros de los respectivos ritmos (Hz * % Pwr.), las cuales consistieron en la suma de porcentajes de la banda de frecuencias que compuso cada ritmo como se muestra a continuación.

$$\begin{aligned} A. \text{Bajo Curva Alfa. Periodo PRE.OCC} &= \Sigma (\text{Pot Reltv. } 7\ \text{Hz} . 14\ \text{Hz}) \\ A. \text{Bajo Curva Beta. Periodo PRE.OCC} &= \Sigma (\text{Pot Reltv. } 14.2\ \text{Hz} . 30\ \text{Hz}) \\ A. \text{Bajo Curva Gamma. Periodo PRE.OCC} &= \Sigma (\text{Pot Reltv. } 30.2\ \text{Hz} . 58\ \text{Hz}) \end{aligned}$$

Ecuación 4. Calculo de áreas bajo la curva de los ritmos EEG correspondientes a periodos PRE de registros occipitales.

A continuación se muestran valores del promedio total junto con medidas de dispersión (EEM) de dichos valores de áreas bajo la curva, lo que representa los porcentajes aportados por los ritmos EEG en áreas occipitales y frontales durante el periodo basal.

	Occipital [Hz * % Pwr]			Frontal [Hz * % Pwr]		
	<i>Alfa</i> media ± EEM	<i>Beta</i> media ± EEM	<i>Gamma</i> media ± EEM	<i>Alfa</i> media ± EEM	<i>Beta</i> media ± EEM	<i>Gamma</i> media ± EEM
PRE-AS	55.26 ± 4.38	22.71 ± 1.39	22.01 ± 3.48	45.37 ± 2.76	31.87 ± 1.28	22.74 ± 3.02
PRE-DS	55.48 ± 4.63	22.84 ± 1.54	21.66 ± 3.58	46.43 ± 2.60	32.42 ± 1.50	21.14 ± 2.85
PRE.CONS	57.88 ± 4.26	21.82 ± 1.45	20.29 ± 3.37	46.35 ± 3.34	31.96 ± 1.86	21.67 ± 3.19
PRE-PRES	54.49 ± 3.79	24.05 ± 1.30	21.45 ± 3.08	50.88 ± 1.65	33.14 ± 1.67	15.96 ± 1.55

Tabla 9. Valores de áreas bajo la curva (media ± EEM) de ritmos EEG, obtenidos desde el espectro de registros occipitales (izquierda) y frontales (derecha) en periodos PRE de diferentes condiciones experimentales: AS ascendentes, DS descendentes, CONS estimulación con frecuencias constantes, PRES presión.

Mediante estos valores de áreas bajo la curva se confirmó lo reportado en la literatura sobre diferencias en el predominio de ritmos EEG de acuerdo a las áreas de proyección y a las condiciones registradas (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987). Se observó que en el periodo basal inicial (PRE) en condiciones de reposo y baja iluminación predominó al interior de ambas áreas el ritmo alfa (bandas de baja frecuencia), sin embargo, valor de área bajo la curva por este ritmo en áreas occipitales fue alrededor del 55%, siendo mayor que los valores aportados por el ritmo alfa frontal, entre un 45 a 50%.

Lo anterior implicó una distribución de los valores restantes entre las otras bandas de frecuencias (ritmos EEG) que compusieron los espectros occipitales y frontales. De este modo, menores valores del ritmo alfa frontal comparados con valores occipitales, contrastan con mayores valores aportados por el ritmo beta frontal, siendo alrededor del 31%, mientras que en áreas occipitales fue entre el 21 al

24%. Estos mayores valores de frecuencias beta en áreas de proyección frontal comparados con áreas posteriores como la occipital también son reportados por la literatura (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987).

Mientras que valores correspondientes al ritmo gamma en ambas áreas de proyección tendieron a mantenerse alrededor del 21%, siendo estos menores al interior de los espectros frontales y occipitales, resultados que se esperan en bandas de mayores frecuencias derivados de registros en condiciones de reposo (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987).

4.4 Análisis de cambios en las potencias aportadas por ritmos EEG en registros occipitales y frontales durante periodos de la sesión experimental.

Se analizaron los componentes frecuenciales de los registros EEG frontales y occipitales en los distintos momentos (*pre*, *durante* y *post*) al interior de las diferentes tareas del protocolo experimental, como forma de evidenciar la ocurrencia de cambios en las potencias aportadas por ritmos EEG y que siendo producto de la ejecución de las tareas fueron captados en el registro.

Obtenidos los espectros de registros occipitales y frontales en los distintos momentos de las diferentes tareas, se calcularon valores de áreas bajo la curva de los ritmos alfa, beta y gamma de cada condición del protocolo experimental y en sus diferentes periodos (PRE, PRUEBA y POST). Con estos valores se llevó a cabo un análisis de los cambios de las potencias aportadas por los ritmos EEG en los distintos periodos de la sesión. Este análisis consistió inicialmente en calcular una diferencia entre el periodo PRUEBA y el periodo PRE, un valor de diferencia obtenido con cada participante a partir de la promediación de sus múltiples ensayos.

$$\begin{aligned} \text{Val. Act. Alfa. OCC} &= \text{A. B. Curva Alfa. Per. PRUEBA. OCC} - \text{A. B. Curva Alfa. Per. PRE. OCC} \\ \text{Val. Act. Beta. OCC} &= \text{A. B. Curva Beta. Per. PRUEBA. OCC} - \text{A. B. Curva Beta. Per. PRE. OCC} \\ \text{Val. Act. Gamma. OCC} &= \text{A. B. Curva Gamma. Per. PRUEBA. OCC} - \text{A. B. Curva Gamma. Per. PRE. OCC} \end{aligned}$$

Ecuación 5. Valores de *activación* (*Val.Act*) de los ritmos alfa, beta y gamma occipital, obtenidos mediante la diferencia entre áreas bajo la curva (*A.B.Curva*) del periodo PRUEBA y el periodo PRE.

Esta variable llamada *valores de activación*, representó si las potencias aportadas por cada uno de los ritmos en el periodo de ejecución de cada condición experimental (PRUEBA) tendieron a aumentar o a disminuir respecto a una línea o nivel base, representado por el valor del área bajo la curva del respectivo ritmo en el periodo (PRE). Un valor cero (o próximo) indicaría la no ocurrencia de cambio de valores de los ritmos del periodo PRE al periodo PRUEBA, y por tanto que los valores de áreas bajo la curva se mantuvieron en un nivel base; valores menores que cero significarían una disminución y los positivos un aumento con respecto al valor de referencia (PRE).

Así, el valor de cero (0) se constituyó en el valor de referencia para la realización de comparaciones. Se empleó la *prueba – t* para comprobación de hipótesis al interior de los *valores de activación* de cada ritmo EEG y en cada condición experimental, evidenciando si dichos cambios producto de la ejecución de las diferentes tareas resultaron significativos al diferenciarse de cero (*valor de hipótesis*).

A su vez, con el objeto de analizar el restablecimiento de valores del porcentaje de los ritmos del periodo de ejecución de las diferentes condiciones experimentales a un nuevo periodo de línea base, se llevo a cabo un cálculo de la diferencia entre valores de áreas bajo la curva del periodo POST y el periodo PRUEBA al interior de cada ritmo EEG (tanto a nivel occipital como frontal). Estos valores de

diferencia se obtuvieron con cada participante a partir de la promediación de sus múltiples ensayos.

$$\begin{aligned} Val.Recp. Alfa.OCC &= A.B.Curva Alfa.Per.POST.OCC - A.B.Curva Alfa.Per.PRUEBA.OCC \\ Val.Recp. Beta.OCC &= A.B.Curva Beta.Per.POST.OCC - A.B.Curva Beta.Per.PRUEBA.OCC \\ Val.Recp. Gamma.OCC &= A.B.Curva Gamma.Per.POST.OCC - A.B.Curva Gamma.Per.PRUEBA.OCC \end{aligned}$$

Ecuación 6. Valores de *recuperación* (*Val.Recp*) de los ritmos alfa, beta y gamma occipital, obtenidos mediante la diferencia entre áreas bajo (*A.B.Curva*) la curva del periodo PRUEBA y el periodo PRE.

Esta variable llamada *valores de recuperación* representó el cambio de valores porcentuales de los ritmos del periodo de ejecución (PRUEBA) a un periodo posterior de reposo (POST). Así valores próximos a cero (o no diferentes de cero) indicarían la no ocurrencia de cambios y por tanto que dichos valores no retornaron a niveles equivalentes a un periodo de línea base como momento previo (PRE) a la ejecución de las respectivas tareas.

El valor de cero (0) se constituyó en la referencia para la realización de comparaciones, empleándose la *prueba – t* para comprobación de hipótesis al interior de los *valores de recuperación* de cada ritmo EEG y en cada condición experimental, evidenciando si posibles cambios ante un periodo basal tras finalizar las tareas resultaron significativos al diferenciarse de cero (*valor de hipótesis*).

A continuación se presenta una gráfica de los *valores de activación* y los *valores de recuperación* de las áreas bajo la curva de ritmos EEG occipitales, junto con los resultados derivados de los análisis estadísticos.

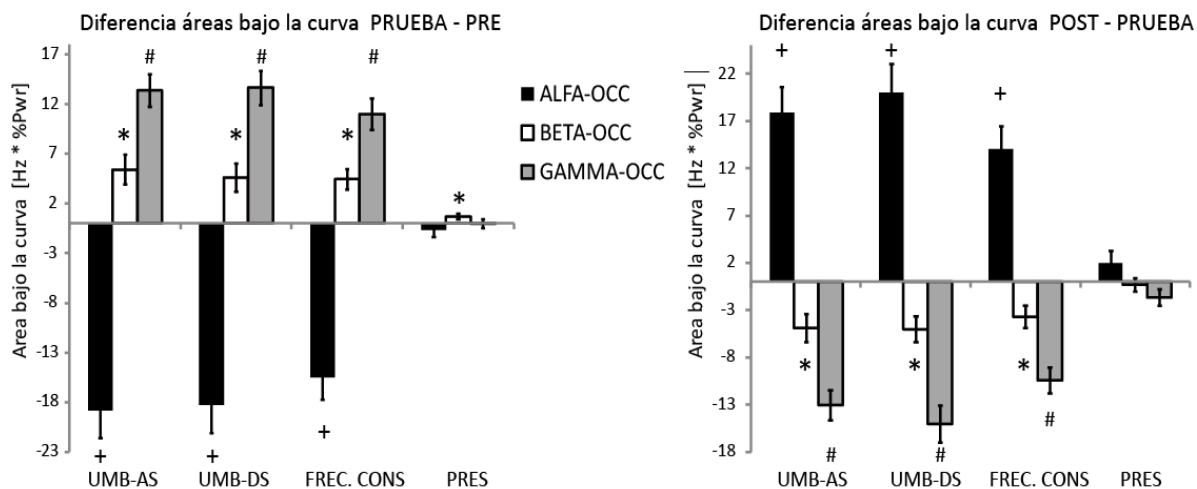


Figura 19. Izquierda, *valores de activación*. Derecha, *valores de recuperación*. (Media \pm EEM) derivados de áreas bajo la curva de las potencias de los ritmos EEG occipitales [■ Alfa; □ Beta; ■ Gamma]. Eje X, condiciones experimentales: UMB-AS ascendentes, UMB-DS descendentes, FREC. CONS frecuencias constantes, PRES presión. Eje Y, Valor área bajo la curva [% uV²].

+ . $p < .05$, valores ritmo alfa. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

#. $p < .05$, valores ritmo gamma. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

	Diferencias PRUEBA – PRE. Occipital						Diferencias POST – PRUEBA. Occipital					
	Alfa +		Beta *		Gamma #		Alfa +		Beta *		Gamma #	
	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
UMB-AS	-6.81	<.001	3.60	<.05	8.23	<.001	6.51	<.001	-3.24	<.05	-8.24	<.001
UMB-DS	-6.47	<.001	3.28	<.05	7.86	<.001	6.63	<.001	-3.71	<.05	-7.60	<.001
FRC-COS	-7.01	<.001	4.41	<.001	6.95	<.001	5.84	<.001	-3.06	<.05	-7.70	<.001
PRES	-1.06	.305	2.62	<.05	-0.03	.978	1.48	.159	-0.45	.661	-1.83	.086

Tabla 10. Izquierda, resultados de análisis a los *valores de activación* de ritmos EEG occipitales. Derecha, resultados de análisis a los *valores de recuperación* de ritmos EEG occipitales. *Test-t*, comprobación de hipótesis, análisis de diferencias de cero al interior de los diferentes ritmos: Alfa, Beta y Gamma.

t. valor de la *t* *p*. valor de significancia (dos colas).

†. $p < .001$, valores ritmo alfa. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

*. $p < .05$, valores ritmo beta. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

#. $p < .001$, valores ritmo gamma. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

Los análisis realizados a los *valores de activación* de ritmos EEG occipitales, revelaron disminuciones significativas de las áreas bajo la curva del ritmo alfa, acompañadas de aumentos significativos de las áreas bajo la curva de los ritmos beta y gamma, tanto con la ejecución de los umbrales ascendentes (UMB-AS) y descendentes (UMB-DS) como con la estimulación empleando frecuencias constantes (FREC. CONS), todas estas condiciones experimentales que involucraron la presentación de estímulos luminosos.

Los resultados con esta variable en las tareas de los umbrales y la estimulación con frecuencias constantes implicaron la ocurrencia de una desincronización EEG, caracterizada por una disminución en la potencia aportada por un ritmo de bajas frecuencias como el ritmo alfa (*bloqueo alfa*) y el aumento en las potencias de ritmos de altas frecuencias como beta y gamma. Una respuesta EEG occipital al cambio de un periodo de reposo en condiciones de oscuridad a un periodo donde los participantes fueron foto-estimulados, lo cual se corrobora con el hecho de no hallar estos resultados con la tarea que exigía a los participantes únicamente la presión del interruptor manteniéndose en la cámara oscura.

A su vez, los resultados con los *valores de recuperación*, mostraron aumentos significativos de las áreas bajo la curva del ritmo alfa, acompañados de disminuciones significativas de las áreas bajo la curva de los ritmos beta y gamma,

en las condiciones experimentales que involucraron una transición de un periodo de exposición a estímulos luminosos a un nuevo periodo basal (POST) en condición de oscuridad. Estos cambios reflejan una sincronización EEG, caracterizada por el aumento en la potencia aportada por un ritmo de bajas frecuencias (alfa) y la disminución en las potencias de altas frecuencias (beta y gamma). Una respuesta EEG que muestra la tendencia al restablecimiento de los ritmos a un nivel base, consecuencia de la finalización de las tareas y el retorno a condiciones de baja luminosidad. Es claro que esto no se observó con los *valores de recuperación* de la presión del interruptor, pues bajo esta condición no ocurrieron cambios en los niveles de luminosidad del periodo de ejecución de la tarea al nuevo periodo basal.

Del mismo modo, se presenta una gráfica de los *valores de activación* y los *valores de recuperación* de las áreas bajo la curva de ritmos EEG frontales, junto con los resultados derivados de los análisis estadísticos.

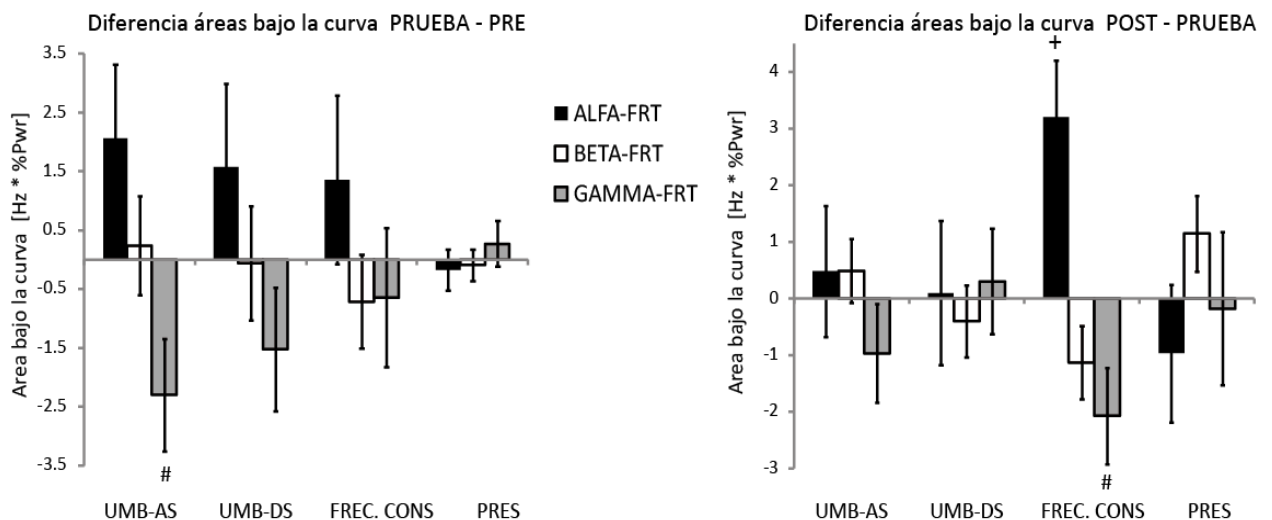


Figura 20. Izquierda, *valores de activación*. Derecha, *valores de recuperación*. (Media \pm EEM) derivados de áreas bajo la curva de las potencias de los ritmos EEG frontales [■ Alfa; □ Beta; ■ Gamma]. Eje X, condiciones experimentales:

UMB-AS ascendentes, UMB-DS descendentes, FREC. CONS frecuencias constantes, PRES presión. Eje Y, Valor área bajo la curva [% uV²].

†. $p < .05$, valores ritmo alfa. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

#. $p < .05$, valores ritmo gamma. *Test-t*, comprobación de hipótesis, valores diferentes de cero.

	Diferencias PRUEBA – PRE. Frontal						Diferencias POST – PRUEBA. Frontal					
	Alfa +		Beta *		Gamma #		Alfa +		Beta *		Gamma #	
	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
UMB-AS	1.65	.118	0.28	.781	-2.41	<.05	0.42	.683	0.86	.402	-1.11	.281
UMB-DS	1.12	.279	-.06	.953	-1.45	.165	0.08	.939	-0.63	.539	0.32	.750
FRC-COS	0.95	.358	-.89	.385	-0.54	.594	3.19	<.05	-1.76	.097	-2.44	<.05
PRES	-0.51	.614	-.35	.733	0.70	.492	-0.80	.437	1.71	.106	-0.13	.896

Tabla 11. Izquierda, resultados de análisis a los *valores de activación* de ritmos EEG frontales. Derecha, resultados de análisis a los *valores de recuperación* de ritmos EEG frontales. *Test-t*, comprobación de hipótesis, análisis de diferencias de cero al interior de los diferentes ritmos: Alfa, Beta y Gamma.

t. valor de la *t* *p*. valor de significancia (dos colas).

Los análisis realizados a los *valores de activación* frontales, no revelaron cambios significativos de aumento o disminución de las áreas bajo la curva de los ritmos alfa, beta y gamma en ninguna de las condiciones experimentales. Únicamente se halló una disminución significativa de los valores del ritmo gamma con la ejecución del umbral ascendente (UMB-AS).

Contrario a lo esperado, con los valores de registros frontales se observó una tendencia a la sincronización en las tareas que involucraron la presentación del estímulo luminoso (UMB-AS, UMB-DS y FREC. CONS); esta respuesta EEG se caracterizó por un aumento en las potencias aportadas por el ritmo alfa (bajas

frecuencias) y la disminución en la potencia aportada por los ritmos beta y gamma (altas frecuencias). Pese a esta tendencia, en los análisis los cambios de áreas bajo la curva de los diferentes ritmos no se diferenciaron de cero, quizá debido al hecho que no se presentó esta respuesta EEG en todos los participantes, ocurriendo una gran variabilidad con estos valores (barras de error). Así por ejemplo, con la ejecución de las tareas UMB-AS, UMB-DS y FREC. CONS, se presentó el aumento valores del ritmo alfa por encima de cero (del nivel base) en doce participantes, lo que representaría el 70.58% de los casos; mientras que con la tarea PRES este aumento se observó en once participantes (64.70% de los casos).

Otra posible explicación del porqué no se observó con los *valores de activación* una respuesta EEG de desincronización a nivel frontal similar a la observada con los registros occipitales, quizá se debe al tipo de análisis realizado al registro y al evento que provoca la desincronización en cada área de proyección registrada. Mediante el análisis en el dominio de la frecuencia, se obtiene información sobre la potencia aportada por componentes frecuenciales presentes de todo el registro, con la limitación de desconocer si ocurrieron cambios significativos asociados a momentos específicos. En las tareas UMB-AS, UMB-DS y FREC. CONS, la fotoestimulación como una condición presente a lo largo del registro analizado fue el evento generador de una desincronización occipital que se mantuvo durante el tiempo de ejecución; mientras que un posible evento generador de una desincronización en áreas de proyección frontal correspondería a un proceso que ocurriría solo en un momento determinado de la ejecución de las tareas UMB-AS, UMB-DS y PRES como un cambio atencional, la toma de decisión y la respectiva acción motora, involucrados en el reporte del cambio en la apariencia del estímulo *flicker* o en la presión del interruptor cuando el participante decidió a hacerlo.

Al respecto, la posibilidad de la ocurrencia de cambios en las potencias aportadas por los ritmos EEG frontales con la ejecución de las condiciones UMB-AS, UMB-

DS y PRES, puede confirmarse con los *valores de recuperación*. A diferencia de estas tareas que involucraron una acción motora en el reporte del umbral o la decisión de presionar el interruptor, en la condición que exigió solo la observación del estímulo luminoso flicker presentado en una frecuencia constante (FREC. CONS) valores del ritmo alfa incrementaron y a su vez valores del ritmo gamma disminuyeron significativamente diferenciándose de cero. Esto representa que en el periodo de reposo posterior a esta tarea (POST) ocurrió un restablecimiento de valores de los ritmos alfa y gamma a niveles basales; mientras que dicho periodo POST no fue suficiente para restablecer cambios de los ritmos EEG asociados con la ejecución de tareas que exigieron acción motora (UMB-AS, UMB-DS y PRES).

Finalmente, la descripción de los porcentajes aportados por los ritmos EEG en un periodo basal, confirman con base en la literatura características de las bandas de frecuencia que componen los espectros occipitales y frontales. Y los análisis a *valores de activación y recuperación* mostraron la ocurrencia de cambios en valores de ritmos EEG como consecuencia de la ejecución de las diferentes tareas. Lo anterior permite concluir: Que los registros analizados corresponden a señales EEG de áreas de proyección occipital y frontal, y que dichos registros fueron sensibles a variaciones en potencias de los ritmos como respuesta EEG que corresponde a procesos involucrados en la ejecución de las tareas.

No obstante, se precisa que este análisis de confiabilidad de los registros EEG, no se orientó ni permitió hallar diferencias entre las tareas que exigieron la discriminación temporal visual (umbrales ascendente y descendente) de las condiciones control: la observación del estímulo flicker en frecuencias constantes y la presión del interruptor. Los análisis orientados a esta comparación, involucraron analizar las variaciones de las potencias en el tiempo de ejecución de las diferentes tareas, los cuales se presentaran en siguientes apartados.

5.5 Análisis comparativo de valores de las respuestas EEG entre sus diferentes ensayos.

Obtenidas las variables que representaron las respuestas EEG occipitales y frontales en las diferentes condiciones experimentales, se llevaron a cabo comparaciones múltiples entre los valores derivados de los ensayos de las tareas, mediante análisis de varianza de una vía (*Anova de medidas repetidas*). En los casos en los cuales no hubo una distribución normal de la variable analizada se empleó análisis de varianza por rangos (*Friedman - Anova por rangos de medidas repetidas*).

El objeto de este análisis consistió en comprobar que al interior de cada respuesta EEG (variables) no se presentaron diferencias entre los valores, descartando efectos del número de ensayos sobre las respuestas EEG. Posteriormente, esto permitió obtener por participante una medida con cada variable, mediante la promediación de valores de los diversos ensayos, obteniendo así una medida de tendencia que representó la respuesta EEG.

El siguiente esquema representa la forma en que se realizaron las comparaciones entre los cinco ensayos de la variable *área bajo la curva*, como *respuesta EEG del ritmo alfa* correspondiente a la valoración de *umbrales descendentes*; y a su vez muestra cómo se realizaron diversas comparaciones entre los varios ensayos derivados con cada variable, correspondientes a respuestas EEG occipitales y frontales de los ritmos en las diferentes condiciones experimentales.

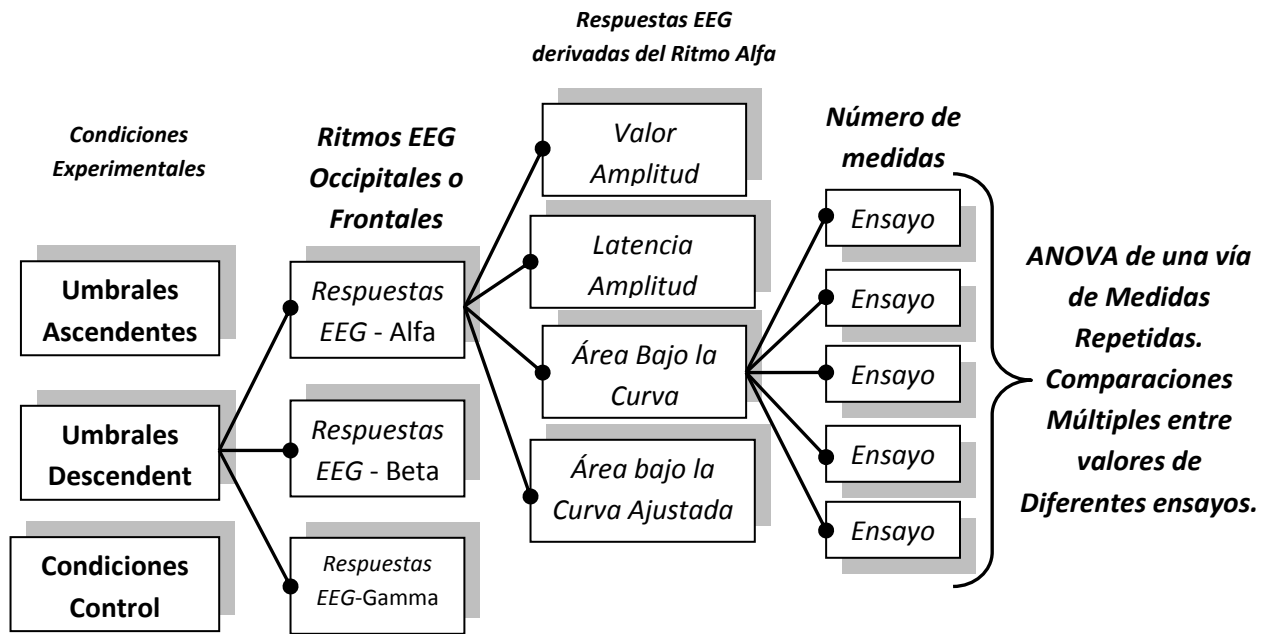


Figura 21. Esquema que representa las comparaciones realizadas entre los diversos ensayos derivados de la variable *área bajo la curva* como *respuesta EEG* del *ritmo alfa* en la valoración de umbrales ascendentes.

Los resultados derivados de estos análisis comparativos se presentan en el apartado correspondiente al *anexo 9.10*.

4.6 *Análisis de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.*

Se planteó una pregunta orientada a estudiar si las latencias de valores al mínimo del ritmo alfa y latencias de los valores al máximo de los ritmos beta y gamma podían constituirse en respuestas EEG indicadoras de procesos de activación, percepción y toma de decisión involucrados en la discriminación temporal visual de los umbrales.

La primera cuestión: *¿Existen diferencias en las latencias de los ritmos EEG derivadas de la valoración de los umbrales y las condiciones control?*

Se orientó a comprobar si las latencias del ritmo alfa, beta y gamma de los umbrales *ascendentes* y *descendentes* como respuestas EEG anticipatorias al reporte del umbral (0 seg) presentan una tendencia a la estabilidad temporal; diferenciándose en el tiempo y presentando una menor variabilidad con las respectivas latencias de los ritmos alfa, beta y gamma de las *condiciones control*, las cuales al no mantener una aparente relación con el momento de finalización de la tarea (0 seg.) presentarían una mayor variabilidad como posible manifestación aleatoria.

Tomadas las variables correspondientes a las latencias de:

- *Latencia de amplitud mínima alfa.*
- *Latencia de amplitud máxima beta.*
- *Latencia de amplitud máxima gamma.*

Calculadas tanto en registros occipitales como frontales de las diferentes condiciones experimentales.

De este modo, al interior de un ritmo EEG correspondiente a una zona de registro, se realizaron comparaciones múltiples entre los diecisiete valores de latencias de

cada una de las diferentes condiciones experimentales, empleando análisis de varianza de una vía (*Anova de medidas repetidas*), y en los casos en los cuales no hubo una distribución normal de la variable analizada se empleó análisis de varianza por rangos (*Friedman - Anova por rangos de medidas repetidas*).

A continuación se muestra una gráfica que representa valores promedio y dispersiones (EEM) de las latencias de las amplitudes de los ritmos EEG correspondientes a las diferentes tareas, derivadas tanto de registros frontales como occipitales.

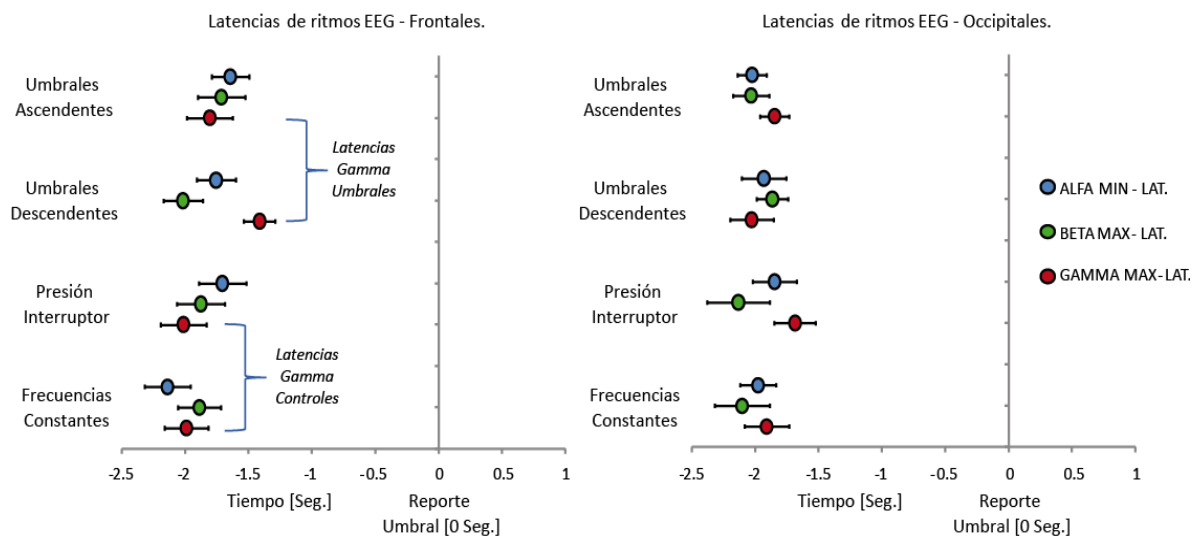


Figura 22. Valores de latencias (Media \pm EEM) de ritmos EEG [● Lat. amplitud mínima de alfa; ● Lat. amplitud máxima de beta; ● Lat. amplitud máxima de gamma] calculadas en registros frontales (izquierda) y en registros occipitales (derecha) en el desarrollo de las diferentes condiciones experimentales. Eje X, tiempo de ejecución de la tarea [seg.], siendo los 0 segundos el reporte de los umbrales.

Tanto a nivel frontal como occipital, no se revelaron diferencias con las comparaciones realizadas entre latencias de las diferentes condiciones

experimentales. Esto lleva a considerar que las latencias de la *amplitud mínima alfa* y las latencias de las *amplitudes máximas beta y gamma* no se constituyen en un parámetro que permita diferenciar las tareas de discriminación temporal visual de las condiciones control (presión del interruptor y observación de frecuencias *flicker* constantes).

No obstante, se observó la tendencia de mayores valores en las *latencias de las amplitudes máximas del ritmo gamma frontal* de los umbrales *ascendentes y descendentes*, comparados con los valores de estas latencias en las condiciones control. De hecho, el análisis comparativo entre las diversas condiciones experimentales empleando esta variable, estuvo próximo a niveles de significancia, [anova, $F[3,16] = 2.63, p = 0.06$].

Este resultado condujo a la realización de un análisis comparativo adicional mediante una prueba *t* – pareada, juntando los valores de las *latencias de las amplitudes máximas del ritmo gamma frontal* de ambas modalidades de umbrales, comparándolas con valores de estas latencias de las condiciones control, los cuales también fueron agrupados. A continuación se muestran resultados derivados de dicha comparación.

	Media	Desviación Estándar	Prueba <i>t</i> pareada
Lat. Gamma Max. Umbrales.	-1.61	0.65	$t = 2.03, p = 0.050$
Lat. Gamma Max. Controles.	-2.00	0.71	
Diferencias	0.39	1.12	

Tabla 12. Resultados de la comparación entre valores de *latencias de amplitudes máximas del ritmo gamma frontal* de los umbrales (*ascendente y descendente*) y de las condiciones control (*presión interruptor y observación de frecuencias constantes*).

Lat: latencia. Máx: Máxima.

Aunque esta comparación muestre una tendencia de mayores valores de las *latencias de la máxima amplitud de gamma frontal* en los umbrales comparados con valores de los controles, dicho resultado aunque próximo no fue significativo debido a que el poder de prueba ($\alpha = 0.390$) estuvo por debajo del nivel deseado ($\alpha = 0.80$). Sin embargo, esta tendencia reveló que las *máximas amplitudes del ritmo gamma frontal* en las tareas que implicaron la discriminación temporal visual se encontraron más próximas a los 0 segundos (-1.61 seg. en los *umbrales*), que en la escala de tiempo de ejecución de la tarea correspondió a la acción motora para el reporte de los umbrales.

