

ENERO 2022

**EFFECTO DE LA COMPLEJIDAD DE LA
TAREA COGNITIVA SOBRE EL
DOMINIO DEL TIEMPO Y DE LA
FRECUENCIA DEL EEG EN HUMANOS**

Virginia Casado Caballero
Director y tutor: Dr. Manuel Vázquez Marrujo

Efecto de la complejidad de la tarea cognitiva sobre el dominio del tiempo y de la frecuencia del EEG en humanos

Virginia Casado Caballero

Director y tutor: Dr. Manuel Vázquez Marrufo

Tesis presentada para obtener el título de Doctora por la Universidad de Sevilla

enero 2022

UNIVERSIDAD DE SEVILLA | FACULTAD DE PSICOLOGÍA

Programa de doctorado del Departamento de Psicología Experimental
de la Facultad de Psicología

Unidad de Psicofisiología (B508)



Este estudio ha contado con financiación del Plan Nacional de Excelencia (Ministerio de Economía y Competitividad, Gobierno de España PSI2016-78133-P).



Licencia Creative Commons (BY-NC-ND)

Se permite la copia y redistribución de esta obra en cualquier medio o formato siempre y cuando se cumplan las siguientes condiciones (1) se reconozca adecuadamente la autoría, se proporcione un enlace a la licencia y se indique si se han realizado cambios, (2) no se haga un uso del material con finalidad comercial y (3) si se remezcla, transforma o crea a partir de este material no se puede difundir el material modificado.

Referenciar como: Casado Caballero, V. (2022). *Efecto de la complejidad de la tarea cognitiva sobre el dominio del tiempo y de la frecuencia del EEG en humanos* [Tesis de doctorado, Universidad de Sevilla]. IdUS: Depósito de Investigación Universidad de Sevilla

RESUMEN

Virginia Casado Caballero

Director y tutor: Manuel Vázquez Marrufo

El efecto de la complejidad de la tarea ha sido ampliamente estudiado en la Neurociencia Cognitiva, tanto en controles como en población clínica y por sí solo o en combinación con otros factores como el nivel de CI (cociente intelectual), la edad o la presencia de alguna afección (Ciesielski et al., 2007; Di Russo et al., 2000; Hofmann-Shen et al., 2020; Mussini et al., 2021). En este sentido, varios autores han sugerido que la complejidad de la tarea podría modular el procesamiento de estímulos, activando diferentes mecanismos cognitivos dependiendo de la demanda de la tarea (Gajewski & Falkenstein, 2013; Rueda-Delgado et al., 2017). Esta modulación ha sido descrita principalmente en PE (potenciales evocados) (Bianco et al., 2020; Di Russo et al., 2019; Gajewski & Falkenstein, 2013; Mussini et al., 2020), pero solo un número reducido de estudios han analizado esta modulación en el dominio del tiempo-frecuencia.

El objetivo principal de esta tesis doctoral es analizar el posible efecto de la complejidad de la tarea sobre el comportamiento del participante y diversas medidas del EEG (electroencefalograma) utilizando dos tareas de tipo go/no go, una con un distractor y un estímulo objetivo (tarea ST) y otra con dos distractores y dos estímulos objetivo (tarea DT) mientras se registraba la actividad cerebral con un EEG de 64 canales. Una vez realizado el registro, se analizaron los datos conductuales (tiempo de reacción y precisión), PE (amplitud y latencia de P3) y frecuencia (evolución temporal espectral, TSE, de alfa evocada e inducida).

Los resultados conductuales mostraron que el tiempo de reacción en la tarea ST era menor que en la tarea DT y el componente P3 presentaba una mayor amplitud y una menor latencia en la tarea ST comparada con la tarea DT. En el caso de las modulaciones en el dominio espectral del EEG, no se encontraron diferencias significativas entre las tareas en cuanto a la amplitud y latencia tanto para alfa evocada como inducida.

En conclusión, las actividades de alfa evocada e inducida no parecen estar involucradas en el mecanismo cognitivo relacionado con procesar la complejidad de la tarea. Además, diferentes parámetros (latencia y valores de fase) han mostrado que las actividades evocada e inducida de alfa son disociables; aunque, al mismo tiempo, se ha encontrado una distribución topográfica similar en ambos tipos de actividad, lo cual sugiere que hay algún tipo de relación entre ambos tipos de actividad. Por último, la falta de modulación debida a la complejidad de la tarea sobre la desincronización de alfa inducida no apoya la propuesta sugerida en algunos estudios de que un incremento en la desincronización de alfa pueda reflejar mecanismos compensatorios en algunos casos de pacientes neurológicos.

LISTADO DE ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

μV	Microvoltio/s
<i>Ag/AgCl</i>	Plata/Cloruro de plata
<i>AMM</i>	Asociación Médica Mundial
<i>Amp.</i>	Amplitud
<i>BP</i>	Potencial de preparación (<i>Bereitschaftspotential</i>)
<i>CI</i>	Cociente intelectual
<i>CNV</i>	Variación contingente negativa (<i>contingent negative variation</i>)
<i>Con AC/sin AC (CI/non CI)</i>	Con o sin afectación cognitiva (<i>Cognitive Impairment/non Cognitive Impairment</i>)
<i>dB</i>	Decibelio/s
<i>EEG</i>	Electroencefalograma
<i>EM</i>	Esclerosis múltiple
<i>ERD/ERS</i>	Desincronización relacionada con el evento/sincronización relacionada con el evento (<i>Event-related desynchronization/event-related synchronization</i>)
<i>fMRI</i>	Imagen por resonancia magnética funcional (<i>Functional magnetic resonance imaging</i>)
<i>FT/FFT</i>	Transformada de Fourier/transformada rápida de Fourier (<i>Fourier transformation/fast fourier transformation</i>)
<i>HEOG/VEOG</i>	Electrooculograma horizontal/vertical (<i>Horizontal/Vertical Electrooculogram</i>)
<i>Hz</i>	Hercio/s
<i>kΩ</i>	Kiloohmio/s
<i>Lat.</i>	Latencia
<i>M</i>	Magnitud/envolvente
<i>MMN</i>	Potencial de disparidad (<i>mismatch negativity</i>)
<i>ms/s</i>	Milisegundo/s y segundo/s
<i>η^2/d</i>	Eta cuadrado/d de Cohen. Indicadores del tamaño del efecto.
<i>P. ej.</i>	Por ejemplo
<i>PE/ERP</i>	Potencial evocado/ <i>Event-related potential</i>
<i>PLS</i>	Regresión de mínimos cuadrados parciales (<i>Partial Least Squares</i>)
<i>pN</i>	Negatividad prefrontal (<i>prefrontal negativity</i>)
<i>PSD</i>	Densidad de poder espectral (<i>Power spectral density</i>)
<i>REM</i>	Movimientos oculares rápidos (<i>Rapid Eyes Movement</i>). Una de las fases del sueño.

<i>SD</i>	Desviación estándar (<i>Standard deviation</i>)
<i>SLG</i>	Síndrome de Lennox Gastaut
<i>SOA</i>	Asincronía de inicio de estímulo (<i>Stimulus onset asynchrony</i>). Intervalo de tiempo entre la aparición de un estímulo y el siguiente.
<i>T</i>	Tiempo
<i>Tarea ST/DT</i>	Tarea fácil (<i>single target</i>) /tarea compleja (<i>double target</i>)
<i>TOC</i>	Trastorno obsesivo-compulsivo
<i>TR</i>	Tiempo de respuesta
<i>TSE</i>	Evolución temporal espectral (<i>Temporal-spectral evolution</i>)
<i>WLPI</i>	Índice de desfase ponderado (<i>Weighted Phase-lag Index</i>)
ϕ	Fase de la señal.

AGRADECIMIENTOS

El desarrollo de una tesis nunca es fácil, pues como mínimo tienes la dificultad de generar conocimiento nuevo acerca de una temática siguiendo una metodología científica con todo lo que ello implica. Aparte de esto, no he conocido a ningún doctorando que no haya tenido sus propias dificultades adicionales y yo no soy una excepción. Creo que es necesario contextualizar el marco en el que se ha desarrollado este estudio ya que por sí solo no refleja más que la punta del gran iceberg de trabajo y esfuerzo que ha supuesto el proceso de realización de esta tesis.

Empecé a colaborar en el laboratorio en el que hemos desarrollado esta tesis en 2013 y me matriculé en el doctorado en 2015, desde entonces han pasado casi siete años, en ese tiempo me he independizado; ha cambiado dos veces el estudio de la tesis; no he recibido ningún tipo de financiación para el doctorado; he trabajado como secretaria, responsable de calidad, Project Manager y otras cosas; he tenido que renunciar a mis puestos de trabajo en tres ocasiones para poder continuar con el doctorado; me he planteado dejarlo todo e irme a criar cabras en incontables ocasiones...

Pero aquí me tienes, escribiendo las últimas palabras de esta tesis, y si he llegado hasta aquí es en gran parte esto gracias a muchas personas que han pasado por mi vida y me han ayudado confiando en mí, escuchándome, motivándome, haciéndome reír cuando creía que era imposible. Por ello esta tesis es mía, pero también es suya: Muchas gracias.

Gracias a Manolo, mi tutor, por darme la oportunidad de colaborar en el laboratorio y realizar la tesis y por todo lo que me has enseñado. Gracias también a todas las personas que han pasado por el laboratorio de Psicofisiología Humana de la US, a los compañeros/as del laboratorio, los alumnos/as y los voluntarios/as. En especial a los amigos/as y familiares que no sé cómo convencí para que participaran como voluntarios/as. Gracias por donar vuestro tiempo y esfuerzo.

Gracias a todos los compañeros/as del laboratorio de Neurociencia Funcional de la UPO, vosotros/as sois una de las causas principales por las que la estancia allí valió la pena. Muchas gracias Mar, Miriam, Sofía, Estefanía, Dani (perdón si me dejo a alguien ha pasado ya algún tiempo).

Gracias a mis compañeras de carrera Ceci, Marina, María, Ro; a mis compañeras del máster Paloma, Rebeca y Nani y a mis compañeros/as del trabajo Irene, Álvaro y María José. Habéis terminado siendo verdaderos amigos/as, muchas gracias por ser como sois, por haberos abierto a conocerme y por seguir ahí. Gracias también a todos los amigos/as que estaban conmigo desde el principio. Gracias Mole, Manu, Dani Alguacil, Alfonso, Elena, Dani Cáceres, Rosa, Juan por todos los buenos ratos. Las noches de Descent, las tardes de WOW y las quedadas me han dado vida durante estos siete años, os debo una buena fiesta.

Gracias a mi familia, que siempre ha apoyado mis decisiones y ha estado ahí en los momentos más felices, pero también en los más difíciles. A mi madre, mi hermana Vero, mi hermana Vane y mi hermano Carlos, a mis suegros, mis cuñados y a mis sobris.

A Jesús, mi compañero, mi amigo, mi luz. No tengo palabras para expresar lo agradecida que estoy por todo lo que has hecho. Gracias.

Por último, gracias a todos los investigadores/as y personal de laboratorio que han allanado el camino para que podamos estar hoy aquí y siguen manteniendo viva la ciencia a pesar de todo.

“Por los que viven el ahora aunque haya ojos que les juzguen, por los que a veces se hunden, luego resurgen, por los que los arriesgan todo por plasmar oro en sus hojas, por los que caminan solos, viviendo en la cuerda floja.”(Nach y Rapsusklei, 2011).

ÍNDICE DE CONTENIDO

Resumen.....	3
Listado de abreviaturas y acrónimos.....	4
Agradecimientos.....	6
CAPÍTULO 1. Introducción general.....	1
1.1 El EEG en el estudio de la cognición.....	2
1.1.1 Análisis en el dominio del tiempo de la señal de EEG.....	5
1.1.2 Análisis en el dominio de la frecuencia.....	9
1.2 Efecto de la complejidad de la tarea.....	14
1.3 El controvertido rol de la banda alfa del EEG.....	20
1.4 Objetivos e hipótesis.....	27
CAPÍTULO 2. Método.....	28
2.1 Participantes.....	29
2.2 Procedimiento.....	29
2.2.1 Tareas cognitivas.....	30
2.2.2 Registro y análisis de EEG.....	32
2.2.3 Análisis estadístico.....	35
2.2.4 Análisis de fase para la actividad evocada e inducida.....	37
CAPÍTULO 3. Resultados.....	39
3.1 Resultados conductuales.....	40
3.2 Resultados PE.....	40
3.3 Resultados Banda Alfa.....	41
CAPÍTULO 4. Discusión.....	45
4.1 Discusión resultados conductuales.....	46
4.2 Discusión resultados PE.....	47
4.3 Discusión resultados Banda Alfa.....	50
CAPÍTULO 5. Limitaciones y Conclusiones.....	53
5.1 Limitaciones y futuras investigaciones.....	54
5.2 Conclusiones.....	55
BIBLIOGRAFÍA.....	56

LISTADO DE FIGURAS Y TABLAS	64
ANEXOS	67
Anexo 1. Consentimiento informado	68
Anexo 2. Hoja de registro participantes.....	69

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN GENERAL

1.1 EL EEG EN EL ESTUDIO DE LA COGNICIÓN

La primera observación de actividad eléctrica en tejido orgánico se remonta a finales del siglo XVIII, cuando Luigi Galvani reparó en que las patas de una rana muerta, que estaba enganchada en un hilo de cobre, se movían al tocar una barandilla de hierro. Este fenómeno fue explicado erróneamente por Galvani quien indicó que las convulsiones de las patas de la rana se debía a la *electricidad animal* contenida en el tejido (Nowak et al., 2008).

El registro de actividad cerebral o electroencefalografía (EEG) tal y como lo conocemos hoy en día no se desarrolló hasta que no se produjeron ciertos avances en el campo de la electricidad y la electrónica, como la ley de Ohm (1827) que permitió conocer la diferencias de potencial entre dos puntos, los trabajos de Faraday, Maxwell y Hertz (segunda mitad del siglo XIX) que posibilitaron captar la actividad eléctrica a cierta distancia del origen y la invención y desarrollo de amplificadores que permitieron observar señales eléctricas antes imperceptibles (Nowak et al., 2008).

Sin embargo el campo de la neurociencia tuvo que esperar hasta 1875 para que Richard Caton propusiera que los estímulos periféricos pueden evocar respuestas eléctricas cerebrales focales y no se realizaría el primer registro de actividad eléctrica cerebral en humanos hasta 1924, cuando Hans Berger, considerado el padre de esta técnica, realizó un registro de la actividad cerebral de un joven de 17 años a través del orificio de una trepanación descompresiva, utilizando para ello un galvanómetro de cuerda, y nombró a la actividad cerebral recogida con esta técnica *electroencefalograma* (citado en Nowak et al., 2008; Palacios, 2002).

Este mismo autor, también le dio nombre a las frecuencias que encontró en los registros realizados en seres humanos, a las más lentas las denominó ondas alfa y a las más rápidas beta. Además, empezó a registrar la actividad cerebral de personas con epilepsia, describiendo en 1931 la actividad cerebral anormal que encontraba en las personas que tenían este tipo de patología, aunque la comunidad médica mostró escepticismo hacia estos resultados hasta que fueron corroborados por los fisiólogos E.D. Adrian y H.C. Matthews en 1934 (citado en Nowak et al., 2008; Palacios, 2002).

Poco a poco se fue mejorando la técnica gracias al desarrollo de la tecnología necesaria, como la mejora de los amplificadores, en la que trabajó intensamente el fisiólogo A. Forbes (citado en Nowak et al., 2008). Además, el interés de los investigadores por continuar los estudios con esta técnica no cesó, y siguieron empleándola para estudiar la epilepsia, consiguiendo describir fenómenos antes imperceptibles, como los patrones de actividad cerebral durante las crisis de ausencia (descritos por F. Gibbs, H. Davis y W.G. Lennox en 1935), o las descargas focales en pacientes con epilepsia focal (descritas por W.G. Lennox y F. Gibbs en 1941) (citado en Nowak et al., 2008; Palacios, 2002).

Junto a este uso, también se empezó a utilizar el EEG para registrar la actividad cerebral relacionada con la cognición, la percepción y la habilidad motora de las personas, empleando para ello el análisis de PE/ERP (potenciales evocados/*event-related potentials*). Los PE son un patrón de actividad cerebral *time-locked* que ocurre como respuesta a eventos cognitivos, motores y perceptuales¹. El primer artículo sobre PE fue publicado en 1939 por Pauline Davis, empleando estímulos auditivos consiguió describir los primeros potenciales auditivos (Remijn et al., 2014). Unos años más tarde, tras la Segunda Guerra Mundial, comenzaron las investigaciones sobre dos de los potenciales más estudiados hasta la fecha de hoy, la CNV (*contingent negative variation*) y el P3.

Grey Walter y cols. describieron la CNV por primera vez en 1964 empleando una tarea que consistía en la presentación de una señal de aviso y posteriormente un estímulo al que los participantes debían responder pulsando un botón. Encontraron un patrón típico de actividad cerebral que se repetía en los diferentes participantes, con un pequeño pico positivo que aparecía tras la aparición de la señal de aviso y, posteriormente, un gran valle negativo que terminaba cuando se emitía la respuesta (Walter et al., 1964).

Un año más tarde (1965), se publicó el primer artículo sobre P3. Sutton y cols. describieron este componente utilizando una tarea en la que en algunos ensayos se les indicaba a los participantes qué tipo de estímulo objetivo iba a aparecer con una clave y en otros no se le daba esta información. Describieron que en ambos tipos de ensayos aparecía un pico de actividad aproximadamente 300 ms tras la aparición del estímulo objetivo y que su amplitud era mayor si los participantes no recibían información sobre qué tipo de estímulo objetivo iba a aparecer que si la recibían (Sutton et al., 1965).

En 1938 se presentaron por primera vez imágenes en movimiento sincronizadas con el EEG en una reunión de la Asociación Americana de Psiquiatría, lo cual generó bastante interés en los investigadores presentes. Jasper y Hunter lograron grabar un registro de EEG a la vez que la actividad del participante con una sola cámara ideando un complejo sistema de espejos (Palacios, 2002).

A partir de los años 50 hay un gran avance en la técnica gracias al desarrollo de los transistores y de los ordenadores (véase **Figura 1**). En la década de los 80s se empezaron a realizar registros de EEG digitales, lo que permitió la recogida de datos ambulatoria y facilitó el análisis de la señal, y en la década de los 90s salió al mercado la primera generación de EEG comerciales, parecidos a los que usamos actualmente (Feyissa & Tatum, 2019).

¹ Se explicará más sobre la técnica de análisis de PE en el apartado **1.1.1 Análisis en el dominio del tiempo de la señal de EEG**.

Figura 1

Set para realizar registros EEG en los años 50



Nota: Unidad de control e impresora para el grabador de pluma EEG portátil de 8 canales tipo T Dynograph fabricado por Offner en 1958. Fuente de la imagen: página web del Museo de *The Science Museum Group* (The Board of Trustees of the Science Museum, s. f.).

Hoy en día, los registros mediante EEG nos permiten estudiar fisiológicamente los mecanismos cerebrales que subyacen los procesos sensoriales, motores y cognitivos mientras se están produciendo. Su mayor resolución temporal y menor coste económico que otras técnicas de neuroimagen hacen del EEG una de las herramientas de neuroimagen más utilizadas actualmente. Además, es una prueba por lo general no invasiva e inocua, lo que la hace idónea para su uso en el ámbito de la investigación. Existen registros intracraneales de EEG con electrodos neuroquirúrgicos que se insertan en el tejido nervioso, pero su uso en la investigación es muy poco frecuente.

Los dispositivos de EEG registran la actividad de la suma de los potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios que se producen las neuronas (Cohen, 2014; Feyissa & Tatum, 2019; Nowak et al., 2008). La mayoría de la actividad recogida procede de neuronas piramidales localizadas en las capas III, IV de la corteza cerebral. La actividad eléctrica de una sola neurona

es demasiado débil como para ser recogido por un electrodo, actualmente se estima que cada electrodo registra la actividad sincrónica de entre 10000 y 50000 neuronas.

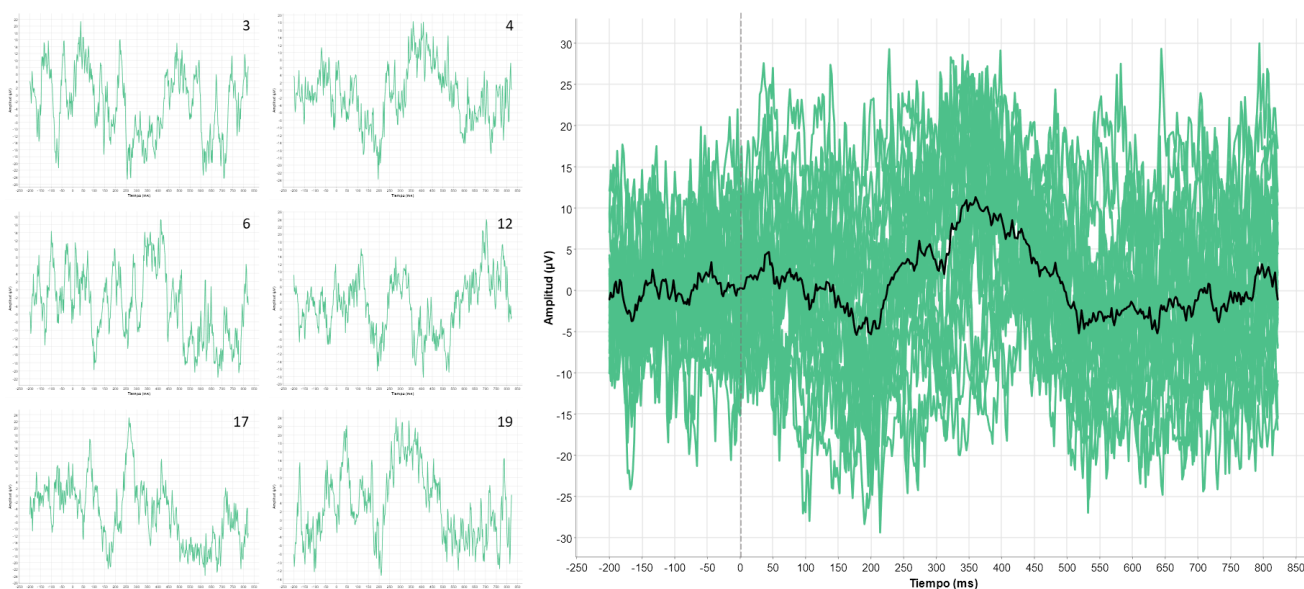
1.1.1 Análisis en el dominio del tiempo de la señal de EEG

El análisis en el dominio del tiempo del EEG se conoce como análisis de PE y es uno de los métodos de investigación fundamental en neurociencia cognitiva. Este método consiste básicamente en el registro de la actividad eléctrica del cerebro con una alta resolución temporal, y la obtención del potencial evocado empleando la técnica de promediado, lo cual permite asociar los PE a diversos mecanismos cognitivos (Di Russo et al., 2019).

Los potenciales evocados son patrones de actividad identificables de la señal neuronal por su polaridad, latencia y localización en el cuero cabelludo, y se producen como respuesta a eventos determinados. Como la amplitud de la actividad producida por los potenciales evocados es muy pequeña en comparación con la actividad espontánea, es necesario promediar varios registros, o segmentos del mismo registro, donde aparezca el estímulo desencadenante. Los PE siguen como norma general que a mayor número de registros mejor definición de este (véase [Figura 2](#)).