Autores como Siegel, Engel y Donner (2011), mediante estudios con MEG han reportado incrementos de las oscilaciones gamma (50 – 80 Hz) en áreas frontales, en momentos próximos a la acción motora de la presión de un botón, como reporte de una tarea visual que consistió en detectar la coherencia de patrones de movimiento. No obstante, estos autores precisan que este aumento en la potencia de la banda gamma en áreas frontales empieza a ocurrir aproximadamente desde los 0.5 segundos previos a dicha acción motora (0 *segundos*); planteando que esta actividad gamma – frontal se constituye en un indicador de la toma de decisión que precede la acción motora de la presión del botón.

Es claro que la latencia de los aumentos de gamma frontal en tareas de detección visual reportados por Siegel, Engel y Donner (2011), difieren de la tendencia de los valores de *latencias de la máxima amplitud de gamma frontal* calculada en el reporte de los umbrales (-1.60 seg \pm 0.65), esto lleva a cuestionar la posibilidad de que este aumento en la potencia del ritmo gamma frontal detectado con dicha latencia no se relacione únicamente con la toma de decisión.

Basar-Eroglu y colaboradores (1996), demostraron incrementos de la banda gamma (30 – 50 Hz) en áreas frontales desde un segundo antes del reporte del cambio perceptual de un estímulo visual que podía ser percibido de forma

reversible o ambigua, fenómeno denominado *percepción multi-estable* (ver apartado teórico). Los autores plantean que aunque la información sensorial es procesada en campos receptivos de áreas visuales primarias y de asociación, una tarea perceptual como la identificación de un cambio visual requiere la integración de diversa información del estímulo, la cual se procesaría en regiones de asociación – multimodal como las áreas frontales, siendo las oscilaciones gamma en estas zonas evidencia de este tipo de procesamiento.

Pese a la anterior propuesta sobre el rol de la banda gamma en áreas frontales, los autores discuten que en el segmento de un segundo previo al reporte del cambio perceptual, los incrementos observados en la potencia de esta banda y en estas áreas, también se han asociado con procesos de atención selectiva y con la planificación de la acción motora (Pfurtscheller et al., 1994 citado por Basar-Eroglu et al., 1996).

Lo anterior conduce a cuestionar si la detección de estos cambios en la banda gamma de áreas frontales corresponde a procesos de atención selectiva, procesamiento perceptual o toma de decisión en la ejecución de la acción motora que exigió el reporte de los umbrales.

Al respecto, merecen analizarse magnitudes de la potencia asociadas con las latencias calculadas, pues sus valores por si solos no se constituyen en un indicador para resolver la cuestión anterior. Por ejemplo, aunque se hubiesen hallado diferencias entre los umbrales y las condiciones control con las *latencias de la máxima amplitud de gamma frontal*, este dato no necesariamente indicaría que en dicho momento del tiempo la potencia de esta banda en el reporte de los umbrales fuese superior a la detectada con la presión del interruptor o la observación del estímulo luminoso en una frecuencia constante (*frecuencia umbral*); pues si se tiene en cuenta el cálculo de esta variable corresponde al

tiempo de la amplitud máxima detectada en un vector de valores porcentuales de la banda gamma y no a un valor de magnitud de potencia.

Por tanto, determinar si cambios en los valores porcentuales de los ritmos EEG se constituyen en indicadores de procesos atencionales, perceptuales o de toma de decisión, involucrados en el desarrollo de las tareas de discriminación temporal visual, exige la realización de análisis comparativos entre las diferentes condiciones experimentales empleando valores de los porcentajes aportadas por los ritmos EEG. Análisis a abordarse en próximos apartados.

Sin embargo, considerando de nuevo la información correspondiente a las *latencias* de los ritmos EEG, un segundo abordaje se orientó al análisis de la variabilidad al interior de cada evaluado, lo cual tendría consecuencias sobre el valor de la latencia calculado y empleado en el anterior análisis comparativo; pues como se describió en anteriormente el valor de latencia de los ritmos EEG consistieron en una promediación de latencias detectadas en los diferentes ensayos correspondientes a cada tarea.

4.7 Análisis de variabilidad de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.

Para analizar la *variabilidad* de las *latencias* de las *amplitudes mínimas del ritmo alfa* y de las *amplitudes máximas de los ritmos beta y gamma* frontales y occipitales, se tomaron los valores de estas variables derivados de cada ensayo al interior cada tarea y en lugar de obtener un valor promedio por cada participante, se obtuvo una medida de dispersión que consistió en la desviación estándar. A continuación se presentan valores (media y error estándar) de la *variabilidad* de las *latencias* de las bandas EEG tanto a nivel frontal como occipital en las diferentes condiciones experimentales.

Descripción de variabilidad de latencias de ritmos EEG de registros frontales.								
Variable	Umbral Ascendente		Umbral Descendente		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor	
	Media	EEM	Media	EEM	Media	EEM	Media	EEM
Desviación. Estándar Latencia Alfa Min.	1.40	0.06	1.30	0.09	1.11	0.05	1.17	0.12
Desviación. Estándar Latencia Beta Max.	1.26	0.08	1.22	0.07	1.12	0.09	1.14	0.11
Desviación. Estándar Latencia Gamma Max	1.22	0.06	1.26	0.10	1.23	0.09	1.23	0.14

Descripción de variabilidad de latencias de ritmos EEG de registros occipitales.								
Variable	Umbral Ascendente		Umbral Descendente		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor	
	Media	EEM	Media	EEM	Media	EEM	Media	EEM
Desviación. Estándar Latencia Alfa Min.	1.48	0.06	1.33	0.08	1.20	0.10	1.22	0.14
Desviación. Estándar Latencia Beta Max.	1.39	0.08	1.28	0.07	1.05	0.06	1.02	0.10
Desviación. Estándar Latencia Gamma Max.	1.32	0.06	1.35	0.07	1.26	0.08	1.25	0.16

Tabla 13. Valores de las *desviaciones estándar de latencias de las amplitudes mínimas alfa y de las amplitudes máximas beta y gamma en las diferentes condiciones experimentales*, tanto a nivel *frontal* como *occipital*. Se muestran datos de la media y el error estándar (EEM) de las desviaciones estándar calculadas.

Mín: Mínima. Máx: Máxima.

Como puede observarse los anteriores valores revelaron que las *latencias* de las amplitudes mínimas de *alfa* y de las amplitudes máximas de *beta* frontales, presentaron una mayor variabilidad en los umbrales *ascendentes* y *descendentes*, en contraste con los valores de variabilidad de las tareas control. Tendencia que se observó también a nivel occipital, pues la variabilidad de las latencias de las amplitudes de los tres ritmos EEG, resultaron ser mayores en las tareas que exigieron la discriminación temporal visual (*umbrales*) si se compara con valores de variabilidad de las tareas control.

Estos datos aparentemente resultan contrarios a lo esperado. Pues teniendo en cuenta los principios básicos de las respuestas EEG asociadas con acontecimientos discretos, se esperaba que las latencias EEG asociadas al reporte del umbral (0 segundos) presentaran una tendencia a la estabilidad temporal, representada como una menor variabilidad en las latencias de los ritmos EEG comparadas con latencias de las *condiciones control*, las cuales al no mantener una relación con el momento de finalización de la tarea (0 segundos) presentarían una mayor variabilidad como respuesta EEG aleatoria.

No obstante, desde la literatura se ha reportado al interior de los participantes la variabilidad ensayo a ensayo de componentes de latencia en respuestas EEG con el desarrollo de tareas que implican la detección de estímulos visuales y toma de decisión. La mayoría de estudios han evidenciado estas variaciones de las latencias (*jitter*) con aumentos de la potencia de la banda gamma occipital, planteando que estos retardos o adelantamientos en las latencias podrían asociarse a los diferentes los momentos en que se percibe el estímulo o se toma una decisión en la ejecución de la tarea (Tallon – Baudry & Bertrand, 1999; Luck, 2005).

Dicha variabilidad en componentes de latencia EEG es conocida como *respuestas inducidas*, y representa potenciales endógenos caracterizados por el aumento o la disminución en la potencia de una banda como respuesta EEG producida ante la demanda de una tarea, diferenciándose de los *potenciales evocados* convencionales, considerados como cambios en el potencial eléctrico del sistema nervioso como respuesta a la aplicación de un estímulo en algún receptor nervioso especializado o en su vía y caracterizados por una estabilidad temporal en la magnitud de dicho de cambio, así se conocen potenciales evocados auditivos, visuales, somato-sensoriales y motores (Luck, 2005).

La identificación de una mayor variabilidad en las latencias de los ritmos EEG con el desarrollo de los umbrales, condujo al diseño de un procedimiento que permitiera calcular cambios en los porcentajes aportados por el ritmo alfa, beta y gamma a partir de los diversos ensayos realizados por los participantes, puesto que ante el fenómeno *jitter* la promediación convencional tiende a atenuar los cambios de potencias como posibles respuestas EEG asociadas a un evento. Dicho procedimiento permitió obtener las variables *áreas bajo la curva ajustadas* de los ritmos EEG, tanto a nivel frontal como occipital.

No obstante, pese a detectar variaciones en las latencias de las amplitudes de los ritmos EEG con el desarrollo de los umbrales; se llevó a cabo un análisis con el objeto de explorar la relación de los cambios de las *latencias* de las amplitudes de cada ritmo, tanto a nivel frontal como occipital, con el número de valoraciones de cada modalidad de los umbrales, los ensayos de los cuales fueron derivados los valores de latencias.

Para esto, inicialmente se llevó a cabo una promediación de los valores de las diferentes latencias al interior de cada ensayo, obteniendo *cinco valores* de *latencias* de las *amplitudes mínimas* de *alfa*, como también *cinco valores* de las *latencias* de las *amplitudes máximas* de *beta* y *gamma*, tanto a nivel frontal como occipital y correspondientes a cinco reportes de umbrales *ascendentes* y *descendentes*. Los anteriores valores representan una tendencia de la latencia de amplitudes detectadas en cada ritmo correspondientes a cada ensayo y se analizó su relación con el número de valoraciones de *umbrales ascendentes* y *descendentes* mediante un análisis de correlación de *Sperman*. A continuación se presentan los resultados derivados de este análisis.

Correlación entre Valores Promedio de Latencias de ritmos EEG derivados de **Umbrales Ascendentes** y Número de los Ensayos.

Variables	Ensayo 1	Ensayo 2	Ensayo 3	Ensayo 4	Ensayo 5	Valor <i>r</i>	Valor <i>p</i>
Lat. Alfa Min. FRT	-1.97 seg.	-1.74 seg.	-1.75 seg.	-1.49 seg.	-1.28 seg.	0.96	< 0.01
Lat. Beta Max. FRT	-1.84 seg.	-1.65 seg.	-1.50 seg.	-1.94 seg.	-1.65 seg.	0.08	> 0.05
Lat. Gamma Max. FRT	-1.60 seg.	-1.69 seg.	-2.63 seg.	-1.29 seg.	-1.81 seg.	-0.005	> 0.05
Lat. Alfa Min. OCC	-2.57 seg.	-2.13 seg.	-1.66 seg.	-1.74 seg.	-2.01 seg.	0.65	> 0.05
Lat. Beta Max. OCC	-1.88 seg.	-2.06 seg.	-2.34 seg.	-2.13 seg.	-1.75 seg.	0.13	> 0.05
Lat. Gamma Max. OCC	-1.91 seg.	-2.25 seg.	-1.82 seg.	-1.21 seg.	-2.04 seg.	0.31	> 0.05

Correlación entre Valores Promedio de Latencias de ritmos EEG derivados de **Umbrales Descendentes** y Número de los Ensayos.

Variables	Ensayo 1	Ensayo 2	Ensayo 3	Ensayo 4	Ensayo 5	Valor <i>r</i>	Valor <i>p</i>
Lat. Alfa Min. FRT	-2.26 seg.	-1.66 seg.	-1.24 seg.	-2.25 seg.	-1.37 seg.	0.39	> 0.05
Lat. Beta Max. FRT	-2.60 seg.	-1.57 seg.	-1.84 seg.	-1.82 seg.	-2.25 seg.	0.17	> 0.05
Lat. Gamma Max. FRT	-1.37 seg.	-1.78 seg.	-1.32 seg.	-1.25 seg.	-1.35 seg.	0.42	> 0.05
Lat. Alfa Min. OCC	-2.04 seg.	-2.15 seg.	-1.99 seg.	-1.69 seg.	-1.79 seg.	0.81	> 0.05
Lat. Beta Max. OCC	-1.99 seg.	-2.65 seg.	-1.41 seg.	-1.34 seg.	-1.94 seg.	0.41	> 0.05
Lat. Gamma Max. OCC	-2.18 seg.	-1.63 seg.	-2.26 seg.	-2.15 seg.	-1.91 seg.	0.009	> 0.05

Tabla 14. *Valores Promedio de Latencias de ritmos EEG Frontales y Occipitales* (en segundos), obtenidos en los cinco ensayos de los *Umbrales Ascendentes* (a nivel superior) y *Umbrales Descendentes* (a nivel inferior). Y resultados de análisis de correlación entre valores promedio de latencias de los ritmos y número de los ensayos de valoración.

Se muestran datos del promedio de latencias *en segundos*, valores de correlación *r*, y valores de significancia *p*.

Lat: Latencia. Mín: Mínima. Máx: Máxima. FRT: Frontal. OCC: Occipital.

Como puede observarse la única de las latencias que presentó una relación significativa con el número de los *ensayos de valoración* de los *umbrales ascendentes*, fueron los *valores promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal* ($r = 0.96$, $p < 0.01$). Este análisis reveló que las latencias alfa, que representan los momentos de la máxima disminución de este ritmo, fueron aproximándose más al momento de la acción motora correspondiente al reporte del umbral (0 seg.) con cada ensayo de valoración de los *umbrales ascendentes*.

Lo anterior no solo permite plantear que los cambios en latencias del ritmo alfa frontal mantiene una relación con el número de los ensayos, sino que además los momentos en que se presentan las disminuciones de la potencia del ritmo alfa frontal podrían explicarse desde la experiencia de ensayos sucesivos en umbrales ascendentes. Así se llevó a cabo un análisis de regresión lineal simple, tomando como variables independientes el número de las valoraciones de los umbrales ascendentes, y como variables dependientes los cinco *valores promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal* derivados de los umbrales ascendentes. A continuación se presenta información correspondiente de dicho análisis.

Número ensayos de valoración y valores promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal.						
R²	R² Ajustado	R	EEM	Observaciones		
0.937	0.91	0.96	0.07	5		

Variable	Coficiente	EEM	t (gl=3)	Valor p	Intervalos de Confianza	
					95% Inferior	95% Superior
Intercepto	-2.13	0.08	-26.35	0.0001	-2.39	-1.87
Ensayo β	0.16	0.02	6.68	0.0068	0.08	0.24

Tabla 15. Resultados de los análisis de regresión lineal simple del orden de los ensayos de valoración y valores promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal.

R². valor r cuadrado. *EEM*. error estándar. *gl*. grados de libertad. *p*. valor de significancia.

Este análisis revela que la variabilidad de valores *promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal* derivadas de los umbrales ascendentes puede ser explicada desde el número de los ensayos, puesto que con las valoraciones sucesivas fueron aumentando los valores de estas latencias (*Coficiente $\beta = 0.16$*), resultando además una tendencia significativa ($p = 0.0068$).

En la siguiente figura, se muestra la línea de tendencia del modelo lineal con su respectiva ecuación derivada del análisis de regresión lineal simple realizado. Para una mejor comprensión de la tendencia revelada con los análisis, en la gráfica se dispuso el *eje X*, como el tiempo de ejecución de la tarea y el *eje Y*, como el número de los ensayos de valoración de los umbrales.

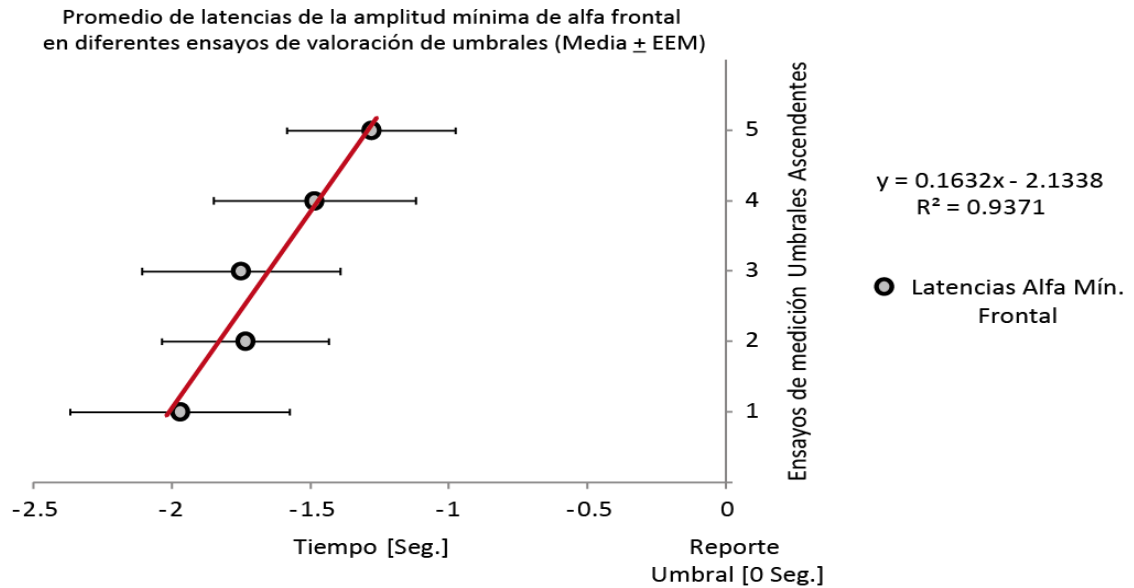


Figura 23. Valores (Media \pm EEM) promedio de latencias de la amplitud mínima de alfa frontal [●, Latencias Alfa Mín. Frontal] en diferentes ensayos de valoración de umbrales ascendentes. Eje X, tiempo de ejecución de la tarea [seg.], siendo los 0 segundos el reporte de los umbrales. Eje Y, Ensayos de valoración de los umbrales ascendentes.

Teniendo en cuenta que las disminuciones de la potencia del ritmo alfa en áreas frontales se han asociado con cambios atencionales o procesos de activación requeridos en la ejecución de tareas de detección visual (Barry et al., 2007; Siegel, Engel & Donner; 2011). Este resultado reveló que el momento de cambio atencional o de una posible activación, con cada ensayo de valoración ocurrió en

un tiempo más próximo al reporte del umbral ascendente. Es decir, que la diferencia de tiempo entre una activación como respuesta EEG anticipatoria a los umbrales ascendentes y la acción motora que representa el reporte del umbral (0 segundos) con cada ensayo de valoración fue reduciéndose.

Finalmente desde la literatura se presentan limitaciones para discutir diversos aspectos de estos resultados relacionados con la variabilidad de las latencias en los ritmos, como por ejemplo: *¿Por qué dicha variabilidad de latencias de amplitudes de ritmos EEG fue mayor en las tareas de los umbrales que en las tareas control?*, y respecto a los análisis de relación entre las latencias de las amplitudes de ritmos EEG y los ensayos de valoración de los umbrales *¿Por qué se halló únicamente dicha relación con latencias de amplitudes mínimas del ritmo alfa?* y siendo más precisos *¿Por qué únicamente con latencias de dicho ritmo derivadas de registros de áreas frontales, y solo con los ensayos de valoración de umbrales ascendentes?*.

Parte de la mencionada limitación en la literatura, se justifica en que ante la identificación del fenómeno *jitter* o de variabilidad en las latencias de los ritmos EEG, los esfuerzos de gran parte de los estudios se han orientado en el diseño de procedimientos que permitan detectar la respuesta EEG asociada al desarrollo de la tarea, contrarrestando la atenuación ante el empleo de métodos como la promediación convencional de vectores de potencias o señales fijas en el tiempo (Tallon – Baudry & Bertrand, 1999; Luck, 2005). Razón por la cual los resultados derivados de los análisis entre latencias de amplitudes mínimas alfa frontal y los ensayos de valoración de los umbrales ascendentes, se convierten en hallazgos que van más allá de la identificación de cambios en las latencias, permitiendo la posibilidad de explicar que el fenómeno de variabilidad de la latencias de este ritmo mantuvo una relación con la realización de ensayos sucesivos de esta tarea.

4.8 Conclusiones del análisis de latencias de las amplitudes de los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.

- No se revelaron diferencias entre las tareas que involucraron la discriminación temporal visual (umbrales) y las condiciones control con valores de latencias de amplitudes de los ritmos EEG.
- La variable *latencia de las amplitudes máximas de gamma frontal* tendió a mostrar diferencias entre las condiciones experimentales, siendo para las tareas de los umbrales más próxima al momento del reporte del umbral (0 segundos.). Pese a que dicho resultado podría encontrarse asociado a procesos de atención, percepción o toma de decisión en relación a la acción motora, merecen realizarse análisis que lleven a considerar la magnitud de la potencia de dicha amplitud en ese momento de las tareas.
- Se reveló una mayor variabilidad en las latencias de las amplitudes de los ritmos frontales y occipitales con las tareas de discriminación temporal visual (*umbrales*), en contraste con las respectivas latencias de las tareas control. Se discute que dicha variabilidad en componentes de latencia podría corresponder a *respuestas inducidas*, que representan potenciales endógenos en tareas que demandan de atención, detección visual y toma de decisión, posibles procesos involucrados en la discriminación temporal visual y en el respectivo reporte de los umbrales.
- Finalmente se reveló que los cambios en valores *promedio de latencias de las amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal* derivadas de los umbrales ascendentes pudo ser explicada desde el número de los ensayos. Este resultado, mostraría que el momento de un cambio atencional o de una posible activación requerido en la ejecución de la tarea, con cada ensayo de valoración ocurrió en un tiempo más próximo al reporte del umbral ascendente (0 seg).

Esto no solo permite plantear que el fenómeno de cambios en latencias del ritmo alfa frontal mantuvo una relación con el número de los ensayos, sino que además los momentos en que se presenta la disminución de la potencia del ritmo alfa frontal podrían explicarse desde la experiencia de realizar ensayos sucesivos en la tarea de los umbrales ascendentes.

4.9 *Análisis de variaciones de valores porcentuales aportados por ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.*

Se planteó una pregunta orientada a estudiar diferencias entre las respuestas EEG derivadas de la valoración de la capacidad de discriminación temporal visual (*umbrales*) y de la ejecución de tareas control.

¿Existen diferencias en los valores aportados por ritmos EEG derivados de la valoración de los umbrales y las condiciones control?

Esta cuestión se orientó a comparar entre las diferentes condiciones experimentales las tres variables de magnitudes aportadas por los ritmos EEG, derivadas del reporte de umbrales *ascendentes* y *descendentes* con valores derivados de las *condiciones control*

- *Amplitudes pico de ritmos EEG.*
- *Áreas bajo la curva de ritmos EEG.*
- *Áreas bajo la curva ajustadas de ritmos EEG.*

Este abordaje, se orientó a comprobar cuál de estas variables se convertiría en un indicador de respuesta EEG asociadas al reporte de los umbrales; y a su vez ofreció la posibilidad de discutir se dichos indicadores involucrados en la discriminación temporal *ascendente* y *descendente*, podrían asociarse con procesos, activación, atención, percepción y toma de decisión.

De este modo se presentan los resultados de las tres variables mencionadas y posteriormente se llevará a cabo la discusión alrededor de los resultados derivados.

4.10 Análisis de Amplitudes Pico de los Ritmos EEG Frontales y Occipitales.

Inicialmente se tomaron las variables correspondientes las amplitudes pico:

- *Amplitud del valor mínimo de alfa.*
- *Amplitud del valor máximo de beta.*
- *Amplitud del valor máximo de gamma.*

Calculadas tanto en vectores de variaciones de potencias occipitales como frontales de las diferentes condiciones experimentales.

Antes de llevar a cabo los análisis de varianza comparando estos valores entre las diversas condiciones experimentales con el objeto de resolver la pregunta planteada, se realizaron *pruebas t* (*Test-t*) de comprobación de hipótesis, analizando las diferencias de cero (0) al interior de las amplitudes pico de los ritmos con cada condición experimental; con el objeto de evidenciar si las *amplitudes mínimas de alfa* se encontraban por debajo de niveles basales [0%], y en los casos de las magnitudes aportadas por las *amplitudes máximas beta* y *gamma* se encontraban por encima del nivel base [0%].

	Análisis Diferencias de cero (0) amplitudes pico – Frontal.						Análisis Diferencias de cero (0) amplitudes pico – Occipital.					
	Mín. Alfa		Máx. Beta		Máx. Gamma		Mín. Alfa		Máx. Beta		Máx. Gamma	
	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Ascendente	-11.3	<.001	10.9	<.001	7.3	<.001	-7.3	<.001	7.5	<.001	11.9	<.001
Descendente	-14.2	<.001	14.2	<.001	8.7	<.001	-8.7	<.001	15.5	<.001	11.3	<.001
Frec. Cons	-8.1	<.001	17.2	<.001	5.1	<.001	-8.1	<.001	9.4	<.001	9.2	<.001
Presión	-10.2	<.001	10.2	<.001	8.0	<.001	-6.4	<.001	8.7	<.001	5.3	<.001

Tabla 16. *Izquierda*, resultados de análisis a las *amplitudes pico* de ritmos EEG frontales. *Derecha*, resultados de análisis a los *amplitudes pico* de ritmos EEG occipitales. *Test-t*, comprobación de hipótesis, análisis de diferencias respecto al nivel basal [0%] al interior de las diferentes amplitudes: Amplitud Mínima de Alfa, Amplitud Máxima de Beta y Amplitud Máxima de Gamma.

t . valor de la t p . valor de significancia (dos colas).

Estos resultados revelan que estas magnitudes de potencias aportadas por los ritmos en las diferentes tareas representan cambios respecto a un nivel basal de cada ritmo, siendo este el valor del [0%]. De forma general, dichos cambios tanto a nivel frontal como occipital se caracterizaron por disminuciones de valores de la banda alfa y aumentos de los ritmos beta y gamma en todas las condiciones experimentales. Sin embargo, es claro que estos resultados no permiten establecer diferencias entre las diferentes condiciones experimentales en lo que respecta a las magnitudes aportadas por los ritmos EEG. Para esto, al interior de cada ritmo EEG correspondiente a una zona de registro, se realizaron comparaciones múltiples entre los diecisiete valores de *amplitudes* de las diferentes condiciones experimentales, empleando análisis de varianza de una vía (*Anova de medidas repetidas*), y en los casos en los cuales no hubo una distribución normal de la variable analizada se empleó análisis de varianza por rangos (*Friedman - Anova por rangos de medidas repetidas*).

A continuación se muestran valores promedio y dispersiones (error estándar) junto con información de los análisis de varianza con las amplitudes pico de los ritmos EEG correspondientes a las diferentes tareas, derivadas tanto de las variaciones de las potencias frontales como occipitales.

Amplitudes pico de Ritmos EEG Frontales y Análisis de Varianza entre las Condiciones Experimentales.

Variables	Umbrales Ascendentes		Umbrales Descendentes		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor		Análisis de Varianza.
	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	
AMP-MIN-ALFA	-11.96	3.76	-13.48	3.89	-9.81	4.99	-14.19	5.70	F[3,16]= 3.99, p = 0.013
AMP-MAX-BETA	9.35	3.52	10.72	3.11	9.85	2.35	10.29	4.13	Friedman. p = 0.41
AMP-MAX-GAMMA	8.33	4.69	8.81	4.13	5.36	4.26	10.68	5.46	Friedman. p < 0.001

Amplitudes pico de Ritmos EEG Occipitales y Análisis de Varianza entre las Condiciones Experimentales.

Variables	Umbrales Ascendentes		Umbrales Descendentes		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor		Análisis de Varianza.
	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	
AMP-MIN-ALFA	-11.78	6.65	-13.62	6.41	-11.53	5.80	-15.83	10.05	Friedman. p = 0.007
AMP-MAX-BETA	8.04	4.41	8.94	2.36	8.93	3.89	10.18	5.74	F[3,16]= 2.07, p = 0.27
AMP-MAX-GAMMA	12.46	4.30	12.90	4.70	9.12	4.06	9.42	7.27	F[3,16]= 2.89, p = 0.045

Tabla 17. Valores en porcentaje (Media \pm D.E.) de *amplitudes pico* de ritmos EEG frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales; e información de los análisis de varianza comparando estos valores entre las diferentes tareas. AMP: Amplitud. Mín: Mínima. Máx: Máxima. D.E. Desviación Estándar.

Los análisis de varianza revelaron un menor valor de la amplitud del pico del ritmo alfa frontal con la *presión del interruptor* comparada con la observación del estímulo *flicker* presentado en una *frecuencia constante* [anova, F[3,16] = 3.99, $p = 0.0024$]. Sin embargo, las amplitudes de este pico alfa en los *umbrales descendentes* y en los *umbrales ascendentes*, también mostraron la tendencia de presentar valores de menor potencia alfa comparados con los respectivos valores de la observación del estímulo luminoso en *frecuencias constantes* (Ver **Tabla 17**, valores promedio AMP-MIN-ALFA frontal). De hecho, la prueba post-hoc con dichos valores, entre los *umbrales descendentes* y *frecuencias constantes* ofreció como resultado una diferencia de medias de 3.66% con un valor $p = 0.0102$, sin embargo, debido a que el valor p no resultó inferior al nivel crítico ($p = 0.010$).

A su vez se encontraron diferencias con los valores de la *amplitud máxima de gamma* frontal, siendo mayor la potencia aportada por este ritmo con la *presión del interruptor* comparada con la observación del estímulo *flicker* presentado en *frecuencias constantes* [Friedman $q = 6.95$, Test de Turkey. $p < 0.05$]. Asimismo fue mayor la potencia de estas amplitudes gamma frontal con el desarrollo de los *umbrales descendentes* en contraste con la tarea control de la observación del estímulo en *frecuencias constantes* [Friedman $q = 5.07$, Test de Turkey. $p < 0.05$]. Merece mencionarse que aunque no se hallaron diferencias significativas entre esta tarea control y los *umbrales ascendentes*, las potencias gamma frontal de esta última tarea tendieron a ser mayores con una media de 8.33 [%] comparada con una media de 5.36 [%] de las potencias de la observación de *frecuencias constantes* (Ver **Tabla 17**, valores promedio AMP-MAX-GAMMA frontal). Mientras que con las *amplitudes máximas del ritmo beta* frontal no se revelaron diferencias entre las diferentes condiciones experimentales [Friedman. $p = 0.41$].

Respecto a los análisis de varianza con las amplitudes de los ritmos EEG derivadas de potencias occipitales. Se reveló un menor valor de la amplitud mínima del ritmo alfa occipital con la *presión del interruptor* comparada con las mínima potencia aportada por este ritmo desde la observación del estímulo *flicker* en *frecuencias constantes* [Friedman $q = 4.32$, Test de Turkey. $p < 0.05$] y comparada con los valores de esta amplitud mínima alfa desde los *umbrales ascendentes* [Friedman $q = 3.94$, Test de Turkey. $p < 0.05$]. A su vez, aunque se observó la tendencia de un menor valor en estas potencias alfa frontales con los *umbrales descendentes* con una media de -13.62 [%] comparada con la media de las potencias alfa frontales derivadas de la observación de *frecuencias constantes* -11.58 [%], no se presentó una diferencia significativa en la prueba comparativa post-hoc.

Mientras que con las *amplitudes máximas del ritmo beta* occipital no se revelaron diferencias entre las diferentes condiciones experimentales [anova, $F[3,16] = 2.07$,

$p = 0.27$]. Merece señalarse la tendencia de mayores valores de las *amplitudes máximas gamma* occipitales con los *umbrales ascendentes* y los *umbrales descendentes*, comparada con los respectivos valores de las tareas control; de hecho, aunque el análisis de varianza reveló significancia [anova, $F[3,16]= 2.89$, $p = 0.045$], las comparaciones post-hoc no resultaron significativas debido a que los valores p no fueron inferiores a los valores críticos (p ajustadas) como se muestra de forma detallada en la siguiente tabla.

Comparaciones múltiples con valores de amplitudes máximas gamma – occipital entre modalidades de umbrales y tareas control.

Amplitud Máxima Gamma Occipital	Diferencia de Medias	Valor t	Valor p . No Ajustada	Valor Crítico p .
<i>Descendente VS. Frec. Constantes</i>	3.78 [%]	2.29	0.026	0.009
<i>Descendente VS. Presión</i>	3.47 [%]	2.11	0.040	0.010
<i>Ascendente VS. Frec. Constantes</i>	3.34 [%]	2.03	0.047	0.013
<i>Ascendente VS. Presión</i>	3.04 [%]	1.84	0.070	0.017

Tabla 18. Información derivada de las comparaciones múltiples (post – hoc. Holm - Sidak) con valores en porcentaje de las amplitudes máximas gamma – occipital, entre los umbrales: *Ascendentes* y *Descendentes*; y las tareas control: *Frecuencias Constantes* y *Presión del Interruptor*.

t . valor de la t p . valor de significancia.

4.11 Análisis de Áreas Bajo la Curva de los Ritmos EEG Frontales y Occipitales.

Con las variables correspondientes a las áreas bajo la curva calculadas tanto en vectores de variaciones de potencias occipitales como frontales de las diferentes condiciones experimentales:

- Área bajo la curva alfa.
- Área bajo la curva beta.
- Área bajo la curva gamma.

Primero se realizaron *pruebas t* (*Test-t*) de comprobación de hipótesis, analizando las diferencias de cero (0) al interior de los valores de los ritmos con cada condición experimental; con el objeto de evidenciar si valores *de la banda alfa* se encontraban por debajo de niveles basales y en los casos de las magnitudes aportadas por las *áreas bajo la curva de las bandas beta y gamma* se encontraban por encima del nivel base.

	Análisis Diferencias de cero (0) Áreas Bajo la Curva Ajustadas – Frontales.						Análisis Diferencias de cero (0) Áreas Bajo la Curva Ajustadas – Occipitales.					
	ABC. Alfa		ABC. Beta		ABC. Gamma		ABC. Alfa		ABC. Beta		ABC. Gamma	
	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Ascendente	-0.03	0.97	-1.02	0.32	0.81	0.42	-1.7	0.09	-1.1	0.26	3.49	0.003
Descendente	-2.19	0.04	0.08	0.93	2.06	0.05	-1.6	0.12	0.11	0.91	2.23	0.040
Frec. Cons	3.40	0.003	-2.79	0.006	-1.8	0.09	0.99	0.33	-0.9	0.36	-0.45	0.65
Presión	-1.68	0.11	-0.38	0.70	1.89	0.07	-1.0	0.31	2.28	0.036	-0.06	0.95

Tabla 19. *Izquierda*, resultados de análisis a las *áreas bajo la curva* de ritmos EEG frontales. *Derecha*, resultados de análisis a las *áreas bajo la curva* de ritmos EEG occipitales. *Test-t*, comprobación de hipótesis, análisis de diferencias respecto al nivel basal [0%] al interior de las diferentes ritmos EEG.

ABC: Área Bajo la Curva. *t*. valor de la *t* *p*. valor de significancia (dos colas).

Estos resultados con valores de las áreas bajo la curva revelan que no con todas las tareas se presentaron cambios en las potencias de los ritmos que representan diferencias respecto a un nivel basal [0%]. A nivel frontal, solo los *umbrales descendentes* mostraron disminuciones de los valores aportados por la banda alfa y aumentos de la banda gamma respecto a la línea base, mientras que con la tarea control de la observación del *flicker* presentado en *frecuencias constantes* se invirtió esta tendencia caracterizándose por un aumento de valores alfa y una disminución de la banda beta respecto a la línea base.

Mientras que a nivel occipital, los valores de áreas bajo la curva que consiguieron diferenciarse de la línea base correspondieron a las bandas gamma de los *umbrales ascendentes* y *descendentes*, junto con la potencia de la banda beta de la *presión del interruptor*.

Posteriormente al interior de cada ritmo EEG correspondiente a una zona de registro, se realizaron comparaciones múltiples entre los diecisiete valores de *áreas bajo la curva* de las diferentes condiciones experimentales, empleando análisis de varianza de una vía (*Anova de medidas repetidas*), y en los casos en los cuales no hubo una distribución normal de la variable analizada se empleó análisis de varianza por rangos (*Friedman - Anova*).

A continuación se ofrece una tabla que muestra tendencias de los valores de estas variables en las diferentes condiciones experimentales, junto con información de los análisis de varianza.

Áreas Bajo la Curva de Ritmos EEG Frontales y Análisis de Varianza entre Condiciones Experimentales													
Variable Comparada	Umbral Ascendente			Umbral Descendente			Frecuencias Constantes			Presión Interruptor			Anova de una vía Friedman
	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	
ABC-ALFA	-40.2	-8.7	38.5	-54.7	-20.8	17.5	11.8	38.6	59.8	-94.1	-21.5	40.4	$p = 0.003$
ABC-BETA	-43	-23.3	-2.7	-13.2	1.2	22	-30	-18.6	-5.0	-42.3	-11.7	25	$p = 0.403$
ABC-GAMMA	-28.6	-4.6	37.2	-9.7	11.8	48.8	-38.9	-24.5	9.8	-4.2	34.9	83.1	$p = 0.002$

Áreas Bajo la Curva de Ritmos EEG Occipitales y Análisis de Varianza entre Condiciones Experimentales													
Variable Comparada	Umbral Ascendente			Umbral Descendente			Frecuencias Constantes			Presión Interruptor			Anova de una vía Friedman
	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	Q1	Q2	Q3	
ABC-ALFA	-43.9	17.5	8.4	-73.7	31.8	10.7	37.7	-0.4	79.7	-126	-44.4	77.4	$p = 0.046$
ABC-BETA	-57.4	20.9	20.2	-13.2	0.10	25.2	-44	10.7	20.4	1.1	47.5	85.6	$p = 0.17$

Variable Comparada	Umbrales Ascendentes		Umbrales Descendentes		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor		Análisis de Varianza
	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	
ABC-GAMMA	53.06	62.70	37.41	69.14	-4.75	43.51	-1.76	114.91	F[3,16]= 2.70, $p = 0.056$

Tabla 20. Valores en porcentaje de *áreas bajo la curva* [Seg. *%Pwr] de ritmos EEG frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales; e información de los análisis de varianza comparando estos valores entre las diferentes tareas.

ABC: Áreas Bajo la Curva. Q: Cuartiles. D.E. Desviación Estándar.

De forma similar a los resultados derivados con las *amplitudes mínimas del ritmo alfa frontal*, se reveló con los valores de *áreas bajo la curva alfa frontal* una mayor disminución de valores aportadas por este ritmo con la ejecución de la tarea de la *presión del interruptor* [Friedman $q = 4.13$, Test de Turkey. $p < 0.05$] y el reporte de los *umbrales descendentes* [Friedman $q = 4.88$, Test de Turkey. $p < 0.05$], comparada con respectivos valores derivados de la *observación* del estímulo *flicker* presentado en *frecuencias constantes*. Las diferencias entre estos tratamientos se vieron acompañadas por mayores valores de *áreas bajo la curva gamma frontales* con la *presión* [Friedman $q = 4.50$, Test de Turkey. $p < 0.05$] y los

umbrales descendentes [Friedman $q = 4.32$, Test de Turkey. $p < 0.05$] en contraste con magnitudes gamma frontal correspondientes a la *observación* del estímulo *flicker*.

En cuanto a las áreas bajo la curva de ritmos EEG occipitales, desde los valores del ritmo alfa occipital ocurrió una mayor disminución con el reporte de los *umbrales descendentes*, comparada con valores de este ritmo aportados desde la *observación* del estímulo *flicker* presentado en *frecuencias constantes* [Friedman $q = 3.75$, Test de Turkey. $p < 0.05$]. Sin embargo, dicha tendencia aunque no resultó significativa también se observó con los valores de las potencias alfa frontal de los *umbrales ascendentes*, y la presión del interruptor, en contraste con valores de la *observación* del estímulo *flicker*, no obstante, la distribución de estos valores posiblemente impidió establecer diferencias significativas entre estos tratamientos (ver valores de *áreas bajo la curva alfa occipitales* en la *tabla 20*).

Por otro lado merece destacarse nuevamente la tendencia de mayores valores de *áreas bajo curva* de la banda *gamma occipital* con el desarrollo de las tareas que involucraron la discriminación temporal visual, comparados con los valores derivados del desarrollo de *tareas control*. No obstante, pese a dicha tendencia el análisis de varianza [*anova*. $F[3,16] = 2.70$, $p = 0.056$], con un poder de 0.408 estuvo por debajo del poder deseado 0.80. Aún así, teniendo en cuenta que estos valores de *áreas bajo la curva* se derivaron de vectores de variaciones de potencias en el tiempo que implicaron la diferencia respecto a un nivel base de la potencia aportada por el mismo ritmo; resultados de las *pruebas t* (*Test-t*), analizando las diferencias de cero, evidenciaron que las potencias aportadas por la banda *gamma occipital* con el desarrollo de los *umbrales ascendentes* y *descendentes* estuvieron por encima del nivel de línea base [0%], a diferencia de las *tareas control*, con las cuales no se obtuvo un incremento magnitudes superiores al nivel basal (ver resultados en la *tabla 19*).

Finalmente, merece señalarse que con el desarrollo de la tarea control de la presión *del interruptor*, se observó una tendencia de mayores valores de áreas bajo la curva del ritmo beta occipital, sin embargo, pese a dicha tendencia no se revelaron diferencias significativas en las comparaciones con los respectivos valores derivados de la otras condiciones experimentales.

4.12 *Análisis de Áreas Bajo la Curva Ajustadas de los Ritmos EEG Frontales y Occipitales.*

Se tomaron las variables correspondientes a las *áreas bajo la curva ajustadas*:

- *Áreas bajo la curva alfa ajustadas.*
- *Áreas bajo la curva beta ajustadas.*
- *Áreas bajo la curva gamma ajustadas.*

Calculadas tanto con vectores de variaciones de potencias occipitales como frontales de las diferentes condiciones experimentales. Primero se realizaron *pruebas t (Test-t)* de comprobación de hipótesis, analizando las diferencias de cero al interior de las *áreas bajo la curva ajustadas* de los ritmos con cada condición experimental; con el objeto de evidenciar si valores *de la banda alfa* se encontraban por debajo de niveles basales [0%], y en los casos de las *áreas bajo la curva de las bandas beta y gamma* si sus magnitudes encontraban por encima del nivel base [0%].

	Análisis Diferencias de cero (0) Áreas Bajo la Curva Ajustadas – Frontales.						Análisis Diferencias de cero (0) Áreas Bajo la Curva Ajustadas – Occipitales.					
	AJS. Alfa		AJS. Beta		AJS. Gamma		AJS. Alfa		AJS. Beta		AJS. Gamma	
	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
Ascendente	-4.81	0.002	3.3	0.004	4.0	0.001	-3.6	0.002	2.4	0.025	6.3	<.001
Descendente	-6.53	<.001	7.2	<.001	6.4	<.001	-5.1	<.001	5.5	<.001	6.0	<.001
Frec. Cons	-1.99	0.064	6.4	<.001	1.3	0.020	-2.6	0.017	4.4	<.001	3.5	0.002
Presión	-5.20	<.001	4.0	0.001	3.2	0.004	-2.8	0.011	4.6	<.001	2.3	0.030

Tabla 21. *Izquierda*, resultados de análisis a las *áreas bajo la curva ajustadas* de ritmos EEG frontales. *Derecha*, resultados de análisis a las *áreas bajo la curva ajustadas* de ritmos EEG occipitales. *Test-t*, comprobación de hipótesis, análisis de diferencias respecto al nivel basal [0%] al interior de las diferentes ritmos EEG. AJS: Área Bajo la Curva Ajustada. *t*. valor de la *t* *p*. valor de significancia (dos colas).

De forma similar a los análisis realizados con valores de las *amplitudes pico* de los ritmos EEG, estos resultados revelan que estas magnitudes aportadas por los ritmos en las diferentes tareas representaron tanto a nivel frontal como occipital disminuciones en valores aportados por la banda alfa y aumentos en valores aportados por los ritmos beta y gamma respecto a un nivel basal [0%] en todas las condiciones experimentales.

Sin embargo, es claro que estos resultados no permiten establecer directamente diferencias entre las diferentes condiciones experimentales en lo que respecta a las magnitudes de cambios de los ritmos EEG. Así posteriormente, al interior de cada ritmo EEG, se realizaron comparaciones múltiples entre los diecisiete valores de *áreas bajo la curva ajustadas* de las diferentes condiciones experimentales, empleando análisis de varianza de una vía (*Anova de medidas repetidas*), y en los casos en los cuales no hubo una distribución normal de la variable se empleó análisis de varianza por rangos (*Friedman - Anova*).

A continuación se ofrece una tabla con valores promedio y desviaciones estándar que muestra tendencias de los valores de esta variable en las diferentes condiciones experimentales, junto con el resultado de los análisis de varianza.

Áreas Bajo la Curva Ajustadas de Ritmos EEG Frontales y Análisis de Varianza entre las Condiciones Experimentales.

Variables	Umbrales Ascendentes		Umbrales Descendentes		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor		Análisis de Varianza.
	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	
ABC-AJS-ALFA	-51.04	43.77	-54.36	34.32	-18.75	38.92	-62.09	49.20	F[3,16]= 4.07, p = 0.012
ABC-AJS-BETA	29.92	37.33	37.04	21.12	24.97	15.92	35.47	36.40	Friedman. p = 0.728
ABC-AJS-GAMMA	37.06	38.05	40.99	26.10	8.68	26.81	30.60	38.64	Friedman. p = 0.001

Áreas Bajo la Curva Ajustadas de Ritmos EEG Occipitales y Análisis de Varianza entre las Condiciones Experimentales.

Variables	Umbrales Ascendentes		Umbrales Descendentes		Frecuencias Constantes		Presión Interruptor		Análisis de Varianza.
	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	Media	D.E.	
ABC-AJS-ALFA	-55.47	62.63	-63.22	50.88	-36.27	56.59	-53.40	76.74	Friedman. p = 0.414
ABC-AJS-BETA	24.83	41.63	28.79	21.53	32.18	29.60	45.36	40.12	Friedman. p = 0.089
ABC-AJS-GAMMA	65.05	42.15	59.69	40.92	20.79	23.86	17.44	30.37	F[3,16]= 8.70, p < 0.001

Tabla 22. Valores en porcentaje (Media \pm D.E.) de áreas bajo la curva ajustadas [Seg.*%Pwr] de ritmos EEG frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales; e información de los análisis de varianza comparando estos valores entre las diferentes tareas.

ABC: Áreas Bajo la Curva. AJS: Ajustadas. D.E. Desviación Estándar.

Al igual que los valores de las *amplitudes mínimas de alfa frontal* y con las *áreas bajo la curva alfa frontal*, los valores de *áreas bajo la curva ajustada* de esta banda y en esta área de registro derivados de la *presión del interruptor* resultaron significativamente menores que los respectivos valores *alfa* de la *observación* del estímulo *flicker* presentado en *frecuencias constantes* [F[3,16]= 4.07, p = 0.0021]. Aunque esta misma tendencia se observó con los valores de las *áreas bajo la*

curva ajustadas alfa frontales derivados de los umbrales ascendentes y descendentes en contraste con los respectivos valores de la tarea control de la observación, el valor crítico p , determinó que las diferencias no fueran estadísticamente significativas en la prueba post – hoc (*Holm - Sidak*), como se muestra a continuación:

Comparaciones entre valores de áreas bajo la curva ajustadas alfa – frontal de las dos modalidades de umbrales y la tarea control de observación de frec. constantes				
Áreas Bajo la Curva Ajustadas Alfa Frontal	Diferencia de Medias	Valor t	Valor p . No Ajustada	Valor Crítico p .
<i>Descendente VS. Frec. Constantes</i>	35.61[Seg.*%Pwr]	2.65	0.0106	0.010
<i>Ascendente VS. Frec. Constantes</i>	32.29[Seg.*%Pwr]	2.41	0.0198	0.013

Tabla 23. Información derivada de las comparaciones múltiples (post – hoc. *Holm - Sidak*) con valores de las áreas bajo la curva ajustadas alfa – frontal, entre los umbrales: *Ascendentes* y *Descendentes*; y la tarea control de las observación del *flicker* en frecuencias constantes.

t . valor de la t p . valor de significancia.

Del mismo modo como se reveló con las anteriores variables de magnitudes de los ritmos EEG; con la *presión del interruptor* se obtuvieron mayores valores del *área bajo la curva gamma frontal* comparados con valores derivados de la tarea control de la observación del *flicker* [*Friedman. q* = 1.69, Test de Turkey. $p < 0.05$], diferencia que también se reveló comparando estos valores gamma frontales de esta tarea control con respectivos valores derivados de los *umbrales descendentes* [*Friedman. q* = 5.44, Test de Turkey. $p < 0.05$], siendo mayores para esta última tarea experimental. Nuevamente, aunque con los *umbrales ascendentes* se observaron mayores valores del *área bajo la curva ajustada en la banda gamma frontal* [37.06%], estos no consiguieron diferenciarse significativamente de los respectivos valores de la gamma de la tarea control de la *observación* del estímulo *flicker* [8.68%] (ver valores en la *tabla 22*).

A nivel occipital nuevamente se destacan menores valores de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda alfa con el desarrollo de los *umbrales ascendentes* [-55.47%], los *umbrales descendentes* [-63.22%] y la *presión del interruptor* [-53.40%], comparados con los valores respectivos de la banda alfa derivados de la tarea control de la observación del *flicker* presentado en frecuencias constantes [-36.27%]; sin embargo, el análisis de varianza empleado no reveló diferencias entre estos tratamientos [*Friedman. p* = 0.414].

Adicionalmente, las tareas de discriminación temporal visual consiguieron diferenciarse de las dos tareas control mediante valores de *áreas bajo la curva gamma occipitales*. De este modo se demostró una mayor magnitud aportada por la banda gamma occipital con el desarrollo de los *umbrales ascendentes*, comparada con los respectivos valores de la observación del *flicker* en *frecuencias constantes* [$F[3,16]= 8.70, p = 0.00059$] y de la *presión del interruptor* [$F[3,16]= 8.70, p = 0.00025$]; de igual modo, con los *umbrales descendentes* se demostró un mayor valor desde la banda gamma occipital en contraste con valores derivados del control de la *observación de frecuencias constantes* [$F[3,16]= 8.70, p = 0.0022$], y con valores derivados de la presión del interruptor [$F[3,16]= 8.70, p = 0.00098$].

Finalmente, merece señalarse la tendencia de mayores valores de áreas bajo la curva de la banda beta occipital con el desarrollo de la *presión del interruptor* [45.36%], comparados con valores beta derivados de los *umbrales ascendentes* [24.8%], *umbrales descendentes* [28.79%] y la tarea control de la *observación del flicker* en *frecuencias constantes* [32.18%]. Tendencia que también se reveló con las otras variables de magnitud analizadas anteriormente.

Teniendo en cuenta el objeto de establecer diferencias entre las tareas de discriminación temporal visual (*umbrales*) y las tareas control, se discutirán los

resultados derivados de los *análisis de varianza* con variables de magnitudes de los ritmos EEG. Lo anterior, a su vez conduce a discutir cuál de estas variables puede evidenciar respuestas EEG asociadas al reporte de los *umbrales*.

5. DISCUSIÓN

5.1 *Variables de magnitudes de los ritmos EEG detectaron a nivel frontal y occipital cambios asociados con una desincronización.*

Tanto valores de las *amplitudes pico* como de las *áreas bajo la curva ajustadas* de los diferentes ritmos, revelaron en las diferentes *condiciones experimentales* a nivel *frontal* como *occipital*, un perfil de desincronización caracterizado por una disminución de la potencia aportada por la banda alfa y un aumento de las potencias aportadas por las bandas beta y gamma respecto al nivel de línea base [0%].

Parte de la explicación de estos resultados se basan en la forma en que fueron calculadas las *áreas bajo la curva ajustadas*; pues tomaron valores de variaciones de potencia en el tiempo alrededor de las *amplitudes pico* detectadas, *una desviación estándar de las latencias pico* tanto antes como después del pico detectado, un criterio que representa que el cálculo de esta variable se ajustó de acuerdo a la variabilidad de las latencias EEG de cada participante.

Lo anterior permite explicar porqué con esta variable se detectaron cambios en las potencias de los ritmos EEG respecto a su nivel basal, debido a que la distribución de estos valores de *áreas bajo la curva ajustadas* fueron mucho menores, comparados con la variabilidad de valores de las *áreas bajo la curva* calculadas en periodo determinado (-4 a 0 seg.) (Ver datos de *tablas 20 y 22*). Esto implica que, en los *periodos ajustados* a variabilidades de latencias de las amplitudes pico, en los cuales se calcularon los *valores de las áreas bajo la curva ajustadas de los ritmos EEG*, se encontraba una clara tendencia de potencias alfa por debajo de niveles basales y potencias beta y gamma por encima de la línea base.

Sin embargo, lo anterior condujo a la cuestión *¿Qué representan las desincronizaciones frontales y occipitales en cada una de las condiciones experimentales?*

Las mayores atenuaciones o bloqueos de la potencia de la banda alfa frontal, acompañados de los mayores aumentos de la potencia del ritmo gamma frontal, obtenidos con el desarrollo de la *presión del interruptor* y las dos modalidades de *umbrales* representarían una desincronización que antecede la ejecución de una acción motora.

Hatsopoulos (2009) ha reportado en registros de áreas frontales y parietales disminución de la potencia aportada por frecuencias entre los 7 – 14 Hz aproximadamente desde los 2 segundos previos a la ejecución de movimientos voluntarios de dedos de manos y pies. Al respecto, merece señalarse que las *latencias de amplitudes mínimas de alfa* y las *latencias de las amplitudes máximas de gamma frontal* en los *umbrales* y la *presión del interruptor* se detectaron en un rango de tiempo próximo al reportado por este autor. De hecho, según el mismo autor este tipo de respuesta asociada con la ejecución motora es un ejemplo de evento relacionado con desincronización (*event - related desynchronization - ERD*).

No obstante, desde los estudios de Siegel, Engel y Donner (2011) estas oscilaciones neurales en tareas de detección visual, permitirían considerar las disminuciones de la potencia alfa frontal como activación asociada a un *cambio atencional* en el desarrollo de la tarea y el aumento de la potencia de gamma frontal correspondería a la *toma de decisión*, el reporte de los umbrales. Sin embargo, desde sus estudios mediante magnetoencefalografía precisan que las disminuciones de la potencia alfa frontal en los 2 segundos previos al reporte de la detección visual y los aumentos de la banda gamma frontal, en un intervalo de 1 segundo previo a la acción del reporte (*presión de un botón*) (Siegel, Engel &

Donner; 2011). Resultado, que no puede confirmarse con la misma escala temporal desde los segmentos de tiempo en los cuales se calcularon las *áreas bajo la curva ajustadas* alfa y gamma frontales de las modalidades de los *umbrales ascendentes y descendentes*.

Respecto a la tendencia de desincronización tanto frontal como occipital detectada con la observación del *flicker* presentado en *frecuencias constantes* (Ver resultados de *pruebas t tablas 16 y 21.*), se plantea que podría corresponder a momentos en los cuales los participantes se encontraban atentos a un posible cambio del estímulo *flicker*, considerando que esta tarea control se realizó después de 10 ensayos de valoración de *umbrales*, presentándose el estímulo luminoso en la *frecuencia umbral*. Y aunque, estas condiciones se constituyen un procedimiento alternativo de valoración de los umbrales (Curran & Wattis; 1998), se advierte que en la ejecución de la tarea no se solicitó a los evaluados reportar el cambio de la apariencia del estímulo sino únicamente su observación.

En cuanto a los cambios detectados a nivel occipital, la tendencia de un mayor aumento respecto a la línea base revelado con los valores de *áreas bajo la curva ajustadas* de la banda *gamma occipital* de ambas modalidades de los *umbrales* comparados con valores de las *tareas control*, empezó a perfilarse como una respuesta EEG diferenció el desarrollo de las tareas que implicaron la discriminación temporal visual de las tareas control, pues como se ha reportado desde estudios EEG, los aumentos de la potencia de banda gamma occipital (alrededor de los 40 Hz) juegan un rol en tareas que involucran la detección visual y la formación del percepto visual (Siegel, Engel & Donner, 2011; Tallon – Baudry & Bertrand, 1999).

Finalmente, la desincronización a nivel occipital detectada con el desarrollo de la *presión del interruptor*, caracterizada por una disminución de las potencias del ritmo alfa y un mayor aumento de las potencias del ritmo beta respecto a niveles

basales, puede asociarse con la ejecución de movimientos dirigidos, pues Hatsopoulos (2009) también ha reportado dichas desincronizaciones en áreas occipitales. No obstante, como se advirtió desde apartados anteriores, debe precisarse que esta desincronización con la *presión del interruptor* se diferencia de la detectada con el desarrollo de los *umbrales*, la cual se caracterizó por mayores aumentos en la potencia de la banda gamma occipital (Ver resultados *valores de la banda gamma occipital* en la *tabla 22.*).

Sin embargo, es claro que los anteriores resultados discutidos, no se orientan en su totalidad a abordar diferencias directas entre las condiciones experimentales. Ante la cuestión *¿Cómo diferenciar respuestas EEG de los umbrales y de las condiciones control?*, se discutirán los resultados derivados de los *análisis de varianza*, los cuales implicaron la comparación de las magnitudes de dichas desincronizaciones entre las tareas de discriminación temporal visual (*umbrales*) y las tareas control.

5.2 *Las áreas bajo la curva ajustadas establecieron diferencias entre tareas de discriminación temporal visual y condiciones control.*

Los resultados derivados de los *análisis de varianza*, mostraron que las *áreas bajo la curva ajustadas* permitieron establecer diferencias entre tareas de discriminación temporal visual y condiciones control, las cuales no pudieron evidenciarse con las variables de las *amplitudes pico* y *áreas bajo la curva* de los ritmos EEG.

Los resultados de una disminución en valores aportados por la banda alfa acompañada de un aumento en magnitudes de la banda gamma frontal evidenciarían una desincronización que representa la toma de una decisión, como una respuesta EEG que antecede la ejecución de acción motora requerida en el

desarrollo de las respectivas tareas: bien con la *presión de un interruptor* en un momento decidido; o la presión de este mismo dispositivo como decisión de reportar el cambio de apariencia de estímulos *flicker* en sentido ascendente y descendente (*umbrales*).

No obstante, algo controversial en la discusión de estos hallazgos, consiste en que si bien los *umbrales ascendentes* mostraron la tendencia de mayores valores *gamma frontal* en contraste con respectivos valores gamma de la *observación* del estímulo *flicker* en *frecuencias constantes*, con ninguna de las variables que representaron magnitudes de esta banda consiguió diferenciarse de la *tarea control* en los *análisis de varianza*.

Este hecho revela una diferencia indirecta entre las dos tareas de discriminación temporal visual, pues los *umbrales descendentes* lograron diferenciarse de la *tarea control* de la *observación*, con valores de las *tres* diferentes *variables* que representaron magnitudes aportadas por la *banda gamma frontal*.

Esto conduciría a considerar que el desarrollo de los *umbrales descendentes* se caracterizarían por una desincronización de mayor magnitud, demandando un mayor nivel de activación que los *umbrales ascendentes* (Barry et al., 2007), un hallazgo neurofisiológico que diferencia estas dos modalidades de discriminación temporal visual. Autores como Curran y Wattis (1998) reportan que a diferencia de los *umbrales ascendentes*, los *umbrales descendentes* lograron distinguir entre personas con presunto diagnóstico de Alzheimer y personas control, siendo significativamente menor el valor de este umbral en los casos; sin embargo, dichos autores no discuten bases neurofisiológicas que expliquen tal resultado y se limitan a plantear que los *umbrales de frecuencia crítica* implican la activación del sistema nervioso central y por tanto resultan una medida útil en la investigación de esta patología.

Por otro lado, mayores valores de las *áreas bajo la curva ajustadas* de la banda *gamma occipital* de los umbrales *ascendentes* como *descendentes* en contraste con las condiciones control, permiten plantear que el aumento de magnitudes de la banda *gamma occipital* corresponde a una respuesta EEG asociada al reporte del cambio en la apariencia de estímulos *flicker* (*reporte del umbral*) y a su vez conduce a descartar que pudo ser provocada únicamente por la foto-estimulación con un estímulo *flicker* presentado en la *frecuencia umbral*, o por la acción motora de *presionar un interruptor* en la ejecución de la tarea, condiciones que representan las tareas control.

Respecto a lo que pueden representar estos cambios de las potencias de los ritmos EEG, que diferencian las tareas de discriminación temporal visual de las tareas control, a continuación se presenta un apartado que discute la información derivada de los valores de la *áreas bajo la curva ajustadas*, desde los hallazgos reportados por estudios EEG en el desarrollo de tareas visuales.

5.3 *Áreas bajo la curva ajustadas como respuestas EEG asociadas con un acontecimiento discreto.*

El siguiente apartado plantea que las magnitudes de potencias calculadas mediante las *áreas bajo la curva ajustadas* podrían considerarse respuestas EEG asociadas a un acontecimiento discreto, en este caso a la acción de reportar el cambio de la apariencia de los estímulos *flicker* en los *umbrales ascendentes* y *descendentes*.

De acuerdo con autores como Luck (2005), se han considerado criterios para determinar si los resultados derivados con esta variable, representarían respuestas EEG al acontecimiento discreto propuesto:

- *Los valores de potencia calculados en una determinada banda o ritmo EEG deben revelarse como cambios respecto a una línea base de la misma banda, representando un claro aumento o disminución de la potencia aportada por un ritmo respecto a un nivel basal.* Esto es posible de comprobar, teniendo en cuenta que las variables de magnitudes de potencias empleadas en nuestro estudio implicaron:

Una *normalización* respecto a la línea base, que consistió en la diferencia con el promedio de potencia aportado por el respectivo ritmo EEG en los primeros 5 segundos del desarrollo de la tarea.

En cada variable, una *promediación* de valores al interior de cada participante derivados de cada ensayo de ejecución de las tareas, controlando así la posibilidad de que valores de potencias calculados correspondan a cambios espontáneos de la potencia de una banda EEG.

Y adicionalmente, una *comparación* de los valores de potencia de los ritmos EEG respecto al nivel de línea base, mediante el empleo de *pruebas t* que analizaron las diferencias respecto a cero [0%].

- *Los valores que representan cambios en la potencia de los ritmos EEG producto de las tareas experimentales se diferencian de respectivos valores de potencia de ritmos EEG derivados de las tareas control.* Este aspecto correspondería a los resultados obtenidos con los *análisis de varianza* comparando los valores de las *áreas bajo la curva ajustadas* de los diferentes ritmos entre las diferentes condiciones experimentales.
- *Los valores que representan cambios en la potencia de los ritmos EEG y que diferencian el desarrollo de las tareas experimentales de las condiciones control, ocurren en un determinado periodo de latencia que puede detectarse y*

reportarse como próximo a una acción implicada en la ejecución de la tarea. Dichos periodos de latencia corresponderían a los segmentos de tiempo en los cuales fueron calculados los valores de las áreas bajo la curva ajustadas de los diferentes ritmos EEG.

- *Los valores de potencias de los ritmos EEG derivados de las tareas permiten obtener una representación que revela claramente los cambios en el tiempo de las potencias aportada por las bandas EEG que se asocian al acontecimiento discreto en la ejecución de la tarea. Este criterio corresponde a la representación que se deriva de la promediación de vectores que representan las variaciones de las potencias en el tiempo de los ritmos EEG, los cuales fueron ajustados en el tiempo para el cálculo de los valores de las áreas bajo la curva ajustadas (ver figura 17, B y C.)*

Con el objeto de evidenciar que los valores de las áreas bajo la curva ajustadas de los ritmos *alfa* y *gamma frontales* representan respuestas EEG asociadas con un acontecimiento discreto. A continuación se presenta información que aborda cada criterio planteados, junto con una figura que representa el segmento de tiempo en el cual fueron calculados dichos valores. Esta representación gráfica se obtuvo desde la *promediación* de vectores ajustados en el tiempo para el cálculo de valores de áreas *bajo la curva ajustadas alfa* frontal.

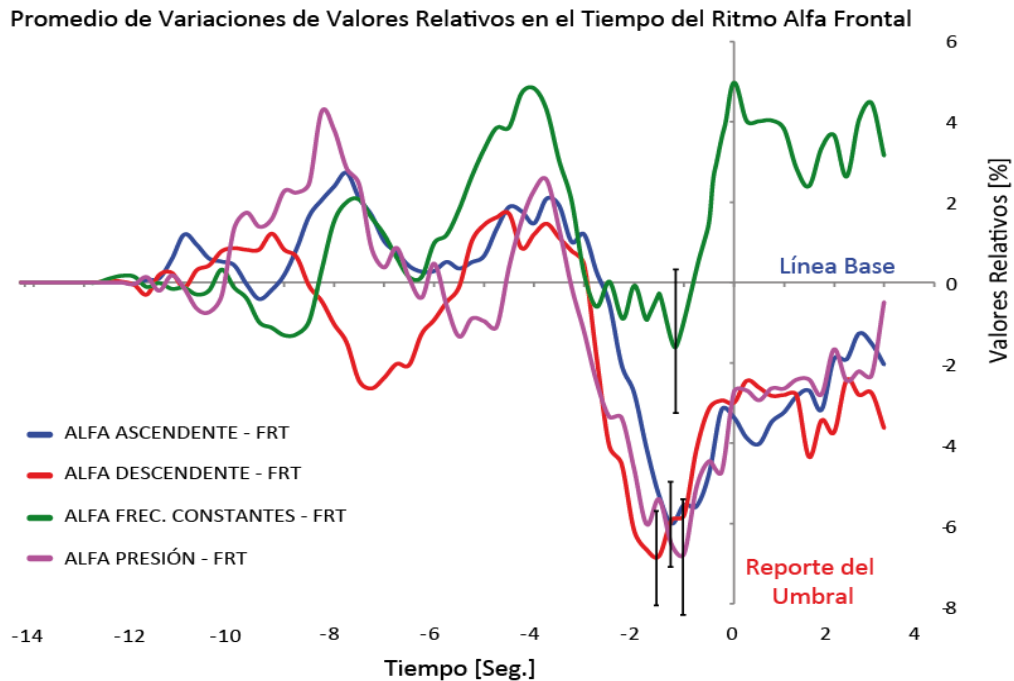


Figura 24. Vectores de variaciones de valores relativos en el tiempo del ritmo alfa frontal (FRT) de las diferentes condiciones experimentales. Las *barras de error horizontales* corresponden a segmentos de una desviación estándar de las latencias pico, alrededor de la *amplitud mínima de alfa* detectada, periodo en el cual se calculó el área bajo la curva. Eje X, tiempo [seg.] siendo los 0 segundos el reporte del umbral. Eje Y, porcentaje de valores de la banda alfa respecto al nivel base del ritmo [0%].

Aunque desde la anterior representación grafica se aprecia con todas las condiciones experimentales una disminución de las potencias aportadas por la banda alfa por debajo del nivel basal [0%], los resultados derivados de las *pruebas t*, mostraron que los mayores niveles de disminución correspondieron a las tareas de discriminación temporal visual (umbrales) y a la tarea control de la *presión del interruptor* (Ver resultados *pruebas t – alfa frontal* en la *tabla 21*).

Asimismo, se presenta información de la medias y dispersiones (desviación estándar) de los valores de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda alfa –

frontal de las tareas de discriminación temporal visual y de la presión del interruptor, los periodos en los cuales fueron calculados, y las diferencias respecto a la tarea control de la *observación del flicker* presentado en *frecuencias constantes*, obtenidas mediante los *análisis de varianza* de una vía.

Información de las *áreas bajo la curva* ajustadas de la banda *alfa frontal* y diferencias mediante análisis de varianza.