Figura 2

Señal de EEG por ensayo y promedio



Nota: en la parte izquierda se muestra la señal de EEG de seis ensayos seleccionados aleatoriamente. En la parte derecha se muestra la señal de 25 ensayos (en verde) y la señal promedio de todos los ensayos (en negro). Todos los datos proceden del electrodo Pz. El 0 en el eje X marca el momento de aparición del estímulo. μV = microvoltios; ms= microsegundos.

El mecanismo neurofisiológico que produce los PE no está aún claro, aunque se han propuesto varios modelos que se explican brevemente a continuación (Cohen, 2014):

- Modelo aditivo: este modelo propone que los PE reflejan la actividad producida por un estímulo externo o un evento interno y esta actividad se añade a las oscilaciones de la actividad base o *background*. Como la actividad base no está relacionada con el estímulo/evento se haría imperceptible al promediar todos los ensayos.
- Modelo de reinicio de fase: este modelo propone que los PE surgen como consecuencia, al menos en parte, del alineamiento repentino de fase de las oscilaciones de la actividad base o *background*. De este modo, cuando un estímulo/evento aparece las oscilaciones base de determinadas frecuencias resetean su fase a un valor específico.

Debido a la diversidad de las fuentes generadoras de PE y a la gran cantidad de factores que pueden afectarles, probablemente haya que usar uno de los modelos comentados o una combinación de estos, según el potencial evocado que estemos estudiando y la tarea utilizada, para explicar el origen de la actividad recogida (Cohen, 2014).

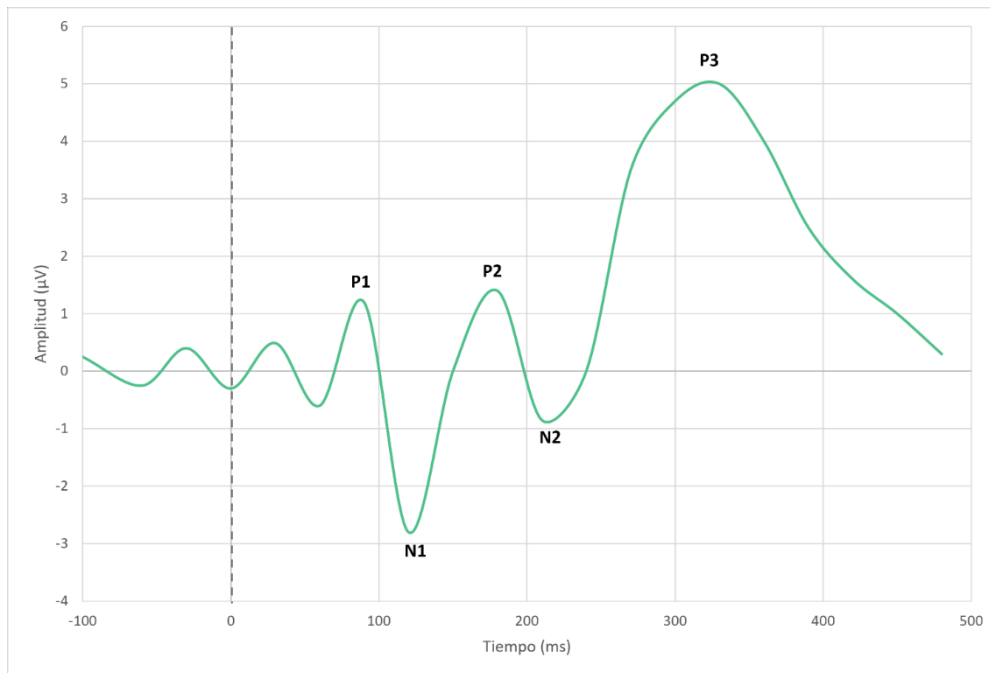
A modo general, los potenciales evocados se nombran según su polaridad, N para los negativos y P para los positivos, y su orden de aparición. De modo que, el primer PE con potencial negativo que aparece tras el estímulo objetivo se llama N1, el segundo N2, y así sucesivamente (Picton et al., 2000). Entre los PE más utilizados para estudiar las modulaciones se encuentran como componentes preparatorios, el BP (*Bereitschaftspotential* o potencial de preparación), un potencial negativo que aparece antes de emitir una respuesta motora (Di Russo et al., 2017; Shibasaki & Hallett, 2006), y la CNV (*contingent negative variation*), que aparece tras la aparición del estímulo de aviso y antes del estímulo objetivo, y el N1, P1 y P3 como componentes post-estímulo (véase **Figura 3**). Todos estos potenciales están relacionados con procesos básicos como la percepción, la cognición y la emisión de la respuesta y se pueden emplear para estudiar las bases neurales de diversas patologías (Di Russo et al., 2017, 2019; Duncan et al., 2009; Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999).

El análisis de PE tiene una serie de ventajas frente a otros tipos de análisis: (1) es relativamente simple y fácil de computar, (2) tiene una alta resolución temporal, (3) hay una amplia bibliografía de estudios previos que usan esta técnica

En el presente estudio se analiza P3, un componente tardío, con su pico máximo de amplitud en torno a los 300 ms tras la aparición del estímulo objetivo (Duncan et al., 2009; Periañez Morales et al., 2008). Este potencial está relacionado con los procesos de selección atencional voluntaria y memoria de trabajo. Para estudiarlo se pueden emplear tareas que presentan estímulos objetivo que deben diferenciarse de estímulos distractores.

Figura 3

Representación de los componentes P1, N1, P2, N2 y P3



Nota: El 0 en el eje X marca el momento de aparición del estímulo. μV = microvoltios; ms= microsegundos

Hay que tener en cuenta que en la ventana temporal de aparición del componente P3 aparecen dos subcomponentes, P3a y P3b, el primero está relacionado con el procesamiento de estímulos novedosos y tiene una distribución topográfica más frontal, mientras que el segundo está relacionado con el procesamiento de estímulos relevantes y tiene una distribución topográfica más centro-parietal (Polich, 2007). En esta tesis, cuando hablamos de P3 nos referimos a P3b. La amplitud de P3 es mayor ante la aparición de los estímulos objetivo, incluso si el estímulo objetivo es igual de frecuente que el estímulo distractor. (Duncan et al., 2009; Periañez Morales et al., 2008) Véase [Figura 4](#).

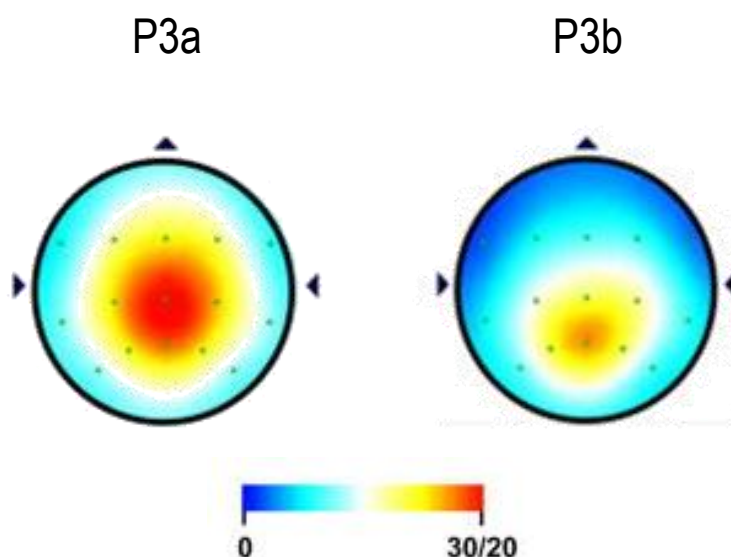
Aunque parezca que la actividad cerebral de este componente pueda estar localizada en regiones específicas del cuero cabelludo, según los estudios de localización de fuentes, sus generadores neurales están ampliamente distribuidos, principalmente entre las cortezas de asociación (lóbulo temporal), la corteza prefrontal ventrolateral, el tálamo, el hipocampo y la ínsula (Duncan et al., 2009). Estos generadores serían los mismos independientemente de la modalidad sensorial con la que sean presentados los estímulos.

Se han desarrollado varios modelos para intentar conceptualizar P3, entre los que destacan el modelo de “coincidencia de plantilla” (*template matching*), que propone que cuando un individuo tiene que detectar cierto estímulo desarrolla una representación neural o plantilla de dicho estímulo y, cuando se le presenta información, cuanto más parecida sea la información a la

plantilla guardada mayor será la amplitud de P3 (Chao, Nielsen-Bohlman, & Knight, 1995; Ford, 1978; Squires, Hillyard, & Lindsay, 1973; citado en Kok, 2001) ; el modelo de “actualización de contexto”, según el cual cuando se presenta un estímulo este es comparado con el contenido presente en la memoria de trabajo del individuo, que se actualiza o reorganiza con la información presente en el estímulo y P3 se generaría en este proceso (Donchin, 1981; Donchin & Coles, 1988; Donchin & Fabiani, 1991; Donchin, Fabiani, Packer, & Siddle, 1991; Fabiani, Karis, & Donchin, 1986; citado en Kok, 2001) y el modelo de “cierre”, que sugiere que la generación de P3 se produce durante el cierre de un ciclo perceptual, definiendo el ciclo perceptual como una serie de procesos cognitivos post-estímulo que permiten decidir si un estímulo/información es relevante o no para la tarea que se está realizando (Verleger, 1988; citado en Kok, 2001).

Figura 4

Distribución topográfica de P3



Nota: Amplitud en microvoltios. Imagen adaptada de Polich, 2007.

Existen estudios que apoyan todos estos modelos, aunque parece que ninguno puede explicar por sí solo la generación de P3, por ello Kok realizó otra propuesta integradora, el modelo de Categorización de Eventos, según el cual la amplitud de P3 refleja la cantidad de atención asignada al proceso de categorizar la información relevante para la tarea. Para realizar este proceso el individuo compara la información recibida con representación interna de la información categorizada y decide a qué categoría pertenecería la nueva información (Kok, 2001).

La amplitud de P3 se ha relacionado principalmente con la relevancia del estímulo/evento. Un estímulo/evento puede ser relevante para un individuo por ejemplo debido a sus propias

características físicas (su saliencia), a la experiencia previa del individuo con este estímulo/evento o a las instrucciones que deba seguir (Periáñez Morales et al., 2008).

Hay otros factores que pueden modular la amplitud de P3 como son la probabilidad de aparición del estímulo objetivo (mayor amplitud cuanto menor probabilidad de aparición), el intervalo temporal entre estímulos objetivos (mayor amplitud cuanto mayor intervalo) o la dificultad al discriminar los estímulos objetivos frente a los no objetivos (Duncan et al., 2009; Periáñez Morales et al., 2008; Verleger et al., 2014).

La latencia de P3 se ha relacionado con la duración del proceso de evaluación del estímulo, de manera que cuanto más complejo sea el procesamiento del estímulo que hay que llevar a cabo mayor será la latencia de P3. Sin embargo, es independiente del tiempo empleado por el participante para ejecutar la conducta de respuesta (tiempo de respuesta, TR) (Duncan et al., 2009; Periáñez Morales et al., 2008).

En cuanto a los estudios sobre la relación entre P3 y diferentes patologías cognitivas que afectan los procesos atencionales y la memoria de trabajo, como la esclerosis múltiple, la mayoría encuentra una mayor latencia de P3 y una menor amplitud en participantes con patologías frente a los controles, tanto en tareas visuales como auditivas. Desafortunadamente, no todos los estudios han conseguido replicar estos resultados, por lo que el uso de P3 como indicador de la presencia de alguna patología cognitiva aún no está totalmente aceptado (Kiiski et al., 2012).

1.1.2 Análisis en el dominio de la frecuencia

La actividad neuronal presenta oscilaciones, fluctuaciones rítmicas en la excitabilidad de las neuronas. Estas oscilaciones están provocadas en gran parte por un mecanismo fisiológico básico, la interacción entre interneuronas inhibitorias y neuronas piramidales excitatorias: cuando un grupo de neuronas piramidales se activa su excitación aumenta y activa las interneuronas cercanas aumentando su actividad inhibitoria, entonces las neuronas excitatorias se inhiben y dejan de excitar las interneuronas que disminuyen su actividad inhibitoria dejando que las neuronas excitatorias aumenten su actividad de nuevo. Los parámetros de estas oscilaciones, como su frecuencia, su amplitud, su topografía y su fase están moduladas por múltiples factores, como la naturaleza de los estímulos presentados (p. ej. auditivos y/o visuales) o el tipo de respuesta que deba emitir la persona (p. ej. motora) (Cohen, 2014).

El espectro de frecuencia de la actividad eléctrica cerebral ha sido ampliamente estudiado. Se han diferenciado siete ritmos identificables con un EEG, que van desde los 0-0.5 Hz hasta los 500 Hz, así como sus implicaciones tanto en la actividad cerebral sana como en la patológica (véase [Tabla 1](#)). En la tabla siguiente puede observarse una tabla resumen de los ritmos y sus implicaciones según estudios previos (Feyissa & Tatum, 2019).

Tabla 1**Bandas espectrales del EEG y su implicación**

Ritmo	Implicación en personas sanas	Implicación en patologías
Ondas lentas (0-0.5 Hz)	Ruido procedente de la sudoración y la respiración	Puede aparecer durante y entre los brotes de epilepsia
Delta (0.5-4 Hz)	Sueño de ondas lentas y etapa 2 junto con ritmo theta (sueño no REM); puede generarse hiperventilando	Grado severo de encefalopatía; aparición en los brotes de epilepsia focalizadas en el lóbulo temporal
Theta (4-8 Hz)	Somnolencia (<i>wicket waves</i>)	Grado leve o moderado de encefalopatía; aparición en los brotes de epilepsia focalizadas en el lóbulo temporal mesial; coma theta
Alpha (8-13 Hz)	Estado de vigilia con ojos cerrados (mayor amplitud en región occipital); ritmo Mu (alfa precentral o rolándico) se atenúa cuando se va a iniciar una acción. También se activa en estados de concentración.	Se produce durante los brotes de epilepsia; coma alfa
Beta (13-30 Hz)	Vigilia/Somnolencia y sueño ligero.	Ritmo ictal asociado con crisis tónicas; Síndrome de Lennox Gastaut (SLG) y paroxismo
Gamma (30-80 Hz)	Conducta motora voluntaria relacionada con eventos (incluido hablar)	Ritmo ictal con brotes de epilepsia
Oscilaciones de alta frecuencia (> 80)	Procesamiento cognitivo; consolidación de la memoria episódica; 80-250 Hz adquisición de información sensorial	80-250 Hz zona de origen de una crisis epiléptica; 250-500 Hz posible tumor cerebral

Nota: tabla adaptada de Feyissa & Tatum, 2019.

Los análisis en el dominio de la frecuencia proveen información acerca de las bandas de frecuencia presentes en la señal y el peso relativo de cada una en un intervalo de tiempo determinado (Boashash, 2016). Para estudiar la frecuencia del EEG se pueden usar por ejemplo técnicas como el análisis de PSD (*power spectral density*) aplicando la Transformada de Fourier (FT, *Fourier Transform*, o FFT, *Fast Fourier Transform*, en su versión rápida).

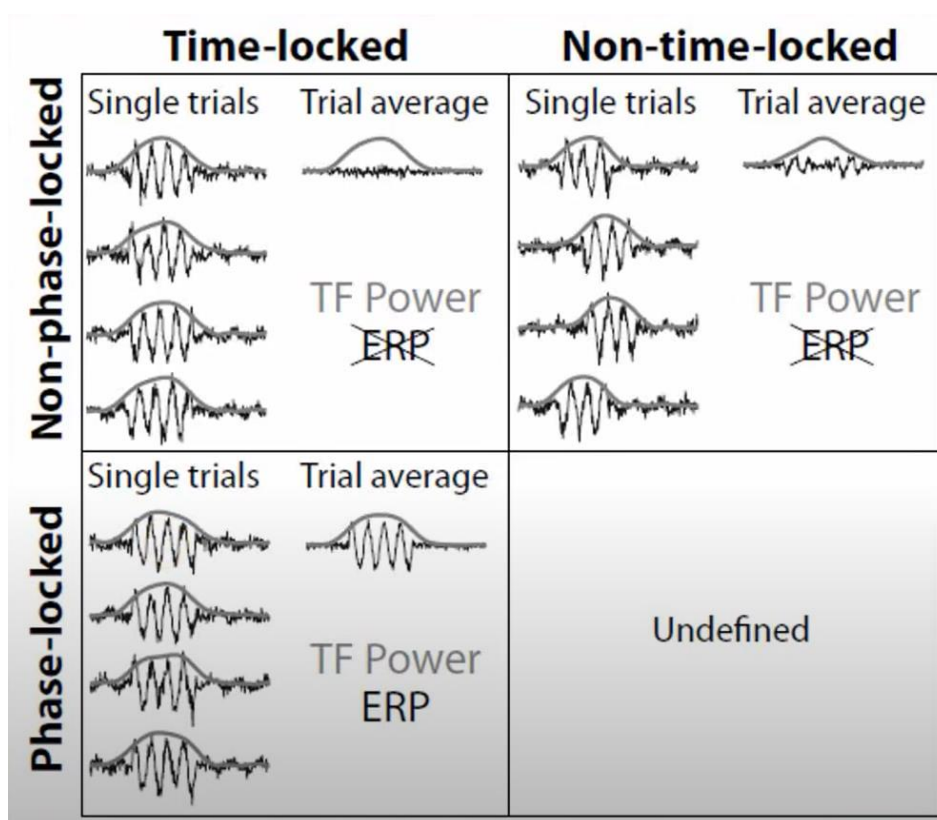
Esta técnica se basa en el teorema de Fourier, el cual indica que, bajo algunas condiciones, cualquier señal acotada puede escribirse como una suma ponderada de senos y cosenos a diferentes frecuencias (Boashash, 2016). Sin embargo, la FFT es dependiente para su resolución del intervalo contemplado para su análisis y además no muestra la evolución en milisegundos de las variaciones de la actividad espectral (Vázquez-Marrufo et al., 2001a).

Para paliar esta limitación y poder estudiar la ERD/ERS (*event-related desynchronization/event-related synchronization*) de cualquiera de las bandas del espectro del EEG, desde los años 70s han sido desarrolladas varias técnicas denominadas de tiempo-frecuencia que permiten estudiar las modulaciones espectrales de las bandas de EEG con una resolución de milisegundos (Boashash, 2016; Cohen, 2014; Pfurtscheller et al., 1994; Vázquez-Marrufo et al., 2001b).

Los análisis de tiempo-frecuencia, a diferencia de las técnicas explicadas anteriormente que se centraban en analizar el dominio del tiempo o la frecuencia de forma independiente, pueden analizar estas variables de forma conjunta (Boashash, 2016). En este tipo de análisis se puede observar tanto la actividad fase (evocada) como la actividad no fase (inducida) (Salmelin & Hari, 1994; Vázquez-Marrufo et al., 2001a, 2001b; Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019). Véase [Figura 5](#).

Figura 5

Análisis que pueden realizarse según tipo de actividad



Nota: La actividad evocada sería *time-locked* y *phase-locked*, mientras que la actividad inducida sería *time-locked* y *non-phase-locked*. Single trials: ensayos; trial average: promedio de los ensayos; TF Power: análisis de tiempo-frecuencia; ERP: análisis de PE. Fuente de la imagen Cohen, 2014.

En este punto es necesario aclarar que el termino ERD puede usarse tanto para denominar un fenómeno, la desincronización relacionada con el evento, como la técnica de análisis de tiempo-frecuencia usada para medir dicho fenómeno. En la presente tesis se usa ERD indistintamente para nombrar tanto el fenómeno como la técnica, realizando las aclaraciones necesarias en los casos que puedan dar lugar a confusión.

Los pasos básicos para realizar el análisis tradicional de ERD son (Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999):

1. Filtrar la señal en la frecuencia de deseada en cada ensayo.
2. Elevar al cuadrado las amplitudes en cada ensayo para que todos los valores sean positivos.
3. Promediar las señales obtenidas de todos los ensayos.

Un método parecido fue desarrollado por Salmelin y Hari, el análisis de la evolución temporal del espectro o TSE. Estos autores prefirieron convertir todos los valores de la señal en absolutos en vez de elevarlos al cuadrado (paso 2 de la ERD) ya que de esta forma los valores mantenían su amplitud y podrían ser comparados directamente con la señal original (Salmelin & Hari, 1994; Vázquez-Marrufo et al., 2001a). Además, a diferencia de los análisis de PE, la técnica TSE permite obtener información tanto de la actividad fase (evocada) como no fase (inducida) (Salmelin & Hari, 1994; Vázquez-Marrufo et al., 2001a, 2001b; Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019).

Aunque la literatura científica muestra escasos estudios que hayan aplicado la TSE, este procedimiento ha demostrado ser lo suficientemente bueno como para observar los mecanismos cognitivos ocultos para los métodos tradicionales de PE (Ciesielski et al., 2007; Lasaponara et al., 2019; Lehtelä et al., 1997; Sarrias - Arrabal et al., 2021; Vázquez-Marrufo, Caballero-Díaz, et al., 2020; Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

Además, la TSE se ha aplicado en algunos estudios con población clínica, aportando interesantes resultados sobre mecanismos alterados y compensatorios (Ciesielski et al., 2007; Lasaponara et al., 2019; Sarrias - Arrabal et al., 2021; Vázquez-Marrufo, Caballero-Díaz, et al., 2020; Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

En el presente estudio se utiliza la técnica de TSE para obtener la modulación de alfa de la señal tanto evocada como inducida y se estudian también estas señales por separado realizando para ello el siguiente procedimiento (Vázquez-Marrufo et al., 2001b):

1. Se realiza un análisis de PE y se obtiene la actividad evocada de alfa.
2. Se realiza un análisis de TSE y se obtiene la actividad global de alfa.

3. Se resta la actividad evocada de alfa a la actividad global de alfa y se obtiene la actividad inducida de esta banda.

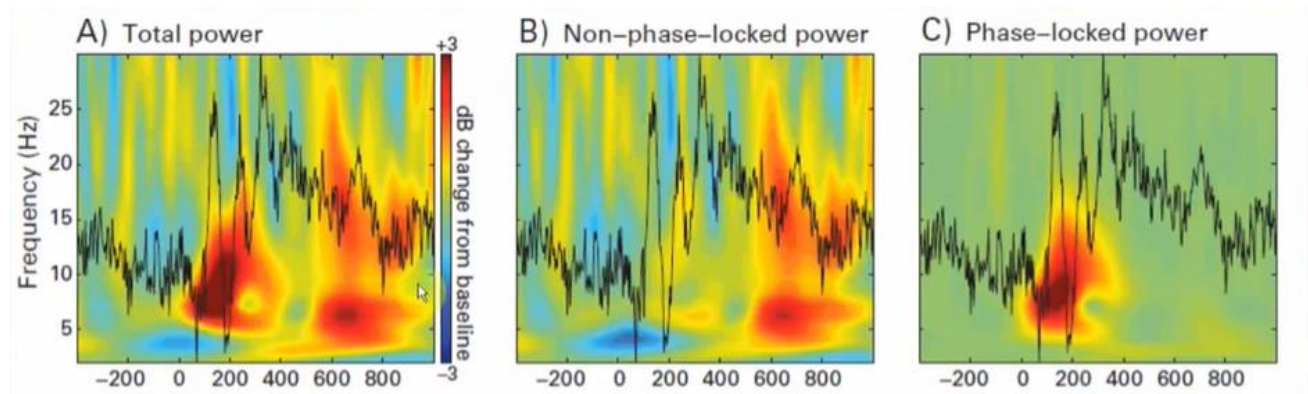
La actividad inducida indicaría la actividad relacionada con la aparición del estímulo/evento que no puede observarse en un análisis de PE (Cohen, 2014) y es un fenómeno muy poco estudiado en comparación con los estudios de PE. El estudio de la actividad inducida nos ayudará a entender mejor las oscilaciones de la actividad neuronal y cómo estas son moduladas por eventos (Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas Colell, et al., 2019)

Anteriormente se ha introducido el concepto de fase, para definirlo debemos entender que la actividad de la señal de EEG puede estar en fase o no estar en fase. Decimos que la actividad está en fase, o evocada, con respecto a un evento si está alineada en su fase con el momento 0 en el que se produce el evento, este tipo de actividad puede observarse tanto con un análisis de PE como de tiempo-frecuencia (*time-locked* y *phase-locked*). Véase [Figura 6](#).