Área Bajo Curva AJS – Alfa Frontal	Valor [Seg.*%Pwr]	Periodo de Latencia [seg.]	Diferencia respecto al control. <i>Observación Frecuencias Constantes.</i>
Ascendentes	-51.04 ± 43.77	-1.64 ± 1.40	<i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.0198*</i>
Descendentes	-54.36 ± 34.32	-1.75 ± 1.30	<i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.0106*</i>
Presión Interruptor	-62.09 ± 49.20	-1.70 ± 1.17	<i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.0021</i>

Tabla 24. Valores en porcentaje (Media ± D.E.) de las *áreas bajo la curva* ajustadas de la banda *alfa frontal*, periodo de latencia (Media ± D.E.) en el cual fueron calculados dichos valores e información de comparaciones post – hoc, con respectivos valores de valores alfa frontal de una tarea control.

AJS: Área Bajo la Curva Ajustada. p .* valor de significancia (p no ajustada).

El periodo de latencia reportado en la tabla anterior y que representa el segmento de tiempo en el que fueron calculados estos valores corresponde a una aproximación teniendo en cuenta el *promedio de las latencias de las amplitudes mínimas de alfa frontal* y el *promedio de las desviaciones estándar de estas latencias*, pues como ya se ha precisado dichos segmentos fueron diferentes en cada sujeto de acuerdo a la latencia de la amplitud pico detectada y a la variabilidad de la latencia calculada.

Respecto a los valores de áreas bajo curva ajustadas del ritmo gamma frontal, la siguiente figura representa el segmento de tiempo en el cual fueron calculados estos valores. Esta representación se obtuvo desde la *promediación* de vectores

ajustados en el tiempo para el cálculo de valores de áreas *bajo la curva ajustadas gamma* frontal.

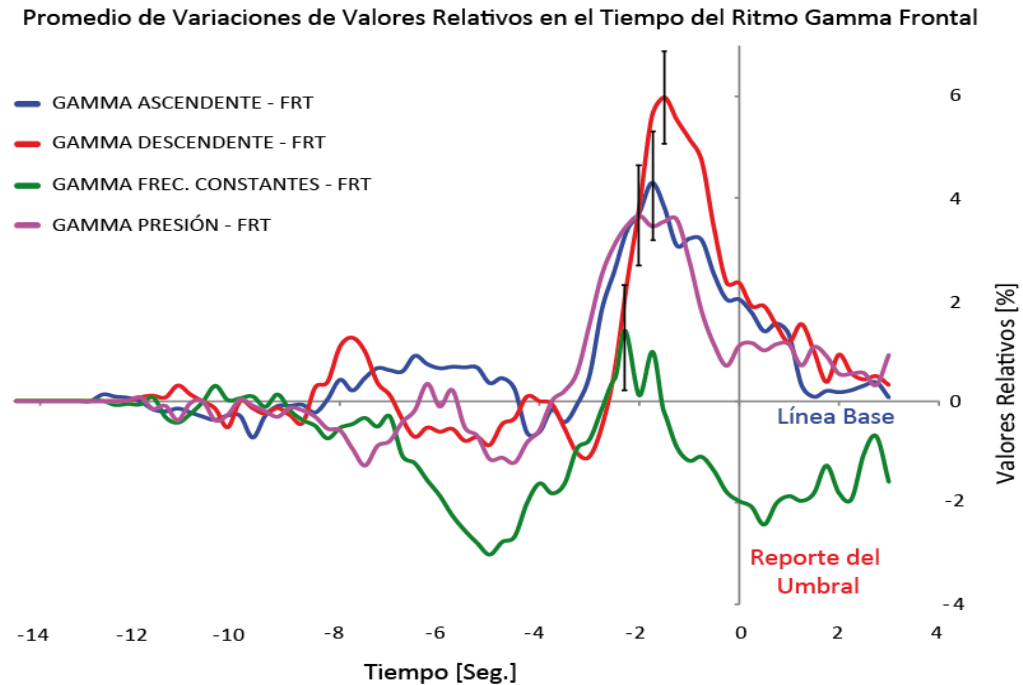


Figura 25. Vectores de variaciones de valores relativos en el tiempo del ritmo gamma frontal (FRT) de las diferentes condiciones experimentales. Las *barras de error horizontales* corresponden a segmentos de una desviación estándar de las latencias pico, alrededor de la *amplitud máxima de gamma* detectada, periodo en el cual se calculó el área bajo la curva. Eje X, tiempo [seg.] siendo los 0 segundos el reporte del umbral. Eje Y, porcentaje de valores de la banda gamma respecto al nivel base del ritmo [0%].

Si bien desde la anterior representación grafica se aprecia con todas las condiciones experimentales un aumento de las potencias aportadas por la banda gamma frontal por encima del nivel basal [0%], los resultados derivados de las *pruebas t*, evidenciaron que los mayores niveles de aumento correspondieron a

las tareas de discriminación temporal visual y a la tarea control de la *presión del interruptor* (Ver resultados pruebas *t – gamma frontal* en la *tabla 21*).

Adicionalmente, se presenta información de la medias y dispersiones (desviación estándar) de los valores de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda gamma – frontal de las tareas de discriminación temporal visual y de la presión del interruptor, los periodos en los cuales fueron calculados, y las diferencias respecto a la tarea control de la *observación del flicker* presentado en *frecuencias constantes*, obtenidas mediante los *análisis de varianza* de una vía.

Información de las *áreas bajo la curva* ajustadas de la banda *gamma frontal* y diferencias mediante análisis de varianza.

Área Bajo Curva AJS – Gamma Frontal	Valor [Seg.*%Pwr]	Periodo de Latencia [seg.]	Diferencia respecto al control. Observación Frecuencias Constantes.
Ascendentes	37.06 + 38.05	-1.80 + 1.22	-
Descendentes	40.99 + 26.10	-1.41 + 1.26	Friedman – Test Turkey $p < 0.05$
Presión Interruptor	30.60 + 38.64	-2.01 + 1.23	Friedman – Test Turkey $p < 0.05$

Tabla 25. Valores en porcentaje (Media \pm D.E.) de las *áreas bajo la curva* ajustadas de la banda *gamma frontal*, periodo de latencia (Media \pm D.E.) en el cual fueron calculados dichos valores e información de comparaciones post – hoc, con respectivos valores de valores gamma frontal de una tarea control.

AJS: Área Bajo la Curva Ajustada. p . valor de significancia.

Como acaba de mostrarse los valores de las *áreas bajo la curva ajustadas* de los ritmos *alfa* y *gamma frontal* derivados de la ejecución de las tareas de discriminación temporal visual y de la tarea control de la *presión del interruptor*, cumplen con los criterios planteados para ser considerados respuestas EEG asociados a un acontecimiento discreto, sin embargo, ante esto se cuestiona *¿que representan estas respuestas EEG y cuál es el acontecimiento discreto con el cual se encuentran asociadas en la ejecución de las tareas?*

Autores como Barry y colaboradores (2007) plantean que la atenuación de la potencia del ritmo alfa frontal corresponde a una activación requerida para resolver una tarea, sin embargo, autores como Foxe y Snyder (2011) proponen que esta activación corresponde a un mecanismo de *atención selectiva* en la supresión de información sensorial irrelevante, ofreciendo evidencias desde tareas auditivas y visuales que demandan la inhibición de distractores. Estos mismos autores proponen la disminución de la potencia alfa como *respuesta de anticipación* al desarrollo de una tarea, que se reveló después de la clave (*cue*) para iniciar la detección de un estímulo visual en un periodo de demora (*delay*) de 1000 ms, antes de presentarse los respectivos estímulos para la ejecución de la tarea. Mientras que Siegel, Engel & Donner, (2011), también han planteado la disminución de la potencia alfa frontal como una respuesta EEG que representa un mecanismo atencional, identificado aproximadamente desde los 1000 ms después de la presentación un patrón de movimiento que se expuso durante un periodo de 2000 ms, en el cual el participante debía detectar si este patrón era o no coherente, y posterior a un periodo de demora (*delay*) de 500 ms. donde reportaron la coherencia detectada mediante la presión de un botón.

Pese a estos hallazgos sobre la banda alfa frontal, los cambios EEG detectados con la valoración de los umbrales *ascendentes* y *descendentes*, no se ajustan totalmente a condiciones de las tareas referenciadas por los autores. Debemos precisar que al plantear la disminución de la potencia alfa frontal como una respuesta EEG que representa un mecanismo atencional asociado con el reporte de los umbrales, esta no correspondería a un proceso de *atención selectiva* equivalente al de tareas que implican la inhibición de distractores, puesto que en la valoración de los umbrales no se emplearon este tipo de estímulos. La disminución de la potencia alfa frontal, detectada con los valores de *áreas bajo la curva ajustadas* puede representar la mayor demanda atencional del momento umbral; pues en la medida que transcurren las tareas los estímulos flicker varían el número de veces que se presentan en el tiempo (*frecuencia*) exigiendo al

participante aumentar su capacidad de discriminación temporal hasta el límite (*umbral*) de distinguir la intermitencia y la fusión del estímulo *flicker*.

Sin embargo, limitaciones desde el diseño experimental y desde la ejecución de la tarea de los *umbrales* no permiten distinguir entre el momento de detección del cambio de apariencia del estímulo y la acción motora del respectivo reporte, como se controla con tareas que implementan por separado un periodo de presentación de los estímulos, un periodo de demora y posteriormente solicitan la ejecución. Esto lleva a considerar que la disminución de la potencia de la banda alfa frontal, junto con el aumento de la potencia del ritmo gamma frontal podría formar parte de un fenómeno de desincronización que anticipa la ejecución de una acción motora.

Lo anterior debe tenerse en cuenta considerado que este tipo de desincronización frontal con la tarea control de la *presión del interruptor*, tarea que aparentemente no involucraría la intervención de procesos atencionales equivalentes al reporte de los *umbrales*, puesto que básicamente consistió en la ejecución motora de presionar el interruptor en el momento que el participante lo decidiera, mientras permanecía en la cámara oscura del flicker.

Como se ha referenciado previamente, Hatsopoulos (2009) ha reportado en registros de áreas frontales la disminución de la potencia aportada por la banda alfa aproximadamente desde los 2 segundos previos a la ejecución de movimientos de dedos de manos y pies; mientras autores como Siegel, Engel y Donner (2011) desde sus estudios de detección de estímulos visuales mediante magnetoencefalografía proponen que los aumentos de la potencia gamma frontal desde 1 segundo previo a la acción motora del reporte (presión de un botón) corresponden a la toma de decisión en la ejecución de la tarea. Respectivamente, merece señalarse que los valores de las áreas bajo la curva ajustadas alfa y gamma frontales tanto de los *umbrales* como la *presión del interruptor* se

encuentran dentro del rango de latencias al reportado por estos autores (Ver *tabla 24 y 25*).

A manera de síntesis, los mayores bloqueos de magnitudes alfa frontal, acompañados de los mayores aumentos en valores del ritmo gamma frontal, se evidenciaron en las tres tareas que involucraron la acción motora para su ejecución: bien fuese, la *presión del interruptor* en el momento que el participante lo decidiera; o la presión de este mismo dispositivo para el reporte de los *umbrales*. Por tanto, se concluye que si la presión del dispositivo corresponde al evento con que se resuelve la tarea, esta *desincronización* frontal como respuesta EEG que antecede la acción motora representaría tomar la decisión de reportar el cambio de apariencia de estímulos flicker (*umbrales*) que variaron en sentidos ascendente y descendente.

Asimismo, con el objeto de evidenciar que los valores de las *áreas bajo la curva ajustadas* de la banda *gamma occipital* representan respuestas EEG asociadas con un acontecimiento discreto. Se presenta información que aborda los criterios planteados, junto con representación grafica de los segmentos con los cuales fueron calculados dichos valores. Esta representación se derivó de la *promediación* de vectores ajustados en el tiempo para el cálculo de valores de *áreas bajo la curva ajustadas gamma occipital*.

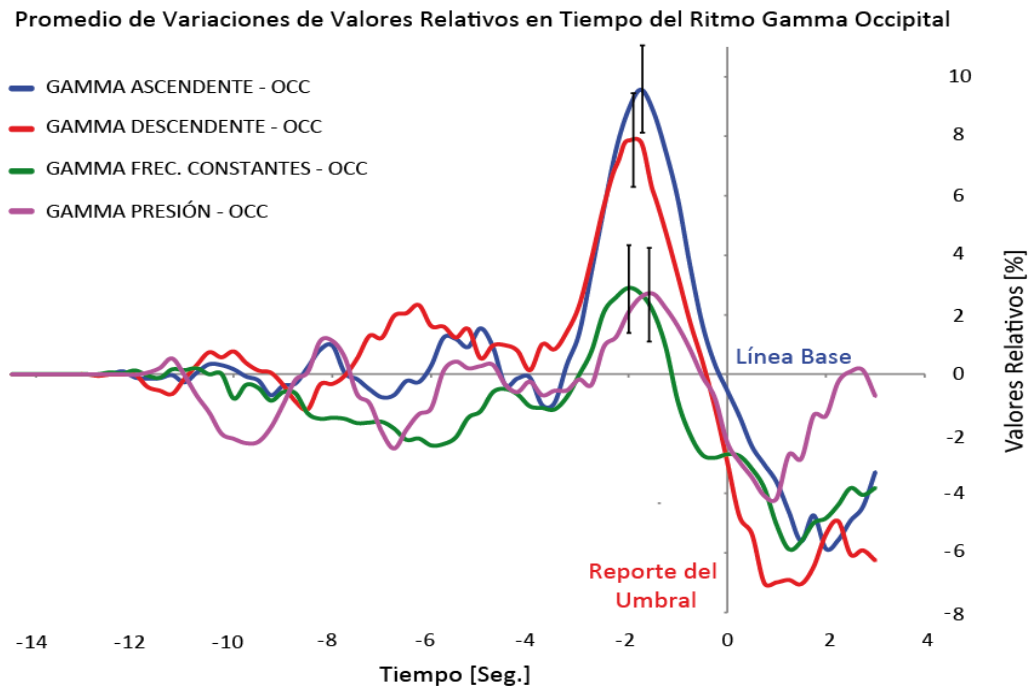


Figura 26. Vectores de variaciones de valores relativos en el tiempo del ritmo gamma occipital (OCC) de las diferentes condiciones experimentales. Las *barras de error horizontales* corresponden a segmentos de una desviación estándar de las latencias pico, alrededor de la *amplitud máxima de gamma* detectada, periodo en el cual se calculó el área bajo la curva. Eje X, tiempo [seg.] siendo los 0 segundos el reporte del umbral. Eje Y, porcentaje de valores de la banda gamma respecto al nivel base del ritmo [0%].

Aunque desde la representación grafica todas las condiciones experimentales muestran un aumento de las potencias aportadas por la banda gamma occipital por encima del nivel basal [0%], los resultados derivados de las *pruebas t*, mostraron que los mayores niveles de aumento correspondieron a los *umbrales ascendentes y descendentes* (Ver resultados *pruebas t – gamma frontal* en la *tabla 21*).

A su vez, se presenta información de las medias y dispersiones (desviación estándar) de los valores de las áreas bajo la curva ajustadas de la banda gamma – occipital de las tareas de discriminación temporal visual, los periodos en los cuales fueron calculados, y las diferencias de cada modalidad de los *umbrales* con las tareas control de la *observación del flicker* presentado en *frecuencias constantes* y la *presión del interruptor*, obtenidas mediante los *análisis de varianza* de una vía.

Información de las *áreas bajo la curva* ajustadas de la banda *gamma occipital* y diferencias mediante análisis de varianza.

Área Bajo Curva AJS – Gamma Occipital	Valor [Seg.*%Pwr]	Periodo de Latencia [seg.]	Diferencia respecto a tareas control. <i>Observación Frecuencias Constantes y Presión del Interruptor.</i>
Ascendentes	65.05 ± 42.15	-1.84 ± 1.32	<i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.00059</i> <i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.00025</i>
Descendentes	59.69 ± 40.92	-2.02 ± 1.35	<i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.0022</i> <i>Anova – Test Holm Sidak. p = 0.00098</i>

Tabla 26. Valores en porcentaje (Media ± D.E.) de las *áreas bajo la curva* ajustadas de la banda *gamma occipital*, periodo de latencia (Media ± D.E.) en el cual fueron calculados dichos valores e información de comparaciones post – hoc, con respectivos valores de valores gamma occipital de una tarea control.

AJS: Área Bajo la Curva Ajustada. p . valor de significancia.

Al igual que con valores *alfa* y *gamma frontales*, se ha demostrado que las *áreas bajo la curva ajustadas* de los ritmos *gamma occipitales* derivados de la ejecución de las tareas de discriminación temporal visual, cumplen con criterios planteados para considerarse respuestas EEG asociadas a un acontecimiento discreto, *¿que representan estas respuestas EEG y cuál es el acontecimiento discreto con el cual se encuentran asociadas en la ejecución de las tareas?*

Autores como Herrmann y colaboradores (2004), han reportado los múltiples roles de la actividad gamma teniendo en cuenta las áreas de proyección en las cuales

se han detectado los aumentos de la potencia de esta banda y los diferentes tipos de tareas con las cuales se manifiesta. Así han planteado que aumentos de la banda gamma occipital pueden corresponder a *características del estímulo* visual presentado, como tamaño, intensidad luminosa, e incluso la frecuencia con que se muestra un estímulo *flicker* (Herrmann, 2001). En áreas frontales y parietales se ha asociado con una *modulación atencional* en tareas de detección de estímulos visuales y auditivos. Y adicionalmente en áreas occipitales se ha planteado su papel en la formación del *percepto* o la *representación de visual del objeto* (Herrmann et al., 2004; Müller, 2000; Tallon-Baudry & Bertrand 1999, Tallon-Baudry et al., 1997).

Teniendo en cuentas los aspectos señalados por los anteriores autores se sugiere precisar qué tipo de actividad *gamma occipital* fue la detectada con el desarrollo de los umbrales:

Primero, se descarta la posibilidad que corresponda únicamente a una actividad gamma *espontanea*, considerando que los valores que representan aumentos detectados en áreas de proyección occipital involucraron además de la *normalización* respecto a un nivel basal de esta banda, una *promediación* de magnitudes obtenidas con los ensayo de las tareas en cada participante; controlando en los valores calculados la detección de lo que podría corresponder a cambios aleatorios de las magnitudes de los ritmos EEG (Luck, 2005).

También se descarta la posibilidad que el aumento de la banda gamma occipital detectada en el desarrollo de los umbrales corresponda a una respuesta EEG que anticipa la acción motora de la presión del interruptor; pues si bien autores como Hatsopoulos (2009) han reportado disminuciones en la potencia de la banda alfa en áreas occipitales, debe precisarse que el tipo de desincronización detectada mediante valores de *áreas bajo la curva ajustadas* con la tarea control de la

presión del interruptor, a diferencia de los *umbrales* implicó la tendencia de mayores aumentos de la banda beta occipital (Ver valores beta occipital *tabla 22*).

Adicionalmente, aunque se ha reportado que la potencia de una banda de frecuencia occipital puede aumentar ante la presentación estímulos *flicker* a la misma frecuencia, una respuesta visual evocada que evidencia que los disparos de neuronas del cortex visual humano se sincronizan con la frecuencia con que se presenta una luz intermitente y conocida como *Steady State Visual Evoked Potencial (SSVEP)* (Herrmann, 2001). También se rechaza la posibilidad que los aumentos gamma occipitales revelados con la valoración de los umbrales sean una respuesta EEG provocada únicamente por la foto-estimulación con estímulos *flicker* presentados en frecuencias próximas a la frecuencia umbral. Pues aunque la tarea control de la observación del *flicker* en la frecuencia umbral provocó aumentos de la banda gamma occipital que se diferenciaron de la línea base según los valores de *áreas bajo la curva ajustadas*, la magnitud de esta potencia fue significativamente menor a los respectivos valores de potencia mostrados con el desarrollo de ambas modalidades de discriminación temporal visual (*umbrales*) (Ver resultados *tabla 26*).

De acuerdo con lo anterior, queda por considerar que los aumentos de la banda gamma occipital revelados con los respectivos valores de *áreas bajo la curva ajustadas* de los *umbrales*, corresponden a un aumento de oscilaciones gamma en áreas de proyección occipital en un momento próximo a la detección visual del cambio en la apariencia del estímulo *flicker*.

El asunto de plantear es que el rol de las oscilaciones gamma occipitales en tareas visuales se ha evidenciado desde tareas que involucran el fenómeno *Binding*, un paradigma basado en la presentación de estímulos visuales como el *triangulo de Kanizsa*, que por sus propiedades de figura y fondo permiten en el observador la formación de una imagen ilusoria y que de acuerdo a la exigencia

de la tarea se convierte en una representación coherente o percepto (Herrmann et al., 2004; Müller, 2000; Tallon-Baudry & Bertrand 1999, Tallon-Baudry et al., 1997). Estos aspectos se diferencian considerablemente de la tarea de los umbrales que si bien implicaron la detección y el reporte de un cambio en la apariencia de estímulos *flicker*, dichos estímulos no representaron un objeto al que pueda atribuírsele un significado, correspondiendo al concepto de percepto.

Sin embargo, la evidencia de las oscilaciones gamma occipitales en tareas perceptuales se ha caracterizado porque los aumentos de potencia de esta banda presentan variaciones en sus respectivas latencias (*jitter*) (Luck, 2005; Herrmann et al., 2004; Tallon-Baudry & Bertrand 1999), denominándosele *actividad gamma inducida* y dificultándose su detección con el empleo de métodos de promediación convencional como con las respuestas EEG evocadas estables en el tiempo. Características similares se hallaron con aumentos de la banda gamma occipital en el desarrollo de los umbrales, si se tiene en cuenta que: la *variabilidad* de las *latencias de las amplitudes máximas* de esta banda (variabilidad de latencias de los picos gamma occipitales de los umbrales) fue mayor que variabilidad de las respectivas latencias de las tareas control (ver valores *variabilidad de latencias máximas gamma occipital* de la *tabla 13.*); y adicionalmente que esta respuestas EEG gamma occipital se obtuvo con un método que calculo áreas bajo la curva teniendo en cuenta el momento de la amplitud máxima de esta banda y la variabilidad de las latencias de estas amplitudes con cada participante.

Los aumentos de la potencia de la banda gamma occipital en tareas de percepción visual se han reportado en un período de latencia entre los 200 a los 600 ms, después de presentado el estímulo visual a percibirse, y se ha planteado que en dicho período el aumento de las oscilaciones neurales en la banda de los 40 Hz (gamma) representa la integración de características aisladas del estímulo visual permitiendo una representación coherente del objeto (Herrmann et al., 2004; Tallon-Baudry & Bertrand 1999; Müller, 2000).

Respecto a lo anterior los aumentos gamma occipital correspondientes a los valores de áreas bajo la curva ajustados fueron calculados en periodos de latencia, aproximadamente entre los 3 y el 1 segundo previo al reporte de los umbrales (Ver *períodos de latencia tabla 26*). La diferencia de con los periodos referenciados se debe a que en los umbrales posiblemente representaron momentos en los cuales los participantes detectaron visualmente el cambio en la apariencia del estímulo flicker, un proceso previo a una toma de decisión de reportar el cambio y a la realización de la acción motora, exigencia que diferencia los *umbrales* de las tareas perceptuales referenciadas. Adicionalmente el presente estudio empleó un método de análisis de cambios en las potencias en el dominio *tiempo - frecuencia* con una resolución de 0.25 segundos, una menor resolución temporal en la detección de cambios de potencias a la empleada por los métodos de análisis de los autores referenciados.

Se concluye que los mayores valores de la banda gamma occipital revelados con los respectivos valores de *áreas bajo la curva ajustadas* de los *umbrales*, en un momento próximo al reporte del umbral (0 segundos), representan una respuesta EEG asociada a la detección visual del cambio en la apariencia del estímulo *flicker*, como fusionado (*umbral ascendente*) o como intermitente (*umbral descendente*). Planteando que el rol de las oscilaciones gamma en áreas occipitales no solo se limitaría a la detección visual en el desarrollo de tareas perceptuales o en la representación del objeto (Herrmann et al., 2004; Müller, 2000; Tallon-Baudry & Bertrand 1999, Tallon-Baudry et al., 1997); sino que además los aumentos de la potencia de esta banda estarían asociados con tareas que exigen la discriminación temporal visual como lo evidenciaron los resultados de este estudio mediante el registro EEG durante la medición de los *umbrales de frecuencia crítica*.

Por último, la posibilidad de analizar si los cambios en las magnitudes de los ritmos EEG detectados tanto en áreas frontales y occipitales ocurren debido a una

posible interacción entre las oscilaciones de estas áreas de proyección durante la valoración de los umbrales, condujo a la realización de *análisis de coherencia* y *comodulación* de frecuencias, los cuales se presentarán en próximos apartados.

5.4 Conclusiones del análisis de variaciones de las potencias aportadas por los ritmos como respuestas EEG en la valoración de los umbrales.

- Valores correspondientes a las *áreas bajo la curva ajustadas* permitieron diferenciar la potencia aportada por ritmos EEG frontales y occipitales desde las tareas de discriminación temporal visual frente a las condiciones control, evidenciando que dichos valores pueden constituirse en respuestas EEG asociadas a un acontecimiento discreto, la acción de reportar el cambio de la apariencia de los estímulos *flicker* en el reporte de los *umbrales ascendentes* y *descendentes*.
- Mayores disminuciones de valores alfa frontal, acompañados de los mayores aumentos de la potencia del ritmo gamma frontal, en las tres tareas que involucraron la acción motora para su ejecución: la *presión del interruptor*, o la presión de este dispositivo para reportar los *umbrales* (Hatsopoulos, 2009), permiten concluir que esta acción motora con que se resolvieron las tareas estuvo precedida por una *desincronización* frontal como respuesta EEG que representó la *toma de decisión* de reportar el cambio de apariencia de estímulos flicker (*umbrales*) que variaron en sentidos ascendente y descendente (Siegel, Engel & Donner, 2011).
- Se reveló que una mayor potencia de la banda gamma occipital en un momento próximo al reporte de los umbrales (0 segundos), podía representar una respuesta EEG asociada a la detección visual del cambio en la apariencia

del estímulo *flicker*, como fusionado (*umbral ascendente*) o como intermitente (*umbral descendente*). Llevando a plantear que el rol de las oscilaciones gamma occipitales no solo se limitaría a la detección visual en el desarrollo de tareas perceptuales o en la representación del objeto (Herrmann et al., 2004; Müller, 2000; Tallon-Baudry & Bertrand 1999, Tallon-Baudry et al., 1997); sino que además estarían asociados con tareas que exigen la discriminación temporal visual como los *umbrales de frecuencia crítica*.

6. ANÁLISIS DE COMODULACIÓN FASE – AMPLITUD.

La detección de cambios en las magnitudes de los ritmos EEG en el desarrollo de los umbrales *ascendentes* y *descendentes*, condujo a explorar una posible relación entre oscilaciones de áreas de proyección occipitales y frontales en el desarrollo de las tareas de discriminación temporal visual.

La propuesta de esta exploración se basó en estudios electrofisiológicos en los cuales se han evidenciado modulaciones de la actividad oscilatoria neural entre componentes de bandas de frecuencias, modulaciones conocidas como *cross - frequency coupling* (Jensen & Colgin; 2007). Aunque se menciona que este tipo de oscilaciones reflejarían la forma en que se sincroniza la actividad de disparo entre agrupaciones neurales (*ensembles*) de diferentes estructuras neurales o incluso al interior de una misma estructura, según los autores, se conoce poco acerca del cómo se producen e interactúan oscilaciones de varias bandas de frecuencia.

A continuación se describe un abordaje exploratorio que condujo al análisis de modulaciones de amplitudes frontales desde fases occipitales en el desarrollo de las tareas de los umbrales.

Análisis preliminar de modulaciones fase – amplitud realizados en un estudio piloto.

Registros derivados de un pilotaje con cinco participantes evidenciaron, desde análisis en el dominio tiempo – frecuencia, un mayor aumento de la potencia de gamma frontal durante la ejecución de los umbrales descendentes, en momentos próximos al reporte (0 seg.), comparado con los umbrales ascendentes (Figura 27.).

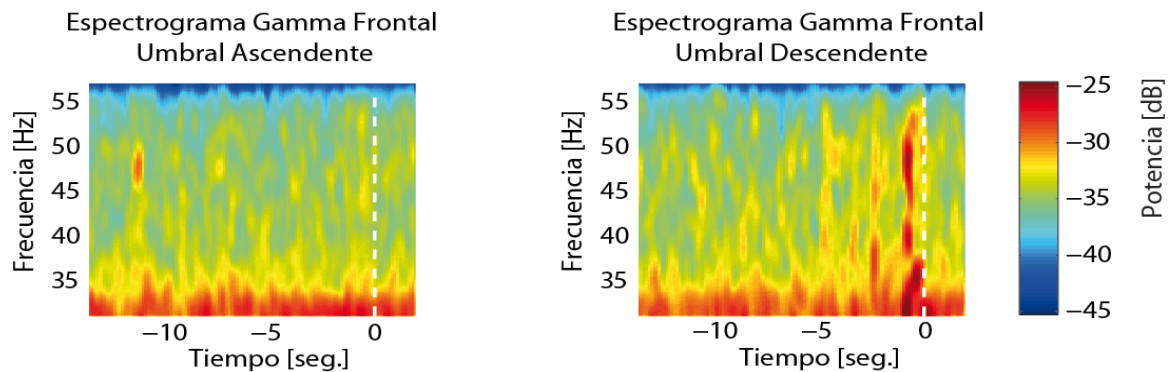


Figura 27. Promedio de Espectrogramas Frontales del Ritmo Gamma en los Umbrales Ascendentes y Descendentes (n=25). Se aprecia un aumento en la potencia absoluta de la banda de frecuencias gamma próxima al reporte de umbrales descendentes. Ejes X; tiempo de registro, siendo los 0 seg. reporte de umbrales. Ejes Y; Banda de Frecuencia del Ritmo Gamma [31 – 57 Hz]. Barra de color, potencia absoluta [dB].

Para una mejor caracterización del comportamiento de gamma se filtraron todos los registros frontales (n=25) de los cinco evaluados en el rango de frecuencias de 31 Hz. a 57 Hz.. Luego se calculó la transformada de Hilbert para todas estas señales gamma filtradas obteniendo su envolvente, como se muestra en la parte izquierda de la próxima figura. Nótese el aumento de la amplitud de gamma próximo al momento del reporte (0 seg) así como un aparente comportamiento oscilatorio de dicha envolvente.

Posteriormente, las oscilaciones las amplitudes del ritmo gamma fueron confirmadas realizando un espectrograma de la envolvente. El promedio de estos espectrogramas evidenció que en momentos próximos al reporte de los umbrales (0 seg.), las amplitudes del ritmo gamma de los *umbrales descendentes* oscilan con mayor potencia en bandas de frecuencias de 2 Hz. a 10 Hz. lo cual incluiría frecuencias delta, tetha y alfa, como se muestra en la parte derecha de la próxima figura.

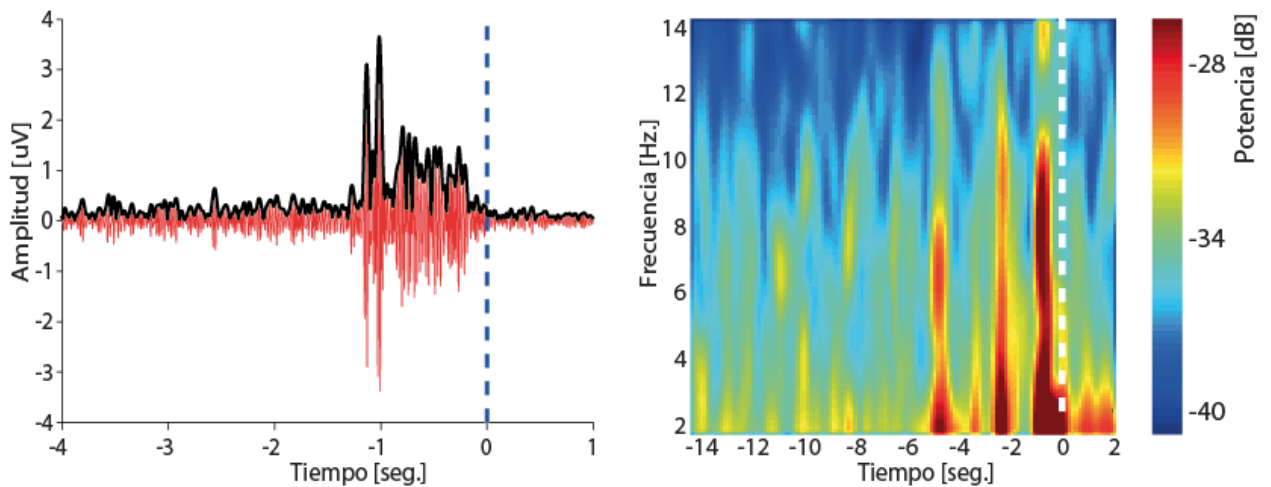


Figura 28. (Izquierda) En Rojo, señal de un participante en el umbral descendente filtrada en frecuencias Gamma. En Negro, amplitudes de la señal en Gamma obtenidas con la transformación de Hilbert. (Derecha.). Promedio de espectrogramas de las amplitudes de gamma de todos los participantes, muestra que estas señales oscilan con mayor potencia en bandas de frecuencia alfa en momentos próximos al reporte del umbral (0 segundos – Eje X, tiempo).

La notoria oscilación de la envolvente de gamma en frecuencias de la banda Alfa, condujo a preguntar si las amplitudes del ritmo gamma en registros frontales podrían tener una relación con oscilaciones del ritmo alfa de la misma área frontal o de área occipital. Como análisis preliminar para estudiar esta posibilidad se propuso realizar un análisis de comodulación.

Para lo anterior se tomaron en los cinco evaluados registros frontales y occipitales de 17 segundos de duración, correspondientes a los 15 segundos de ejecución de la tarea y 2 segundos posteriores al reporte de los *umbrales descendentes*, realizando los siguientes análisis de *comodulación* (Tort et al., 2010):

- Análisis de modulación de amplitudes frontales desde las fases occipitales.

- Análisis de modulación de amplitudes frontales desde fases frontales.

La figura 29 muestra dos comodulogramas de un participante, a la izquierda se muestran bajos valores de modulación de amplitudes de bandas gamma frontales desde fases alfa y beta frontales; comparados con mayores valores de la modulación de las amplitudes de bandas gamma frontal [40 - 50 Hz.] desde fases de bandas alfa occipital [10 - 15 Hz.].