La actividad no fase, o inducida, se produce cuando se da el evento, al igual que la actividad evocada, pero no está en fase con el momento 0 (*time-locked* y *non phase-locked*). Este tipo de actividad no aparece en el PE ya que en el proceso de promediar todas las señales la actividad que no está en fase se hace prácticamente nula, pero sí puede observarse en análisis de tiempo-frecuencia con rectificación de la señal (TSE). Véanse [Figura 5](#) y [Figura 6](#).

Figura 6

Representación de actividad total, inducida y evocada en el dominio de la frecuencia



Nota: A) Total power: actividad total; B) Non-phase-locked power: actividad inducida; C) Phase-locked power: actividad evocada. Frecuency (Hz): Frecuencia (Hercios); dB change from baseline: cambios en decibelios desde la línea base. El eje X representa el tiempo en milisegundos. Fuente de la imagen Cohen, 2014.

Aunque los mecanismos generadores de la actividad fase y no fase no están claros, algunos autores defienden que la actividad no fase es un mejor indicador de los procesos relacionados con las funciones integrativas (Cohen, 2014), ya que estos procesos, como la atención *top-*

down y la toma de decisiones, se ven reflejados principalmente en la actividad no-fase. Algunos estudios sugieren que esto puede deberse a que estos procesos son relativamente lentos y son el resultado de estímulos internos (interacciones de redes neuronales) no de estímulos externos (Donner & Siegel, 2011).

1.2 EFECTO DE LA COMPLEJIDAD DE LA TAREA

El cerebro de cualquier individuo tiene que procesar y dar respuesta a una enorme cantidad de eventos a diario. El nivel de rendimiento en las respuestas que se le den a esos eventos depende tanto de factores internos de la persona (nivel de *arousal*, experiencia previa con el evento, consumo de sustancias, etc.) como de factores externos, como la complejidad o el tipo de tarea

La complejidad de la tarea es una variable que puede depender de múltiples factores. En el presente estudio nos centraremos en los factores de carga perceptual y carga cognitiva. En términos de carga perceptual podemos decir que la complejidad de la tarea aumenta a medida que lo hace la cantidad de estímulos presentados en la tarea, y en términos de carga cognitiva la dificultad aumenta a medida que lo hace el número de procesos cognitivos requeridos por la tarea, con una mayor demanda para la memoria de trabajo o la atención (Mussini et al., 2020)

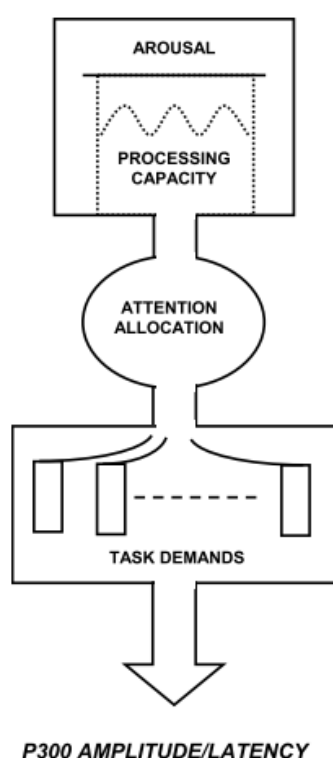
El efecto de la dificultad de la tarea sobre la actividad cerebral ha sido el foco de estudio en múltiples investigaciones previas, a través del análisis de conducta, de PE, tanto pre-estímulo (Di Russo et al., 2017, 2019; Mussini et al., 2021) como post-estímulo (Combs & Polich, 2006; Di Russo et al., 2019; Gajewski & Falkenstein, 2013; Ghani et al., 2020a; Horat et al., 2016; Jia et al., 2017; Mussini et al., 2020; Padrón et al., 2016; Perri et al., 2019; Polich, 2007; Shitova et al., 2017; Verleger et al., 2014), y, en menor medida, de frecuencia (Heinrichs-Graham & Wilson, 2015; Nenna et al., 2020; Reiser et al., 2020; Rueda-Delgado et al., 2017; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020). Se han utilizado para ello tareas con diferentes modalidades sensoriales (Ghani et al., 2020b; Kok, 2001; Neuper & Pfurtscheller, 2001; Polich, 2007) y con diferentes factores, como la edad (Gaál et al., 2007), el nivel de cociente intelectual (CI) (Haier et al., 1992) o la presencia de alguna patología, como el TOC (trastorno obsesivo-compulsivo) o la enfermedad de Alzheimer (Ciesielski et al., 2007; Fraga et al., 2018).

Los estudios previos han demostrado que la complejidad de la tarea afecta al rendimiento conductual de los participantes, mostrando un mayor tiempo de reacción y, en algunos casos, una menor precisión (Combs & Polich, 2006; Di Russo et al., 2019; Fraga et al., 2018; Gaál et al., 2007; Gajewski & Falkenstein, 2013; Mussini et al., 2020; Verleger et al., 2014). En este sentido, varios autores sugieren que la complejidad de la tarea podría demandar diferentes recursos cognitivos en función de la carga cognitiva de la tarea (Gajewski & Falkenstein, 2013; Ghani et al., 2020b; Kok, 2001; Perri et al., 2019; Polich, 2007; Rueda-Delgado et al., 2017).

Se pueden sugerir dos formas en las que el sistema nervioso central actúa ante un aumento de las demandas de las tareas: (1) incrementando la actividad neural de la misma u otras zonas y (2) gestionando los recursos disponibles mediante la modulación de las posibles regiones implicadas. Hay numerosos estudios que han estudiado el primer tipo de modulación usando los PE (análisis en el dominio del tiempo) como indicadores, véase **Figura 7**, (Ghani et al., 2020b; Kok, 2001) pero muy pocos se han centrado en el dominio de la frecuencia (Rueda-Delgado et al., 2017).

Figura 7

Esquema del efecto de los recursos atencionales en los parámetros de P3



Nota: Este modelo refleja cómo se relacionan los recursos atencionales y los parámetros de P3, de modo que el nivel de *arousal* determinaría la cantidad de capacidad de procesamiento disponible para disponer los recursos atencionales a las tareas que se estén llevando a cabo. Las realización de tareas complejas o múltiples reducirían la amplitud de P3 y enlentecerían su latencia. *Processing capacity*: capacidad de procesamiento; *Attention allocation*: asignación de atención; *Task demands*: demandas de las tareas; *P300 amplitude/latency*: amplitud/latencia de P3. Esquema basado en el Modelo de Capacidad Atencional de Kahneman (1973) adaptado por Polich, 2007.

En cuanto a los componentes pre-estímulo en estudios anteriores han analizado principalmente la modulación de la complejidad de la tarea en dos componentes: (1) el componente BP² y el componente pN (*prefrontal Negativity*) descrito por Berchicci y cols. (2012). El componente pN es una modulación negativa lenta que aparece junto con BP y que tiene su punto de máxima expresión en las zonas frontales. Los resultados de este estudio indican que la complejidad de la tarea modularía ambos componentes pre-estímulo, BP y pN, mostrando una mayor amplitud y una menor latencia en la tarea compleja comparada con la simple (Di Russo et al., 2017, 2019; Mussini et al., 2021; Shibasaki & Hallett, 2006).

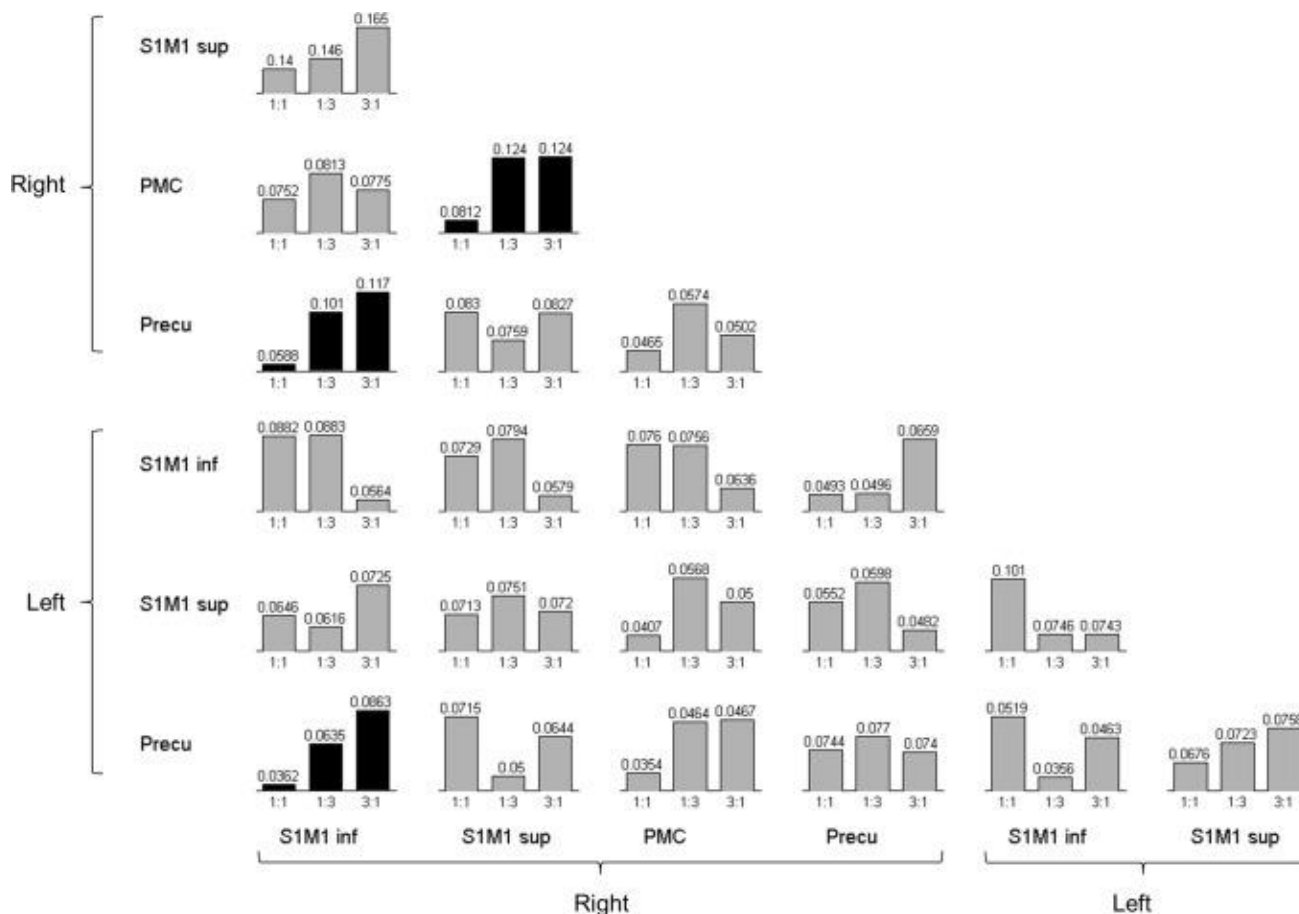
También se ha encontrado una modulación debida a la complejidad de la tarea en los componentes post-estímulo, en cuanto a la latencia por lo general se encuentra una demora en la aparición del componente, mientras que para el parámetro amplitud se encuentran resultados diversos (Gajewski & Falkenstein, 2013; Ghani et al., 2020a, 2020b). Respecto a los componentes tempranos P1, P2 y N1, varios estudios han encontrado un decremento en su amplitud relacionado con un aumento en la carga cognitiva de la tarea (Di Russo et al., 2019; Ghani et al., 2020a). Ghani y cols. (2020b) sugieren que esta modulación es debida a que un incremento en la dificultad de la tarea conllevaría el uso de más recursos cognitivos, resultando en una disminución de la atención disponible, y la consiguiente reducción en la amplitud de esos componentes. En el componente N2 se encuentran resultados similares a los encontrados en N1 (Di Russo et al., 2019), sin embargo, en una latencia próxima, el componente auditivo MMN (*mismatch negativity*) no muestra diferencias significativas con respecto a la dificultad de la tarea, lo cual sugiere que este componente es independiente de la carga cognitiva (Ghani et al., 2020b).

En cuanto al P3, es el potencial evocado más ampliamente utilizado para evaluar la carga cognitiva dado que ha sido relacionado con procesos como la asignación de recursos cognitivos (Ghani et al., 2020b). Algunos autores sugieren que la amplitud de este componente representa la cantidad de recursos disponibles (Kok, 2001), de manera que la amplitud disminuiría a medida que aumentaría la carga cognitiva requerida por la tarea. Bastantes estudios han encontrado una relación directamente proporcional entre la carga cognitiva y la latencia de P3, aumentando a medida que lo hace la carga cognitiva, y algunos además han observado una modulación de la amplitud en relación a la carga cognitiva de la tarea, véase **Figura 7** (Combs & Polich, 2006; Di Russo et al., 2019; Gajewski & Falkenstein, 2013; Ghani et al., 2020b; Horat et al., 2016; Kok, 2001; Mussini et al., 2020; Polich, 1987). Todos estos resultados indicarían que P3 podría ser un buen estimador de la carga cognitiva de la tarea (Ghani et al., 2020b; Kok, 2001).

² Véase apartado **1.1.1 Análisis en el dominio del tiempo de la señal de EEG**.

Figura 8

Representación de la modulación de la conectividad provocada por la complejidad de la tarea



Nota: La figura muestra un esquema del nivel de conectividad en tres condiciones con diferente nivel de complejidad (1:1, 1:3 y 3:1) entre diferentes áreas cerebrales medida con regresión de mínimos cuadrados parciales (PLS, partial least squares), las barras negras marcan los resultados significativos, así como el índice de desfase ponderado (WPLI, weighted phase-lag index), que aparece encima de las barras. S1M1 inf: surco pre-central; S1M1 sup: surco post-central; PMC: corteza premotora; Precu: precúneo. Fuente de la imagen Rueda-Delgado et al., 2017.

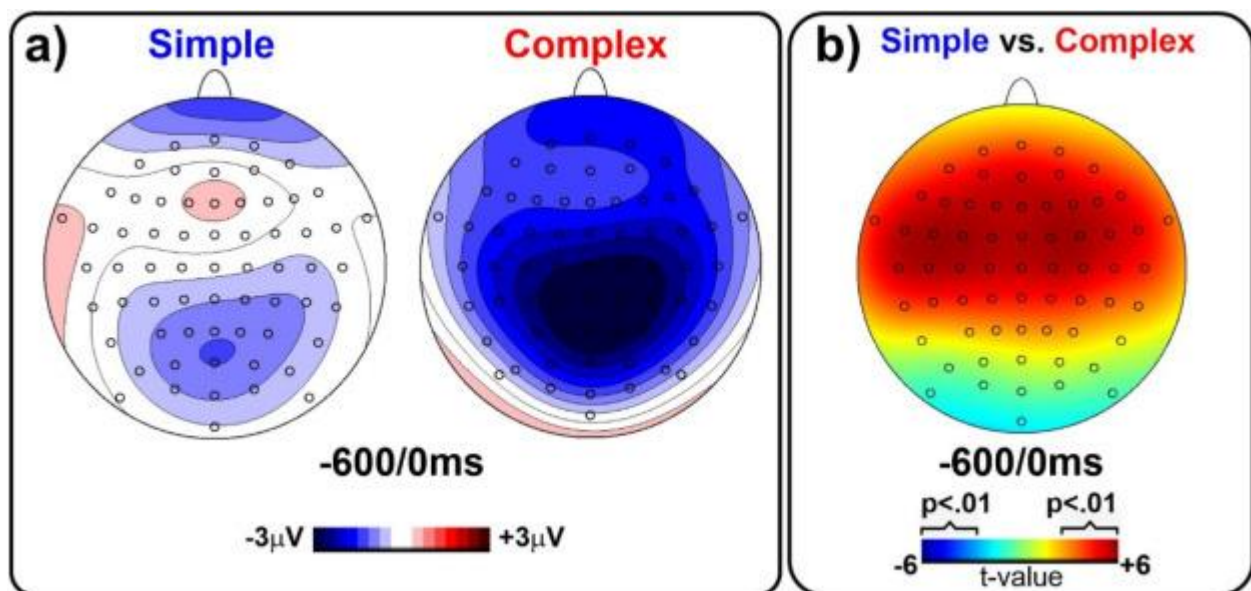
En cuanto a los estudios que han analizado los efectos de la complejidad en el dominio de la frecuencia se han encontrado cambios en la conectividad funcional de diferentes áreas cerebrales en relación a la complejidad de la tarea, a veces en combinación con otros factores como la tenencia de alguna patología (Ciesielski et al., 2007; Fraga et al., 2018; Heinrichs-Graham & Wilson, 2015; Rueda-Delgado et al., 2017). Por lo general se observa que las tareas más demandantes cognitivamente provocan un aumento de la ERD en comparación con tareas que requieren menos recursos (Neuper & Pfurtscheller, 2001). Por ejemplo, en algunos estudios sobre la modulación de la complejidad sobre la actividad cerebral con tareas motoras se ha encontrado un aumento de la desincronización en la banda beta durante la realización de tareas

complejas, además de un aumento de la conectividad a gran escala entre diferentes áreas cerebrales (Heinrichs-Graham & Wilson, 2015; Rueda-Delgado et al., 2017). El aumento de la conectividad se ha localizado principalmente en la corteza premotora derecha y el surco post-central derecho, el precúneo derecho y el surco pre-central derecho y el precúneo izquierdo y el surco pre-central derecho (véase **Figura 8**).

En cuanto a la localización de los efectos de la complejidad, diversos estudios realizados con fMRI han encontrado que la complejidad de la tarea afecta, por lo general, a la red atencional fronto-parietal, compuesta por corteza prefrontal dorsolateral, corteza frontal dorsal, surco intraparietal, precúneo y corteza cingulada medial, y relacionada con la coordinación de las respuestas de forma rápida, precisa y flexible, así como a la red cínculo-opercular, que incluye ínsula anterior, corteza cingulada y tálamo, y está relacionada con los mecanismos de procesamiento *top-down*, con los mecanismos de atención selectiva y con la creación de un trazo estímulo-respuesta (Mussini et al., 2020). En concreto, la modulación de la complejidad en el periodo pre-estímulo parece verse reflejada principalmente aumentando la amplitud de los componentes negativos en la zona prefrontal y frontal y fronto-central, central y centro-parietal y extendiendo su distribución topográfica, véase **Figura 9** (Di Russo et al., 2017, 2019; Mussini et al., 2021).

Figura 9

Distribución topográfica de los componentes pN y BP

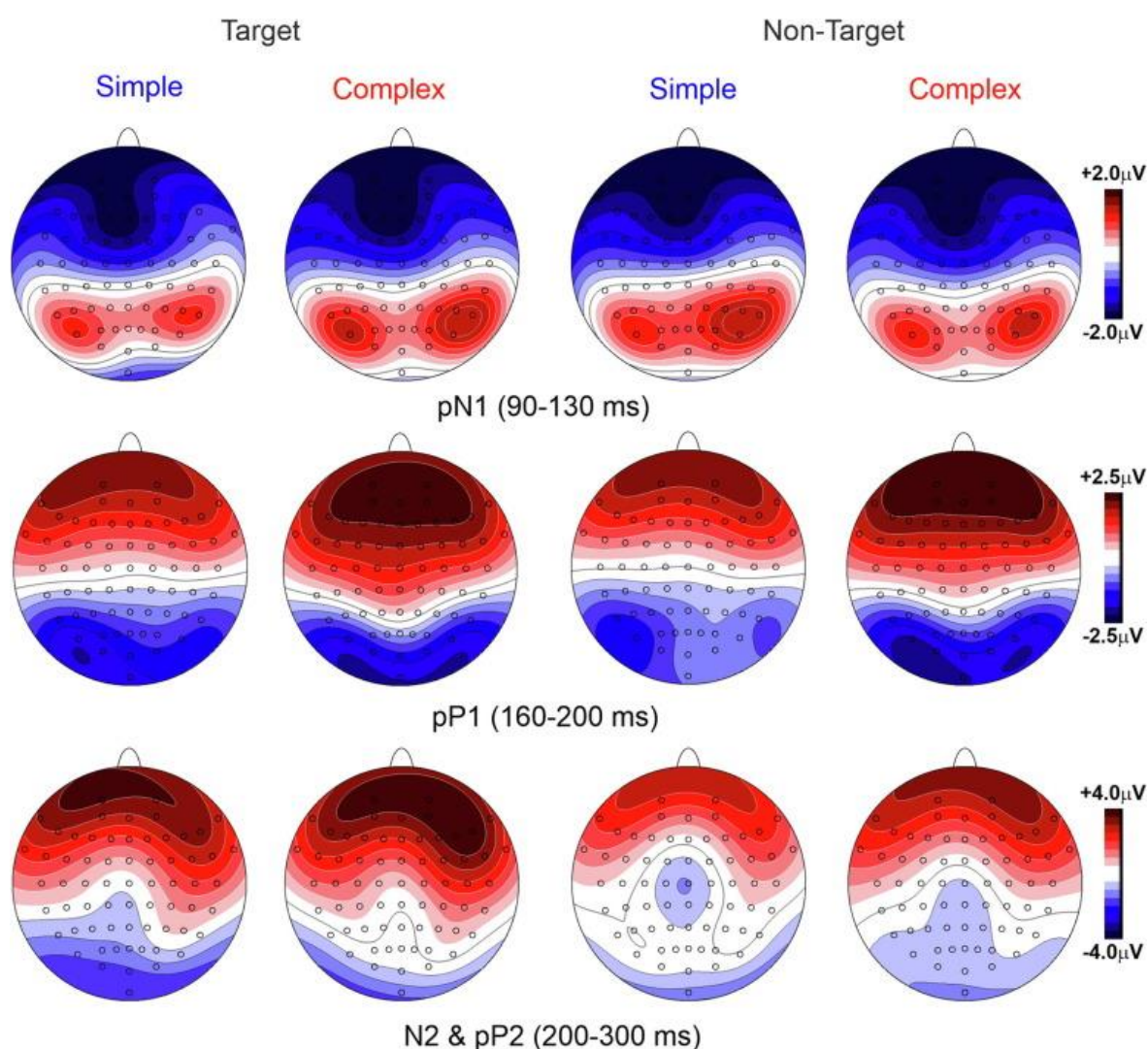


Nota: a) distribución topográfica de BP y pN en tarea simple y compleja, b) representación de los resultados obtenidos en la comparación de la distribución y la amplitud de la actividad en la tarea simple vs. tarea compleja. Fuente de la imagen Mussini et al., 2021.