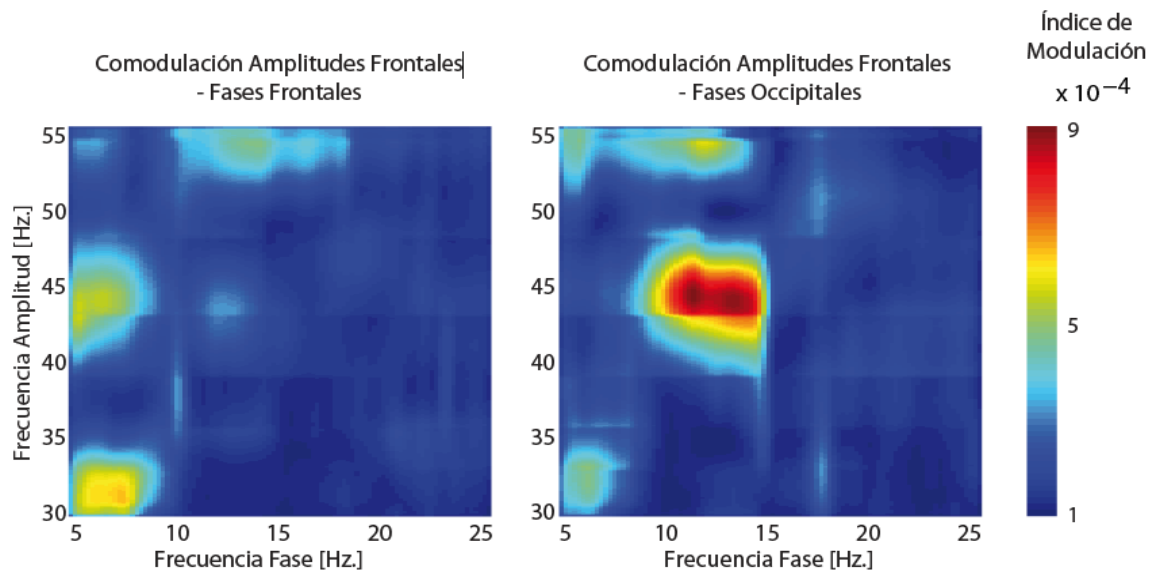


Figura 29. Comodulogramas de un participante en el umbral descendente. (Izquierda) Comodulograma entre amplitudes de bandas gamma frontal y fases de bandas alfa y beta frontal. (Derecha) Comodulograma que muestra una mayor modulación de las Amplitudes de bandas gamma frontal [40 - 50 Hz.] desde fases alfa occipital [10 - 15 Hz.].

Estos resultados preliminares llevaron a considerar una posible relación entre las fases de bandas alfa occipitales, una zona relacionada con el procesamiento visual, modulando las amplitudes de banda gamma frontal, cortex implicado en procesos de atención y toma de decisión; y a su vez condujeron a la realización

nuevos análisis de la modulación fase – amplitud, realizados con registros occipitales y frontales de las diferentes condiciones experimentales.

Análisis de comodulación fase – amplitud: El objeto de este análisis consistió en detectar si las amplitudes de una banda de frecuencias en el registro de un área de proyección fueron moduladas desde las fases de una banda de frecuencias de otra área de proyección, o incluso desde las fases de una banda de frecuencias de la misma área de proyección, en la ejecución de las tareas de discriminación temporal visual (umbrales). De este modo se llevaron a cabo con registros EEG occipitales y frontales, y en las diferentes condiciones experimentales los siguientes análisis de comodulación:

- Análisis de modulación de amplitudes frontales desde las fases occipitales.
- Análisis de modulación de amplitudes frontales desde fases frontales.
- Análisis de modulación de amplitudes occipitales desde fases occipitales.

Para la realización de estos análisis y la obtención de resultados se llevó a cabo el siguiente proceso:

1. Se tomaron segmentos de los registros occipitales y de los registros frontales correspondientes entre los 4 segundos previos al final de la ejecución de las diferentes condiciones experimentales (-4 segundos) y un segundo después del final de la ejecución de la respectiva tarea (reporte de los umbrales, presión del interruptor, o fin de la presentación del flicker en frecuencias constantes); periodos en los cuales se calcularon cambios en las potencias aportadas por los ritmos EEG asociados con la ejecución de las tareas. Sometiendo a análisis segmentos de registros occipitales y frontales de 5 segundos de duración.

2. Con los segmentos de registros EEG occipitales y frontales correspondientes a cada evaluado y a cada ensayo de las diversas condiciones experimentales, se llevaron a cabo los diferentes análisis de comodulación planteados previamente mediante el algoritmo propuesto por Tort y colaboradores (2010). La ejecución de este algoritmo se realizó desde el programa Matlab, se configuró para analizar la modulación de amplitudes de bandas de frecuencias entre los 7 a los 90 Hz, con una resolución de 0.5 Hz, desde las fases de bandas de frecuencias entre los 7 a los 90 Hz, con 0.5 Hz. de resolución.

De este modo se obtuvieron matrices de valores que corresponden a índices de modulación, una por cada análisis de comodulación correspondientes a cada evaluado y a cada ensayo de las diversas condiciones experimentales.

3. Posteriormente se realizó una promediación de las matrices con valores del análisis de comodulación de cada ensayo en las diferentes tareas, obteniéndose cuatro comodulogramas por cada participante (uno por cada tarea). En seguida, a partir de los promedios de cada evaluado, se calcularon promedios para cada una de las cuatro condiciones experimentales. Obtenidas las cuatro matrices de comodulación se observó que los mayores valores del índice de comodulación se encontraban entre fases de frecuencias alfa y amplitudes de las frecuencias alrededor de los 50 a los 60 Hz, como se muestra en la parte **A.** de la figura 30, correspondiente a los análisis de modulación de amplitudes frontales desde las fases occipitales en las diferentes condiciones experimentales.

La observación de estas características, condujo a la realización de un procesamiento que se orientó a eliminar de las matrices valores de comodulación no significativos, posibilitando la obtención una matriz de

comodulación que representó valores asociados solo al reporte de los *umbrales ascendentes y descendentes*. Para esto:

Primero se llevó a cabo una selección de valores. El criterio de selección, teniendo en cuenta que las distribuciones de los valores de cada matriz no fueron normales, consistió en mantener solo aquellos valores superiores al 3er cuartíl (*centíl 75*). Luego, se llevó a cabo una sustracción entre la matriz de valores de comodulación de cada modalidad de los *umbrales* y las matrices de valores de cada tarea *control*, acción que tendió a eliminar o a aproximar a cero posibles valores sistemáticos o de “ruido” como eventos repetidos en las dos condiciones, mientras que los datos lejanos a cero correspondieron a eventos independientes dentro de cada matriz, donde los valores positivos derivados de esa resta, representaron valores de modulación asociados al desarrollo de una modalidad de los *umbrales* (por ejemplo ascendente) y donde los valores negativos representaron índices de comodulación asociados a la ejecución de la respectiva tarea *control* empleada en la sustracción.

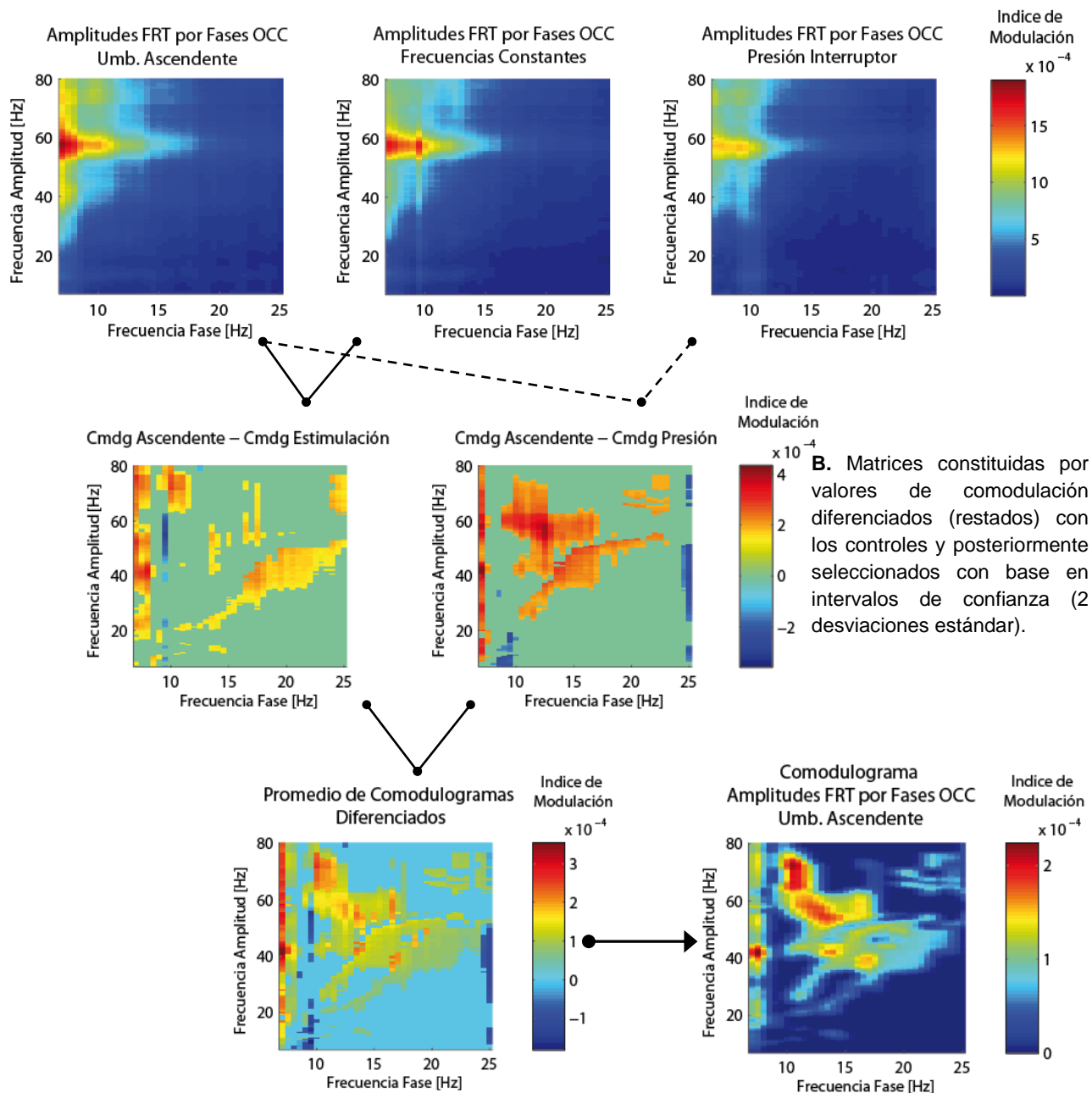
Posteriormente, considerando que al interior de cada una de estas matrices de valores de comodulación de los umbrales diferenciadas de los controles, aún se encontraban valores aleatorios o valores que por su magnitud no resultaban significativos, se llevó a cabo nuevamente al interior de cada una de estas matrices diferenciadas una selección de valores basada en intervalos de confianza (*teniendo en cuenta una distribución normal de los valores*), seleccionando aquellos valores producto del restado superiores a 2 desviaciones estándar.

Así se obtuvieron, para cada evaluado, tanto para el umbral ascendente como para el umbral descendente, dos matrices constituidas por valores de comodulación diferenciados y posteriormente seleccionados (por ejemplo: Umbral Ascendente – Observación Frec. Constantes. Y. Umbral Ascendente –

Presión Interruptor.), como se muestra en la parte **B.** de la figura 30, realizando por último el promedio de tales diferencias para cada una de las tareas.

Finalmente teniendo en cuenta que esta última matriz por cada modalidad de discriminación temporal visual (ascendente o descendente) aún posee valores negativos correspondientes a valores de modulación de la ejecución de las tareas control; se seleccionaron únicamente los valores iguales y mayores que cero (0), obteniendo así una matriz de valores de comodulación correspondientes al desarrollo de la tarea de los umbrales, como se muestra en la parte D. de la figura 30.

A. Matrices de comodulación amplitudes frontales desde fases occipitales en las diferentes condiciones experimentales.



C. Matriz obtenida mediante la promediación entre las dos matrices con valores diferenciados de los controles y seleccionados con base en intervalos de confianza.

D. Selección de valores de modulación mayores a cero (0), correspondientes al desarrollo de la tarea.

Figura 30. Procedimiento orientado a obtener valores de modulación correspondientes al reporte de los umbrales.

Este tipo de procesamiento se llevó a cabo, con las matrices de comodulación tanto de umbrales ascendentes como descendentes, obteniendo matrices que representan modulaciones de amplitudes frontales desde fases occipitales; amplitudes frontales desde fases frontales; y amplitudes occipitales desde fases occipitales.

Adicionalmente se realizaron al interior de estas modulaciones analizadas cien *análisis subrogados*, orientados a evaluar si los valores de modulación pueden ser explicados por fluctuaciones aleatorias en la señal o si verdaderamente corresponden a una comodulación (Tort et al., 2010). Cada matriz de subrogados posteriormente fue sometida a los procedimientos de selección de valores, sustracción con matrices control y promediación, como se describió con anterioridad.

A continuación se muestran comodulogramas que representan valores de los diferentes análisis de comodulación asociados al desarrollo de los *umbrales ascendentes*, y las respectivas matrices de comodulación derivadas del *análisis de subrogados*.

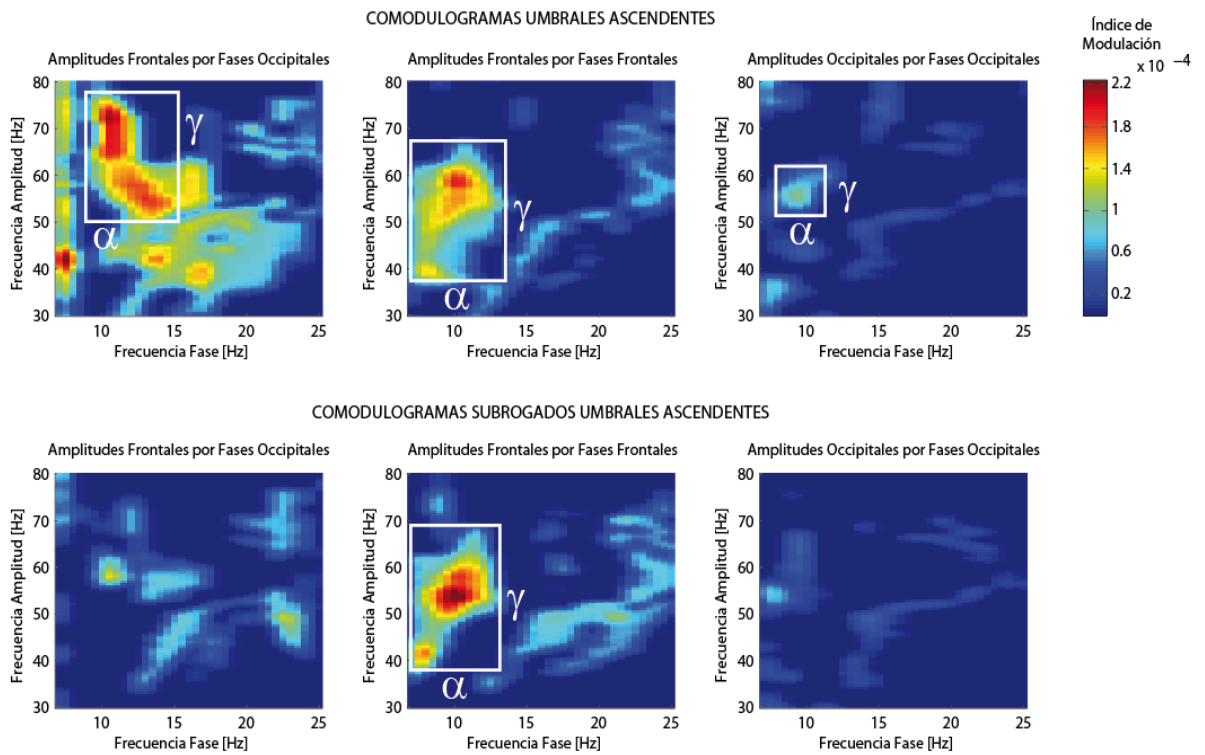


Figura 31. Arriba, comodulogramas de los *umbrales ascendentes*; Abajo, comodulogramas *subrogados*. Izquierda, modulación de amplitudes frontales desde las fases occipitales. Centro, modulación de amplitudes frontales desde las fases frontales. Derecha, modulación de amplitudes occipitales desde las fases occipitales. Eje X, *fases de bandas de frecuencias analizadas [Hz.]*, Eje Y, *amplitudes de bandas frecuencias analizadas [Hz.]*. La barra de colores representa los valores del *índice de comodulación*.

A su vez, se presentan comodulogramas con valores de los diferentes análisis de comodulación asociados al desarrollo de los *umbrales descendentes*, y las respectivas matrices de comodulación derivadas del *análisis de subrogados*.

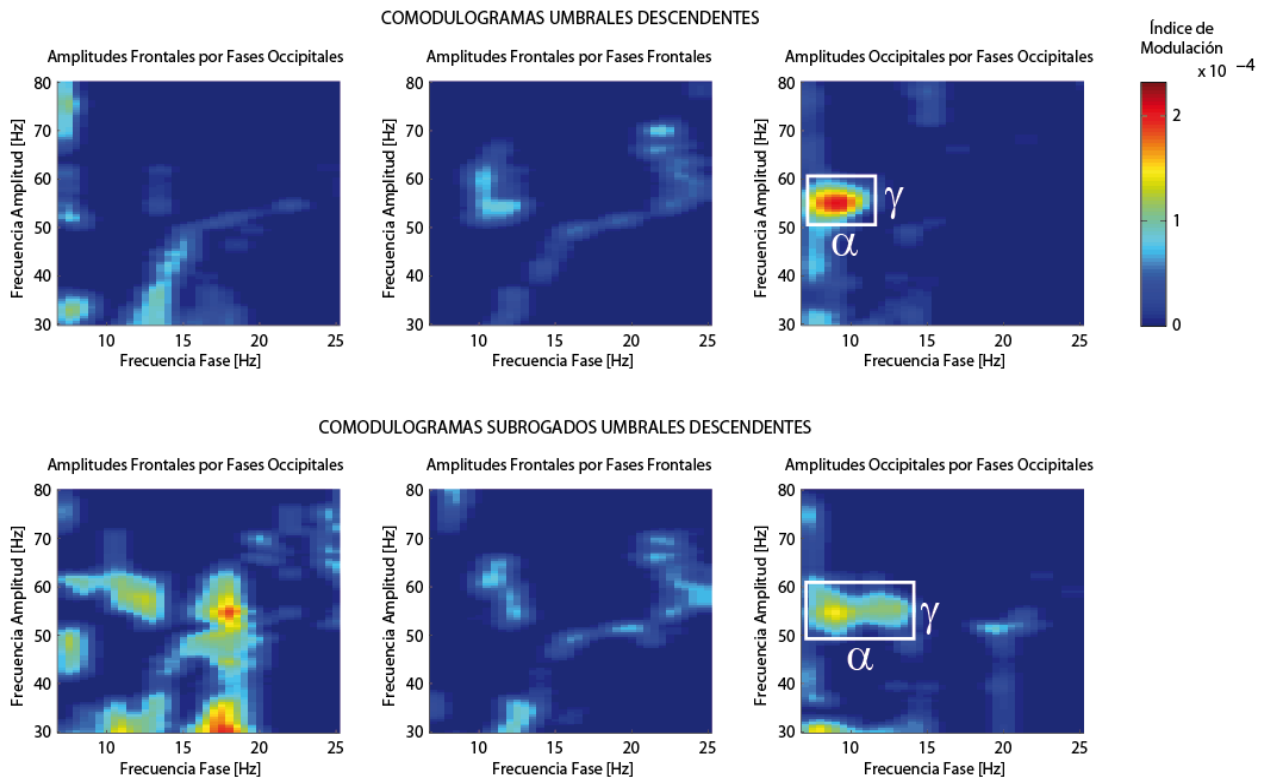


Figura 32. Arriba, comodulogramas de los *umbrales descendentes*; Abajo, comodulogramas *subrogados*. Izquierda, modulación de amplitudes frontales desde las fases occipitales. Centro, modulación de amplitudes frontales desde las fases frontales. Derecha, modulación de amplitudes occipitales desde las fases occipitales. Eje X, *fases de bandas de frecuencias analizadas [Hz.]*, eje Y, *amplitudes de bandas frecuencias analizadas [Hz.]*. Barra de colores representa los valores del *índice de comodulación*.

Primero, merecen señalarse que en los análisis realizados a registros de umbrales ascendentes los mayores valores de modulación se observaron sobre amplitudes frontales de la banda gamma (γ) desde fases de oscilaciones alfa (α) tanto frontales (Figura 31, *izquierda a nivel superior*) como occipitales (Figura 31, *centro*). Respectivamente, los análisis realizados a registros de umbrales descendentes mostraron una mayor modulación de las amplitudes occipitales de

la banda gamma (γ) desde fases de oscilaciones alfa (α) occipitales (Figura 32, *derecha a nivel superior*).

¿Qué representarían estos valores? Teniendo en cuenta el procedimiento empleado estos valores corresponden a modulaciones de amplitudes gamma desde fases alfa en el desarrollo de las tareas visuales de los umbrales de frecuencia crítica tanto en sentido *ascendente* como *descendente*. Sin embargo, el asunto consistiría en cuestionar *¿Estos valores representan un fenómeno de comodulación en el desarrollo de este tipo de tarea visual?* La respuesta a esta cuestión condujo a una discusión en la cual se exponen puntos a favor y en contra de concluir que estos valores representan una evidencia del fenómeno de comodulación en el reporte de los umbrales de frecuencia crítica.

Primero, merece señalarse que las principales evidencias del fenómeno coupling se reportan en la modulación de la amplitud de oscilaciones gamma durante el curso de fases theta y alfa (Jensen & Colgin; 2007). Aspecto que se refleja en los resultados de los análisis de comodulación de las tareas de los umbrales.

A lo anterior se suma el reporte de este tipo de modulaciones con el desarrollo de tareas visuales. Voytek y colaboradores (2010), mediante registros de electrocorticografía, mostraron modulaciones de amplitudes gamma (80 – 150 Hz) desde fases alfa (8 – 12 Hz) en zonas posteriores (*cortex occipital, temporal posterior y parietal posterior*) de dos participantes expuestos a una tarea de detección visual. Además del trabajo de Demiralp y colaboradores (2007), quienes afirmaron ser los primeros en mostrar modulaciones de amplitudes gamma (30 – 80 Hz) desde fases theta (4 – 7 Hz) a partir de registros EEG en el sitio O1 con el desarrollo de una tarea de percepción visual. No obstante, debe advertirse que las evidencias reportadas por estos autores se derivan de otros procedimientos para el cálculo de comodulación fase – amplitud que se diferencian del método empleado en el presente estudio, lo cual dificulta contrastar resultados y a partir de

ello determinar que los valores hallados representan comodulaciones alfa – gamma producto del reporte de los umbrales.

Por otro lado, se encuentra el hecho de que el procedimiento empleado con la *selección* detectó los valores de comodulación de mayor magnitud, con la *sustracción* tendió a eliminar valores relacionados con posibles artefactos o fenómenos aleatorios y finalmente mediante la *promediación* mantuvo valores asociados al reporte de los umbrales y disminuyó valores asociados a las tareas control; lo cual llevaría a considerar que los valores de modulación obtenidos con los comodulogramas finales representan fenómenos de interacción fase – amplitud en el reporte de los umbrales.

No obstante, un punto crítico de estos resultados se basa en la magnitud de las comodulaciones detectadas, puesto que si se observan las escalas del índice de modulación de las figuras 38 y 39, se encuentran aproximadamente en el orden de los 2×10^{-4} , valores que resultan inferiores a los reportados por Tort y colaboradores (2010), aunque debe señalarse que dichos valores se derivan de registros intra-cerebrales en roedores, condiciones que difieren del presente estudio.

A lo anterior se añade que los segmentos de registro EEG sometidos a análisis fueron de 5 segundos. Según Tort y colaboradores (2010) existe una dependencia entre la duración del segmento y el índice de modulación, y segmentos de esta longitud implicarían una mayor variabilidad de valores de modulación entre los ensayos analizados; ante lo cual sugiere el empleo del análisis de subrogados como procedimiento control.

Como prueba control *¿Qué se espera de las matrices del análisis de subrogados comparadas con las matrices del análisis de comodulación?* Teniendo en cuenta que este proceso analizó la modulación de amplitudes del registro de un *sujeto X*

en la ejecución de un *ensayo Y*, desde fases de este mismo *sujeto X* correspondientes a cualquiera de sus otros cuatro ensayos escogido aleatoriamente; se esperaría como resultado final una matriz con bajos valores de comodulación comparada con las matrices de comodulación experimentales, como lo muestran los resultados de Tort y colaboradores (2010).

No obstante, a partir de los resultados de las matrices de subrogados del presente estudio se presentan dos puntos críticos: El primero, consistió en que se obtuvieron valores de modulación en la misma escala que las matrices experimentales. Y el segundo, es que dichos valores de comodulación subrogados se detectaron entre amplitudes de las bandas gamma y fases de las bandas alfa, como se muestra en la figura 38 (*centro a nivel inferior*) y en la figura 39 (*derecha a nivel inferior*).

Esto conduce a cuestionarnos *¿Qué representarían en las matrices de subrogados estos valores de modulaciones de amplitudes gamma desde fases alfa con una escala equivalente a las matrices experimentales?*

Una posibilidad consistiría en que estos valores corresponden a un artefacto presente en las amplitudes y fases de estas respectivas bandas, y por tanto sin importar los ensayos seleccionados aleatoriamente en los análisis de subrogados, el resultado revelado es la modulación de amplitudes gamma desde fases alfa. Sin embargo, si fuese así, dichos valores de modulación producto de un artefacto también se encontrarían presentes en las matrices de comodulación de las tareas control, razón por la que en el restado con las matrices de comodulación de los umbrales, este tipo valores de comodulación alfa – gamma hubiesen tendido a eliminarse o disminuir su magnitud.

Teniendo en cuenta lo anterior, podría considerarse que este fenómeno de interacción de fases alfa con amplitudes gamma además de asociarse con el

reporte de los umbrales, fue susceptible de detectarse incluso aleatorizando los ensayos con el análisis de subrogados, aunque con valores de modulación ligeramente menores comparados con los respectivos valores del análisis de comodulación de matrices experimentales.

Para evidenciar lo anterior se promediaron las matrices experimentales de los umbrales ascendentes y descendentes correspondientes a las modulaciones de amplitudes occipitales desde fases occipitales, obteniendo un solo comodulograma que representa este tipo de modulaciones en el desarrollo de tareas que exigieron el reporte de los umbrales; de igual modo, se realizó un procedimiento similar con las respectivas matrices de modulación derivadas del análisis de subrogados.

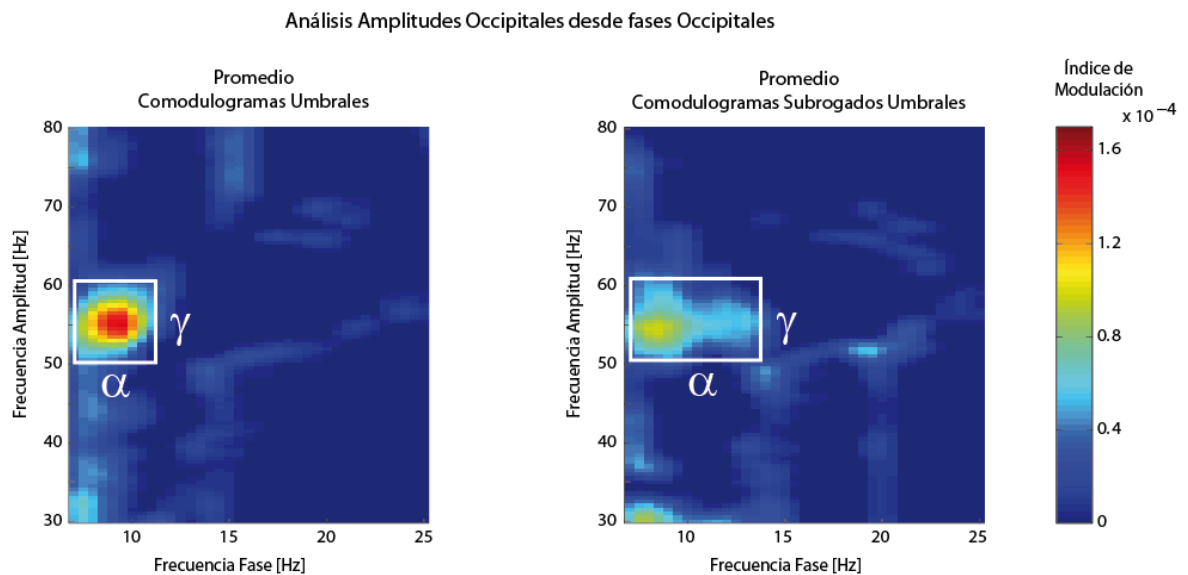


Figura 33. Análisis de modulación de amplitudes occipitales desde las fases occipitales. *Izquierda*, comodulograma resultado del promedio de matrices de los umbrales. *Derecha*, comodulograma resultado del promedio de matrices de los respectivos subrogados. Eje X, *fases* de bandas de frecuencias analizadas [Hz.], Eje Y, *amplitudes* de bandas frecuencias analizadas [Hz.]. Barra de colores representa los valores del *índice de comodulación*.

Así se reveló la tendencia de mayores valores de modulación de amplitudes gamma occipital desde fases alfa occipitales en el desarrollo de los umbrales de frecuencia crítica, comparado con el respectivo análisis de subrogados. Este último resultado de comodulaciones alfa – gamma entre bandas occipitales en estas tareas de discriminación temporal visual, también ha sido reportado en tareas de detección visual (Voytek et al., 2010) y en tareas de percepción visual (Demiralp et al., 2007), sin embargo, se convertiría en una de las primeras evidencias de fenómenos de comodulación detectados desde registros EEG mediante el método propuesto por Tort y colaboradores (2010).

7. ANÁLISIS DE COHERENCIA. FASE – FASE.

Este tipo de análisis ha sido empleado como un posible indicador funcional de conexiones entre diferentes áreas corticales. La interacción *fase – fase* o también conocida como *n:m phase – locking* ocurre cuando dos oscilaciones (señales) de una banda frecuencias mantienen fijos sus cambios de fase a lo largo del tiempo, es decir, cuando las diferencias de fases entre dos oscilaciones se mantienen constantes en el tiempo (Jensen & Colgin; 2007).

Para esto se utilizó la función *coherogram*, basada en el algoritmo creado por Tort (2012), siendo ejecutada desde el programa Matlab. El tamaño de la ventana de análisis fue de 1 segundo con un solapamiento de 0.5 segundos (50%), analizando la coherencia de bandas de frecuencia desde los 6 Hz hasta los 500 Hz, entre registros frontales y occipitales de las diferentes condiciones experimentales.

En la siguiente figura se muestra el promedio de los *coherogramas* de las diferentes condiciones experimentales. En esta representación se reveló mayores valores de coherencia en la frecuencias de la banda alfa correspondientes a registros frontales y occipitales. Sin embargo, considerando los diferentes momentos y las diferentes condiciones experimentales, en las tareas control se observan mayores valores de coherencia de la banda alfa en periodos previos (PRE) comparados con respectivos valores de las tareas de los umbrales; adicionalmente alrededor del momento de la acción motora (0 seg.) del reporte de los umbrales tanto ascendentes como descendentes, al igual que en la presión del interruptor se observan disminuciones de los valores de coherencia. Y finalmente en el periodo posterior al desarrollo de las tareas (POST), momento en que los participantes permanecen en la cámara expuestos a la oscuridad, en todas las condiciones se observó un aumento de los valores de coherencia.