En cuanto a la modulación de la complejidad post-estímulo destaca el aumento de actividad en la zona prefrontal en la fase temprana, véase **Figura 10** (Mussini et al., 2020; Perri et al., 2019), seguido de una disminución de la actividad en la zona parietal (Ciesielski et al., 2007; Combs & Polich, 2006). Algunos autores sugieren que estos resultados serían indicativos de que a medida que aumenta la carga cognitiva mayor control *top-down* es necesario (Ciesielski et al., 2007; Mussini et al., 2020).

Figura 10

Distribución topográfica de los componentes pN1, pP1, N2 y pP2



Nota: distribución topográfica de pN1, pP1, N2 y pP2 en tarea simple y compleja, en los estímulos objetivo (*target*) y en los distractores (*non-target*). Fuente de la imagen Mussini et al., 2020.

1.3 EL CONTROVERTIDO ROL DE LA BANDA ALFA DEL EEG

Las modulaciones de la banda alfa son de especial interés pues parecen, como hemos podido ver en anteriores apartados, estar relacionadas con procesos cognitivos complejos como la atención o la memoria de trabajo. Sin embargo, el rol que juega esta banda del espectro del EEG a día de hoy sigue sin estar resuelto.

En los comienzos de los estudios de alfa relacionados con la cognición, la presencia de la banda alfa se consideró un indicador de reposo neural. Pfurtscheller, Maresch y Schuy realizaron un estudio en 1977 para determinar la relación entre el pico de máxima frecuencia y el poder de la frecuencia de la banda alfa. Encontraron que cuando el pico de frecuencia dentro de la banda alfa era mayor, la amplitud de dicha frecuencia disminuía e interpretaron de esos resultados que esta bajada de amplitud de la banda alfa se producía porque se desincronizaban los componentes que la formaban (Pfurtscheller et al., 1977). Se concluyó entonces que la banda alfa estaba más activa durante el estado de reposo y que en el momento en el que se realizaba una actividad cognitiva, la latencia el pico de máxima expresión de alfa aumentaba y la amplitud de alfa disminuía.

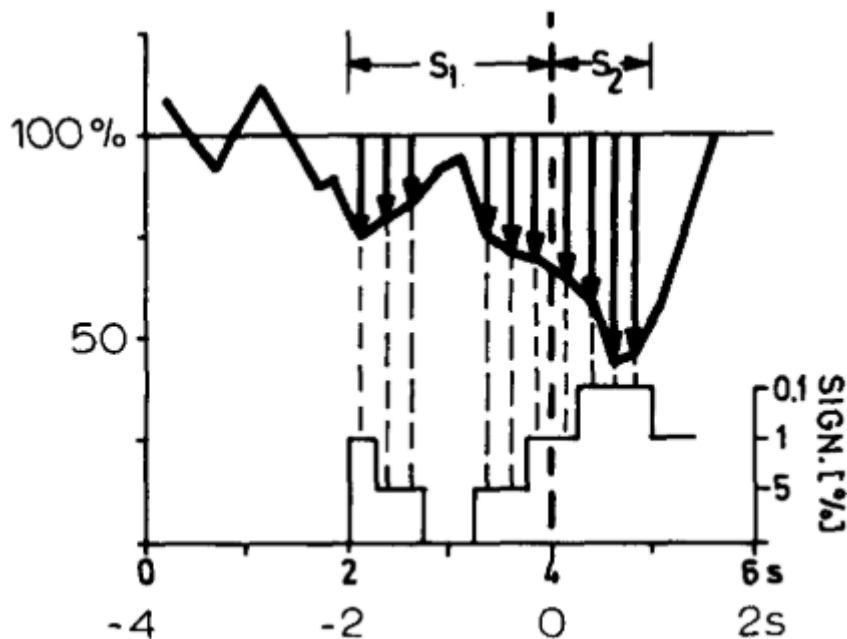
Pfurtscheller y Aranibar siguieron estudiando esta desincronización de la banda alfa a la que denominaron ERD (*event-related desynchronization*), y encontraron que la ERD se producía también antes de la emisión de la respuesta, véase [Figura 11](#) (Pfurtscheller & Aranibar, 1979). Estos resultados parecían confirmar que la actividad de alfa estaba relacionada con el estado de reposo y era necesario disminuirlo cuando la tarea exigía un esfuerzo cognitivo tanto antes como después de la aparición del estímulo.

Sin embargo, algunos autores propusieron más tarde que la actividad alfa estaba involucrada en el control inhibitorio y la sincronización del procesamiento sensorial, desarrollando la hipótesis de la inhibición (Klimesch et al., 2007). Dicho de otra forma, el incremento en la sincronización de la actividad de alfa en áreas irrelevantes para realizar la tarea sería un reflejo del proceso de inhibición (Worden et al., 2000).

La hipótesis de la inhibición parte de la base de que la actividad oscilatoria está provocada por células inhibitorias y refleja los cambios entre las fases de máxima y mínima inhibición de estas células. Según esta hipótesis pueden darse dos patrones de activación dependiendo de la amplitud de la oscilación y del nivel de excitación de las neuronas: (A) Si la amplitud de las oscilaciones es pequeña, las células con bajo nivel de excitación (baja inhibición) se activarían rítmicamente con las oscilaciones, pero las que tengan un nivel alto de excitación (alta inhibición) no se activarían en fase con la oscilación. (B) Si la amplitud de las oscilaciones es grande, todas las neuronas, independientemente de su nivel de excitación se activarán de forma rítmica con las oscilaciones (Klimesch et al., 2007). Véase [Figura 12](#).

Figura 11

Representación de la medición y el cálculo de la ERD de alfa



Nota: Eje Y izq.: porcentaje de poder de la frecuencia alfa. Eje Y dcha.: nivel de significación estadística. Eje X: tiempo en segundos. $T = 0s$ corresponde a $t = 4s$ de un ensayo de $6s$ y es el momento en el que se empieza a emitir la respuesta. $S1$ es un periodo de $2s$ pre-respuesta y $S2$ un periodo de $1s$ post-respuesta. El gráfico representa un promedio de 60 ensayos.

Fuente de la ilustración Pfurtscheller & Aranibar, 1979.

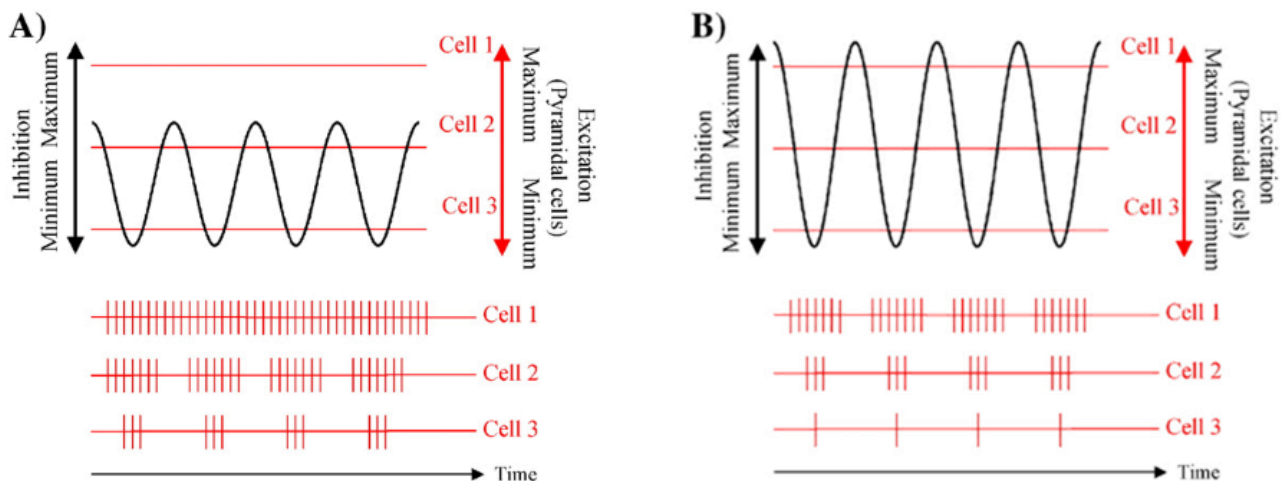
A partir de este principio básico, Klimesch y cols., asumen que la actividad de alfa desincronizada (con menor amplitud) reflejan un estado de gran excitabilidad en comparación con la actividad de alfa sincronizada (con amplitud mayor) que reflejaría un estado de inhibición o menor excitabilidad. La desincronización de alfa relacionada con eventos (ERD) sería un indicador de la activación de la estructura, mientras que la sincronización de alfa relacionada con eventos (ERS) sería un indicador de la inhibición de una estructura durante determinadas tareas cognitivas y motoras (Klimesch et al., 2007).

Por otro lado, en estudios previos del laboratorio donde he realizado mi periodo predoctoral se ha propuesto que la desincronización de la actividad de alfa podría estar relacionada con la disminución de la actividad *background* que compite con el procesamiento de estímulos. De este modo, un aumento de actividad de alfa evocada estaría relacionado con los PE y, por lo tanto, reflejaría el procesamiento de estímulos. Mientras que, la disminución de la actividad de alfa inducida estaría relacionada con la inhibición de la actividad *background* en esta banda y podría interferir con el procesamiento del estímulo reflejado en la actividad evocada (Vázquez-

Marrufo, Caballero-Diaz, et al., 2020; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020). Véase [Figura 13](#).

Figura 12

Esquema del principio básico de la hipótesis de inhibición



Nota: A) Si la amplitud de las oscilaciones es pequeña, las células con bajo nivel de excitación (baja inhibición) se activarían rítmicamente con las oscilaciones, pero las que tengan un nivel alto de excitación (alta inhibición) no se activarían en fase con la oscilación. B) Si la amplitud de las oscilaciones es grande, todas las neuronas, independientemente de su nivel de excitación se activarán de forma rítmica con las oscilaciones. *Inhibition*: inhibición; *Excitation (Pyramidal cells)*: Excitación (células piramidales); *Cell*: célula; *Maximum*: máxima; *Minimum*: mínima. Fuente de la imagen Klimesch et al., 2007.

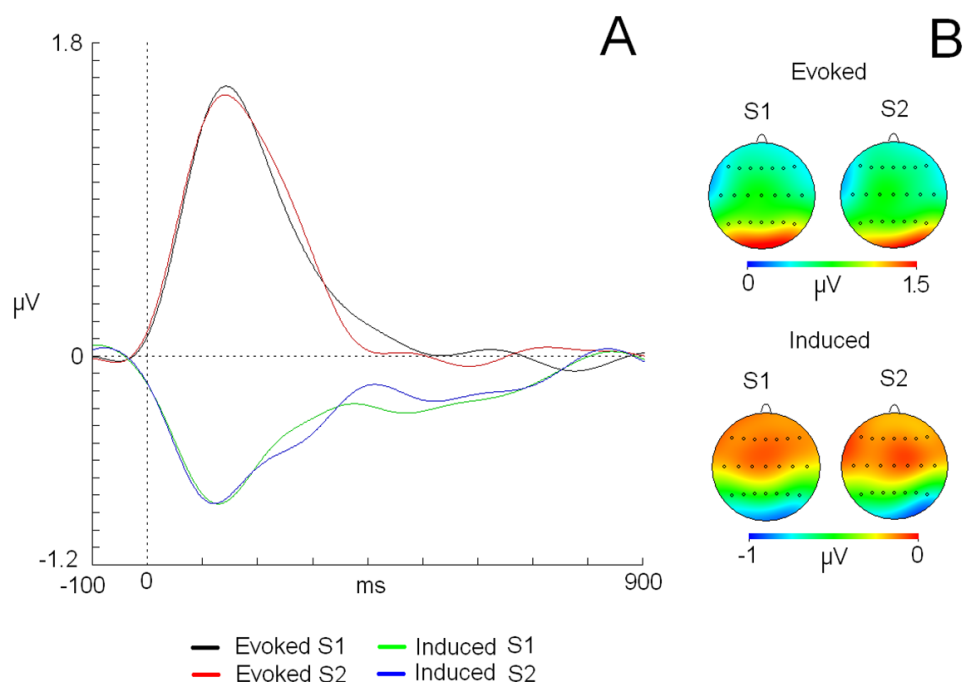
Para esta conclusión ha sido necesario realizar la sustracción de la sección evocada a la modulación total de alfa para calcular la modulación inducida. En este sentido, algunos estudios observaron que los efectos encontrados cuando no se sustrae la parte evocada, ya sea usando la técnica de ERD o TSE, muestran una desincronización muy tardía (350-650 ms), en comparación con los resultados cuando se sustrae la parte evocada, en los que se encuentra una latencia similar entre la actividad evocada e inducida (100-200 ms) y por tanto su posible significado psicofisiológico cambia por completo (Vázquez-Marrufo et al., 2001a). Véase [Figura 14](#).

Una de las variables cognitivas que puede ayudarnos a comprender mejor el significado psicofisiológico de la modulación de alfa (evocada e inducida) es la complejidad de la tarea. En un estudio reciente, se evidenció que las tareas más demandantes cognitivamente están relacionadas con una mayor decremento o desincronización de alfa en comparación con tareas menos demandantes (Fraga et al., 2018). Este supuesto se sustenta también en estudios en los que se compara la ERD en personas con diferente cociente intelectual (CI) mientras realizan una tarea demandante cognitivamente. Por ejemplo, Haier y cols. publicaron un estudio sobre

esta temática en 1992, indicando que en los participantes con mayor CI se observaba una menor ERD comparándola con la de los participantes con menor CI. Estos resultados indicarían que las personas con mayor CI hacen una mejor selección de los recursos necesarios, activando finalmente menos recursos que las personas con menos CI para realizar la misma tarea con el mismo nivel de rendimiento (Haier et al., 1992).

Figura 13

Representación de la actividad media de alfa evocada e inducida

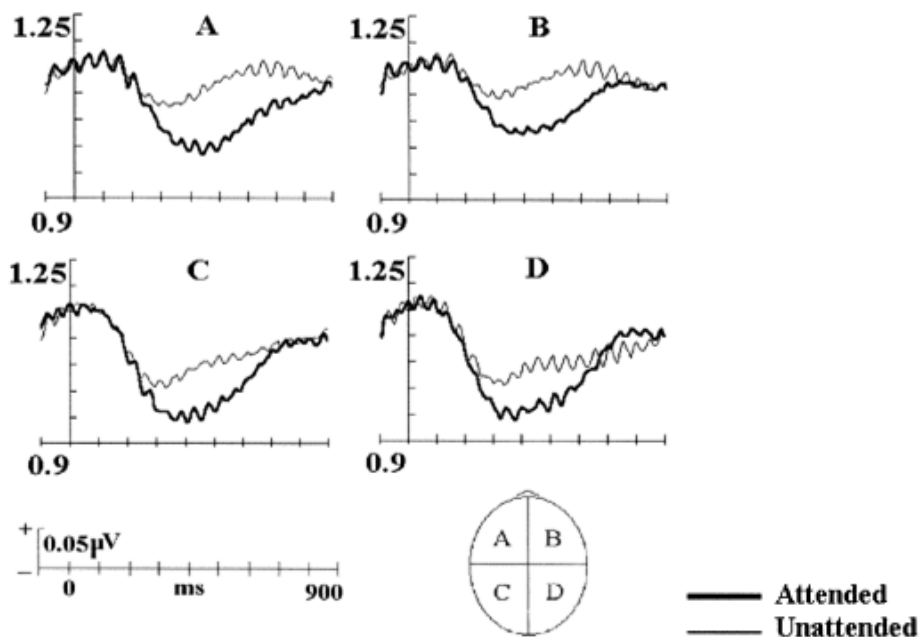


Nota: A) Grandes promedios para la actividad evocada e inducida en dos sesiones en el electrodo Oz B) representación topográfica en la latencia de máxima amplitud para la actividad evocada e inducida. El eje X representa el tiempo en milisegundos (ms.) Y el eje Y representa la amplitud de la actividad evocada e inducida en microvoltios (μV). La línea vertical discontinua representa la aparición del estímulo. Abreviaturas: S1: sesión 1; S2: sesión 2. Fuente de la imagen Vázquez-Marrufo, Caballero-Díaz, et al., 2020.

Sin embargo, el rol de la banda alfa en el sentido de la ejecución en una tarea no resulta fácil de definir. Algunos estudios, por ejemplo, han observado una clara correlación entre la amplitud de la desincronización de alfa y las respuestas conductuales emitidas por parte del individuo, de modo que cuanto mayor sea el decremento, mejor será el rendimiento. Otros estudios han descrito, asimismo, una correlación positiva entre un peor desempeño conductual y una menor desincronización de la actividad de alfa en diferentes patologías (Fraga et al., 2018; Keune et al., 2017; Neuper & Pfurtscheller, 2001; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

Figura 14

Representación de la TSE de alfa



Nota: Representación de la desincronización de alfa calculada con TSE (*temporal spectral evolution*) en las condiciones atendida y no atendida del estudio de M. Vázquez Marrufo y cols., 2001. Obsérvese el decremento generalizado de esta banda en todas las regiones del cuero cabelludo, más notable para la condición atendida (μV : microvoltios; ms: milisegundos). Compárese con la **Figura 13** en cuanto a la latencia de la modulación de la desincronización de alfa. *Attended*: atendida; *Unattended*: no atendida. Fuente de la figura Vázquez-Marrufo et al., 2001a.

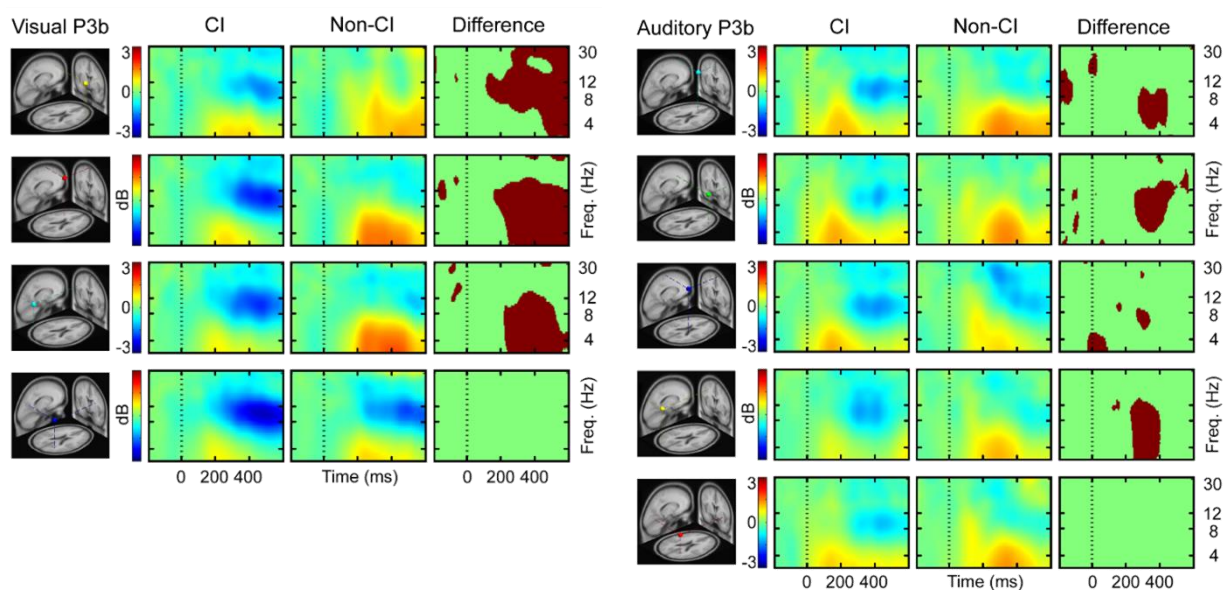
Partiendo de este supuesto, algunos autores han sugerido que cuando los pacientes presentan deterioro cognitivo se encuentra un aumento en la desincronización de alfa, lo que podría representar que el paciente está realizando un esfuerzo especial para compensar el deterioro cognitivo, aumentando los recursos involucrados en el procesamiento de la información en comparación con participantes sanos (Kiiski et al., 2012; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

Por ejemplo, en el estudio de Kiiski y cols. (2012) se compararon los resultados obtenidos en dos tareas de tipo *oddball*, una visual y otra auditiva, en participantes con esclerosis múltiple (EM) y controles por un lado, y participantes con EM con déficit cognitivo y sin déficit cognitivo por otro. El nivel de déficit cognitivo se midió con la prueba PASAT. Estos autores encontraron que en los participantes con EM se producía un menor incremento de la banda theta y una mayor disminución en alfa comparados con los controles tanto en la tarea visual como en la auditiva en todo el cuero cabelludo, así como una mayor variabilidad entre ensayos. En la

comparación entre participantes con EM con y sin afectación cognitiva (con AC y sin AC) encontraron diferentes resultados según la modalidad de la tarea (visual o auditiva) y la localización de la actividad. En la condición visual se encontró menor poder en las bandas theta, alfa y beta en los pacientes con AC comparados con los pacientes sin AC en la zona frontal derecha. En la zona parietal central e izquierda se encontró una reducción del poder de theta en los pacientes con AC comparados con los sin AC. Los pacientes con AC mostraron un mayor decremento del poder de alfa en comparación con los pacientes sin AC en las zonas central y frontal derecha y en la zona parietal izquierda. En la condición auditiva los resultados indicaron que había una mayor reducción en el poder de theta en los pacientes con AC en comparación con los pacientes sin AC en la zona frontal izquierda, frontal derecha y parietal izquierda (véase **Figura 15**). Los resultados encontrados serían indicativos de que en personas con determinadas patologías cognitivas (en este caso EM) se produce algún tipo de compensación para paliar el deterioro cognitivo (Kiiski et al., 2012).

Figura 15

Comparación de las modulaciones espectrales producidas por la tarea en participantes con EM con y sin déficit cognitivo



Nota: *Visual P3b*: P3b visual; *Auditory P3b*: P3b auditivo; *CI*: paciente déficit cognitivo; *Non-CI*: paciente sin déficit cognitivo; *Difference*: diferencia entre CI y Non-CI; *Freq. (Hz)*: frecuencia (hercios); *Time (ms)*: tiempo (milisegundos). Imagen adaptada de Kiiski et al., 2012.

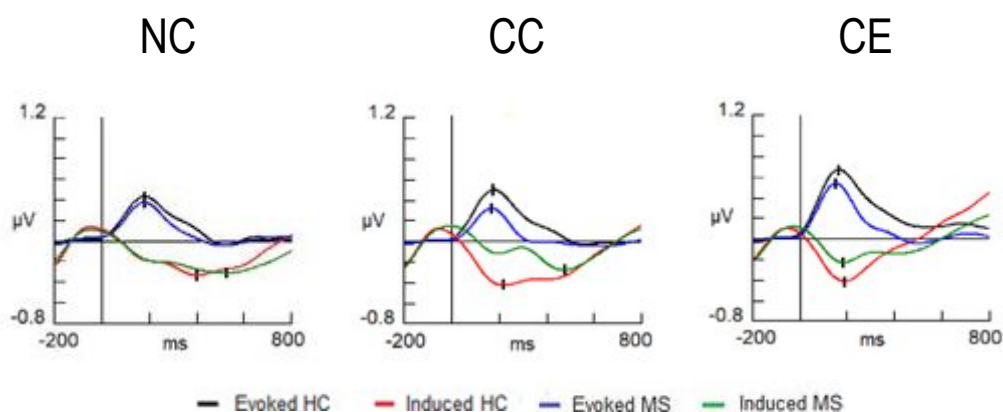
En otro estudio realizado por Vázquez-Marrufo y cols. (2020) se comparó la actividad de las bandas gamma y alfa en participantes controles y participantes con EM en una tarea (*Attention Network Test*) con tres condiciones: sin clave, con clave central y con clave espacial. En el periodo de expectativa, los autores no encontraron diferencias significativas en cuanto a la

latencia para la actividad evocada de alfa, aunque sí se observó una mayor amplitud de alfa en controles comparados con participantes con EM en todas las condiciones. Para la actividad inducida se encontró una mayor latencia de alfa en la condición clave espacial comparada con la condición sin clave pero sí se observó que el decremento alcanzaba su valor más negativo en los controles más tarde que a los pacientes (Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

En cuanto al periodo post-estímulo, para la actividad evocada, se encontró una evidente reducción en la amplitud del primer valle de alfa en los participantes con EM, independientemente de la condición de la tarea y no se encontraron diferencias significativas en cuanto a la latencia, véase **Figura 16** (Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020), confirmando los resultados encontrados en estudios previos (Kiiski et al., 2012). En la actividad inducida no se encontraron diferencias significativas en cuanto a la amplitud pero si se encontraron diferencias significativas en cuanto a la latencia del valle de máxima expresión de la ERD, siendo más tardía en participantes con EM comparados con los participantes controles para las condiciones sin clave y con clave central (véase **Figura 16**), lo cual podría indicar que en las personas con este tipo de patologías se produce un primer valle en la ERD tras la aparición del estímulo objetivo (0-350 ms), pero ésta no es suficiente para reclutar los recursos cognitivos necesarios para realizar la tarea y se produce un segundo valle para reforzar este reclutamiento (Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

Figura 16

Representación de la actividad inducida y evocada en controles y participantes con EM



Nota: NC: condición no clave; CC: condición clave central; CE: condición clave espacial. MS: esclerosis múltiple; HC: controles sanos; Figura adaptada de Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020.

Esta explicación de los resultados para estudios con poblaciones patológicas ha sido cuestionada en algunos casos porque permite interpretar ambos tipos de resultados, tanto si la ERD de alfa es menor en pacientes como si es mayor en comparación con controles sanos. Si se encuentra una disminución menor de la banda alfa en el grupo de pacientes en comparación

con los controles sanos, el mecanismo relacionado con alfa está deteriorado, pero si la disminución es mayor, significa un mayor reclutamiento de recursos neurales de los pacientes como mecanismo compensatorio.

Si la hipótesis de “reclutamiento de recursos neuronales” es correcta, sería lógico pensar que una tarea más compleja incrementará la disminución de la sincronización de alfa y/o retrasará la latencia de su valle, en comparación con una tarea más sencilla. La presente tesis doctoral tiene como objetivo principal aclarar si la modulación de alfa, evocada pero principalmente la sección inducida, son sensibles al nivel de complejidad de la tarea mediante tareas go/no go y mientras se realiza el registro de la actividad EEG en 58 derivaciones del cuero cabelludo.

1.4 OBJETIVOS E HIPÓTESIS

Los objetivos del estudio son los siguientes:

- Confirmar que el componente P3 como en estudios previos es modulado por la complejidad de la tarea.
- Verificar si se produce o no alguna modulación en el componente evocado de alfa que representa el contenido espectral de los componentes P1 y al N1.
- Estudiar si la actividad inducida de alfa es modulada por la complejidad.
- Confirmar la ausencia de la contribución de la banda evocada sobre la inducida y viceversa empleando un análisis de fase (Transformada de Hilbert).
- Interpretar los resultados en la actividad inducida para confirmar o no la hipótesis de un decremento más pronunciado en personas con patologías neurológicas (p. ej. esclerosis múltiple) como resultado de un intento de implicar más recursos neurales para la resolución de una tarea más compleja.

En cuanto a las hipótesis de partida, basándonos en estudios previos, se prevé encontrar que el componente P3 es modulado por la complejidad de la tarea y esto nos permitirá garantizar que se está consiguiendo que la variable complejidad entre en juego en este estudio. Respecto a las modulaciones de alfa, esperamos encontrar una modulación en ambos tipos de actividad, en el caso de la actividad evocada, reflejando las modulaciones relacionadas con la complejidad de la tarea que a veces se han observado en los componentes tempranos P1 y N1 y, en la actividad inducida, como parece estar vinculada funcionalmente a la actividad evocada, se espera encontrar alteraciones similares.

CAPÍTULO 2

MÉTODO

Declaración ética: En este estudio se siguieron los principios éticos establecidos por la Asociación Médica Mundial (AMM) en la Declaración de Helsinki (AMM, 2017). Todos los participantes firmaron un consentimiento informado antes de su inclusión en el estudio (véase [Anexo 1. Consentimiento informado](#)) y el protocolo fue aprobado por el comité ético de la Universidad de Sevilla (código del proyecto: PSI 2010-16825).

2.1 PARTICIPANTES

El estudio se realizó con 27 participantes, voluntarios alumnos, personal de la universidad y conocidos, pero durante el procesamiento del registro de EEG, un participante tuvo que ser descartado porque su registro tenía demasiado ruido, probablemente debido a artefactos musculares, por lo que la muestra final del estudio contó con 26 participantes. No se realizó una evaluación neurológica formal, pero se realizaba una entrevista para comprobar si el participante cumplía los criterios de inclusión y recoger información relevante para el estudio (véase [Tabla 2](#)).

Los criterios de inclusión en el estudio eran que el participante fuera mayor de edad, que no tuviera ninguna afección que le impidiera realizar las tareas (por ejemplo ceguera o problemas de movilidad en las manos), que no sufriera actualmente ni en los meses previos al estudio ninguna afección psicológica o neuropsicológica, que no estuviera tomando ningún medicamento psicoactivo, y que no presentase en su historia clínica ninguna afectación neurológica significativa ni episodios de abuso de sustancias (excepto nicotina). Todos los participantes cumplían los criterios de inclusión para el estudio (véase [Anexo 2. Hoja de registro participantes](#)).

Tabla 2

Variables descriptivas de los/as participantes finales (N=26)

Variables	Valores	Frecuencia	Porcentaje
Sexo	Hombre	10	38.5%
	Mujer	16	61.5%
Dominancia manual	Derecha	24	92.3%
	Izquierda	2	7.7%

2.2 PROCEDIMIENTO

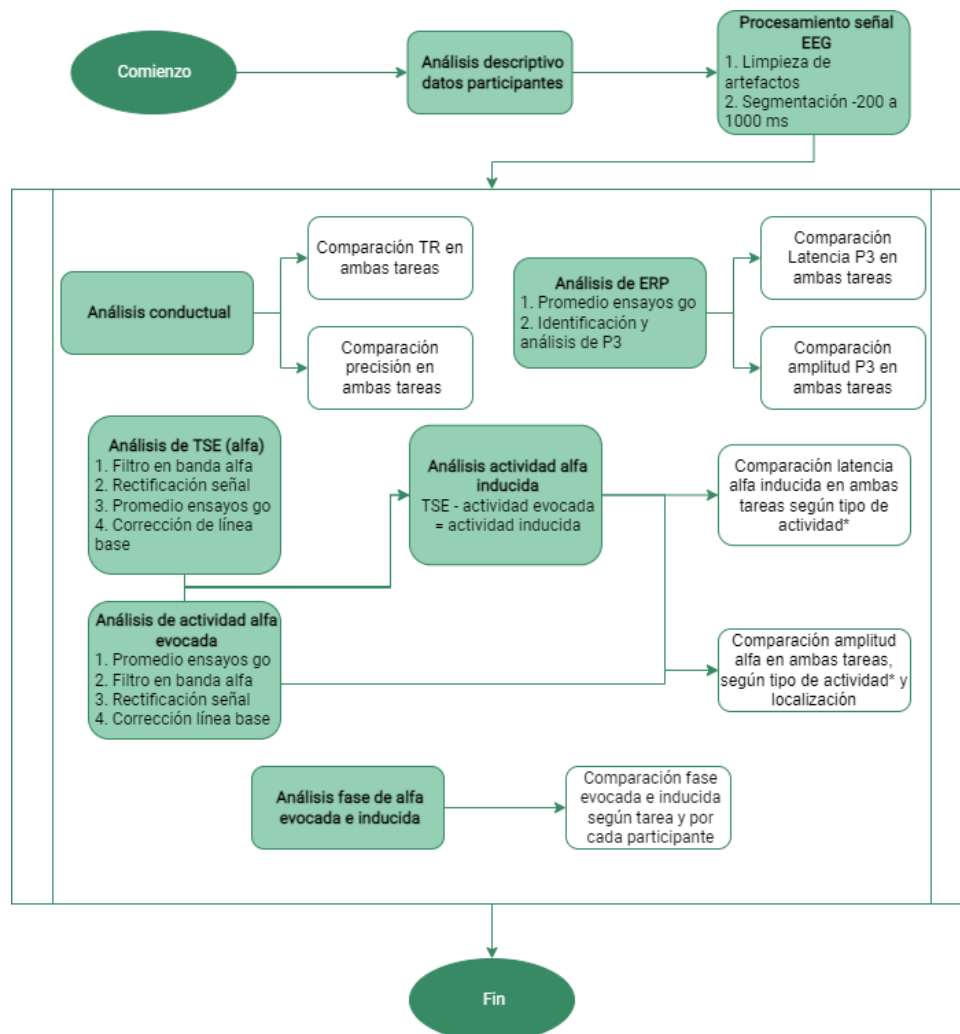
El procedimiento utilizado para la realización de este estudio consta de los siguientes pasos: en primer lugar, lectura y firma del consentimiento informado por parte del participante (véase [Anexo 1. Consentimiento informado](#)), así como de la entrevista inicial, la cual contenía preguntas sobre variables sociodemográficas y factores que podían afectar la actividad cerebral (véase

Anexo 2. Hoja de registro participantes). Seguidamente se procedía al montaje de los electrodos y por último a la realización de la prueba por parte del participante y el registro de EEG.

Una vez hecho esto se procesó la señal de EEG y se analizaron tanto los datos conductuales como los psicofisiológicos. En los subapartados siguientes se encuentra la descripción extendida del procedimiento (véase Figura 17).

Figura 17

Diagrama del proceso realizado para procesar y analizar los datos



Nota: EEG: electroencefalograma; ms: milisegundos; TR: tiempo de reacción; ERP: Event-related potential/potencial evocado; TSE: *temporal-spectral evolution*. *Tipo de actividad: evocada o inducida.

2.2.1 Tareas cognitivas

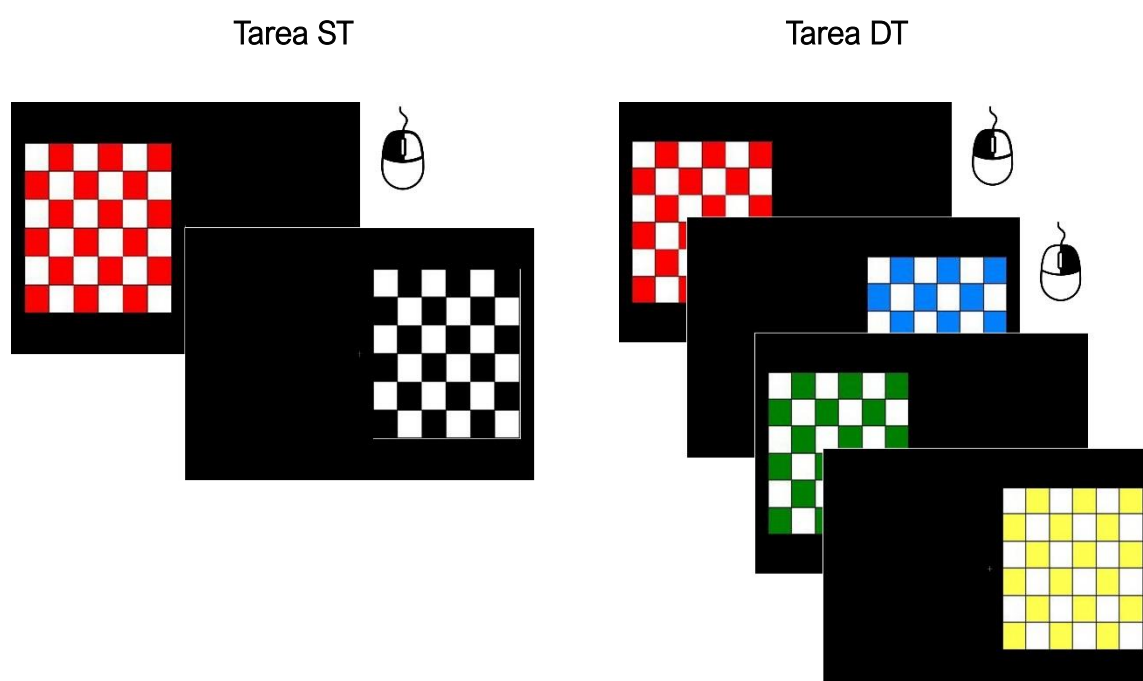
Las tareas utilizadas en este estudio fueron diseñadas y presentadas con el software E-Prime 2.0® (Psychology Software Tools, Inc., Pittsburgh, PA) instalado en un ordenador de mesa con Windows® XP (Microsoft), usando un monitor LCD de 19”.

Las tareas se realizaron en una cámara de Faraday con atenuación de sonido y con control de temperatura y luz, y con una pequeña ventana para posibilitar la comunicación entre investigador/a y participante en el caso de que fuera necesario.

Durante el registro, los participantes se sentaban frente al monitor en una posición cómoda, que le permitiera tener los músculos relajados, con una distancia aproximada de 70 cm desde los ojos del participante hasta el monitor, de manera que el centro de este y en el centro del campo visual del participante quedaran alineados.

Figura 18

Esquema tareas empleadas en el estudio



Nota: Los estímulos aparecían de manera pseudoaleatoria en el lado izquierdo o derecho del campo visual Tarea ST (*single target*): Tarea de tipo go/no go en la que en cada ensayo podía aparecer estímulo objetivo, con cuadrículas rojas y blancas, o un estímulo distractor, con cuadrículas negras y blancas. Tarea DT (*double target*): Tarea de tipo go/no go en la que en cada ensayo podía aparecer uno de los dos estímulos objetivo, con cuadrículas rojas y blancas o azules y blancas, o alguno de los distractores, con cuadrículas verdes y blancas o amarillas y blancas.

Los participantes debían realizar dos tareas bimanuales basadas en el paradigma go/no go, en el cual el participante tiene que distinguir el estímulo visual objetivo de los estímulos distractores (con una probabilidad de aparición del 50%). La tarea fácil incluía un estímulo objetivo y un distractor (tarea *single target*, ST), mientras que la tarea compleja utilizaba dos estímulos objetivo y dos distractores (tarea *double target*, DT). En ambas tareas, se presentaba una cruz

de fijación cuando no se mostraba ningún estímulo para prevenir cambios en la posición ocular durante la realización del experimento.

En la tarea ST, el estímulo objetivo consistía en un rectángulo con un patrón de ajedrez con cuadrículas rojas y blancas. El estímulo distractor era equivalente en tamaño y tenía el mismo patrón, pero sus cuadrículas eran negras y blancas (véase **Figura 18**). Por otro lado, la tarea DT contaba con dos estímulos objetivo, equivalentes de tamaño y con el mismo patrón de ajedrez, uno de ellos con cuadrículas rojas y blancas y otro azules y blancas. Los estímulos distractores también eran equivalentes en tamaño y con el mismo patrón, uno de ellos tenía cuadrículas amarillas y blancas y el otro verdes y blancas (véase **Figura 18**).

En todos los casos, los estímulos estaban dispuestos en un ángulo visual de $7.98^\circ \times 9.42^\circ$ a una distancia de visión de 70 cm de un monitor de 19". Los estímulos aparecían de manera pseudoaleatoria en el lado izquierdo o derecho del campo visual, con un ángulo de distancia de 4.11° desde el centro de la pantalla hasta el borde interno de cada estímulo. Cada tarea contaba con 140 ensayos en total.

Los participantes debían responder pulsando en el botón izquierdo o derecho del ratón, con el pulgar de la mano izquierda o derecha cuando el estímulo objetivo aparecía a la izquierda o derecha del campo visual, respectivamente. Cuando aparecía un estímulo distractor, los participantes debían ignorarlos e inhibir la respuesta.

El tiempo de presentación de cada estímulo era de 500 ms y el SOA (*stimulus onset asynchrony*) era de 1000 ms, durante el cual el participante podía responder. En ambas tareas se les daba la instrucción a los participantes de responder con rapidez, pero intentando ser lo más eficientes posible.

2.2.2 Registro y análisis de EEG

El montaje de electrodos y el registro de EEG se realizó siguiendo las medidas necesarias para asegurar la seguridad de los participantes. El laboratorio cuenta con una toma de tierra independiente y un interruptor diferencial para reducir el riesgo de electrocución. Además, durante el montaje de electrodos se usó como interfase un gel conductor de electrodos que se evapora cuando hay un sobrevoltaje interrumpiendo el circuito. Asimismo, el gorro y los electrodos eran higienizados tras cada registro y el material utilizado para la abrasión del cuero cabelludo estaba esterilizados y era de un solo uso, para evitar posibles infecciones.

El registro de EEG se realizó utilizando un montaje monopolar con 58 electrodos de Ag/AgCl (plata/cloruro de plata) en un gorro con arnés para fijarlo bien al participante, localizados según el sistema 10-10 (Seeck et al., 2017). La señal se amplificó con los amplificadores BrainAmp (Brain Products GmbH, Germany).

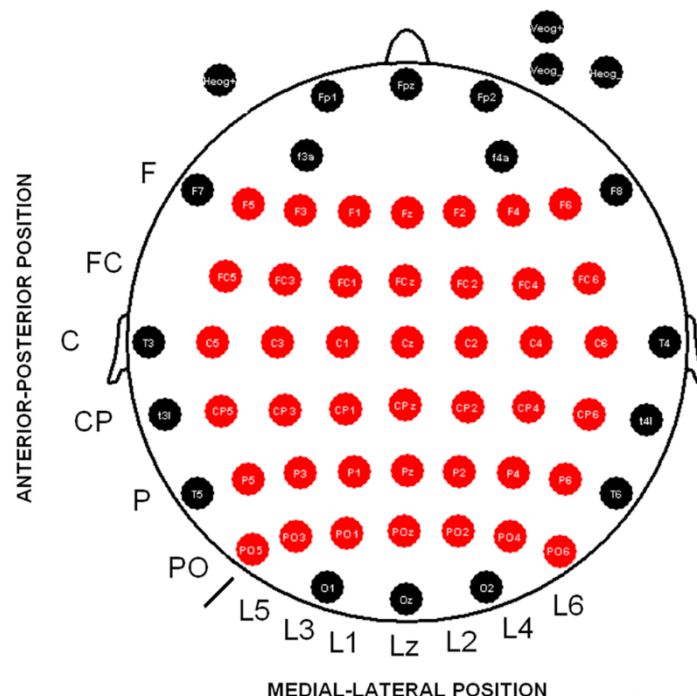
La señal de EEG registrada fue digitalizada y amplificada con una frecuencia de 500 Hz, usando para ello los amplificadores BrainAmp (Brain Products GmbH, Germany). Durante la realización del registro se aplicó un filtro de paso de banda para las frecuencias de 0.01-100 Hz y se mantuvo la impedancia siempre por debajo de 5k Ω .

Se utilizaron dos métodos para referenciar la señal, la referencia online promedio de los lóbulos auriculares y, posteriormente, la *average common reference*, que calcula en cada instante la referencia en base al nivel promedio de todos los electrodos localizados en el cuero cabelludo. Además, se utilizó un electrodo de tierra localizado en FCz.

58 electrodos fueron utilizados para registrar la actividad cerebral (Fp1, Fpz, Fp2, AF3, AF4, F7, F5, F3, F1, Fz, F2, F4, F6, F8, FC5, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, FC6, T3, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, T4, TP7, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6, TP8, T5, P5, P3, P1, Pz, P2, P4, P6, T6, PO5, PO3, PO1, POz, PO2, PO4, PO6, O1, Oz, O2). Además, se registraron los movimientos oculares con cuatro electrodos, dos verticales (VEOGs) situados en las posiciones inferior y superior de la órbita izquierda, y dos horizontales (HEOGs) situados en los cantos externos de las órbitas oculares. Véase [Figura 19](#).

Figura 19

Matriz de electrodos de 6x7 utilizada para los análisis



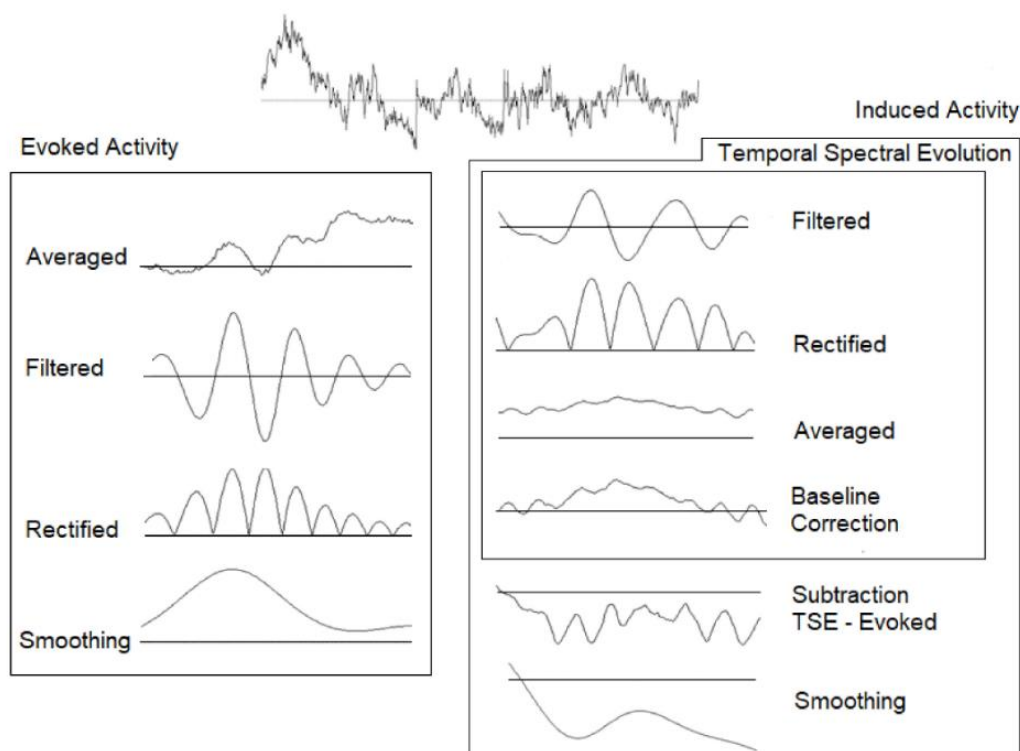
Nota: Se muestran 58 derivaciones del cuero cabelludo. Los electrodos marcados en rojo se usaron para analizar las diferencias de amplitud entre ambas tareas en todas las medidas (PE y actividad alfa). F (frontal), FC (frontocentral), C (central), CP (central), P (parietal), PO (parietooccipital), L (línea), z (cero o línea media).