*¿Mayores valores de coherencia se encontrarían asociados con la oscuridad? Eso parecería indicar el periodo PRE de la tarea de la presión del interruptor, sin embargo la tarea control de la observación del flicker en frecuencias constantes también muestra en dicho periodo altos valores desde la escala de coherencia. Sin embargo, lo anterior no permite asociar valores de *coherencia fronto – occipital de la banda alfa* únicamente con la fotoestimulación, pues el periodo PRE de los umbrales muestra bajos valores de coherencia. A diferencia de las tareas control, en este periodo en las tareas de discriminación temporal visual a los participantes se les exigió atender al cambio de apariencia de un estímulo que varió en su frecuencia de presentación, por tanto: *¿Bajos valores de coherencia podrían asociarse con procesos atencionales en el desarrollo de estos umbrales?**

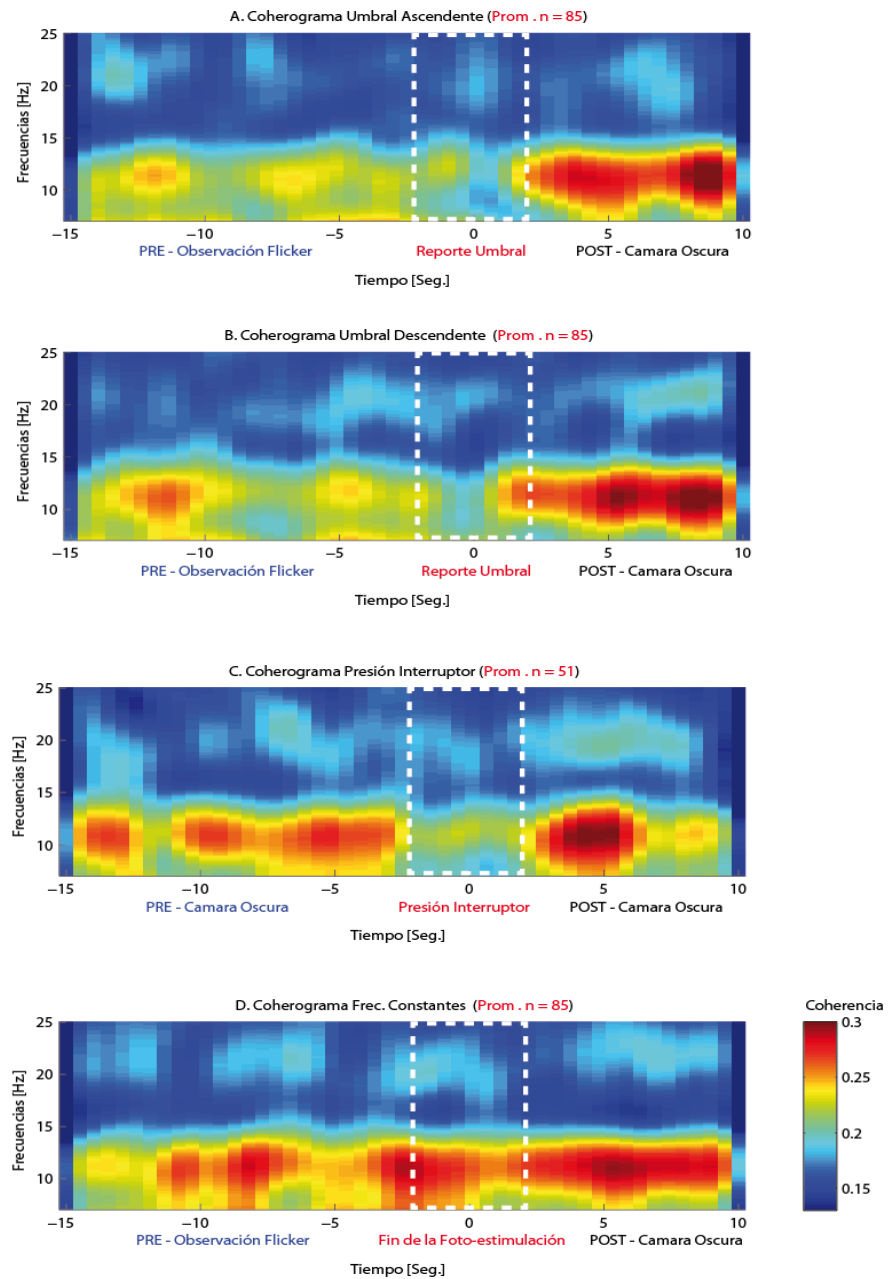


Figura 34. Promedio de *coherogramas* de las diferentes condiciones experimentales: Umbrales *Ascendentes* (A), Umbrales *Descendentes* (B), *Presión Interruptor* (C), *Frecuencias Constantes* (D). Eje X, tiempo en segundos [Seg.] y diferentes momentos del desarrollo de las tareas. Eje Y, banda de frecuencias correspondiente al análisis de coherencia frontal – occipital. Barra de colores, valores absolutos de *Coherencia*.

Al respecto, Cantero et al., (1999) plantearon la coherencia fronto – occipital de la banda alfa como un índice de niveles de alertamiento, al demostrar cambios de disminución significativa de estos valores en la transición de tres estados: Vigilia con ojos cerrados, Soñoliento y Sueño REM, como se muestra en la siguiente tabla de datos correspondiente al respectivo estudio.

	CE (Mean ± SD)	DR (Mean ± SD)	REM (Mean ± SD)
<i>INTRA-hemispheric coherences</i>			
F3-O1	0.35 ± 0.07	0.23 ± 0.14	0.15 ± 0.12
F3-P3	0.44 ± 0.18	0.40 ± 0.16	0.35 ± 0.13
F3-C3	0.76 ± 0.15	0.72 ± 0.17	0.72 ± 0.10
C3-P3	0.85 ± 0.05	0.84 ± 0.06	0.82 ± 0.05
O1-C3	0.48 ± 0.18	0.52 ± 0.13	0.49 ± 0.13
O1-P3	0.82 ± 0.08	0.84 ± 0.05	0.85 ± 0.05
F4-O2	0.33 ± 0.10	0.25 ± 0.10	0.15 ± 0.10
F4-P4	0.43 ± 0.19	0.47 ± 0.10	0.33 ± 0.10
F4-C4	0.80 ± 0.11	0.83 ± 0.06	0.76 ± 0.07
C4-P4	0.79 ± 0.08	0.79 ± 0.06	0.78 ± 0.08
O2-C4	0.37 ± 0.16	0.39 ± 0.15	0.40 ± 0.15
O2-P4	0.79 ± 0.08	0.78 ± 0.08	0.79 ± 0.11

Figura 35. Media (Mean) y Desviación estándar (SD) de valores de coherencia de la banda alfa intra – hemisférica, F3 – O1 y F4 – O2 en tres diferentes estados: (Wakefulness Closed Eyes - CE) Vigilia con ojos cerrados, (Drowsiness - DR) Soñoliento y (REM Sleep) Sueño REM. (Tabla. 1. Tomada de Cantero et al., 1999).

De este modo Cantero et al., (1999) discuten que altos valores de coherencia fronto – occipitales de la banda alfa representan la interacción de estas áreas, los cuales a su vez dependen de los niveles de alertamiento. Sin embargo, los resultados de la presente investigación revelan una tendencia contraria a la revelada por Cantero et al., (1999); puesto que menores valores de coherencia alfa frontal – occipital se encuentran asociados con el momento de un posible

mayor nivel atencional en el desarrollo de los *umbrales ascendentes* y *descendentes*. Y adicionalmente los mayores valores de esta coherencia se observaron en todas las condiciones experimentales tras la finalización de las tareas, en el periodo POST, un momento de reposo en ausencia de estímulos objetivo.

Respecto a la disminución de los valores de coherencia en momentos próximos al reporte de los umbrales mediante la presión del interruptor, Leocani et al., (1997) reveló que en la realización de movimientos voluntarios del dedo índice ocurría una disminución en los valores de coherencia fronto – parietales de la banda alfa como se muestra en la próxima figura.

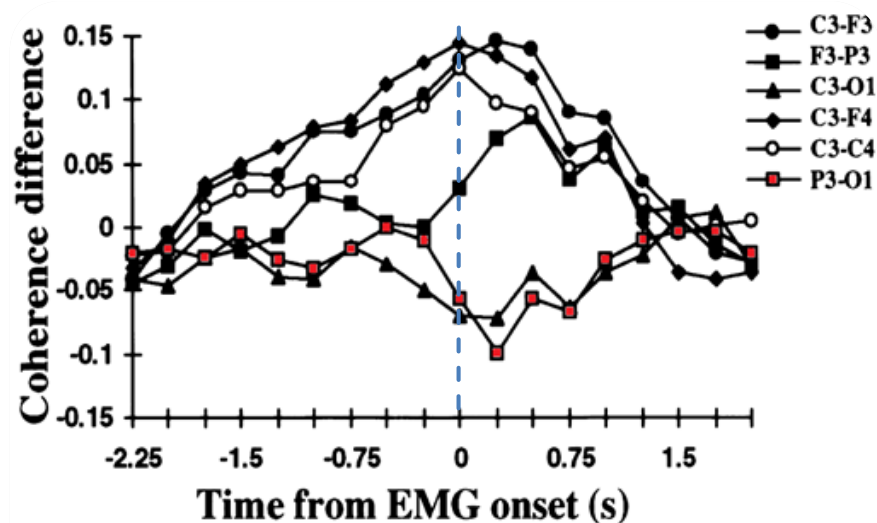


Figura 36. Valores de coherencia P3 – O1 [■] de la banda alfa en la realización de movimientos voluntarios del dedo índice. Eje X, tiempo [Seg.] siendo cero el momento del movimiento. Eje Y, valores de coherencia diferenciados de una línea base (-2.5 a 2 Seg.) (Fig. 2. Tomada de Leocani et al., 1997).

Lo anterior permitiría plantear que los menores valores de coherencia de la banda alfa en el desarrollo de las tareas de discriminación temporal visual representan momentos de un mayor nivel atencional en el cual disminuye la interacción frontal

– occipital, fenómeno que se agudiza en momentos próximos a la toma de decisión del reporte de los umbrales (0 segundos), presentando la mayor disminución de estos valores de coherencia.

ANEXOS

Aspectos Básicos de las Señales orientados a la Electroencefalografía.

Con el objetivo de comprender las evidencias derivadas de estudios electroencefalográficos en tareas visuales y los análisis realizados en el presente estudio, junto con los resultados obtenidos, el siguiente apartado ofrece una noción básica sobre el análisis de la señal electroencefalográfica.

A. Componentes de una señal y su representación a través de las ondas sinusoidales.

Fenómenos biológicos en estructuras de nuestro sistema nervioso involucran cambios en propiedades del medio donde se hallan dichas estructuras, como: cambios en campos eléctricos, en campos magnéticos, en densidad, en presión, etc. Así, la actividad de nuestro sistema nervioso y de nuestro cuerpo, puede verse como un generador de señales, considerando que estas son el reflejo de dichos cambios en las propiedades del medio.

Es claro, que la captación de señales biológicas, requiere de una amplificación (*también llamada ganancia*) para facilitar su manipulación y análisis, pues las señales eléctricas generadas en los fenómenos biofísicos y registradas mediante *Electrocardiografía, Electromiografía, Electrooculografía, y Electroencefalografía*, etc. poseen un bajo voltaje, por ejemplo en el caso del EEG, se reporta un factor de amplificación de 500.000 unidades sobre la señal original (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987). Además las señales originadas por cambios biofísicos no eléctricos, como presión y temperatura, son transducidas a electricidad, para ser procesadas de forma similar a las anteriores.

De este modo, los cambios de las señales biofísicas, captados y amplificados se muestran en magnitudes de voltaje en un momento del tiempo, siendo estos

valores una representación discreta del fenómeno, esto constituye la definición de señal digital (Vila & Guerra, 2009). La representación de estas señales es la que se expresa con el *tiempo* en el eje de las abscisas (x) y el *voltaje* en las ordenadas (y); y para el caso de señales biofísicas como la actividad respiratoria, el pulso, o el EEG, las cuales presentan una “regularidad” semejante a una senoide, se emplean ondas sinusoidales y cosenoidales para explicar los componentes que en estas pueden ser analizados.

Desde una visión matemática, la onda sinusoidal puede describirse con la función.

$$y(x) = A \text{ sen } (2\pi \cdot n / T + \varphi)$$

Donde **A** corresponde a la amplitud, $2\pi \cdot n$, al número de ciclos en un periodo T ; y φ , a la fase inicial. Componentes que se describirán a continuación, los cuales están presentes en señales obtenidas desde registros EEG.

Uno de los aspectos que sobresalen en la apariencia de una señal es la **amplitud (A)**, que representaría la energía o potencia del fenómeno biofísico registrado. Tratándose de la senoide de la **figura 1.**, **A** que muestra una regularidad con un centro de oscilación próximo a 0, se puede tomar como amplitud pico (**A**) el valor máximo de uno de sus picos, asumiendo que en las siguientes oscilaciones su magnitud será la misma.

En señales que no mantienen cambios regulares en la amplitud con cada oscilación (*llamado oscilador caótico*) variando los valores de sus picos como en la señal del *electrocardiograma*, se reporta la magnitud de sus componentes, haciendo referencia a la amplitud del componente P, del R, o T. Mientras que en oscilaciones irregulares como la señal EEG, donde **A** puede variar con el tiempo y/o posición, como se muestra en la **figura 1.**, **B**, una forma de representar esta variación es la amplitud analítica o llamada “envolvente” de la onda (línea magenta de la **figura 1.**, **B**), donde las *amplitudes* corresponden a cada uno de los valores en Y , registrados en el tiempo X ; obteniendo tantos valores de amplitud como muestras de valores digitales contenidas en la señal.

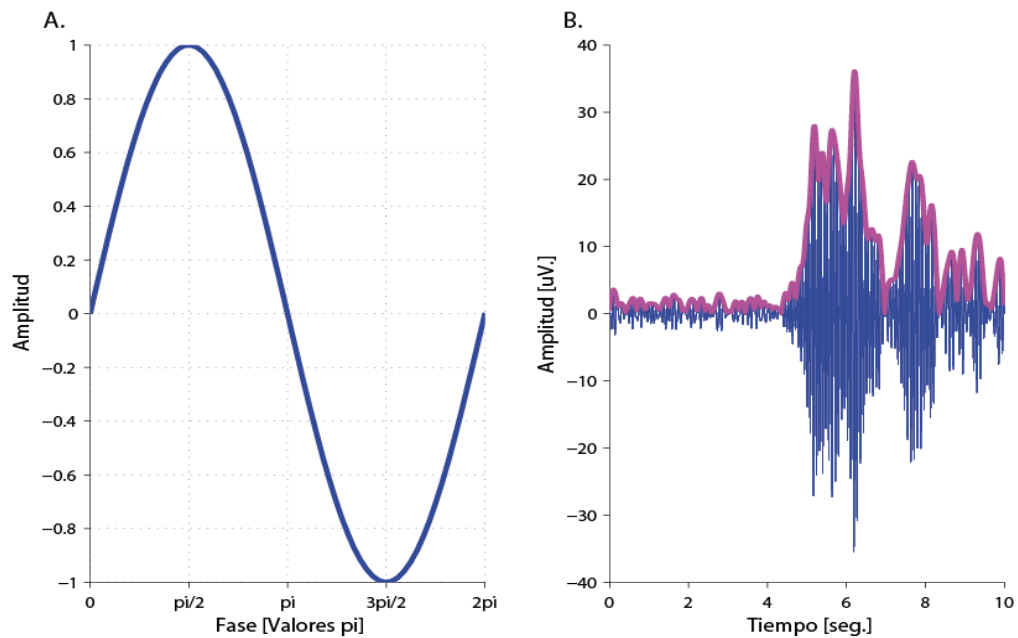


Figura 1. **A** (izq.) Representación de una función seno; en el eje X valores de fase, en el eje Y valores de amplitud. **B** (der.) En azul señal EEG de áreas O1-O2 y en magenta amplitud analítica de la señal; en el eje X tiempo, en el eje Y valores de amplitud.

En la función seno, el conjunto de valores de x que representan una oscilación completa, también llamada ciclo corresponden al periodo de la senoide, T . En la gráfica de esta función (**figura 1., A**), el periodo T , en el eje x equivale a 2π , estas unidades expresadas en valores π (o en radianes), representan la situación instantánea, el ángulo de la onda (θ), o el “lugar” de la oscilación, es decir la **fase**. Así, para dicha función la mitad de su oscilación se encuentra en π (180°) y un ciclo o una “vuelta completa” ocurre en 2π (360°).

Ahora bien, la **frecuencia** (f), corresponde al número de oscilaciones (n) o ciclos completos (2π) en un periodo (T); la expresión de la frecuencia en hercios (Hz), implica asumir el periodo (T) de 1 seg. pues este valor representa la unidad de tiempo. Así:

$$T = 1/f \quad f = (2\pi \cdot n) / T = \text{frecuencia (Hz.)} = \text{Ciclos} \cdot n / 1 \text{ seg.}$$

En la **figura 2.**, se observa como la senoide roja que oscila a 2 Hz, tendría una mayor frecuencia (f) comparada con la senoide azul, pues para el periodo T (1 seg.) presenta dos ciclos; esto desde la función seno serían $2\pi \cdot 2$, es decir, dos veces las fases de esta función en el periodo T (1 seg.). Como una medida de eventos en un periodo, la *frecuencia* representaría el número de veces que ocurre la actividad registrada en el tiempo.

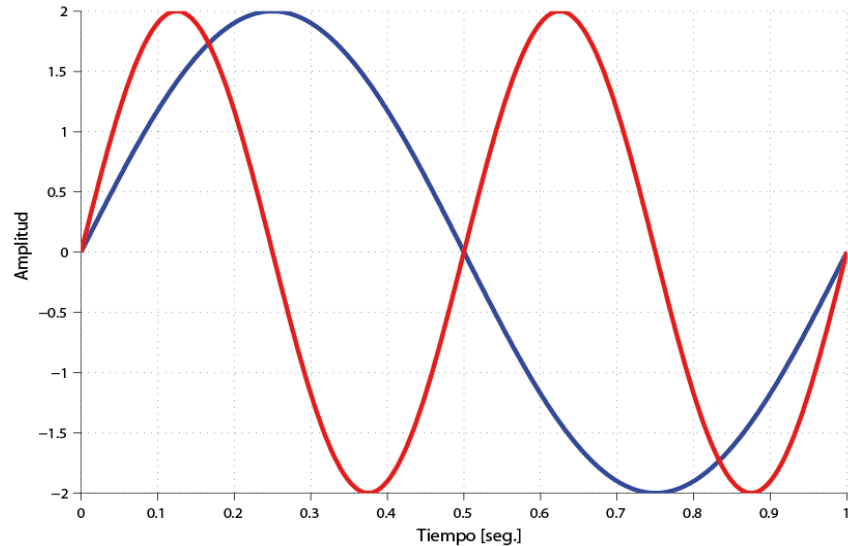


Figura 2. Senoidales con diferente frecuencia. En azul, senoide de 1 Hz y en rojo, senoide de 2 Hz. En el eje X *tiempo*, en el eje Y valores de amplitud.

|

A su vez en relación a la grafica anterior, una mayor *frecuencia* de la senoide roja implica que sus momentos de oscilación instantánea, ángulos de la onda (φ) o sus diferentes *fases*, transcurrieron en un menor tiempo. Esto hace referencia a la *velocidad angular* de la onda (ω), que representa el periodo de tiempo (T) en que la onda realizó un ciclo completo (2π).

$$\omega = 2\pi/T \qquad \omega = 2\pi \cdot f$$

Adicionalmente en la función seno, la *fase inicial* (φ) indica la posición con que inicia la oscilación y proporciona una idea del desplazamiento horizontal de una señal. Sin embargo, se afirma que este dato resulta útil si se compara con otro instante u otra onda; así, si dos ondas presentan la misma fase inicial y mantienen la misma frecuencia, aunque difieran en otros componentes como su amplitud, se dice que están *en fase* (**figura 3., A**), mientras que si difieren en la fase inicial, aunque mantengan la misma frecuencia, una onda estaría “*adelantada*” o “*atrasada*” respecto a la otra, afirmándose que están *desfasadas* (**figura 3., B**).

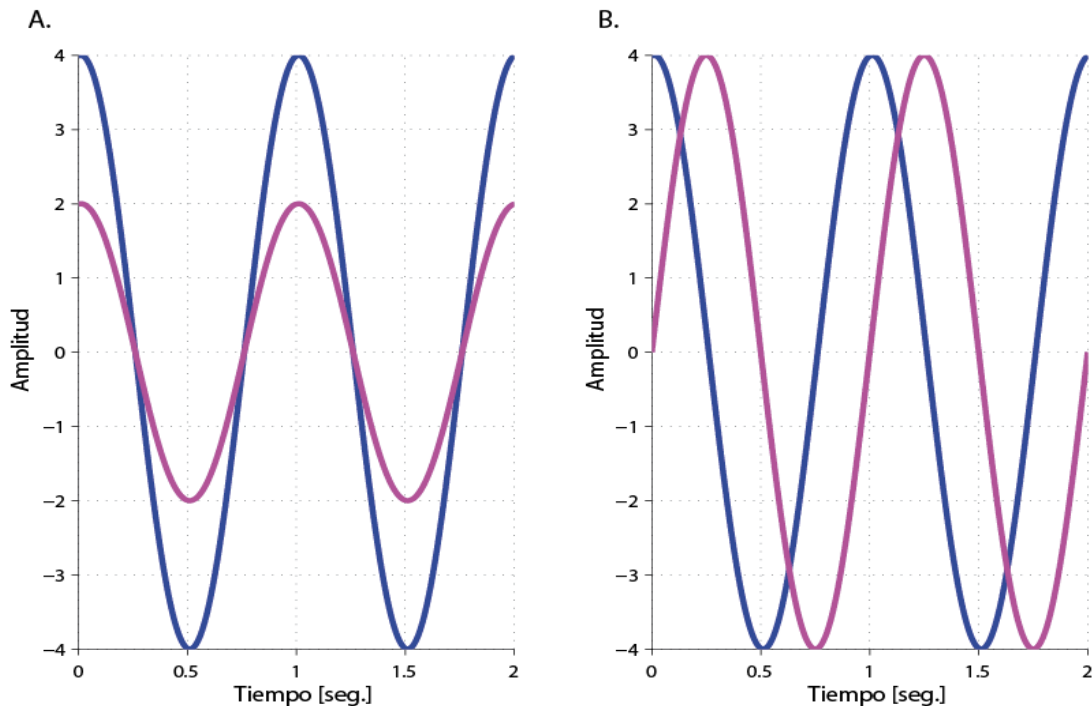


Figura 3. **A** (izq.) Sinusoides con igual fase inicial y con diferente amplitud. **B** (der.) Sinusoides con diferente fase inicial e igual frecuencia y amplitud. En el eje X *tiempo*, en el eje Y valores de amplitud.

Una noción de estos componentes básicos presentes en las señales, es de importancia para la comprensión del procesamiento e interpretación de los resultados de registros EEG; para evidenciarlo de manera sencilla por ejemplo, podemos señalar que la clasificación de los ritmos EEG corresponde a rangos de *frecuencias*.

B. Análisis en el Dominio de la Frecuencia de la Señal EEG.

La representación temporal es uno de los primeros aspectos empleados para describir una señal, pues básicamente los equipos de registro nos ofrecen información de la variación de una magnitud estudiada en el tiempo. Sin embargo, considerando que en el estudio de la señal EEG, existe un gran interés por el análisis de los ritmos, los cuales se enmarcan en bandas de frecuencias; una forma de analizar en la totalidad del registro, los componentes frecuenciales que lo constituyen y la energía o potencia aportada por estos componentes, consiste en calcular la densidad de potencias del espectro (PSD – *Power Spectral Density*).

Para esto se emplean *transformaciones* que convierten el registro temporal en otra representación, que ofrece valores de la amplitud (en término de *potencia*) aportados por cada uno de los componentes frecuenciales contenidos en la señal (*en el dominio de la frecuencia*).

La base de este tipo de análisis, es la *Transformación de Fourier*; la cual parte del principio que cualquier señal periódica puede descomponerse en un conjunto de ondas senoidales y cosenoidales, adecuadamente elegidas. Las adecuadas son aquellas que por su amplitud (**A**), frecuencia ($2\pi \cdot n / T$) y fase (φ), sumadas entre sí representan la señal original. Asumiendo este principio, básicamente cualquier señal podría descomponerse en una suma como la siguiente:

$$A_0 + A_1 \sin(2\pi \cdot n/T + \varphi) + A_2 \sin(2\pi \cdot 2n/T + \varphi_2) + A_3 \sin(2\pi \cdot 3n/T + \varphi_3) + A_4 \sin(2\pi \cdot 4n/T + \varphi_4) \dots$$

Así la ecuación de la transformada (continua) de Fourier nos muestra que el espectro de nuestra señal $X(f)$ - en el dominio de la frecuencia, es el resultado de valores de áreas bajo la curva de diferentes componentes frecuenciales (ϕ), producto de la descomposición del registro (señal $x(t)$) mediante una familia de señales (coseno) $e^{-i2\pi ft}$, completamente deslocalizadas en el tiempo.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt$$

El objeto de este apartado es comprender que la importancia del análisis de Fourier, independiente de sus diferentes “familias” (*Transformada Continua, Series, Transformada Discreta*) aplicado a una señal, permite obtener una representación llamada *espectro* que muestra las frecuencias contenidas en dicha señal (*en el eje X*) y sus correspondientes amplitudes (o *potencias en el eje Y*). Sin embargo, no ofrece información sobre las amplitudes de dichas frecuencias en algún instante del tiempo. Como ilustración, en la **figura 4., A.** la señal en *magenta* posee componentes de dos señales, pues es resultado de la suma de la señal 1 (*azul*) que posee una *frecuencia* 4 Hz y una *amplitud* 4 uV. y la señal 2 (*negro*) que oscila a 7 Hz con una amplitud de 8 uV. Observándose en el *espectro* de la señal *magenta*, una mayor potencia para las *frecuencias* 4 y 7 Hz (**figura 4., B.**).

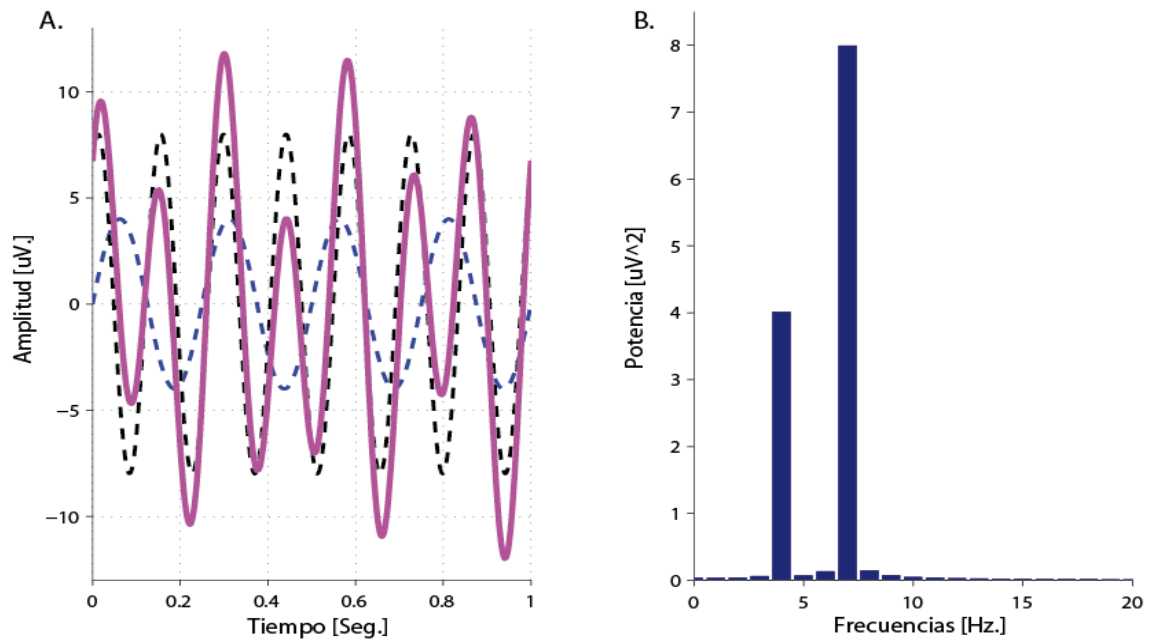


Figura 4. **A** (izq.) En *magenta* señal obtenida a partir de la suma de sinusoides con componentes frecuenciales de 4 Hz (azul) y 7 Hz (negro). **B** (der.) Espectro de la señal en *magenta*; en el eje X escala de *frecuencias*, en el eje Y valores de *potencia*.

Si bien el *espectro* puede mostrarnos la potencia aportada por los diferentes componentes frecuenciales presentes en la señal analizada; en registros biológicos como el EEG ocurren en el tiempo y de forma aperiódica variaciones de la amplitud en dichos componentes frecuenciales. Razón por la que el espectro obtenido por una transformación de Fourier no es suficiente para representar las características de una señal de este tipo, siendo necesaria la representación conjunta de características temporo – frecuenciales mediante formas de análisis complementarios.

C. Análisis en el Dominio Tiempo – Frecuencia de la Señal.

Una variación del análisis de *Fourier*, que trata de solucionar la limitación de detectar cambios en componentes frecuenciales de la señal a lo largo del tiempo, es conocida como *Fourier Enventanado*. Como se muestra en la **figura 5.**, **A**, este método se basa en realizar la Transformada Rápida de Fourier en secciones de la señal (*ventanas*), calculándose espectros que corresponden a intervalos de tiempo del registro (**figura 5.**, **B**). Como se ilustra a continuación empleando una señal de registros occipitales en la banda alfa (7 – 13 Hz.) en un periodo de cierre ocular, este análisis proporciona información sobre cuando (*tiempo*) ocurrieron eventos como aumentos o disminuciones de la amplitud en las diferentes *frecuencias* de la señal.

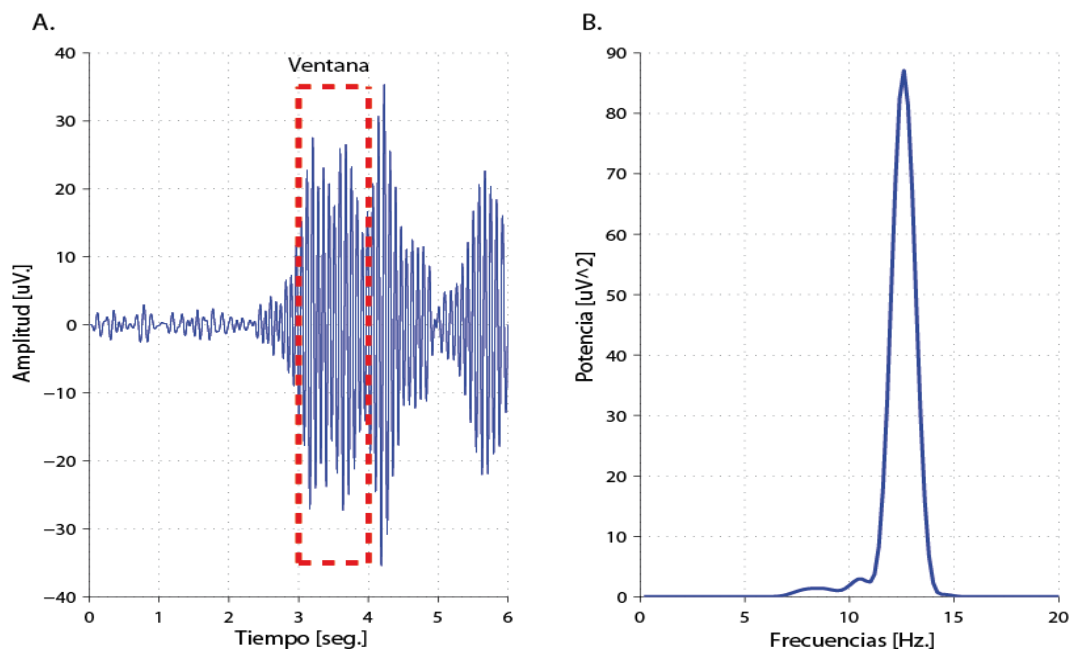


Figura 5. **A** (izq.) Señal EEG de áreas O1-O2 en la banda alfa (7 – 13 Hz) en un periodo correspondiente al cierre ocular. En rojo ventana de análisis espectral de 1 segundo. **B** (der.) Espectro del segmento de la señal EEG correspondiente a la ventana; en el eje X escala de *frecuencias*, en el eje Y valores de *potencia*.

Merece señalarse que la precisión de la información *tiempo – frecuencia* obtenida con este análisis está determinada por el tamaño de la ventana. Considerando que en la figura anterior el tamaño de la ventana corresponde a un periodo de 1 segundo, esta resolución temporal determinaría que la mínima frecuencia analizada en el espectro sería de 1 Hz, puesto que esta sería la más baja frecuencia con un ciclo completo en dicho periodo o “*ancho de ventana*”. A su vez, si mediante este método se buscará analizar frecuencias más bajas, por ejemplo 0.5 Hz, debería aumentarse el ancho de la ventana a un período en el cual se pudiese analizar por lo menos un ciclo completo de dicha frecuencia, en este caso a 2 seg.

Lo anterior implica que, aunque una ventana de amplio período ofrece una mayor escala de frecuencias a analizar, dicho espectro tendría una baja resolución temporal en la localización de cambios frecuenciales y aunque esto podría mejorar con un menor período en la ventana, en consecuencia disminuiría la escala de frecuencias analizadas. De este modo, para este análisis debe determinarse la banda de frecuencias a estudiar, pues el interés en componentes de bajas frecuencias requeriría ventanas temporales largas, mientras que el análisis temporal de altas frecuencias o componentes rápidos podría representarse mejor con el empleo de ventanas con cortos periodos.

También hay que recordar que el cálculo del espectro en cada ventana se basa en condiciones del análisis de Fourier que consideran una periodicidad de la señal en el intervalo de duración de la ventana; sin embargo, es clara la presencia de diferentes componentes en registros biológicos como la señal EEG y que además dichos componentes de frecuencia no se encuentran alineados con las frecuencias de análisis de Fourier. Esto implica que en los bordes de la ventana rectangular se presenta una discontinuidad y ocurre un fenómeno denominado escape de frecuencias (*leakage*), el cual se contrarresta mediante el *solapamiento* (overlap) de las ventanas sucesivas dispuestas a lo largo del registro.

En la **figura 6.**, se observan una primera ventana (en rojo) de un periodo de 1 segundo ($w1$), sucedida por otra ventana ($w2$ en magenta) 0.5 segundos después. Esta fracción de tiempo entre el tiempo final de la ventana 1 ($tf w1$) y el tiempo inicial de la siguiente ventana ($ti w2$) corresponde en este caso a la mitad del periodo de la ventana de análisis ($T w$), representando un 50% de solapamiento.

$$\frac{tf w1 - ti w2}{T w} = \frac{1 \text{ seg} - 0.5 \text{ seg}}{1 \text{ seg}} * 100 = 50\% \text{ solapamiento}$$

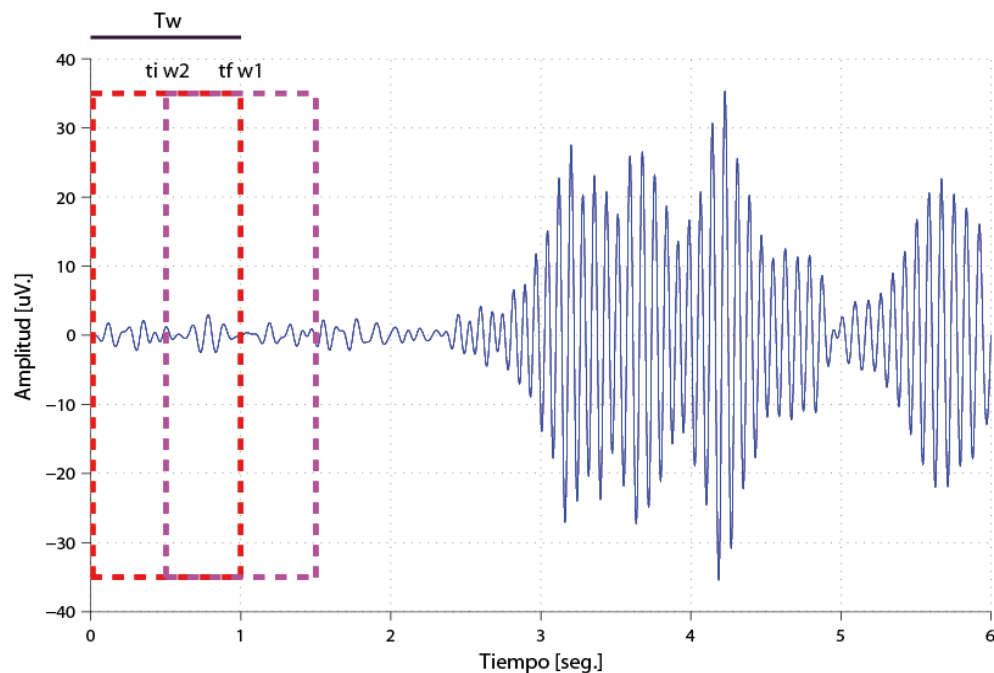


Figura 6. A Señal EEG de áreas O1-O2 en la banda alfa (7 – 13 Hz) en un periodo correspondiente al cierre ocular. En rojo ventana 1 y magenta ventana 2, ventanas de análisis espectral de 1 segundo representan el desplazamiento y el solapamiento en la ejecución de análisis en el dominio tiempo - frecuencia.