En cuanto al procesado de la señal, en primer lugar se corrigieron los ensayos con presencia de parpadeos aplicando el algoritmo desarrollado por Gratton, Coles y Donchin (Gratton et al., 1983). Posteriormente, la señal de EEG se segmentó en intervalos entre -200 a 1000 ms, siendo el cero el momento de aparición del estímulo. Se decidió que los segmentos comenzaran 200 ms antes de la aparición del estímulo para minimizar la contribución del efecto de borde causado por el filtrado (Cohen, 2014). Se analizaron solo los ensayos en los que aparecía el estímulo objetivo.

Al procesar la señal de EEG, se aplicó un rechazo de artefactos semiautomático para eliminar aquellos ensayos que contuvieran movimientos oculares en la derivación HEOG. Para ello, se rechazaron los ensayos con una señal de HEOG fuera del rango de $\pm 50 \mu\text{V}$. También se aplicó el criterio de rechazo de artefactos al canal Pz para retirar los ensayos con actividad extraña, principalmente muscular, en las derivaciones del cuero cabelludo.

Figura 20

Esquema de los análisis de alfa (actividad evocada, TSE y actividad inducida)



Nota: *Evoked Activity*: actividad evocada; *Induced Activity*: actividad inducida; *Averaged*: promediado; *Filtered*: filtrado; *Rectified*: rectificado; *Smoothing*: suavizado; *Baseline Correction*: corrección de línea base; TSE: *temporal spectral evolution*. Fuente de la imagen Sarrias - Arrabal et al., 2021.

Tras este procesamiento inicial, la señal de EEG fue tratada de la siguiente manera en ambas tareas (véase **Figura 20**):

1. Se promediaron en el dominio del tiempo los segmentos en los que aparecía el estímulo objetivo para obtener las modulaciones de los potenciales evocados (PE), en este estudio centrado en el componente P3.
2. La señal promedio obtenida fue filtrada en la banda alfa (8-13 Hz) y rectificada para obtener la actividad evocada (actividad en fase), y finalmente, se le aplicó una corrección de línea base (-100 a 0 ms) (Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019).
3. Para obtener la actividad inducida se aplicó el método de evolución espectral temporal (*temporal-spectral evolution*, TSE): a) se filtró la señal en la banda alfa en todas las épocas del EEG, b) la actividad resultante fue rectificada, c) se realizó el promedio de las épocas para el estímulo objetivo y d) se aplicó una corrección de línea base (-100 a 0 ms). Después de realizar este procesamiento, la actividad evocada se sustrajo a la TSE para calcular la respuesta inducida (actividad no fase) (Vázquez-Marrufo et al., 2001b; Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019).

La medición de la latencia para cada una de las modulaciones a estudiar se realizó en el electrodo en el que registró la máxima amplitud en el gran promedio, siguiendo la guía propuesta por Keil y Müller (2010). La máxima expresión de P3 se halló en el electrodo Pz y las modulaciones de alfa evocada e inducida se hallaron en PO6. Posteriormente, se midió la latencia en cada sujeto individual empleando los electrodos descritos anteriormente para cada actividad.

Para analizar el efecto de la amplitud de P3, se exportó el valor medio de amplitud en el intervalo 350 – 410 ms, que comprendía los picos para ambas tareas (tarea ST y DT). Por otro lado, para analizar la amplitud de la modulación espectral de alfa se analizaron dos intervalos, uno para la respuesta evocada (140 – 155 ms) y otro para la respuesta inducida (165 – 200 ms), ambos intervalos incluían los puntos de máxima amplitud para las tareas ST y DT. Para realizar los análisis del componente P3 y las modulaciones de alfa, fueron exportados los valores de amplitud ordenados en una matriz de 6x7 que representa la localización de los electrodos (véase **Figura 19**).

2.2.3 Análisis estadístico

Análisis conductuales

Las variables seleccionadas para el análisis conductual fueron el tiempo de reacción y la precisión, tanto para la tarea ST como para la tarea DT. En primer lugar, se analizó la distribución estadística de la muestra con la prueba Shapiro-Wilk para ambas variables.

Seguidamente se comprobó si existían diferencias significativas entre las tareas para estas variables. Como la muestra no tenía una distribución normal ($p < 0.05$) se aplicó una prueba no paramétrica (U-Wilcoxon) para la comparación entre las tareas (ST y DT) tanto para tiempo de reacción como para la precisión.

Análisis de actividad evocada

Las variables estudiadas del componente P3 fueron la latencia y amplitud. Para analizar la distribución de la muestra para la latencia de P3, se usó la prueba de Shapiro-Wilk. Los resultados indicaron que la muestra tenía una distribución normal ($p > 0.05$) así que se utilizaron pruebas paramétricas.

Para analizar las diferencias entre las tareas para la latencia de P3 se utilizó la prueba T de Student. La amplitud de P3 se analizó con un ANOVA multifactorial con los siguientes factores: complejidad de la tarea (2 niveles: tarea ST y tarea DT) * localización anterior-posterior (6 niveles: frontal, frontocentral, central, centroparietal, parietal y parietal-posterior) * localización lateral-medial (7 niveles: línea 5, línea 3, línea 1, línea medial, línea 2, línea 4 y línea 6). Véase **Figura 19**.

Análisis de la ERD de alfa

Al igual que en los análisis de PE, las variables estudiadas en el caso de la banda alfa fueron la latencia y la amplitud, tanto para la actividad evocada como para la actividad inducida.

Se realizó una prueba de Shapiro-Wilk para comprobar la distribución de la muestra en la latencia de la banda alfa (evocada e inducida). Los resultados indicaron la distribución de la muestra era normal ($p > 0.05$), de modo que se realizaron pruebas paramétricas.

Para analizar la latencia de la banda alfa se realizó un ANOVA multifactorial con los siguientes factores: complejidad de la tarea (2 niveles: tarea ST y tarea DT) y tipo de actividad (2 niveles: evocada e inducida).

En cuanto a la amplitud, se realizó un ANOVA tanto para la actividad evocada como para la inducida (por separado), utilizando los mismos factores que en análisis de P3: complejidad de la tarea (2 niveles: tarea ST y tarea DT) * localización anterior-posterior (6 niveles: frontal, frontocentral, central, centroparietal, parietal y parietal-posterior) * localización lateral-medial (7 niveles: línea 5, línea 3, línea 1, línea medial, línea 2, línea 4 y línea 6). Véase **Figura 19**.

En todos los análisis descritos, se corrigió la esfericidad con Greenhouse-Geisser, y se consideró que los resultados eran significativos cuando $p < 0.05$. Se realizaron análisis post-hoc utilizando para ello la corrección de Bonferroni y calculando el tamaño de efecto con eta cuadrado (η^2).

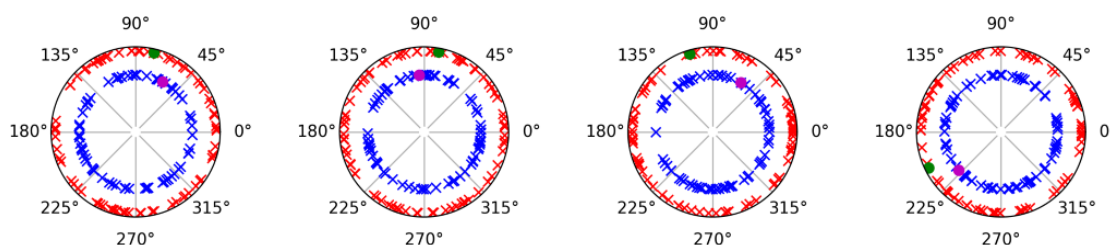
2.2.4 Análisis de fase para la actividad evocada e inducida

Para descartar la posible contribución de la actividad evocada sobre la inducida y comprobar que realmente estamos tratando con modulaciones no fase, se realizó un análisis de fase aplicando la transformada de Hilbert a la actividad evocada e inducida en cada tarea (tarea ST y DT) por separado.

La transformada de Hilbert permite caracterizar la señal de EEG con la ecuación $M(t)\cos(\Phi[t])$, donde M es la magnitud o envolvente, t es un momento determinado (en nuestro caso el punto de máxima amplitud) y Φ es la fase de la señal. Esto nos permite obtener dos parámetros que no teníamos antes, la magnitud/envolvente y la fase.

Figura 21

Ejemplos de gráficas polares para comparar las fases de alfa evocada e inducida



Nota: Cada gráfica representaría los resultados de un participante. La circunferencia interna representa los valores de fase de la tarea ST (los círculos magenta la actividad evocada y las cruces azules la actividad inducida) y la circunferencia externa representa los valores de fase de la tarea DT (los círculos verdes la actividad evocada y las cruces rojas la actividad inducida).

Para analizar la fase de alfa evocada e inducida se realizó el siguiente procedimiento (David et al., 2006; Truccolo et al., 2002), utilizando para ello la librería MNE-Python (Gramfort et al., 2013):

- Para calcular la fase de la actividad evocada, siendo t el punto de máxima amplitud (146 ms para la tarea ST y 151 ms para la tarea DT), se le aplicó la transformada de Hilbert al promedio de todos los ensayos filtrados en la banda alfa (8-13 Hz, con un filtro Butterworth de 48 dB/octavas). Esto se realizó en ambas tareas por separado.
- Para calcular la fase de la actividad inducida, siendo t el punto de máxima amplitud (168 ms para la tarea ST y 198 ms para la tarea DT), se le restó la actividad evocada de alfa a cada ensayo filtrados en la banda alfa (8-13 Hz, con un filtro Butterworth de 48 dB/octavas). Esto se realizó en ambas tareas por separado.
- Por último, para comparar la fase de la actividad evocada con la inducida, se realizaron gráficas polares con los resultados obtenidos (véase **Figura 21**). De manera que cada gráfica representaría los resultados de un participante, donde la circunferencia interna representa los valores de fase de la tarea ST (los círculos magenta la actividad evocada

y las cruces azules la actividad inducida) y la circunferencia externa representa los valores de fase de la tarea DT (los círculos verdes la actividad evocada y las cruces rojas la actividad inducida).

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

3.1 RESULTADOS CONDUCTUALES

Los resultados obtenidos con la prueba de Wilcoxon indicaron que existían diferencias significativas entre las tareas ST y DT para el tiempo de reacción ($Z = 4,457$, $p < 0.001$), siendo mayor el tiempo de reacción para la tarea DT que para la tarea ST (véase [Tabla 3](#)) y con un tamaño del efecto muy grande ($d = 1.91$). En cuanto a la precisión, la prueba U-Wilcoxon no encontró diferencias significativas entre las tareas ST y DT (véase [Tabla 3](#)).

Tabla 3

Resumen resultados conductuales

	Tarea ST (media \pm SD)	Tarea DT (media \pm SD)	Wilcoxon (valor de p)
Tiempo de reacción	384 \pm 57.09	447 \pm 73.10	< 0.001
Precisión	99.55 \pm 1.21	99.51 \pm 1.33	0.678

Nota: Abreviaturas. Tarea ST: tarea *single target* (un estímulo objetivo); tarea DT: tarea *double target* (dos estímulos objetivos); SD: *Standard deviation* (desviación estándar)

3.2 RESULTADOS PE

Al aplicar la prueba T de Student a la latencia de P3 se encontró que la latencia de la máxima amplitud de P3 aparecía significativamente antes en la tarea ST que en la tarea DT ($t_{25} = -6.043$; $p < 0.001$) y con un tamaño del efecto muy grande ($d = 1,19$). Véanse [Tabla 4](#) y [Figura 22](#).

Tabla 4

Resumen resultados PE

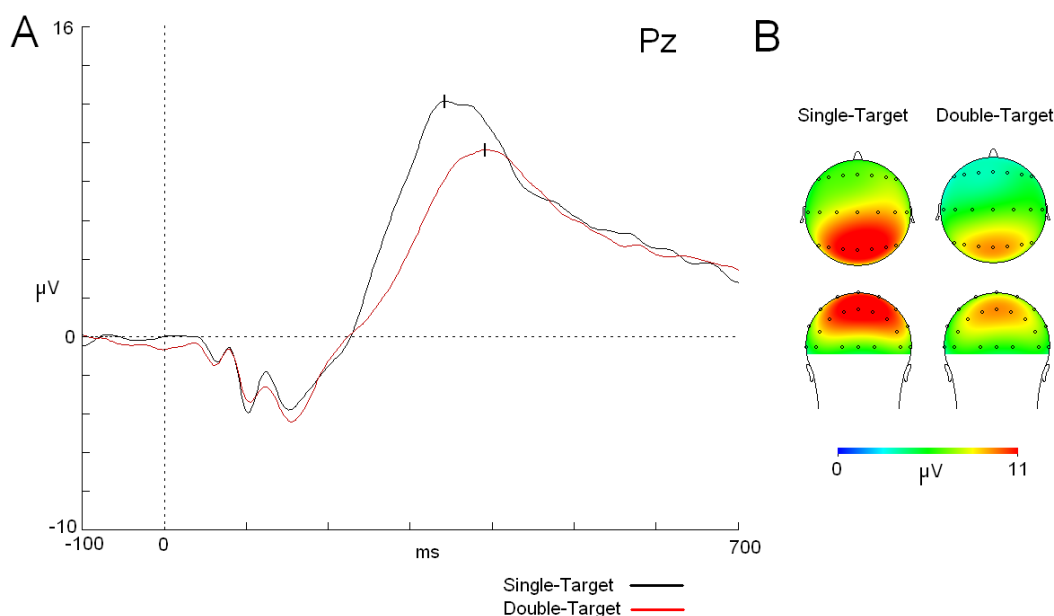
	ST (media \pm SD)	DT (media \pm SD)
Latencia de P3	353 \pm 44	405 \pm 50
Amplitud de P3	11.47 \pm 5.77	9.39 \pm 5.21

Nota: Abreviaturas. Tarea ST: tarea *single target* (un estímulo objetivo); tarea DT: tarea *double target* (dos estímulos objetivos); PE: potenciales evocados; SD: *Standard deviation* (desviación estándar)

Por otro lado, el ANOVA realizado para analizar la amplitud de P3 mostró que esta era significativamente mayor en la tarea ST comparada con la tarea DT ($F_{(1,25)}: 14.362; p < 0.001; \eta^2: 0.365$). El estudio de las interacciones entre los factores “complejidad de la tarea” * “localización anterior-posterior” * “localización lateral-medial” no mostró que existieran diferencias estadísticas en regiones específicas del cuero cabelludo entre ambas tareas, la amplitud de P3 fue mayor en la tarea ST comparada con la tarea DT en todos los electrodos homólogos. Véanse [Tabla 4](#) y [Figura 22](#).

Figura 22

Representación resultados PE



Nota: A) gráfico con la representación de los PE (potenciales evocados) para ambas tareas (en negro tarea ST: un solo estímulo objetivo; en rojo tarea DT: dos estímulos objetivos). Como puede observarse en el gráfico, la tarea ST muestra una latencia más corta y una mayor amplitud para P3 en comparación con la tarea DT. B) Mapas topográficos del componente P3 en ambas tareas (vista dorsal y posterior). Abreviaturas: ms: milisegundos; μV : microvoltios.

3.3 RESULTADOS BANDA ALFA

El análisis de la latencia de alfa mostró que la modulación evocada aparecía significativamente antes que la modulación inducida, con un tamaño del efecto grande ($F_{(1,25)}: 8.408; p = 0.008; \eta_p^2: 0.252$). Sin embargo, no se encontró un efecto estadísticamente significativo relacionado con la complejidad de la tarea, ni como factor principal ni en combinación con el factor “tipo de actividad”. Véanse [Tabla 5](#) y [Figura 23](#).

Tabla 5

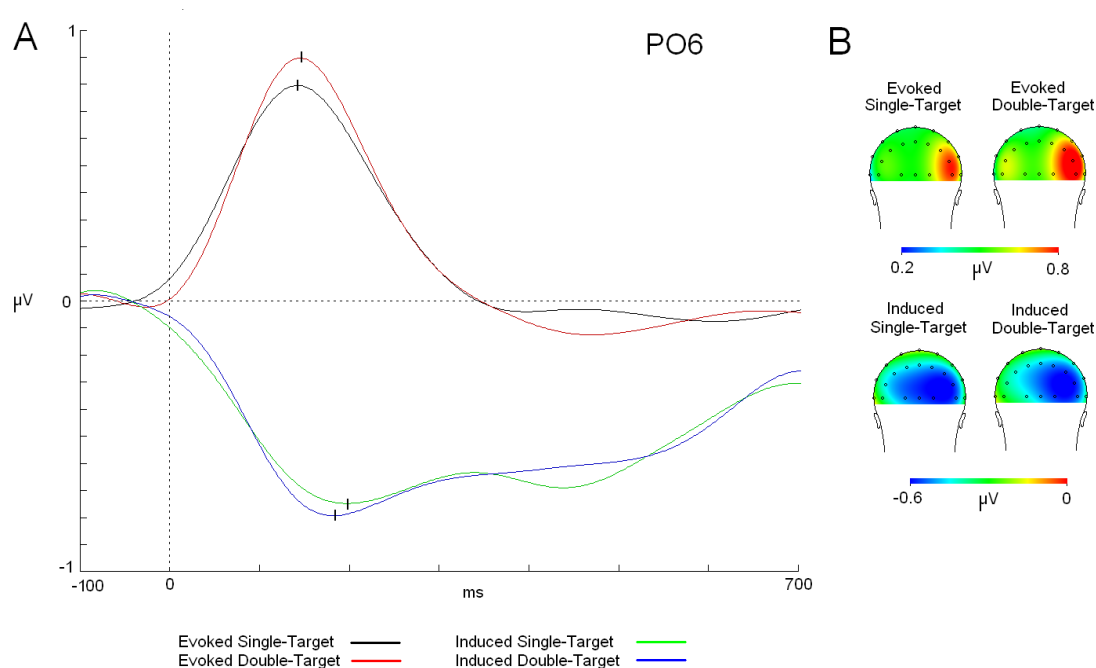
Resumen resultados para la latencia y amplitud de alfa evocada e inducida

	Lat. tarea ST (media ± SD)	Lat. tarea DT (media ± SD)	Amp. tarea ST (media ± SD)	Amp. tarea DT (media ± SD)
Actividad evocada	146 ± 34	151 ± 28	0.81 ± 0.56	0.90 ± 0.65
Actividad inducida	168 ± 72	198 ± 95	-0.66 ± 0.59	-0.69 ± 0.77

Nota: Abreviaturas. Tarea ST: tarea *single target* (un estímulo objetivo); tarea DT: tarea *double target* (dos estímulos objetivos); SD: *Standard deviation* (desviación estándar); Lat.: latencia

Figura 23

Representación resultados banda alfa



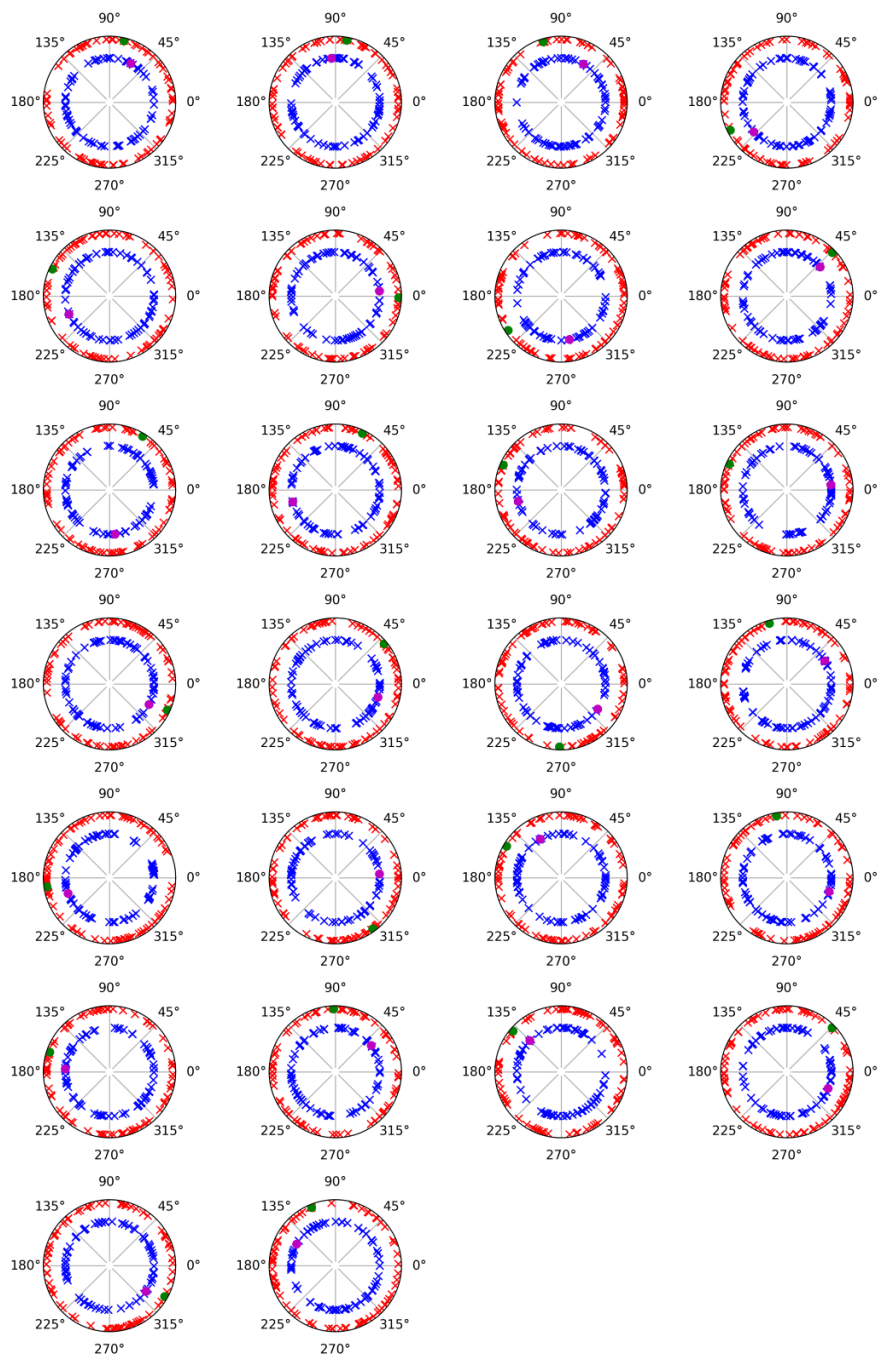
Nota: A) modulación de alfa evocada para ambas tareas (tarea ST: línea negra; tarea DT: línea roja), y modulación de alfa inducida (tarea ST: línea verde; tarea DT: línea azul). B) Mapa topográfico de la distribución de alfa en ambas tareas (vista posterior). Abreviaturas: ms: milisegundos; µV: microvoltios.

En el ANOVA realizado para analizar la amplitud de alfa, no se encontró que ninguno de los factores estudiados (complejidad de la tarea, localización anterior-posterior y localización lateral-medial) tuviera un efecto significativo en la amplitud, ni en la actividad evocada ni en la inducida. Además, las modulaciones evocadas e inducidas mostraron una distribución

topográfica similar, principalmente en el hemisferio derecho, pero con una latencia diferente. Véanse [Tabla 5](#) y [Figura 23](#).

Figura 24

Gráficas polares de los valores de alfa evocada e inducida para cada participante



Nota: La circunferencia interna representa los valores de la tarea ST (los círculos magenta la actividad evocada y las cruces azules la actividad inducida) y la circunferencia externa representa los valores de la tarea DT (los círculos verdes la actividad evocada y las cruces rojas la actividad inducida).

Con respecto al análisis de fase de la banda alfa, en las gráficas polares no se encontró relación entre la actividad evocada e inducida en ninguna de las tareas (tarea ST y tarea DT). Esto es posible deducirlo al observar que los valores de fase de la actividad inducida presentaban una distribución amplia y aparentemente aleatoria de sus valores de fase y no concentradas en el valor de fase de la actividad evocada (véase [Figura 24](#)).

CAPÍTULO 4

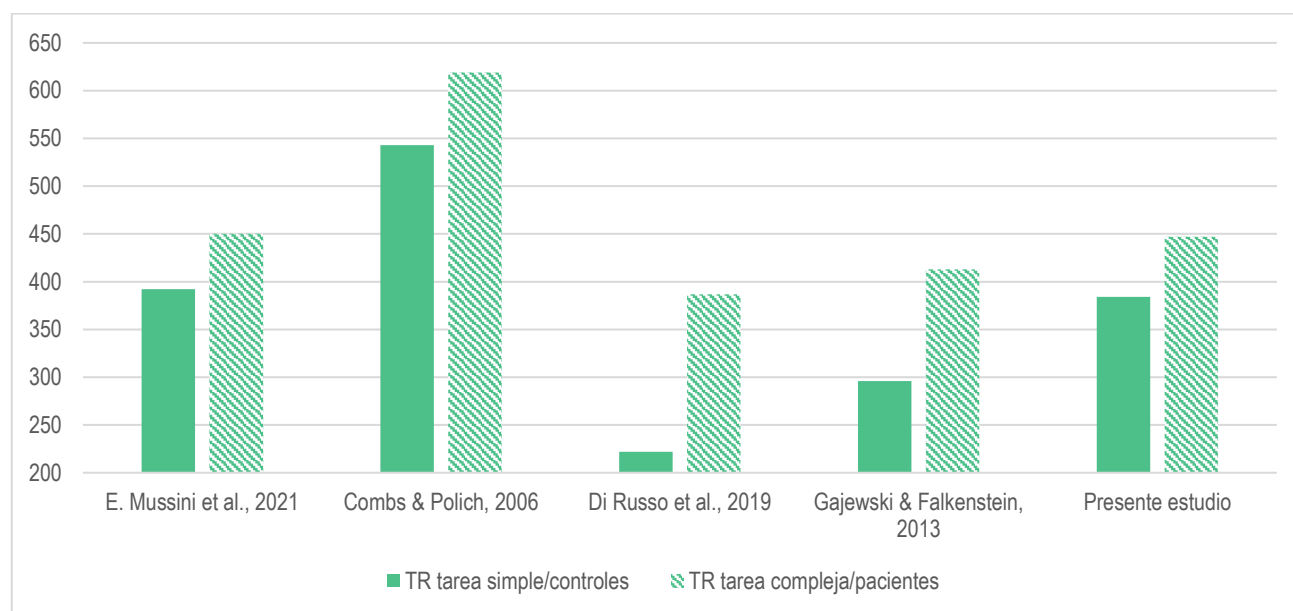
DISCUSIÓN

4.1 DISCUSIÓN RESULTADOS CONDUCTUALES

Los resultados conductuales muestran que el que tiempo de reacción para la tarea DT era significativamente mayor que para la tarea ST. Estos resultados concuerdan con los encontrados en estudios previos, en los cuales la complejidad de la tarea producía una demora en el tiempo de reacción (Combs & Polich, 2006; Di Russo et al., 2019; Fraga et al., 2018; Gaál et al., 2007; Gajewski & Falkenstein, 2013; Heinrichs-Graham & Wilson, 2015; Mussini et al., 2020, 2021; Padrón et al., 2016; Shitova et al., 2017; Verleger et al., 2014; Volosin & Horváth, 2020). Véase [Figura 25](#).

Figura 25

Efectos conductuales de la complejidad en estudios previos



Nota: El eje Y representa el tiempo en milisegundos. TR= tiempo de reacción.

Además, el porcentaje de precisión mostró un valor de casi el 100% en ambas tareas, no encontrándose diferencias significativas entre las tareas, resultado que se ha encontrado en estudios previos en los que se comparaba la respuestas ante tareas con diferente dificultad o de participantes controles frente a participantes con patologías (Perri et al., 2019; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020), por tanto se puede descartar que los cambios observados en el tiempo de respuesta se deban a la compensación de velocidad por precisión (*speed accuracy trade-off*) (Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020). Otros estudios, sin embargo, sí encuentran diferencias significativas entre tareas de diferentes dificultades en cuanto a la precisión, siendo menor la precisión en las tareas con mayor dificultad (Di Russo et al., 2019; Fraga et al., 2018; Mussini et al., 2020, 2021). Es decir, en algunos casos, al retraso en el tiempo de respuesta, se le suma una peor precisión.

Los resultados conductuales demuestran que en el presente estudio se consigue un efecto claro por la complejidad si bien es posible encontrar en la literatura al respecto resultados más acentuados que pueden redundar en poder observarse efectos más significativos en los parámetros fisiológicos relacionados.

4.2 DISCUSIÓN RESULTADOS PE

La variable complejidad de la tarea no fue relevante solo para la conducta, en el análisis de PE se encontró que esta variable también modulaba la latencia y amplitud de P3. En cuanto a la latencia se encontró una diferencia significativa entre las tareas, siendo mayor la latencia para la tarea DT. Estos resultados apoyan estudios previos en los cuales se encontró que la latencia de P3 aumentaba cuando la categorización de los estímulos se hacía más compleja, en ocasiones en combinación con otros factores como el deterioro cognitivo o la edad. Este efecto puede deberse a que el componente P3 aparece cuando el estímulo objetivo ha sido evaluado y en las tareas con mayor dificultad los participantes tardan más en realizar dicha evaluación (Di Russo et al., 2019; Duncan et al., 2009; Fraga et al., 2018; Gaál et al., 2007; Gajewski & Falkenstein, 2013; Ghani et al., 2020b; Horat et al., 2016; Kok, 2001; Mussini et al., 2021; Polich, 2007, 1987). Véase [Figura 26](#).

Figura 26

Comparación de la latencia de P3 en tareas simples frente a tareas complejas en estudios previos y presente estudio

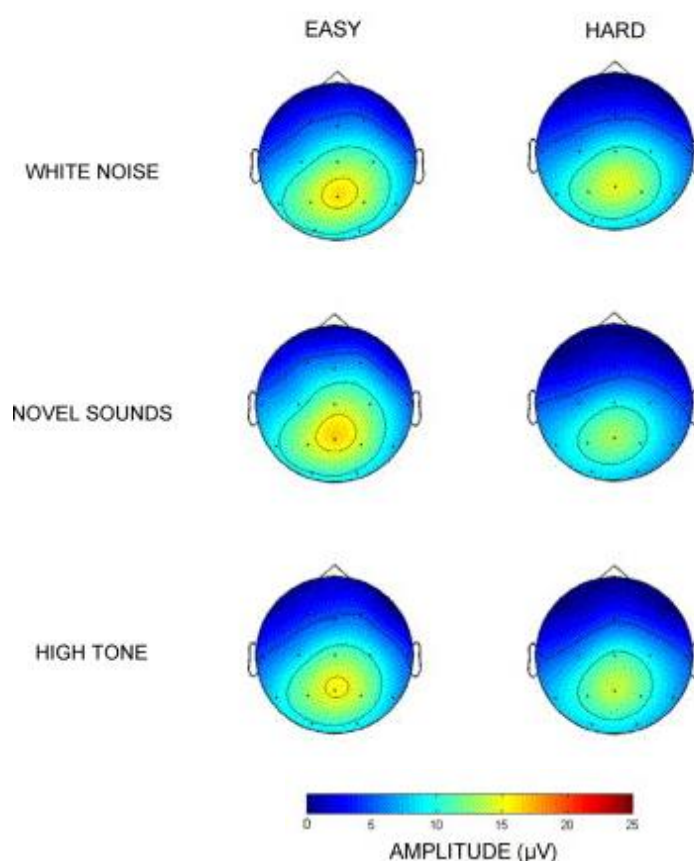


Nota: El eje Y representa el tiempo en milisegundos. Lat. = latencia.

Por otro lado, se encontró una diferencia significativa entre las tareas para la amplitud de P3, siendo menor en la tarea más compleja (tarea DT). En el estudio de la distribución topográfica de P3, no se encontraron diferencias entre ambas tareas. Por lo tanto, estos resultados indican que existe una reducción general de amplitud de P3, en todo el cuero cabelludo, para la tarea compleja (tarea DT), mostrando en ambas tareas el punto de máxima amplitud en la zona parietal. Estos resultados son coherentes con estudios previos en los que se ha encontrado una menor amplitud de P3 relacionado con una mayor complejidad de la tarea pero no se observan cambios significativos para la distribución topográfica entre la tarea simple y la compleja, véase **Figura 27** (Combs & Polich, 2006). Esto podría indicar que las tareas con más carga cognitiva no requieren el reclutamiento de nuevas estructuras neurales, al menos para el desarrollo de P3, ya que no se observan nuevos focos de actividad en el cuero cabelludo.

Figura 27

Distribución topográfica de P3 en tareas auditivas simples y complejas



Nota: *Easy*: tarea simple; *Hard*: tarea compleja; *White noise*: ruido blanco; *Novel sounds*; sonidos novedosos; *High tone*: tono alto; *Amplitude* (μV): amplitud (microvoltios). Fuente de la imagen Combs & Polich, 2006.

Algunos autores han encontrado resultados similares para este parámetro en estudios sobre la complejidad de la tarea, a veces en combinación con otros factores como el deterioro cognitivo

(Di Russo et al., 2019; Fraga et al., 2018; Padrón et al., 2016; Polich, 1987; Verleger et al., 2014). Sin embargo, otros estudios no encontraron una relación significativa entre la amplitud de P3 y la complejidad de la tarea (Gaál et al., 2007; Gajewski & Falkenstein, 2013; Horat et al., 2016) o incluso encontraron que la amplitud de P3 se incrementaba a medida lo que lo hacía la complejidad de la tarea (Kok, 2001; Shitova et al., 2017).

La relación entre la complejidad de la tarea y la amplitud de P3 tiene diversas interpretaciones. Intuitivamente, parece que el resultado más razonable sería que a medida que aumenta la carga cognitiva, lo hace el número de recursos empleados y esto aumentaría la amplitud, pero la mayoría de los estudios encuentran lo opuesto, una disminución de la amplitud de P3 a medida que aumenta la carga cognitiva. Una posible interpretación que se ha proporcionado sobre la reducción de la amplitud es que un aumento de la variabilidad en la latencia de P3 entre los participantes podría afectar en la máxima expresión del pico de P3, de modo que la media de todos los participantes resultaría en una menor amplitud (Kok, 2001).

Una hipótesis adicional para interpretar la reducción de la amplitud podría ser que la cantidad de información presente durante el procesamiento de información afecta a la amplitud de P3, de manera que cuanto mayor cantidad de información se presente habrá más combinaciones posibles entre estímulos y respuestas, y, por lo tanto, los recursos empleados a cada una de estas combinaciones es menor, resultando en una reducción de la amplitud de P3 en comparación con tareas que requieran el procesamiento de menos estímulos (Kok, 2001).

Otra posible interpretación en relación a cómo la complejidad puede modular la amplitud del componente P3 se basa en la observación del efecto contrario, un incremento de su amplitud cuando la tarea se repite en medidas sucesivas (Vázquez-Marrufo et al., 2013). En este estudio se sugería que a medida que se repite la tarea, el participante se habitúa a realizarla lo que permite una mayor sincronización de los mecanismos generadores de P3, por lo que la amplitud se ve incrementada.

En cualquier caso, el componente P3 ha sido relacionado con múltiples procesos, incluyendo aquellos relacionados con la distribución de recursos, la actualización de la memoria de trabajo, e incluso relacionados con la inhibición de mecanismos (Chatroudi et al., 2021) (todos ellos mecanismos que pueden estar implicados de alguna manera en el procesamiento de la información en ambas tareas). Como puede observarse, no existe un consenso para explicar los resultados relacionados con la amplitud de P3, por lo cual se debe tomar con cautela la interpretación sobre la complejidad y su efecto sobre la amplitud del componente P3 y será necesario realizar más investigaciones para entender con precisión el rol psicofisiológico del componente P3.

4.3 DISCUSIÓN RESULTADOS BANDA ALFA

Antes de discutir los resultados obtenidos en relación con el efecto de la complejidad de la tarea sobre las modulaciones de alfa, es importante señalar que la actividad inducida se produjo con retraso con respecto a la actividad evocada.

En estudios previos, Vázquez-Marrufo y cols. (2019) encontraron que la actividad inducida y evocada tenían latencias muy similares (en algunos casos casi idéntica), lo cual llevó a proponer que ambas actividades podrían tener mecanismos vinculados. En concreto, en uno de los estudios se propuso que la actividad inducida representaba la reducción de la actividad *background* en las áreas homólogas a aquellas en las que se producía la actividad evocada (Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019).

Esta función podría facilitar el procesamiento de estímulos al reducir la actividad espectral que podría ser potencial competidora de alfa presente en la corteza visual. Sin embargo, el retraso en alfa inducido confirmado en el presente estudio sugiere que no parece crítico que la modulación inducida se produzca en la misma latencia que la modulación evocada en todas las pruebas cognitivas.

Además, el análisis de fase mostró que los valores de polaridad de la actividad inducida estaban distribuidos de manera aleatoria en ambas tareas y parece que no existe contribución en cualquier dirección entre las actividades inducida y evocada presentes en este estudio. Este resultado ha sido observado en estudios anteriores (Vázquez-Marrufo, Caballero-Díaz, et al., 2020) y sugiere que ambas actividades (evocada e inducida) son disociables, aunque podrían estar parcialmente relacionadas considerando su similar distribución topográfica. En la presente tesis doctoral se ha confirmado el nivel de independencia de ambas actividades en este caso no sólo en términos de sus valores de fase sino también basado en las diferentes latencias de presentación de sus modulaciones y por tanto más estudios en el futuro son necesarios para seguir comprendiendo el rol de la modulación inducida de alfa durante el desarrollo de tareas cognitivas.

Respecto del efecto de la variable de la complejidad de la tarea sobre las modulaciones espectrales los análisis estadísticos para la actividad evocada no mostraron que se produzca ninguna modulación en los parámetros de la banda alfa (latencia y amplitud). Se encontró un aumento sutil en la amplitud de la banda alfa para la tarea DT comparada con la tarea ST, pero esta diferencia no llegó a ser estadísticamente significativa. Teniendo en cuenta que la respuesta evocada podría considerarse la firma espectral de los componentes P1/N1 (Sabate et al., 2011; Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019), los datos encontrados podrían reflejar una ausencia de modulación de estos componentes (en su contenido de alfa) debida a la complejidad de la tarea.

Algunos estudios previos han encontrado un incremento o disminución en la amplitud de N1 relacionada con la dificultad de la tarea (Ghani et al., 2020a; Volosin & Horváth, 2020), mientras que en otros no se encuentra una modulación de N1 debida a la complejidad de la tarea (Di Russo et al., 2019). El potencial argumento para la existencia de esta contradicción en los resultados es que, como apuntan algunos investigadores, puede que intervengan diferentes variables cognitivas al margen de la complejidad, como la distribución de la atención, que pudieran justificar las diferencias en un sentido u otro del componente N1 (Ghani et al., 2020a; Kuehl et al., 2013).

Los resultados obtenidos en la presente tesis doctoral apoyan aquellos que hallaron la falta de modulación de los componentes P1 y N1 por efecto de la complejidad de la tarea, sin embargo, no se ha realizado un control específico de esas otras posibles variables que se han indicado anteriormente y, por tanto, futuros estudios deben analizar el efecto de estas en la actividad evocada de alfa. Nuestra hipótesis de que sí se produciría una modulación de esta actividad queda en suspenso, dado que hay un cambio sutil de la amplitud por efecto de la complejidad pero que no ha llegado a ser estadísticamente significativo.

En el caso de la actividad inducida, al igual que con la actividad evocada, no se encontraron pruebas estadísticas de que la amplitud y la latencia de alfa estuvieran moduladas por la complejidad de la tarea. Sin embargo, a diferencia de lo que ocurría con la actividad evocada, la posible modulación de la respuesta inducida debida a la complejidad de la tarea es algo que no se había estudiado antes. Sí se ha encontrado en algunos estudios previos que el efecto de la complejidad de la tarea puede observarse en el procesamiento temprano del estímulo tal y como hemos comentado anteriormente (efecto pP1 a los 180 ms) o en el componente N1 (Ghani et al., 2020b; Mussini et al., 2020; Perri et al., 2019; Volosin & Horváth, 2020). No obstante, en el presente estudio no se encuentran diferencias entre la amplitud de alfa inducida para las tareas DT y ST, analizando la señal con una latencia similar a la de los componentes de los PE de los estudios mencionados (aproximadamente 200 ms).

Una posible interpretación para esta ausencia de modulación debida a la complejidad de la tarea es que el decremento de alfa ha llegado a su valor máximo en ambas tareas (efecto suelo); por ello no se encuentran diferencias entre las tareas para la amplitud. Sin embargo, parece razonable que, si el tiempo de reacción es menor en la tarea ST comparada con la tarea DT, y también se encuentran diferencias entre ambas tareas en cuanto a P3, lo lógico sería pensar que la desincronización de alfa debería tener cierto margen para reflejar algún tipo de modulación relacionada con este factor.

Nuestra propuesta sobre la actividad de alfa inducida está relacionada con la reducción de alfa *background* presente en la corteza visual en pro de mejorar el procesamiento de la información del estímulo que se ha presentado. Sin embargo, a tenor de los resultados de este estudio

parece ser que esta reducción no se ve afectada por los mecanismos cognitivos relacionados con la complejidad de la tarea. Sin embargo, algunos autores han encontrado una mayor desincronización de la banda beta durante la ejecución de secuencias de movimiento relativamente complejas frente a otras más sencillas (Heinrichs-Graham & Wilson, 2015; Rueda-Delgado et al., 2017). Es necesario enfatizar en este punto que algunos estudios y sus técnicas de tiempo-frecuencia no analizan la modulación no fase (actividad inducida) en concreto, lo cual puede afectar a los resultados observados (Vázquez-Marrufo, García-Valdecasas, et al., 2019).

La ausencia de efecto de la complejidad de la tarea sobre la actividad inducida observada sugiere que la desincronización de alfa no parece representar la necesidad de utilizar un mayor número de recursos neurales para realizar la tarea más compleja (tarea DT). En otras palabras, el decremento de alfa inducida parece representar un mecanismo a un nivel más sensorial que facilita el procesamiento de información y no está determinado por variables cognitivas definidas por el conjunto de estímulos (p. ej. complejidad de la tarea).

Nuestra hipótesis de partida tampoco se ha cumplido en el caso de la actividad inducida ya que esperábamos una modulación de esta actividad por efecto de la complejidad de la tarea. Parece razonable en cualquier caso que, si la actividad evocada y la inducida tienen cierta relación funcional en el procesamiento de la información, y la primera no ha mostrado modulación por efecto de la complejidad, es esperable que la segunda no muestre tampoco efectos sobre ella.

Cabe preguntarse, por tanto, si la actividad de alfa inducida no parece estar relacionada con el reclutamiento de recursos neurales para realizar la tarea compleja, el mecanismo compensatorio (implicación de más recursos neurales) propuesto en algunos de los estudios realizados con pacientes parece no ser apropiado para justificar el aumento de la amplitud en la desincronización de alfa. Sin embargo, un resultado comúnmente encontrado en diferentes estudios, con poblaciones con patologías cognitivas, es un mayor decremento en la desincronización de alfa durante la realización de las tareas cognitivas (Fraga et al., 2018; Kiiski et al., 2012; Toledo et al., 2016; Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020; Visani et al., 2020). Una propuesta alternativa para explicar los resultados de estos estudios es que el decremento en la desincronización de alfa está modulado por el estado motivacional del participante. En el caso de los estudios con pacientes y controles sanos, los primeros suelen estar más motivados durante la realización de la tarea, esta puede ser la razón de que se observe un mayor decremento en la actividad de alfa inducida. Sin embargo, esta reducción no estaría relacionada con la implicación de más recursos neurales; en cambio, esta reducción, podría deberse a un aumento general del *arousal*, que tendría como objetivo reducir de manera óptima la actividad *background* en la corteza visual para facilitar el procesamiento de los estímulos. Será necesario realizar futuros estudios en los que el estado motivacional sea una variable controlada para confirmar esta propuesta.

CAPÍTULO 5

LIMITACIONES Y CONCLUSIONES

5.1 LIMITACIONES Y FUTURAS INVESTIGACIONES

Una de las posibles limitaciones de este estudio es que no se han encontrado efectos muy marcados por la complejidad y tal vez una tarea más compleja hubiera podido mostrar cambios en la actividad evocada apoyando estudios que han observado cambios en P1 y N1. En este sentido, quizás sería conveniente utilizar como tarea compleja una más demandante, con la que el rendimiento del participante se vea afectado incluso al nivel de la precisión de las respuestas. Además, en este caso, podría ampliarse el estudio analizando el posible efecto de los errores en la modulación de alfa y, más concretamente, en alfa inducida.

También sería interesante ampliar el estudio aplicando los análisis realizados al periodo pre-estímulo, ya que algunos autores han encontrado modulaciones diferentes en los periodos pre y post-estímulo, indicando además un efecto de expectativa, de manera que la modulación pre-estímulo afectaba a la modulación post-estímulo (Ciesielski et al., 2007; Di Russo et al., 2017, 2019). Sería interesante comprobar qué ocurre en el caso de alfa inducida atendiendo al contenido de alfa previo a la llegada del estímulo.

Al tratarse de una tarea en la que se presentan estímulos por la izquierda y la derecha y que se realizan respuestas con ambas manos sería interesante comparar los ensayos según el lado en el que aparezca el estímulo para comprobar si la modulación de alfa evocada e inducida depende del lado por el que se presente la información, y comparar con estudios previos en los que se ha encontrado que se produce un aumento de la sincronía de alfa en áreas que procesan áreas de la imagen donde no aparece el estímulo objetivo (Lasaponara et al., 2019; Worden et al., 2000).

Otros posibles análisis complementarios podrían ser la comparación de los resultados obtenidos a lo largo de la realización de las tareas (intra-bloque), así como analizar por separado los datos de *upper alfa* (10.5–13 Hz) y *low alfa* (8–10.5 Hz). El primer análisis sería útil para comprobar si el efecto del aprendizaje sobre la actividad neuronal observado en estudios previos (Haier et al., 1992; Horat et al., 2016; Kuehl et al., 2013; Perri et al., 2019) puede estar actuando en combinación con la modulación de la complejidad, posiblemente atenuando la diferencia entre la tarea fácil y la tarea compleja (ya que la tarea compleja se realizaba en segundo lugar (actualmente se está estudiando este aspecto en el laboratorio en el que he realizado mi periodo predoctoral). El análisis de la banda alfa separando *low* y *upper* alfa puede ser útil para comprobar si la modulación de la complejidad de la tarea tiene el mismo efecto independientemente de la frecuencia de alfa o depende de esta, aunque en estudios previos del laboratorio donde he realizado mi periodo predoctoral se ha encontrado que *low* y *upper* alfa se comportan de manera muy parecida (Vázquez-Marrufo, Sarrias-Arrabal, et al., 2020).