De acuerdo, al tamaño de la ventana y al solapamiento se obtiene la resolución temporal, en la representación grafica del análisis en el dominio *tiempo* –

frecuencia, llamada *espectrograma*. A continuación se muestra el espectrograma empleando una ventana de 1 segundo y un solapamiento del 50% sobre la señal antes presentada, un registro EEG occipital en la banda alfa correspondiente al cierre ocular. Se observa desde los 3 seg. (*eje X*), el aumento de la potencia en la banda entre los 8 a los 14 Hz; es decir, un aumento en dicho momento de la actividad neural en este rango de frecuencias, según los valores establecidos en la escala de potencias (*barra de colores*). Los valores de potencias absolutas de esta matriz representados en la escala son normalizados en unidades logarítmicas ($10 \times \log_{10}$) para la visualización de un amplio rango de potencias en el espectrograma.

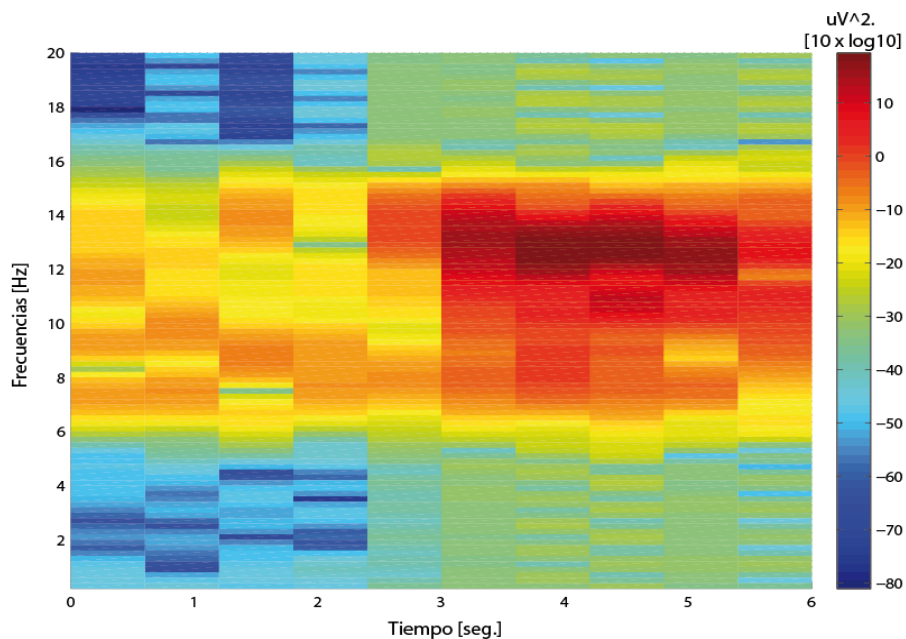


Figura 7. Espectrograma de registro EEG de áreas O1-O2 en la banda alfa (7 – 13 Hz) en un periodo correspondiente al cierre ocular. En el eje X escala de tiempo en segundos [seg.]. En el eje Y frecuencias analizadas [Hz.]. A la derecha, escala de potencias correspondiente a valores de la matriz representada por una barra de colores [μV^2].

De este modo, el *espectrograma* ofrece una representación en el tiempo de registro (*eje x*) sobre como en los diferentes componentes frecuenciales de la señal (*eje y*) cambia la potencia aportada (*escala de potencias*), permitiendo analizar la ocurrencia de variaciones frecuenciales en un momento dado.

Conceptos Básicos de Electroencefalografía.

Una definición común expone la *electroencefalografía* como procedimiento para el registro de la actividad eléctrica cerebral, captada desde la superficie del cuero cabelludo. Pero a pesar de ser cierta, la generalidad de esta definición conduce a que se borden aspectos precisos de este tipo registro, los cuales se presentan a continuación.

D. Origen y Modulación de la Señal EEG.

Como se mencionó desde anteriores apartados, fenómenos biológicos que ocurren en estructuras de nuestro sistema nervioso involucran cambios en propiedades del medio donde se hallan dichas estructuras.

El cerebro como estructura se encuentra constituido por tejido neural, una red entramada de células especializadas llamadas neuronas; estas poseen en su membrana propiedades que las hacen excitables, capaces de producir cambios en el flujo de corrientes iónicas mediante cambios en la permeabilidad de su membrana produciendo campos eléctricos, y además capaces de conducir estos impulsos eléctricos en un proceso de comunicación con otras neuronas llamado sinapsis (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987).

Así, el objeto de la electroencefalografía como procedimiento consiste en captar y registrar desde una zona específica del cuero cabelludo los cambios de dichos campos eléctricos como resultado de la actividad bioeléctrica de amplios grupos de neuronas. Esto implica que entre los sensores de registro y la corteza cerebral,

el tejido neural con mayor proximidad al sensor, se encuentran otras estructuras como el cuero cabelludo, el cráneo y las meninges; por tanto la señal obtenida representa cambios eléctricos significativos como suma de potenciales de neuronas corticales, pues la descarga de una sola neurona nunca será registrada por los sensores del EEG situados en el cuero cabelludo.

La mayor parte de la señal EEG se encuentra constituida por cambios en campos eléctricos originados en capas neurales de la corteza con estructuras dendríticas orientadas hacia la superficie del cuero cabelludo. Especialmente neuronas piramidales de las capas *III* y *V* que presentando dendritas apicales distribuidas paralelamente como un *árbol dendrítico*, reciben impulsos excitatorios e inhibitorios de millones de proyecciones neurales, que desencadenan potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios, corrientes microscópicas que sumadas entre sí representan cambios eléctricos de dicha región neural (Niedermeyer & Lopes da Silva; 1987).

Sin embargo, aunque se ha evidenciado que este tipo de actividad neural desde capas de la neocorteza se constituye en un importante componente del origen de la señal EEG, debe señalarse que como actividad de una estructura que forma parte de un sistema, esta se encuentra modulada por la acción de otras estructuras. Experimentos clásicos de Moruzzi y Magoun, demostraron que la actividad de núcleos de la formación reticular y proyecciones talamo – corticales actuaban como fuente de modulación de la señal EEG.

E. Captación y Registro de la Señal EEG.

Como se ha mencionado la señal EEG se obtiene mediante un tipo de sensores especializados (electrodos) colocados en la superficie del cuero cabelludo, estos dispositivos usualmente se fijan al tejido mediante un tipo de pasta conductora que mejora la conductividad en el registro. Teniendo en cuenta que el objeto de este procedimiento implica la asociación de los registros con áreas de proyección

cerebral y que la superficie de la cabeza puede variar en cada persona registrada, se emplea el sistema internacional 10 – 20.

Mediante este sistema trata de asegurarse que los electrodos se coloquen sobre las mismas áreas, independiente del tamaño de la cabeza. Para esto, se toman medidas desde unos *puntos de referencia*: *nasión*, *inión*, y *el vertex*. El cálculo de la distancia desde el *nasión* hasta la protuberancia occipital externa (*inión*), la distancia interauricular y la circunferencia o perímetro cefálico permite crear una rejilla imaginaria y determinar los puntos de colocación de los electrodos, en zonas del 10% o 20% de distancia de los sitios de referencia, como se muestra en la siguiente figura.

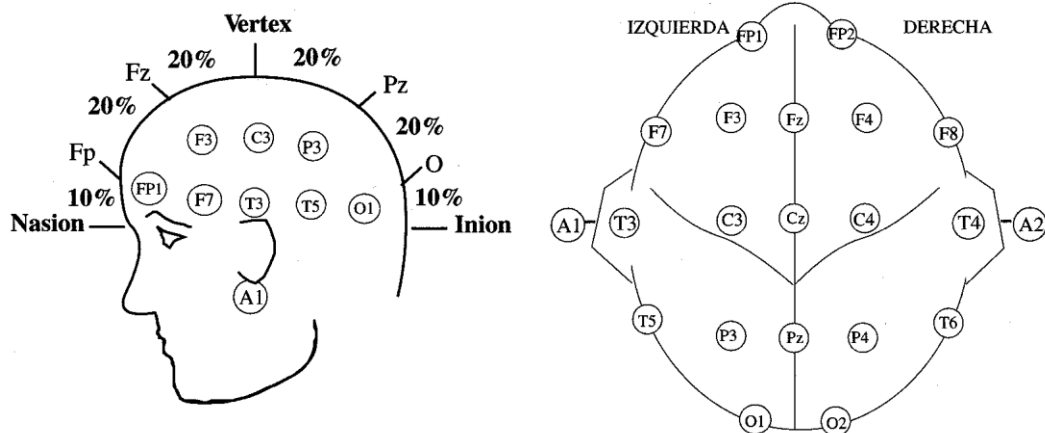


Figura 8. Vista lateral y superior de los sitios de registro de acuerdo al sistema de colocación de sensores 10 - 20.

Este sistema emplea una nomenclatura de letras mayúsculas y subíndices numéricos. Los electrodos frontales, centrales, temporales, parietales y occipitales se reconocen con las letras: *F*, *C*, *T*, *P* y *O* respectivamente. El subíndice par indica el hemisferio derecho mientras que el impar el hemisferio izquierdo. Así por ejemplo; *F3* se refiere al electrodo frontal izquierdo mientras que *O2* al occipital

derecho. La zona de referencia en el EEG para el registro de la actividad de los puntos del sistema 10 – 20, debe representar una zona donde no se capte actividad bio eléctrica de tipo neural, como el lóbulo de la oreja (A) o la punta de la nariz que constituidas en su mayoría por piel y cartílago, están libres de generar artefactos asociados con señal electromiografica.

Los montajes denominados de tipo *monopolar*, registran la actividad intrínseca de un sitio respecto a un lugar de referencia. Mientras que los montajes *bipolares*, empleando un amplificador diferencial con dos entradas diferentes e independientes de la referencia, amplifican solo las diferencias de potenciales entre dos sitios de registro.

Respecto a la amplificación de la señal EEG, este nivel puede variar de acuerdo al tipo de onda que espera registrarse. Como se explicará en el próximo apartado, las ondas de baja frecuencia (también denominadas ondas lentas) como los ritmos *Delta* (0.5 – 3.9 Hz) y *Tetha* (4 – 6.9 Hz) se amplifican en un factor de 100.000 veces, mientras que los ritmos *Alfa* (7 – 12.9 Hz) y *Beta* (13 – 29.9 Hz) son amplificados 500.000 veces y las ondas rápidas del ritmo *Gamma* (mayores a los 30 Hz) se amplifican 1.000.000 de veces. La apariencia de un registro EEG convencional que contiene los ritmos mencionados, es una señal con una amplitud que se encuentra entre los 0.5 uV y los 100 uV, y presenta componentes frecuenciales entre los 0.5 a los 100 Hz.

De acuerdo a lo anterior, la señal EEG es considerada la señal fisiológica más débil eléctricamente, por lo que en su amplificación se corre el riesgo de registrar actividad extracerebral obteniéndose ruido además de la señal. No obstante, este mismo aspecto permite identificar los *artefactos*, pues las interferencias tendrían una amplitud superior a la señal EEG.

Entre los artefactos fisiológicos (originados en el propio evaluado) más comunes se encuentran interferencias EMG, caracterizadas por una alta frecuencia y que afectan los registros EEG próximos al origen de la actividad muscular. Por

ejemplo, la señal captada en zonas occipitales podría verse afectada por movimientos que exigen al evaluado inclinar la cabeza ejerciendo extensión de músculos posteriores del cuello, mientras que movimientos faciales como subir las cejas producirían mayores interferencias en registros frontales. Adicionalmente, se encuentra la actividad ocular, que registrada mediante electrooculograma (EOG) se caracteriza por mostrar una mayor amplitud que la señal EEG y que por su apariencia usualmente presenta componentes de baja frecuencia.

En la **Figura 9.**, se observa el registro simultaneo EEG en áreas occipitales (O1 – O2, azul), frontales (F3 – F4, rojo), y la actividad ocular (EOG, magenta). A partir de los 0 seg. el evaluado ejecuta movimientos oculares alternando la mirada de derecha a izquierda, que siendo captada por el EOG, interfiere en mayor medida en el registro EEG de áreas frontales, debido a la proximidad de los sensores de esta región con la zona de origen de la actividad extra-cerebral.

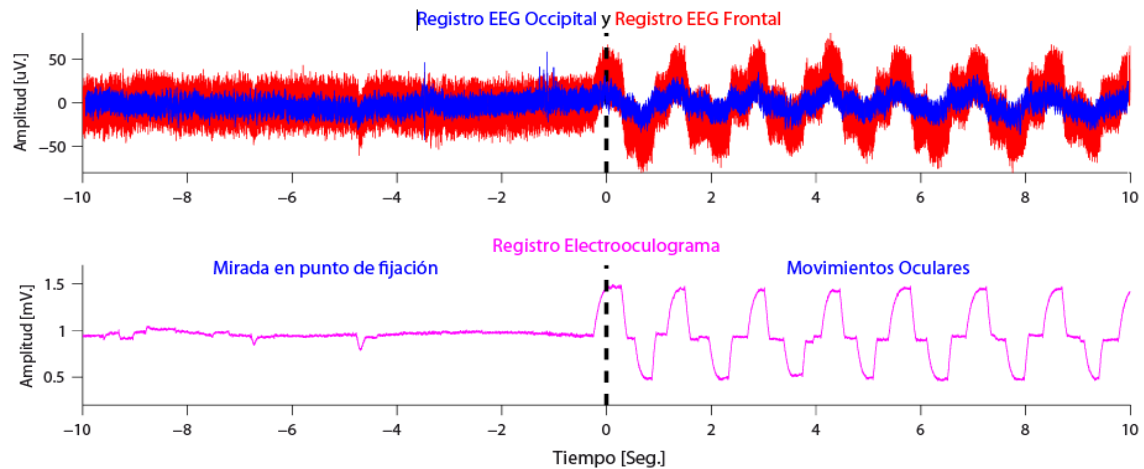


Figura 9. Arriba, en azul registro EEG occipital y en rojo registro EEG frontal. Abajo, en magenta registro EOG. Eje X tiempo, de los –10 hasta 0 seg. mirada en punto de fijación, desde los 0 hasta 10 seg. movimientos oculares alternando la mirada de izquierda a derecha.

Aunque existen varios métodos para la eliminación de interferencias de origen ocular en los registros EEG, la más recomendable por su sencillez consiste en el registro simultáneo de la señal EOG como se mostró anteriormente.

Posteriormente, como se muestra en la siguiente figura, mediante una descomposición espectral pueden analizarse los componentes frecuenciales del momento correspondiente a la actividad ocular, y una vez detectados puede realizarse un filtrado eliminando dichos componentes frecuenciales en los registros EEG. Como se muestra a continuación el espectro del registro EOG correspondiente al movimiento ocular (entre los -10 a 0 seg.) en magenta, presenta una mayor potencia en componentes frecuenciales en bandas entre los 1 hasta los 4.5 Hz aprox. Comparado con el espectro del registro EOG del segmento de fijación visual (0 a 10 seg.) en azul.

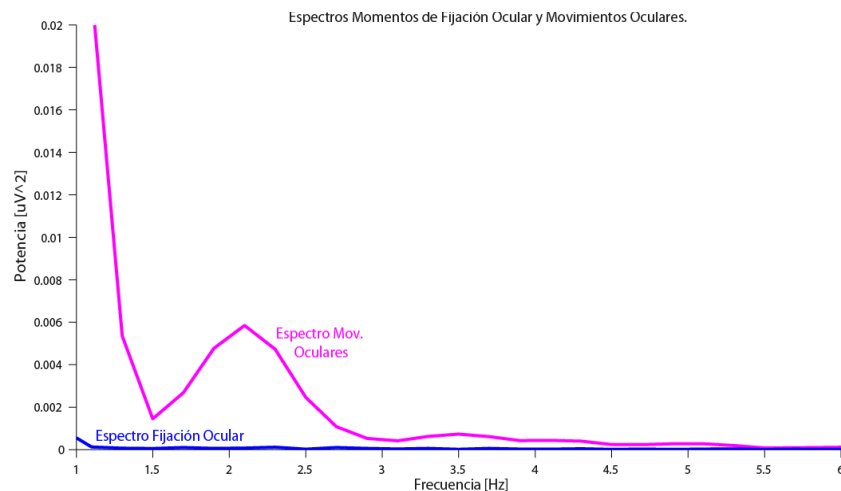


Figura 10. En magenta, espectro del registro EOG correspondiente al periodo de movimientos oculares. En azul, espectro del registro EOG del periodo de observación de un punto de fijación visual. Eje X, banda de frecuencias [Hz]. Eje Y, escala de valores de potencias absolutas [uV²].

Identificados los componentes frecuenciales de la actividad ocular, mediante un filtrado que descarte los componentes de baja frecuencia del registro EOG

aplicado sobre el registro EEG (filtro pasa alta), pueden eliminarse los artefactos de las oscilaciones lentas característicos de los movimientos oculares como se muestra a continuación.

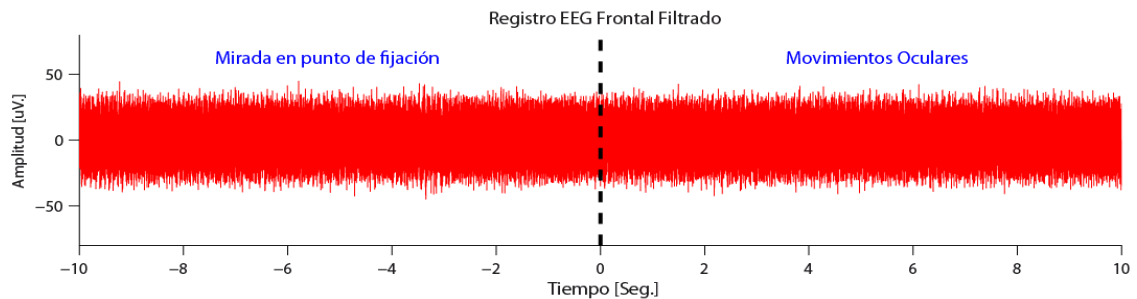


Figura 11. Registro EEG frontal filtrado descartando componentes frecuenciales inferiores a 6 Hz (filtro pasa-alto 6 Hz). En el eje X tiempo, de los –10 hasta 0 seg. registro del participante con la mirada en punto de fijación; de los 0 hasta 10 seg. artefactos de la actividad ocular, eliminados mediante el filtrado de componentes bajas frecuencias.

Sin embargo, debe precisarse que mediante este método se espera eliminar componentes frecuenciales de la señal EEG que no constituyen la banda de frecuencias de interés u objeto de estudio.

F. Características de la Señal EEG. (Actividad Oscilatoria, Ventajas y Desventajas, Variaciones en con la Edad, Zonas de Registro.)

Como se ha mencionado el EEG como técnica registra la actividad simultanea de miles de millones de neuronas que conforman el cerebro ofreciendo como resultado una señal que en apariencia no parece ser más que oscilaciones aleatorias semejantes a un ruido. Tanto en el registro de la actividad cerebral espontanea, útil para conocer la actividad general del cerebro, como en registros que plantean un control preciso de la relación temporal entre la señal EEG y el desarrollo de una tarea o la aplicación de una estimulación, pueden analizarse

bandas de frecuencia que componen la señal EEG, los llamados ritmos cerebrales.

Los ritmos cerebrales se encuentran delimitados en un rango de frecuencias y se caracterizan por presentar diferencias en sus amplitudes, sus cambios o predominios se encuentran asociados con estados o condiciones comportamentales, sitio de registro, edad, ejecución de tareas e incluso patologías. Una forma sencilla y accesible de visualizar estos ritmos, consiste en el filtrado de la señal EEG. Desde luego esto implica conocer previamente los rangos de frecuencia de los mencionados ritmos y el proceso objeto de estudio.

El ritmo Delta, entre los $0.5 - 3.9 \text{ Hz}$ y con una amplitud entre los $100 - 200 \text{ uV}$, predomina durante los dos primeros años de vida, se encuentra relacionado con estadios del sueño profundo (*sueño NO-MOR, fase IV*), pero su predominio en adultos durante la vigilia y en una determinada área de registro puede estar asociado con áreas lesionadas por patologías como tumores o accidentes cerebro-vasculares.

La actividad *Tetha*, entre los $4 - 6.9 \text{ Hz}$ y con una amplitud entre los $50 - 100 \text{ uV}$, se manifiesta en mayor proporción en los primeros seis años de vida, mientras que en adultos es común su predominio en la fase MOR del sueño, bajo tareas que exigen altos niveles de concentración o en situaciones como la meditación profunda. Sin embargo, durante la vigilia y en un adulto puede manifestarse con una menor amplitud, inferior a los 10 uV . como se muestra en la figura 12 (*oscilación en negro – ritmo theta*).

Por su parte la actividad *Alfa*, entre los $7 - 12.9 \text{ Hz}$ y presentando una amplitud entre los $20 - 50 \text{ uV}$, suele predominar en los registros occipitales de adultos durante la vigilia, como se observa en la oscilación azul de la figura 12.

La actividad *alfa* aumenta ante el cierre de los ojos o la exposición a un ambiente oscuro, y a su vez se observa su disminución o bloqueo, ante la foto-estimulación

o en el desarrollo de tareas que exige atención, convirtiendo la actividad EEG al ritmo *Beta*, que entre los 13 – 29.9 Hz y con un nivel de amplitud entre los 10 – 20 uV, también aparece ante niveles moderados de activación. En general cuanto mayor es el esfuerzo cognitivo que exige la tarea, aumenta el predominio de componentes de alta frecuencia y baja amplitud, como la banda *Gamma* (30 – 58 Hz y menor a 10 uV) la cual se asociado en zonas occipitales con la integración de información de los estímulos (color, forma, movimiento) en procesos de detección visual o en procesos perceptuales.

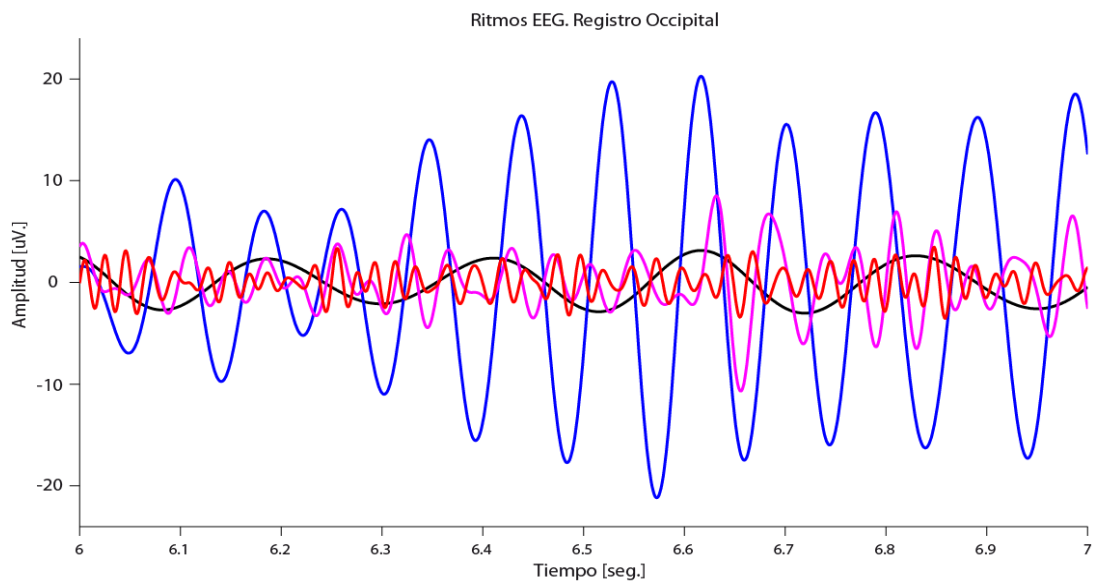


Figura 12. Ritmos EEG en un periodo de 1 seg, derivados de un registro occipital de un adulto durante la vigilia. En negro, oscilaciones *theta* entre los 4 – 7 Hz y bajo estas condiciones con una amplitud inferior a los 10 uV. En azul, oscilaciones *alfa* entre los 7 – 13 Hz, predominan en el registro con una amplitud entre los 10 – 20 uV. En magenta y rojo, oscilaciones rápidas *beta* (14 – 30 Hz) y *gamma* (31 – 58 Hz) caracterizadas por una amplitud inferior a los 10 uV. Eje X, tiempo [seg.]. Eje Y, amplitud [uV.].

Respecto a la amplitud de la señal EEG, esta se relaciona con el grado de sincronía con el cual las neuronas corticales interactúan. Como se observa en la siguiente representación, la excitación sincronizada de un grupo de neuronas produce una señal de gran amplitud y baja frecuencia, puesto que la actividad de las neuronas individuales se suma en el tiempo. Mientras, el resultado de una actividad neural desincronizada en el tiempo, se caracterizaría por un registro EEG de bajas amplitudes con predominio de altas frecuencias.

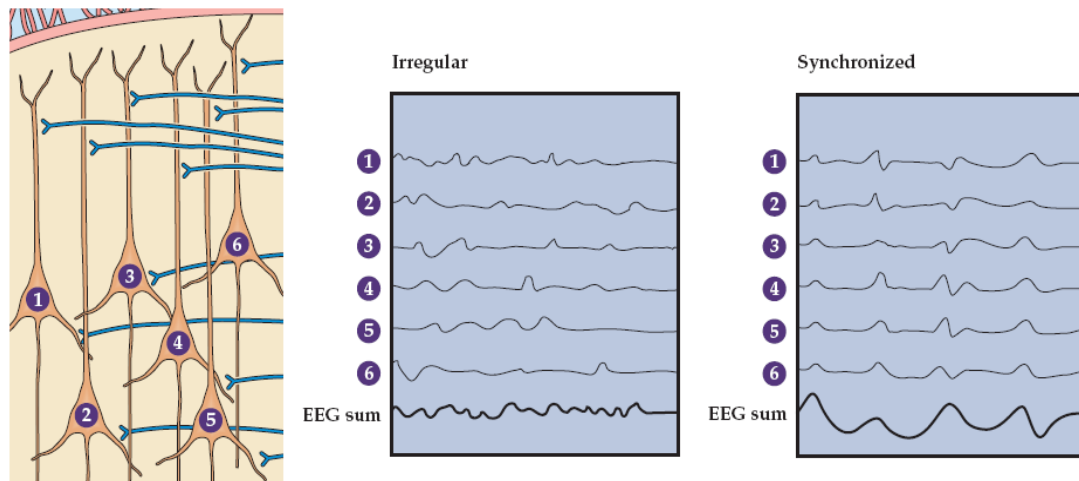


Figura 13. A la izquierda, representación de grupo de neuronas en una capa de la corteza (*ensembles*). Al centro, representación de actividad neural desincronizada en el tiempo, genera un registro EEG caracterizado por una alta frecuencia y baja amplitud (*Irregular*). A la derecha, actividad neural sincronizada en el tiempo, produce un registro EEG caracterizado por una baja frecuencia y mayor amplitud (*Synchronized*). (Tomada de *Purves et al., 2004*).

Respecto a las ventajas del EEG como técnica de registro de la actividad eléctrica cerebral tanto en la investigación como en la clínica se puede tener en cuenta: su bajo costo, la no invasividad, la reproducibilidad y la posibilidad de aplicarla al estudio de seres vivos lesionados o no, en interacción con su entorno, como en el

desarrollo de una tarea. Los registros EEG corresponden a una medida directa de la actividad eléctrica neuronal, comparado con otras técnicas, como la tomografía de emisión de positrones (PET), la resonancia magnética (RM) o los estudios de flujo sanguíneo cerebral, estas son medidas indirectas que involucran mecanismos metabólicos cerebrales, como la redistribución sanguínea, el consumo de oxígeno y glucosa en zonas corticales.

Adicionalmente, la alta resolución temporal en el registro EEG, que se refiere a la relación entre la manifestación o respuesta que se quiere medir y la velocidad con la que se obtiene el registro, resulta ventajosa en la detección y seguimiento de procesos rápidos incluso en el orden de milisegundos. Sin embargo, esta técnica no se encuentra exenta de limitaciones, pues aunque se pretende el registro de la actividad neural en una determinada zona cerebral disponiendo los sensores en ciertas áreas del cuero cabelludo, no puede concluirse a partir del registro la ubicación exacta de generadores de la actividad eléctrica neural.

G. Acoplamiento de Frecuencias en Oscilaciones Neurales.

Recientemente se han conocido estudios electrofisiológicos en los cuales ocurren modulaciones de la actividad oscilatoria neural entre componentes de bandas de frecuencias, modulaciones conocidas como *cross - frequency coupling* (Jensen & Colgin; 2007). Aunque se menciona que este tipo de oscilaciones reflejarían la forma en que se sincroniza la actividad de disparo de amplias agrupaciones neurales (*ensembles*), según los autores, se conoce poco acerca del cómo se producen e interactúan oscilaciones de varias bandas de frecuencia.

Las principales evidencias de este fenómeno reportadas por los autores se basan en la modulación de la amplitud de oscilaciones gamma entre los 80 – 150 Hz durante el curso de fases de ciclos theta y alfa. Gran parte de estos hallazgos se han derivado de estudios que han realizado registros intracraneales la mayoría de

ellos en ratas y monos, y en algunos casos en personas durante intervención quirúrgica cerebral. Esta interacción theta – gamma se ha observado, en cortex hipocampal, cortex auditivo, y cortex frontal, principalmente en el desarrollo de tareas de memoria.

Los autores, Jensen y Colgin (2007) presentan teóricamente las formas en las cuales pueden ocurrir interacciones *cross – frequency*. A continuación presentaremos dos de estas correspondientes a la interacción fase – fase y la interacción fase – amplitud.

La interacción *fase – fase* o también conocida como *n:m phase – locking* ocurre cuando dos oscilaciones de la misma o de diferente frecuencias mantienen fijos sus cambios de fase a lo largo del tiempo, es decir, cuando las diferencias de fases entre dos oscilaciones se mantienen constantes en el tiempo. Como se observa a continuación por cada ciclo de la oscilación lenta (a.) e independiente de las variaciones de su amplitud hay cuatro ciclos de la oscilación rápida (c.) manteniendo una relación de fase constante.

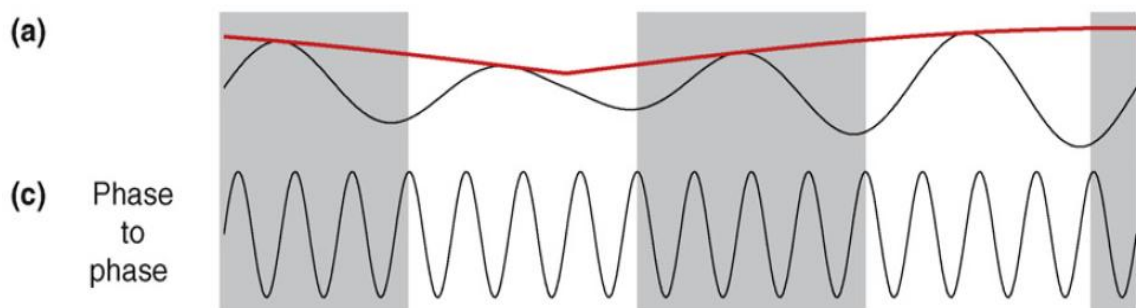


Figura 14. Representación esquemática de la interacción *fase - fase* (Figura 1c. Tomada de Jensen & Colgin, 2007)

Respecto a la interacción fase – fase, el análisis de *coherencia* es una medida sobre la constancia en la diferencia de fases de dos ondas. Una forma de

visualizar este tipo de análisis consiste en tomar dos registros y obtener sus fases instantáneas, como se muestra a continuación. En la siguiente figura, a nivel superior a la izquierda se observa una señal filtrada en la banda alfa (8 – 12 Hz) correspondiente a un registro occipital durante la valoración de un umbral descendente, de igual modo a la derecha se aprecia una señal filtrada en la misma banda, correspondiente a un registro frontal en la valoración del mismo umbral descendente. El momento 0 (cero) en el eje X (Tiempo) para ambas señales representa el momento en el cual el evaluado reportó el cambio en la apariencia del estímulo flicker (umbral).

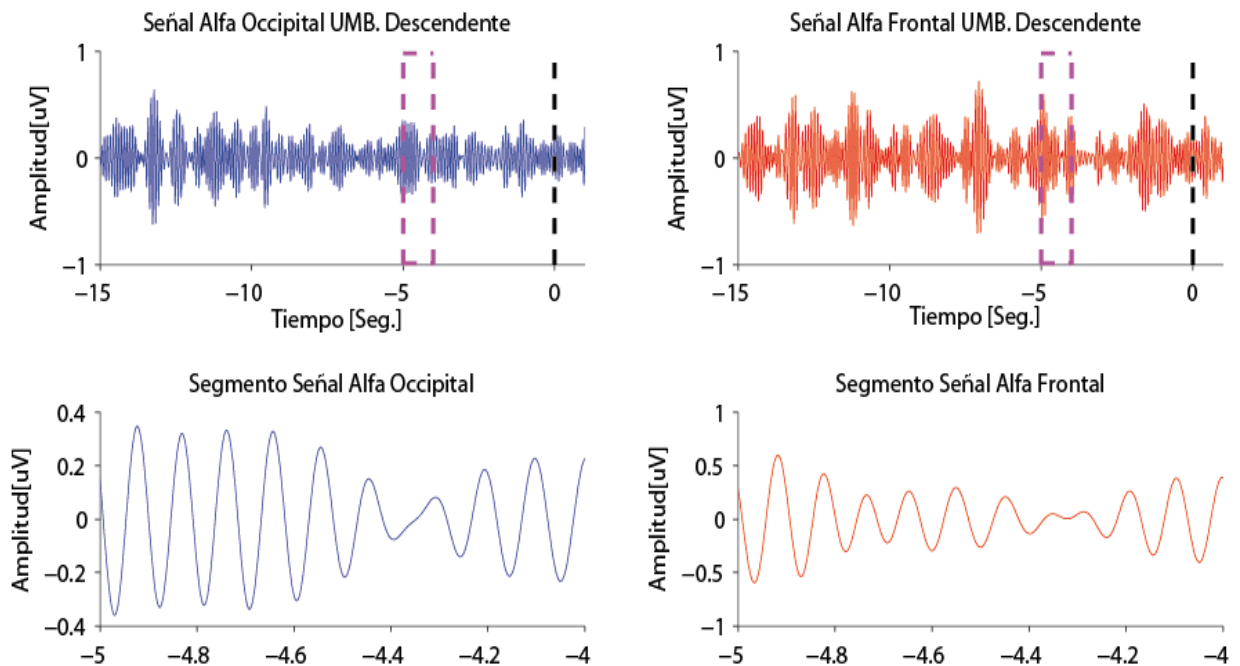


Figura 15. A nivel superior, registros *occipital* (izquierda) y *frontal* (derecha) filtrados en la banda *alfa* correspondientes al desarrollo de umbral descendente; en el eje Y, tiempo (0 seg. – Reporte del umbral). A nivel inferior, segmentos de un segundo derivados de los respectivos registros *alfa occipitales* y *frontales*. En el eje X, tiempo (-5 seg. a los -4 seg.).

A nivel inferior de la anterior figura se presentan segmentos de un segundo, entre los -5 a los -4 segundos, correspondientes a registros occipital (izquierda) y frontal (derecha) filtrados en la banda alfa, con el propósito de observar las oscilaciones y el número de ciclos de esta banda en un periodo de un segundo.

Mediante la transformación de Hilbert pueden obtenerse las fases instantáneas de estas oscilaciones alfa en registros occipitales y frontales. Entendiendo la fase como “el instante de oscilación de una onda”, así una onda presentaría diferentes momentos de oscilación, por ejemplo: un instante en el pico, en el valle, o próxima al pico y en ascenso, o posterior al pico y en descenso, etc. Cada uno de estos "instantes" corresponde a una fase, expresada en ángulos (o radianes – Eje Y) en un momento del tiempo (Eje X) como se muestra en la siguiente figura.

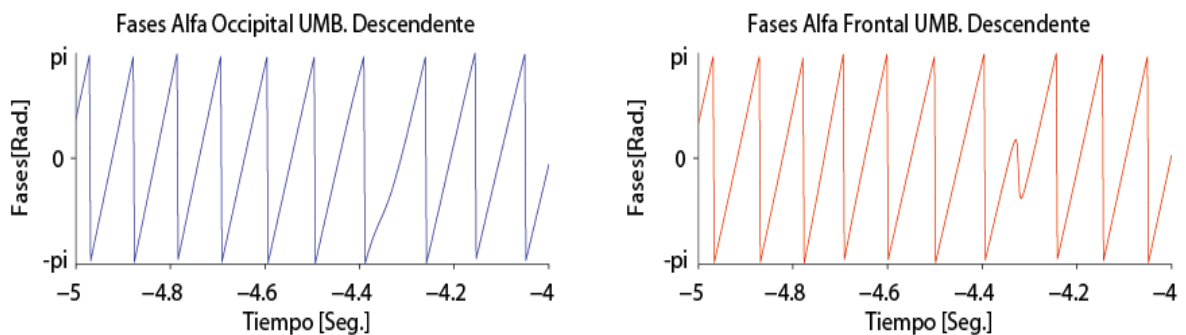


Figura 16. Fases de los respectivos segmentos de un segundo de registros *alfa occipitales* (izquierda) y *frontales* (derecha). Eje X, tiempo [Segundos]. Eje Y, fases [Radianes].

De este modo, para cada momento del tiempo tenemos dos valores de fase correspondientes a cada onda o banda alfa de los anteriores registros: occipital y frontal, posibilitándose la comparación de sus diferentes fases en el tiempo, como se muestra a nivel superior en la siguiente figura.

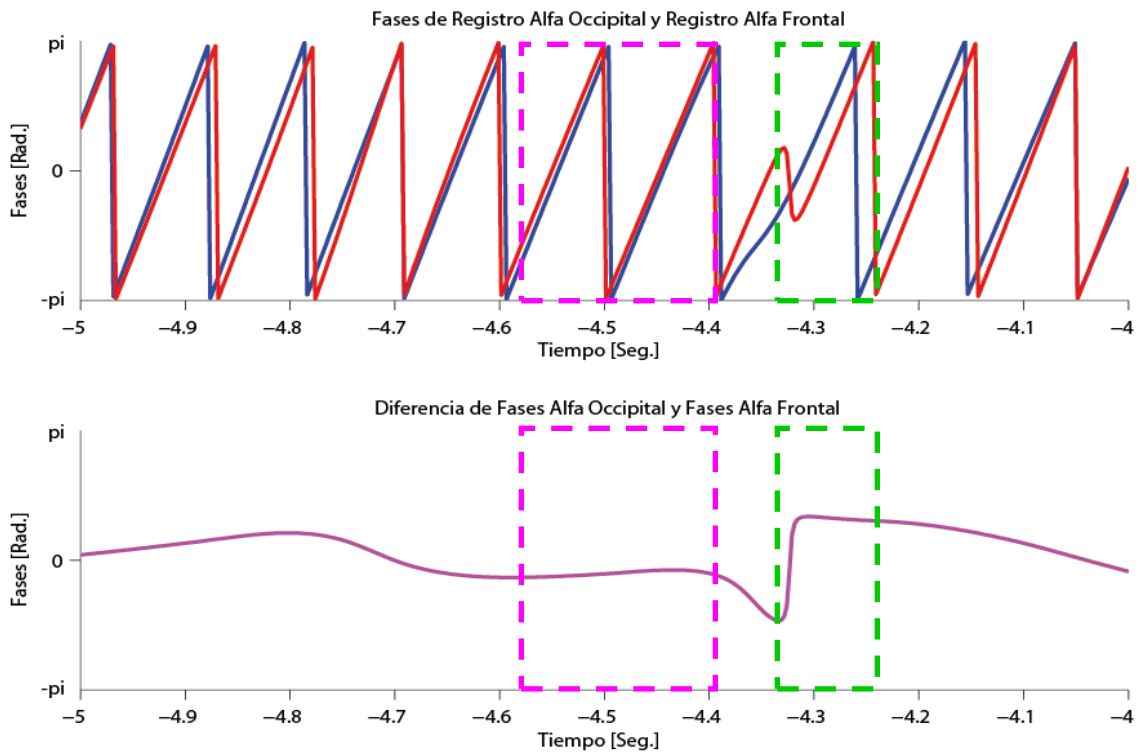


Figura 17. A nivel superior, fases de registro *alfa occipital* (izquierda), junto con fases *alfa* del registro *frontal* (derecha) correspondientes a un segmento de un segundo. A nivel inferior, diferencia de fases *alfa occipitales* y fases *alfa frontales*. En el eje X, tiempo (-5 seg. a los -4 seg.). Eje Y, fases [Radianes].

Siendo así, es posible visualizar y calcular a lo largo de las señales si la diferencia de sus fases tiende a mantenerse constante (*coherencia*), como se aprecia con las diferencia de fases correspondientes al segmento de tiempo dentro del recuadro magenta a nivel inferior de la anterior figura. O por el contrario, si tienden a ocurrir cambios entre las fases de dos oscilaciones haciendo que la diferencia de fases no mantenga valores constantes, como se muestra al interior del segmento de tiempo del recuadro verde.

Como se muestra a continuación mediante un algoritmo, es posible calcular entre dos diferentes señales la *coherencia* entre sus diversos componentes

frecuenciales a lo largo del tiempo, su representación es conocida como *coherograma*. El siguiente *coherograma* es el resultado del análisis de *coherencia* entre los dos anteriores registros, occipital y frontal durante la valoración de un umbral descendente.

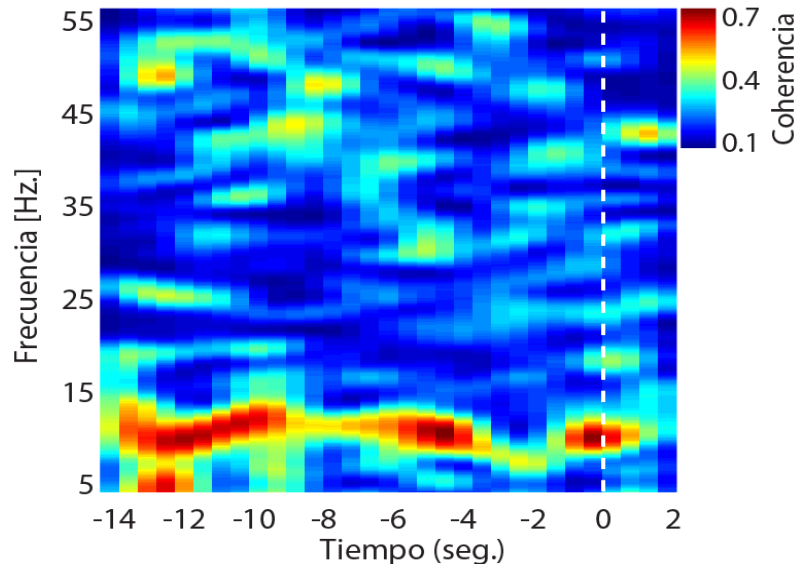


Figura 18. Coherograma de un registro Frontal y Occipital. En los ejes X; Tiempo de Registro, siendo los 0 seg. el Reporte de Umbral Descendente (DS). En los ejes Y; Banda de Frecuencia (5 – 57 Hz). A la derecha, escala de colores representando el Índice de Coherencia.

En este análisis, si la diferencia de fases siempre es la misma en todos los instantes (es decir, se mantiene constante) la coherencia que tenemos es máxima y próxima a 1 (uno); por otro lado, si esa diferencia tiende a ser variable entonces la coherencia es mínima y próxima a 0 (cero). Por tanto, en el anterior *coherograma*, se reveló una mayor coherencia en frecuencias de los 10 Hz – 13 Hz (banda alfa) entre los registros frontal y occipital. Siendo notoria casi a lo largo de todo el registro durante la valoración del umbral descendente, aunque se observa una disminución de la *coherencia* en esta banda de frecuencias

aproximadamente de los -3 a los -1 segundos antes del reporte del umbral (0 segundos). Esta interacción de fases entre zonas occipitales y frontales podría interpretarse como una comunicación entre ambas áreas que varía a lo largo del desarrollo de la tarea.

Otro de los análisis de acoplamiento de frecuencias, consiste en la interacción *fase – amplitud*. A continuación, puede observarse como las amplitudes de la oscilación rápida aumentan en la fase en que cada ciclo de oscilación lenta alcanza su máximo valor (“*hacia arriba*”) y a su vez las amplitudes de la oscilación rápida disminuyen cuando cada ciclo de oscilación lenta alcanza su mínimo valor (“*hacia abajo*”); y debe notarse que las variaciones de las amplitudes de la oscilaciones rápidas (e) están relacionadas con el instante de “*ascenso*” o “*descenso*” de la oscilación lenta (a) y no con su magnitud o amplitud.

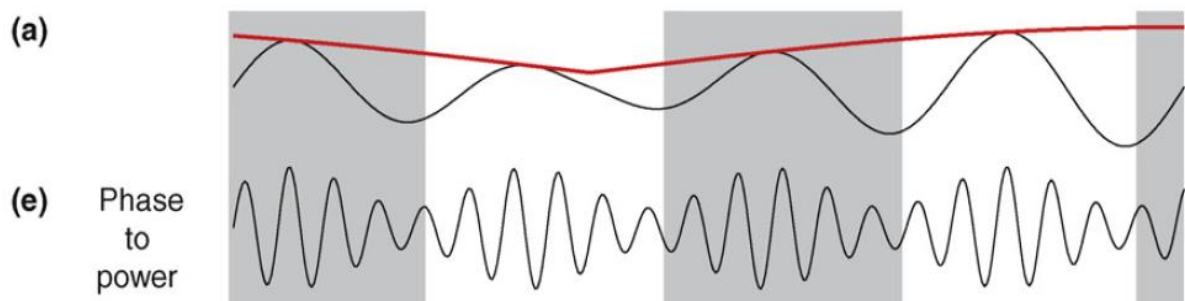


Figura 19. Representación esquemática de la interacción *fase - amplitud* (Figura 1e. Tomada de Jensen & Colgin, 2007)

Autores como Voytek y colaboradores (2010), realizaron análisis de la interacción fase – amplitud en una tarea visual, a partir de registros de electrocorticografía en zonas anteriores (cortex frontal, hipocampo y cíngulo anterior) y en zonas posteriores (cortex occipital, temporal posterior y parietal posterior) en dos participantes expuestos a una tarea de producción verbal (no visual - task) y una tarea de detección visual. Estos autores discuten que las fases de la banda alfa (8

– 13 Hz) proporcionarían un mecanismo similar a pulsos inhibitorios modulando la actividad gamma en áreas posteriores, cuando una tarea o situación exige cambiar la atención visual ante la presentación de una nueva información relevante (Voytek et al., 2010).

Finalmente, autores como Jensen, Bonnefond y VanRullen (2012) señalan que la manifestación de este tipo de interacciones entre fases de bajas frecuencias como theta y alfa, con las amplitudes de oscilaciones rápidas como el ritmo gamma varían en zonas corticales dependiendo de la demanda de la tarea. La limitada exploración de fenómenos *cross - frequency coupling* deja abierta cuestiones sobre las regiones cerebrales en las cuales se presentan estas oscilaciones neurales, ante qué tipo de tareas se manifiesta y con qué tipo de procesos se asocia.

H. Información ofrecida a participantes en el estudio

El grupo de Neurociencias y Comportamiento desde la Universidad Industrial de Santander agradece su decisión de participar en el **ESTUDIO DE LAS RESPUESTAS ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN UNA TAREA DE DISCRIMINACIÓN TEMPORAL DE ESTÍMULOS VISUALES**. Considerando los principios expuestos en la Resolución No 008430 del 4 de Octubre de 1993, con la cual se establecen normas concernientes a la investigación en salud, se le ofrece a usted como participante información correspondiente a las condiciones, procedimientos y beneficios en la presente investigación. Agradecemos la lectura cuidadosa de este documento y la realización de las preguntas que desee, para procurar una total comprensión.

Justificación & Objetivo

La impresión visual que tenemos del mundo, se encuentra influenciadas por nuestra capacidad de percibir estimulaciones presentadas en el espacio y el tiempo. La capacidad de discriminación temporal de estímulos visuales ha sido evaluada por una tarea conocida como *umbrales de frecuencia crítica* que implican el cambio perceptual de la apariencia de estímulos presentados en sucesión próxima. El propósito fundamental de este estudio consiste en estudiar la respuesta electroencefalográfica de áreas de proyección occipital y frontal en el desarrollo de dicha tarea.

Procedimiento del estudio

Su participación se desarrollará en una única sesión con una duración aproximada de una hora. En un primer momento se llevará a cabo el diligenciamiento de una ficha de ingreso para la exploración de algunos antecedentes médicos generales y condiciones físicas. Posteriormente, se realizará la colocación de sensores de registro en la superficie del cuero cabelludo. Simultáneamente con este registro de desarrollará la tarea de los *umbrales de frecuencia crítica*.

La realización de estos procedimientos será efectuada por un miembro del equipo de investigación, competente en conocimiento y experiencia para la implementación de los instrumentos requeridos. La ejecución del presente estudio se ejecutará exclusivamente bajo el aval de la Universidad Industrial de Santander y el Comité de Ética de la UIS, prevaleciendo el criterio de respeto a su dignidad y la protección de sus derechos y bienestar.

Riesgos de la participación o posibles molestias

El presente estudio se rige por las normas colombianas para la investigación dispuestas por el Ministerio Colombiano de Salud, catalogándose desde el artículo 11, apartado B de la resolución 008430 de 1993, como una investigación con riesgos mínimos.

En la búsqueda de publicaciones científicas en bases de datos como *ScieceDirect*, EBSCO, y HINARI, no se encontró el reporte de evidencias científicas sobre efectos adversos con el empleo de estímulos intermitentes en la valoración de *umbrales de frecuencia crítica*. Por tanto, las posibles molestias pueden estar relacionadas con la disposición del tiempo para desarrollar la sesión prevista. En caso de experimentar alguna incomodidad o molestia informe a la persona encargada del procedimiento.

Beneficios

Entre los beneficios con su participación en el presente estudio, los resultados contribuirán a ampliar el conocimiento sobre la actividad electroencefalográfica en procesos de discriminación temporal visual. Adicionalmente, en caso de que usted lo requiera puede obtener un informe general sobre los resultados de su sesión de evaluación.

Confidencialidad

La información obtenida en el presente estudio mantendrá un carácter confidencial respetando su dignidad como participante. Se protegerá su privacidad siendo su nombre y datos manejados mediante códigos, a los cuales tendrá acceso exclusivamente el personal investigador; así mismo los resultados obtenidos se publicarán en medios científicos sólo como informe colectivo.

Derecho a rehusar o retirarse del estudio

Su participación en este estudio es voluntaria respetando su libre elección y sin coacción alguna, por lo tanto usted podrá rehusarse a participar o retirarse del estudio en cualquier momento sin necesidad de alguna explicación adicional y sin que por ello se generen para usted sanciones o perjuicios.

Información sobre el estudio

Usted tendrá la garantía de recibir respuesta a cualquier pregunta y aclaración a cualquier duda acerca de los procedimientos, riesgos, beneficios y otros asuntos relacionados con el estudio.

Tratamiento médico

En caso que los datos derivados de su valoración, sugieran o detecten una afectación en su salud o bienestar, usted contará con una remisión al bienestar universitario de la UIS o a su seguro médico para ser atendido; la investigación no cubre los costos que puedan generarse por dicha atención.

Relación de los gastos en el estudio

Usted no pagará costo alguno por los procedimientos que se realicen en este estudio. De igual modo, no recibirá retribución económica, ni beneficios escolares por su participación.

Aceptación

Después de haber leído y comprendido la información contenidos en este documento con respecto al estudio: **ESTUDIO DE LAS RESPUESTAS ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EN UNA TAREA DE DISCRIMINACIÓN TEMPORAL DE ESTÍMULOS VISUALES**, y una vez que se aclararon todas las dudas que surgieron sobre su participación en dicha investigación; usted acepta participar, con pleno conocimiento de la naturaleza de los procedimientos, beneficios, riesgos mínimos y demás consideraciones que ello involucra. En constancia de su participación consentida e informada, usted firma este documento y certifica que ha recibido una copia del mismo en presencia de dos testigos, el día ____ del mes _____ del año _____, en Bucaramanga, Santander.

Nombre del Participante

Firma

Nombre del Testigo 1

Firma

Relación que guarda con el participante:

Nombre del Testigo 2


Firma

Relación que guarda con el participante:

Nombre del investigador Responsable

Firma

Contacto Información Adicional: Director responsable de la investigación, Carlos Arturo Conde Cotes, Laboratorio de Neurociencias y Comportamiento, Facultad de Salud, Universidad Industrial de Santander. Teléfono: 6344000, Extensión: 3126. Correo electrónico: cconde@uis.edu.co

 Neurociencias & Comportamiento	I. Ficha de ingreso	CÓD: _ _ _
---	----------------------------	-------------------

“Gracias por su colaboración, esta información será confidencial empleándose exclusivamente para el estudio, sin identificar su nombre. Por favor responda las siguientes preguntas”

GÉNERO M F EDAD _____ CARRERA _____ SEMESTRE _____

1. ¿Tiene dificultades para ver bien? SI NO Utiliza gafas SI NO DIFICULTAD _____

2. ¿Tiene dificultades para oír bien? SI NO Utiliza dispositivo auditivo SI NO

4. ¿Presenta o ha presentado alguna de las siguientes condiciones?

DEPRESIÓN SI NO TRO. ANSIEDAD SI NO DIF. ATENCIONALES SI NO
OTRAS _____ Ff

5. ¿Presenta o ha presentado alguna de las siguientes condiciones?

ENF. CARDIACAS SI NO ENF. RESPIRATORIAS SI NO DES. ENDOCRINOS SI NO
TCE SI NO ABUSO DE SUSTANCIAS SI NO ENF. METABOLICAS SI NO

OTRAS _____ Ff

6. ¿Toma algún medicamento controlado? SI NO CUÁL / FECHA _____
Ff

7. Consume o ha consumido sustancias como: ALCOHOL SI NO NICOTINA SI NO
CANTIDAD / FRECUENCIA / ULTIMO CONSUMO (Hrs.) _____ Ff
Ff

OTRAS _____ Ff

9. ¿Ha asistido al neurologo? SI NO MOTIVO _____ FECHA _____
Ff

10. Reporte de horas de sueño, desde la noche anterior. Horas: _____

J. Resultados Análisis comparativo de valores de las respuestas EEG entre sus diferentes ensayos.

Condición Experimental y Registro EEG	Variable Analizada	Análisis de Varianza Utilizado.	Valor de la p
Umbral Ascendente – Registro Frontal	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.978
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.349
	<i>valores máximos gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.154
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.648
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.473
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.502
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.959
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas	0.365
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.123
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.395
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.886
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.023 Ensy 4 > Ensy 3
Umbral Ascendente – Registro Occipital	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.025 Ensy 1 > Ensy 5
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.14
	<i>valores máximos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.356
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.284
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.488
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.261
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.083
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.346
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.129
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.727
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.801
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.22
Umbral Descendente – Registro Frontal	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.665
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.232
	<i>valores máximos</i>	Anova medidas repetidas	0.577

	<i>gamma</i>		
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.663
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas	0.107
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.466
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.658
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas	0.089
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.065
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.067
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.129
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.806
Umbral Descendente – Registro Occipital	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.406
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.072
	<i>valores máximos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.703
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.329
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas	0.189
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.252
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.631
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas	0.380
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.319
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.906
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.022 Ensy 4 > Ensy 2
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.692
	Estimulación con frecuencias Constantes - Frontal	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas
<i>valores máximos beta</i>		Anova medidas repetidas	0.497
<i>valores máximos gamma</i>		Anova medidas repetidas por rangos	0.912
<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>		Anova medidas repetidas	0.381
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas	0.239
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.439
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.473
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas	0.714
	<i>valores áreas bajo la</i>	Anova medidas repetidas	0.783

	<i>curva ajustadas gamma</i>	por rangos	
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.298
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.592
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.412
Estimulación con frecuencias Constantes - Occipital	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.248
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.629
	<i>valores máximos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.155
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.201
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.663
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.181
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.064
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.697
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.146
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.778
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.701
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.428
Presión del Interruptor - Frontal	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.204
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.523
	<i>valores máximos gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.161
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.327
	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas	0.83
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.80
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.101
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas	0.712
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.291
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.208
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.316
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.898
	<i>valores mínimos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.923
	<i>valores máximos beta</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.662
	<i>valores máximos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.803
	<i>valores áreas bajo la curva alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.802

	<i>valores áreas bajo la curva beta</i>	Anova medidas repetidas	0.906
	<i>valores áreas bajo la curva gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.821
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.764
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas beta</i>	Anova medidas repetidas	0.892
	<i>valores áreas bajo la curva ajustadas gamma</i>	Anova medidas repetidas por rangos	0.943
	<i>latencias picos alfa</i>	Anova medidas repetidas	0.15
	<i>latencias picos beta</i>	Anova medidas repetidas	0.786
	<i>latencias picos gamma</i>	Anova medidas repetidas	0.67

REFERENCIAS

- BASAR – EROGLU, C., ET AL. Frontal gamma-band enhancement during multistable visual perception. En: Inter J of Psychophysiol MaR, 1996, Vol. 24, no. 1, p.113- 125.
- BARRY R, J., ET AL. EEG differences between eyes-closed and eyes-open resting conditions. En: Clin Neurophysiol Oct, 2007, Vol. 118, no. 12, p. 2765–2773.
- BLACK S, FRANKLIN L. M, DE SILVA F. P, AND WIJEWICKRAMA H. S. The flicker-fusion threshold in schizophrenia and depression. En: N Z Med J Mar, 1975, Vol. 81, no. 81, p. 244- 246.
- CARMEL, D. LAVIE, N. and REES, G. Conscious Awareness of Flicker in Humans Involves Frontal and Parietal Cortex. En: *Current Biology* May, 2006, Vol.16, no. 9, p. 907 – 911.
- CANOLTY, R. and KNIGHT, R. The functional role of cross-frequency coupling. En: Trends Cogn Sci Nov, 2010, Vol. 14, no. 11, p. 506 – 515.
- CANTERO, J. ATIENZA, M. SALAS, R. and GOMEZ, C. Alpha EEG coherence in different brain states: an electrophysiological index of the arousal level in human subjects. En: Neurosc Lett Jun, 1999, Vol. 271, p. 167 – 170.
- CHYATTE C. A note on the Relationship of Alpha Index to Critical Flicker Frequency. En: Electroenceph. Clin. Neurophysiol Aug, 1958, Vol. 10, no. 3, p. 553 – 554.
- CHANG, T – T. CIUFFREDA, K. and KAPOOR, N. Critical flicker frequency and related symptoms in mild traumatic brain injury. En: Brain Injury Sept, 2007, Vol. 21, no. 10, p. 1055 – 1062.
- CURRAN, S. and WATTIS, J. Critical flicker fusion threshold: A potentially useful measure for the early detection of Alzheimer's disease. En: Hum. Psychopharmacol. Clin. Exp Mar, 2000, Vol. 15, no 2, p. 103-112.
- CURRAN, S. and WATTIS, J. Critical flicker fusion threshold: A useful research tool in patients with Alzheimer's disease. En: Hum. Psychopharmacol. Clin. Exp Dec, 1998, Vol. 13, no. 5, p. 337-355.
- CURRAN, S., WILSON, S., MUSA, S. & WATTIS, J. Critical Flicker Fusion Threshold in patients with Alzheimer's disease and vascular dementia. En: Int J Geriatr Psychiatry Jun, 2004, Vol. 19, no. 6, p. 575- 581.

DELORME, A., and MAKEIG, S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. En: Journal of Neurosc Methods Mar, 2004, Vol. 134, no. 1, p. 9 – 21.

DLABAC-DE LANGE J, KUIPERS M. V, DUISTERWINKEL G, VERVOORT M, and KNEGTERING H. Does the Critical Flicker Fusion Threshold Distinguish Patients with Schizophrenia from Healthy controls? En: Schizophrenia Research Jun, 2008, Vol. 102, no. 1, p. 106 - 107.

ERGENOGLU T., ET AL. Alpha Rhythm of the EEG Modulates Visual Detection Performance in Humans. En: Cognitive Brain Research Aug, 2004, Vol. 20, no. 3, p. 376 – 383.

HATSOPOULOS, N. Rhythms in Motor Processing Functional Implications for Motor Behavior [online] Short Course II Neuroscience. 2009 [Citado 27 de noviembre de 2012; 17:00:00] Disponible en: <http://am2012.sfn.org/siteobjects/published/0000BDF20016F63800FD712C30FA42DD/535A8D8E2D0990B5796AE04A85226A2C/file/Short%20Course%20Book%202.pdf>

HERRMANN, C. Human EEG responses to 1–100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena. En: Experimental Brain Research Apr, 2001, Vol. 137, no. 3, p. 346–353.

HERRMANN, C. MUNK, M. and ENGEL, A. Cognitive functions of gamma-band activity: memory match and utilization. En: Trends in Cognitive Sciences Aug, 2004, Vol 8, no 8, p. 347 – 355.

IRVINE R. P. Critical flicker frequency for paretics and schizophrenics. En: J of Abnor and Social Psychol Jan, 1954, Vol 49, no. 1, p. 87-88.

ITO, S. KANBAYASHI, T. TAKEMURA, T. KONDO, H. INOMATA, S. SZILAGYI, G. SHIMIZU, T. and NISHINO, S. Acute effects of zolpidem on daytime alertness, psychomotor and physical performance. En: Neurosc Res Nov, 2007, Vol. 59, no. 3, p. 309–313.

JENSEN, O. and COLGIN, L. Cross-frequency coupling between neuronal oscillations. En: Trends in Cogn Scien Jul, 2007, Vol. 11, no. 7, p. 267 – 269.

KANDEL, E. JESELL, T. and SCHWARTZ, J. 1997. *In Neurociencia y Conducta*. Pearson Editors. Madrid, España.

KRAEMER, S. DANKER-HOPFE, H. DORN, H. SCHMIDT, A. EHLERT, I. and HERRMANN W. Time-of-Day Variations of Indicators of Attention: Performance, Physiologic Parameters, and Self- Assessment of Sleepiness. En: Biol Psychiatry Dec, 2000, Vol. 48, no. 11, p. 1069 – 1080.

LEOCANI, L. TORO, C. MAGANOTTI, P. ZHUANG, P and HALLETT M. Event-related coherence and event-related desynchronization / synchronization in the 10 Hz and 20 Hz EEG during self-paced movements. En: Electroencephal clin Neurophys Oct, 1997, Vol. 104, p. 199–206

LOPES DA SILVA, F and NIEDERMEYER, E. 1987. *In* Electroencephalography, basic principles, clinical applications and related fields. Urban & Schwarzenberg press. Germany.

LUCK, S. 2005. *In* An introduction to the event related technique. The MIT press. London, England

MENDOZA, J. ALBARRACIN, A and CONDE, C. Efecto de la ingesta de café sobre la frecuencia crítica de fusión en una muestra de estudiantes universitarios. En: Salud UIS Apr, 2010, Vol, 41, p. 43 – 50.

MÜLLER, M. Oscillatory cortical activities in the gamma band in the human EEG induced by visual stimuli - representation of the stimulus? En: Acta Neurobiol. Exp Jan, 2000, Vol. 60, no. 1, p. 49 – 65.

PERZ, M. Flicker perception in the periphery. [online] Master of Science in Human Technology Interaction. 2010 [Citado 27 de noviembre de 2012; 17:00:00] Disponible en:
http://home.tn.tue.nl/rcuijper/reports/Perz%20M_Master%20Thesis_Flicker%20Perception%20in%20the%20Periphery.pdf

RAGER, G and SINGER, W. The response of cat visual cortex to flicker stimuli of variable frequency. En: European Journal of Neuroscience May, 1998, Vol, 10, no. 5, p. 1856 – 1877.

RAMOS-JUNIOR S., ET AL. Experimental Evidences for Visual Evoked Potentials with Stimuli Beyond the Conscious Perception Threshold. [online] *IEEE - Biosignals & Biorobotics Conference (BRC)*. 2011, [Citado 27 de noviembre de 2012; 17:00:00] Disponible en:
<http://www.pet.ele.ufes.br/sites/www.pet.ele.ufes.br/files/Experimental%20Evidences%20for%20Visual%20Evoked%20Potentials%20with%20Stimuli%20Beyond%20the%20Conscious%20Perception%20Threshold.pdf>

ROMERO, S. MAÑANAS. M. y BARBANOJ M. Estudio Comparativo de Técnicas Automáticas para el Filtrado Ocular en Señales EEG Simuladas. [online] 2010. [Citado 27 de noviembre de 2012; 17:00:00] Disponible en: http://www.cea-ifac.es/actividades/jornadas/XXVIII/documentos/1801JA07_SRL_vdef.pdf

SHADY, S., MACLEOD, D. and FISHER H. Adaptation from invisible flicker. En: *PNAS June*, 2004, Vol. 101, no. 14, p. 5170 - 5173.

SHARMA, P. SHARMA¹, B. C. PURI, V. and SARIN, S. K. Critical flicker frequency: Diagnostic tool for minimal hepatic encephalopathy. En: *Journal of Hepatology Apr*, 2007, Vol. 47, no. 1, p. 67–73.

SIEGEL, M. ENGEL, A. and DONNER, T. Cortical network dynamics of perceptual decision-making in the human brain. En: *Front Hum Neurosci Feb*, 2011, Vol. 5, no. 21, p. 1 – 12.

TALLON-BAUDRY, C., ET AL. Oscillatory γ -Band (30–70 Hz) Activity Induced by a Visual Search Task in Humans. En: *J Neurosci Jan*, 1997, Vol. 17, no. 2, p. 722 – 734.

TALLON-BAUDRY, C. and BERTRAND, O. Oscillatory gamma activity in humans and its role in object representation. En: *Trends Cogn Sci Apr*, 1999, Vol. 3, no. 4, p. 151 – 162.

TOMKIEWICZ, R. and COHEN, W. The Effects of Changes in Arousal Level on Critical Flicker Fusion Frequency and Figural Reversal Tasks. En: *Psychophysiology Jan*, 1970, Vol. 6, no. 4, p. 421 -428.

TORT, A. KOMOROWSKI, R. EICHENBAUM H. KOPELL N. Measuring Phase-Amplitude Coupling Between Neuronal Oscillations of Different Frequencies. En: *Journal of Neurophysiology Oct*, 2010, Vol. 104, no. 2, p. 1195 – 1210.

VILA, J. and GUERRA P. 2009. La actividad cerebral. *In* *Introducción a la Psicofisiología Clínica*. 2da edition. Pirámide Editors. Madrid, España.

VOYTEK, B., ET AL. Shifts in gamma phase–amplitude coupling frequency from theta to alpha over posterior cortex during visual tasks. En: *Frontiers in Human Neuroscience Oct*, 2010, Vol. 4, no. 19, p. 1 – 9.