Por último, sería necesario realizar un estudio en el que se analice la modulación de alfa inducida en función de la motivación de los participantes para comprobar la propuesta del presente estudio, según la cual el decremento en la desincronización de alfa está modulado por el estado motivacional del participante. Para modificar el factor motivacional podría realizarse por ejemplo comparando los resultados de un grupo a los que se le dan incentivos por aciertos y otro a los que no se les da.

5.2 CONCLUSIONES

Partiendo de los objetivos del presente estudio podemos concluir que:

- El componente P3 se ve modulado por la dificultad de la tarea, de modo que a mayor carga cognitiva de la tarea P3 presenta menor amplitud y mayor latencia, mientras que no se observan cambios en la distribución topográfica, confirmando estudios previos.
- Parece que la dificultad de la tarea no produce una modulación significativa en la actividad de alfa evocada (relacionada con los componentes P1/N1), ni tampoco en la actividad inducida de alfa. Este resultado contradice algunos estudios previos que hallaron la modulación de N1 en relación con la complejidad de la tarea (Di Russo et al., 2019; Ghani et al., 2020b; Volosin & Horváth, 2020). Es posible que la diferencia en los resultados del presente y otros estudios se deba a la intervención de otras variables cognitivas aparte de la dificultad de la tarea, como la distribución atencional (Ghani et al., 2020a).
- Los resultados del análisis de fase para la actividad de alfa evocada e inducida (Transformada de Hilbert) confirman la ausencia de la contribución de la banda evocada sobre la inducida y viceversa. Por lo tanto, se puede concluir que resulta de gran interés el estudio combinado de las actividades evocada e inducida que aportan información diferente sobre los mecanismos cognitivos del procesamiento de la información.
- Los resultados obtenidos sugieren que el decremento de alfa inducido no está relacionado con la asignación de recursos neurales y, tal vez, en los estudios con participantes con patologías estén implicados otros factores que podrían afectar la ERD como, por ejemplo, una mayor motivación para realizar la tarea correctamente.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

- Bianco, V., Berchicci, M., Livio Perri, R., Quinzi, F., Mussini, E., Spinelli, D., & Di Russo, F. (2020). Preparatory ERPs in visual, auditory, and somatosensory discriminative motor tasks. *Psychophysiology*, *57*(12). <https://doi.org/10.1111/psyp.13687>
- Boashash, B. (2016). The time-frequency approach: Essence and terminology. En *Time-Frequency Signal Analysis and Processing: A Comprehensive Reference*. Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-398499-9.09991-X>
- Chatroudi, A. H., Rostami, R., Nasrabadi, A. M., & Yotsumoto, Y. (2021). Effect of inhibition indexed by auditory P300 on transmission of visual sensory information. *PLoS ONE*, *16*(2 February). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0247416>
- Ciesielski, K. T., Hämäläinen, M. S., Geller, D. A., Wilhelm, S., Goldsmith, T. E., & Ahlfors, S. P. (2007). Dissociation between MEG alpha modulation and performance accuracy on visual working memory task in obsessive compulsive disorder. *Human Brain Mapping*, *28*(12), 1401-1414. <https://doi.org/10.1002/hbm.20365>
- Cohen, M. X. (2014). *Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice*. MIT press.
- Combs, L. A., & Polich, J. (2006). P3a from auditory white noise stimuli. *Clinical Neurophysiology*, *117*(5), 1106-1112. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.01.023>
- David, O., Kilner, J. M., & Friston, K. J. (2006). Mechanisms of evoked and induced responses in MEG/EEG. *NeuroImage*, *31*(4), 1580-1591. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.02.034>
- Di Russo, F., Berchicci, M., Bianco, V., Perri, R. L., Pitzalis, S., Quinzi, F., & Spinelli, D. (2019). Normative event-related potentials from sensory and cognitive tasks reveal occipital and frontal activities prior and following visual events. *NeuroImage*, *196*(April), 173-187. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.04.033>
- Di Russo, F., Berchicci, M., Bozzacchi, C., Perri, R. L., Pitzalis, S., & Spinelli, D. (2017). Beyond the "Bereitschaftspotential": Action preparation behind cognitive functions. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *78*(April), 57-81. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2017.04.019>
- Di Russo, F., Zaccara, G., Ragazzoni, A., & Pallanti, S. (2000). Abnormal visual event-related potentials in obsessive-compulsive disorder without panic disorder or depression comorbidity. *Journal of Psychiatric Research*, *34*(1), 75-82. [https://doi.org/10.1016/S0022-3956\(99\)00030-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3956(99)00030-8)
- Donner, T. H., & Siegel, M. (2011). A framework for local cortical oscillation patterns. *Trends in Cognitive Sciences*, *15*(5), 191-199. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2011.03.007>
- Duncan, C. C., Barry, R. J., Connolly, J. F., Fischer, C., Michie, P. T., Näätänen, R., Polich, J., Reinvang, I., & Van Petten, C. (2009). Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clinical Neurophysiology*, *120*(11), 1883-1908. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.07.045>

- Feyissa, A. M., & Tatum, W. O. (2019). Adult EEG. *Handbook of Clinical Neurology*, 160, 103-124. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-64032-1.00007-2>
- Fraga, F. J., Mamani, G. Q., Johns, E., Tavares, G., Falk, T. H., & Phillips, N. A. (2018). Early diagnosis of mild cognitive impairment and Alzheimer's with event-related potentials and event-related desynchronization in N-back working memory tasks. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 164, 1-13. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2018.06.011>
- Gaál, Z. A., Csuhaj, R., & Molnár, M. (2007). Age-dependent changes of auditory evoked potentials-Effect of task difficulty. *Biological Psychology*, 76(3), 196-208. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2007.07.009>
- Gajewski, P. D., & Falkenstein, M. (2013). Effects of task complexity on ERP components in Go/Nogo tasks. *International Journal of Psychophysiology*, 87(3), 273-278. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.08.007>
- Ghani, U., Signal, N., Niazi, I. K., & Taylor, D. (2020a). A novel approach to validate the efficacy of single task ERP paradigms to measure cognitive workload. *International Journal of Psychophysiology*, 158, 9-15. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2020.09.007>
- Ghani, U., Signal, N., Niazi, I. K., & Taylor, D. (2020b). ERP based measures of cognitive workload: A review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 118(March), 18-26. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2020.07.020>
- Gramfort, A., Luessi, M., Larson, E., Engemann, D. A., Strohmeier, D., Brodbeck, C., Goj, R., Jas, M., Brooks, T., Parkkonen, L., & Hämäläinen, M. S. (2013). MEG and EEG data analysis with MNE-Python. *Frontiers in Neuroscience*, 7(267), 1-13. <https://doi.org/10.3389/fnins.2013.00267>
- Gratton, G., Coles, M. G. H., & Donchin, E. (1983). A new method for off-line removal of ocular artifact. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55(4), 468-484. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(83\)90135-9](https://doi.org/10.1016/0013-4694(83)90135-9)
- Haier, R. J., Siegel, B., Tang, C., Abel, L., & Buchsbaum, M. S. (1992). Intelligence and changes in regional cerebral glucose metabolic rate following learning. *Intelligence*, 16(3-4), 415-426. [https://doi.org/10.1016/0160-2896\(92\)90018-M](https://doi.org/10.1016/0160-2896(92)90018-M)
- Heinrichs-Graham, E., & Wilson, T. W. (2015). Coding complexity in the human motor circuit. *Human Brain Mapping*, 36(12), 5155-5167. <https://doi.org/10.1002/hbm.23000>
- Hofmann-Shen, C., Vogel, B. O., Kaffes, M., Rudolph, A., Brown, E. C., Tas, C., Brüne, M., & Neuhaus, A. H. (2020). Mapping adaptation, deviance detection, and prediction error in auditory processing. *NeuroImage*, 207(December 2019), 116432. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.116432>
- Horat, S. K., Herrmann, F. R., Favre, G., Terzis, J., Debatisse, D., Merlo, M. C. G., & Missonnier, P. (2016). Assessment of mental workload: A new electrophysiological method based on intra-block averaging of ERP amplitudes. *Neuropsychologia*, 82, 11-17. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.12.013>
- Jia, H., Li, H., & Yu, D. (2017). The relationship between ERP components and EEG spatial complexity in a visual Go/Nogo task. *Journal of Neurophysiology*, 117(1), 275-283. <https://doi.org/10.1152/jn.00363.2016>

- Keil, A., & Müller, M. M. (2010). Feature selection in the human brain: Electrophysiological correlates of sensory enhancement and feature integration. *Brain Research*, *1313*, 172-184. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2009.12.006>
- Keune, P. M., Hansen, S., Weber, E., Zapf, F., Habich, J., Muenssinger, J., Wolf, S., Schönenberg, M., & Oschmann, P. (2017). Exploring resting-state EEG brain oscillatory activity in relation to cognitive functioning in multiple sclerosis. *Clinical Neurophysiology*, *128*(9), 1746-1754. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.06.253>
- Kiiski, H., Reilly, R. B., Lonergan, R., Kelly, S., O'Brien, M. C., Kinsella, K., Bramham, J., Burke, T., Ó Donnchadha, S., Nolan, H., Hutchinson, M., Tubridy, N., & Whelan, R. (2012). Only Low Frequency Event-Related EEG Activity Is Compromised in Multiple Sclerosis: Insights from an Independent Component Clustering Analysis. *PLoS ONE*, *7*(9). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0045536>
- Klimesch, W., Sauseng, P., & Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: The inhibition-timing hypothesis. *Brain Research Reviews*, *53*(1), 63-88. <https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2006.06.003>
- Kok, A. (2001). On the utility of P3 amplitude as a measure of processing capacity. *Psychophysiology*, *38*(3), 557-577. <https://doi.org/10.1017/S0048577201990559>
- Kuehl, L. K., Brandt, E. S. L., Hahn, E., Dettling, M., & Neuhaus, A. H. (2013). Exploring the time course of N170 repetition suppression: A preliminary study. *International Journal of Psychophysiology*, *87*(2), 183-188. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.12.007>
- Lasaponara, S., Pinto, M., Aiello, M., Tomaiuolo, F., & Doricchi, F. (2019). The hemispheric distribution of α -band eeg activity during orienting of attention in patients with reduced awareness of the left side of space (Spatial neglect). *Journal of Neuroscience*, *39*(22), 4332-4343. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2206-18.2019>
- Lehtelä, L., Salmelin, R., & Hari, R. (1997). Evidence for reactive magnetic 10-Hz rhythm in the human auditory cortex. *Neuroscience Letters*, *222*(2), 111-114. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(97\)13361-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(97)13361-4)
- Mussini, E., Berchicci, M., Bianco, V., Perri, R. L., Quinzi, F., & Di Russo, F. (2020). The Role of Task Complexity on Frontal Event-related Potentials and Evidence in Favour of the Epiphenomenal Interpretation of the Go/No-Go N2 Effect. *Neuroscience*, *449*, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2020.09.042>
- Mussini, E., Berchicci, M., Bianco, V., Perri, R. L., Quinzi, F., & Di Russo, F. (2021). Effect of task complexity on motor and cognitive preparatory brain activities. *International Journal of Psychophysiology*, *159*(October 2020), 11-16. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2020.11.008>
- Nach, & Rapsusklei. (2011). En la cuerda floja. En *Mejor que el silencio*. Universal Music Spain S.L.
- Nenna, F., Do, C. T., Protzak, J., & Gramann, K. (2020). Alteration of brain dynamics during dual-task overground walking. *European Journal of Neuroscience*, *0*(0), 1-17. <https://doi.org/10.1111/ejn.14956>
- Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2001). Event-related dynamics of cortical rhythms: Frequency-

specific features and functional correlates. *International Journal of Psychophysiology*, 43(1), 41-58. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(01\)00178-7](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(01)00178-7)

- Nowak, R., Escera Micó, C., Corral López, M. ^aJ., & Barceló Galindo, F. (2008). Electroencefalografía y potenciales evocados. En *Neuroimagen. Técnicas y procesos cognitivos*. Elsevier España, S.L. <https://doi.org/10.1016/b978-84-458-1776-6.50007-1>
- Padrón, I., Fernández-Rey, J., Acuña, C., & Pardo-Vazquez, J. L. (2016). Representing the consequences of our actions trial by trial: Complex and flexible encoding of feedback valence and magnitude. *Neuroscience*, 333, 264-276. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.07.025>
- Palacios, L. (2002). Breve historia de la electroencefalografía. *Acta Neurológica Colombiana*, 2(2), 104-107.
- Periáñez Morales, J. A., Ríos Lago, M., Barceló Galindo, F., Madrid Cañadas, E., & Ruz Cámara, M. (2008). Atención y neuroimagen. En *Neuroimagen. Técnicas y procesos cognitivos* (pp. 281-316). Elsevier España, S.L. <https://doi.org/10.1016/b978-84-458-1776-6.50013-7>
- Perri, R. L., Berchicci, M., Bianco, V., Quinzi, F., Spinelli, D., & Di Russo, F. (2019). Perceptual load in decision making: The role of anterior insula and visual areas. An ERP study. *Neuropsychologia*, 129, 65-71. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2019.03.009>
- Pfurtscheller, G., & Aranibar, A. (1979). Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 46(2), 138-146. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(79\)90063-4](https://doi.org/10.1016/0013-4694(79)90063-4)
- Pfurtscheller, G., & Lopes Da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842-1857. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(99\)00141-8](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00141-8)
- Pfurtscheller, G., Maresch, H., & Schuy, S. (1977). Inter- and intrahemispheric differences in the peak frequency of rhythmic activity within the alpha band. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 42(1), 77-83. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(77\)90152-3](https://doi.org/10.1016/0013-4694(77)90152-3)
- Pfurtscheller, G., Neuper, C., & Mohl, W. (1994). Event-related desynchronization (ERD) during visual processing. *International Journal of Psychophysiology*, 16(2-3), 147-153. [https://doi.org/10.1016/0167-8760\(89\)90041-X](https://doi.org/10.1016/0167-8760(89)90041-X)
- Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., Miller, G. A., Ritter, W., RUCHKIN, D. S., RUGG, M. D., & TAYLOR, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: Recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37(2), 127-152. <https://doi.org/10.1111/1469-8986.3720127>
- Polich, J. (1987). Task difficulty, probability, and inter-stimulus interval as determinants of P300 from auditory stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials*, 68(4), 311-320. [https://doi.org/10.1016/0168-5597\(87\)90052-9](https://doi.org/10.1016/0168-5597(87)90052-9)
- Polich, J. (2007). Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118(10), 2128-2148. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.04.019>
- Reiser, J. E., Wascher, E., Rinkenauer, G., & Arnau, S. (2020). Cognitive-motor interference in the wild: Assessing the effects of movement complexity on task switching using mobile EEG.

- Remijn, G. B., Hasuo, E., Fujihira, H., & Morimoto, S. (2014). An introduction to the measurement of auditory event-related potentials (ERPs). *Acoustical Science and Technology*, 25(5), 229-242.
- Rueda-Delgado, L. M., Solesio-Jofre, E., Mantini, D., Dupont, P., Daffertshofer, A., & Swinnen, S. P. (2017). Coordinative task difficulty and behavioural errors are associated with increased long-range beta band synchronization. *NeuroImage*, 146(October 2016), 883-893. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.10.030>
- Sabate, M., Llanos, C., Enriquez, E., Gonzalez, B., & Rodriguez, M. (2011). Fast modulation of alpha activity during visual processing and motor control. *Neuroscience*, 189, 236-249. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.05.011>
- Salmelin, R., & Hari, R. (1994). Spatiotemporal characteristics of rhythmic neuromagnetic activity related to thumb movement. *Neuroscience*, 60(94), 537-550. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0306452294902631>
- Sarrias-Arrabal, E., Eichau, S., Galvao-Carmona, A., Dominguez, E., Izquierdo, G., & Vázquez-Marrufo, M. (2021). Deficits in early sensory and cognitive processing are related to phase and nonphase eeg activity in multiple sclerosis patients. *Brain Sciences*, 11(5). <https://doi.org/10.3390/brainsci11050629>
- Seeck, M., Koessler, L., Bast, T., Leijten, F., Michel, C., Baumgartner, C., He, B., & Beniczky, S. (2017). The standardized EEG electrode array of the IFCN. *Clinical Neurophysiology*, 128(10), 2070-2077. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.06.254>
- Shibasaki, H., & Hallett, M. (2006). What is the Bereitschaftspotential? *Clinical Neurophysiology*, 117(11), 2341-2356. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.04.025>
- Shitova, N., Roelofs, A., Coughler, C., & Schriefers, H. (2017). P3 event-related brain potential reflects allocation and use of central processing capacity in language production. *Neuropsychologia*, 106, 138-145. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2017.09.024>
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & John, E. R. (1965). Evoked-Potential Correlates of Stimulus Uncertainty. *Science*, 150(3700), 1187-1188. <https://doi.org/10.1126/science.150.3700.1187>
- The Board of Trustees of the Science Museum, L. (s.f.). *Science Museum Group*. Electroencephalogram (EEG) pen recorder. Recuperado 1 de diciembre de 2021, de <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co8363041/electroencephalogram-eeg-pen-recorder-eeg-pen-recorder>
- Toledo, D. R., Barela, J. A., Manzano, G. M., & Kohn, A. F. (2016). Age-related differences in EEG beta activity during an assessment of ankle proprioception. *Neuroscience Letters*, 622, 1-5. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.04.028>
- Truccolo, W. A., Ding, M., Knuth, K. H., Nakamura, R., & Bressler, S. L. (2002). Trial-to-trial variability of cortical evoked responses: Implications for the analysis of functional connectivity. *Clinical Neurophysiology*, 113(2), 206-226. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(01\)00739-8](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(01)00739-8)

- Vázquez-Marrufo, M., Caballero-Díaz, R., Martín-Clemente, R., Galvao-Carmona, A., & Gonzalez-Rosa, J. (2020). Individual test-retest reliability of evoked and induced alpha activity in human EEG data. *PLoS ONE*, *15*(9 September 2020), 1-17. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239612>
- Vázquez-Marrufo, M., García-Valdecasas Colell, M., Galvao Carmona, A., Sarrias Arrabal, E., & Tirapu Ustárroz, J. (2019). El Attention Network Test en el estudio de los déficits cognitivos de pacientes con trastorno por déficit de atención. *Neurología*, *69*. <https://doi.org/https://doi.org/10.33588/rn.6910.2019202>
- Vázquez-Marrufo, M., García-Valdecasas, M., Caballero-Díaz, R., Martín-Clemente, R., & Galvao-Carmona, A. (2019). Multiple evoked and induced alpha modulations in a visual attention task: Latency, amplitude and topographical profiles. *PLoS ONE*, *14*(9), 1-16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223055>
- Vázquez-Marrufo, M., González-Rosa, J. J., Galvao-Carmona, A., Hidalgo-Muñoz, A., Borges, M., Peña, J. L. R., & Izquierdo, G. (2013). Retest Reliability of Individual P3 Topography Assessed by High Density Electroencephalography. *PLoS ONE*, *8*(5), 1-8. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0062523>
- Vázquez-Marrufo, M., Sarrias-Arrabal, E., Martín-Clemente, R., Galvao-Carmona, A., Navarro, G., & Izquierdo, G. (2020). Altered phase and nonphase EEG activity expose impaired maintenance of a spatial-object attentional focus in multiple sclerosis patients. *Scientific Reports*, *10*(1), 1-16. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-77690-y>
- Vázquez-Marrufo, M., Vaquero, E., Cardoso, M. J., & Gómez, C. M. (2001a). Temporal evolution of α and β bands during visual spatial attention. *Cognitive Brain Research*, *12*(2), 315-320. [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(01\)00025-8](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(01)00025-8)
- Vázquez-Marrufo, M., Vaquero, E., Cardoso, M. J., & Gómez, C. M. (2001b). Temporal spectral evolution of electroencephalogram. Methodology and applications. *Revista de Neurología*, *33*(6), 525-530. <https://doi.org/10.33588/rn.3306.2001114>
- Verleger, R., Baur, N., Metzner, M. F., & Śmigasiwicz, K. (2014). The hard oddball: Effects of difficult response selection on stimulus-related P3 and on response-related negative potentials. *Psychophysiology*, *51*(11), 1089-1100. <https://doi.org/10.1111/psyp.12262>
- Visani, E., Mariotti, C., Nanetti, L., Mongelli, A., Castaldo, A., Panzica, F., Rossi Sebastiano, D., Nigri, A., Grisoli, M., Franceschetti, S., & Canafoglia, L. (2020). Cortical network dysfunction revealed by magnetoencephalography in carriers of spinocerebellar ataxia 1 or 2 mutation. *Clinical Neurophysiology*, *131*(7), 1548-1555. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2020.03.036>
- Volosin, M., & Horváth, J. (2020). Task difficulty modulates voluntary attention allocation, but not distraction in an auditory distraction paradigm. *Brain Research*, *1727*. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2019.146565>
- Walter, W. G., Cooper, R., Aldridge, V. J., McCallum, W. C., & Winter, A. L. (1964). CONTINGENT NEGATIVE VARIATION: AN ELECTRIC SIGN OF SENSORIMOTOR ASSOCIATION AND EXPECTANCY IN THE HUMAN BRAIN. *Nature*, *203*, 380-384.
- Worden, M. S., Foxe, J. J., Wang, N., & Simpson, G. V. (2000). Anticipatory biasing of visuospatial attention indexed by retinotopically specific alpha-band electroencephalography increases over occipital cortex. *The Journal of neuroscience : the*

LISTADO DE FIGURAS Y TABLAS

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Set para realizar registros EEG en los años 50.....	4
Figura 2. Señal de EEG por ensayo y promedio	5
Figura 3. Representación de los componentes P1, N1, P2, N2 y P3.....	7
Figura 4. Distribución topográfica de P3.....	8
Figura 5. Análisis que pueden realizarse según tipo de actividad	11
Figura 6. Representación de actividad total, inducida y evocada en el dominio de la frecuencia	13
Figura 7. Esquema del efecto de los recursos atencionales en los parámetros de P3.....	15
Figura 8. Representación de la modulación de la conectividad provocada por la complejidad de la tarea	17
Figura 9. Distribución topográfica de los componentes pN y BP	18
Figura 10. Distribución topográfica de los componentes pN1, pP1, N2 y pP2	19
Figura 11. Representación de la medición y el cálculo de la ERD de alfa.....	21
Figura 12. Esquema del principio básico de la hipótesis de inhibición.....	22
Figura 13. Representación de la actividad media de alfa evocada e inducida.....	23
Figura 14. Representación de la TSE de alfa	24
Figura 15. Comparación de las modulaciones espectrales producidas por la tarea en participantes con EM con y sin déficit cognitivo	25
Figura 16. Representación de la actividad inducida y evocada en controles y participantes con EM	26
Figura 17. Diagrama del proceso realizado para procesar y analizar los datos	30
Figura 18. Esquema tareas empleadas en el estudio	31
Figura 19. Matriz de electrodos de 6x7 utilizada para los análisis.....	33
Figura 20. Esquema de los análisis de alfa (actividad evocada, TSE y actividad inducida)	34
Figura 21. Ejemplos de gráficas polares para comparar las fases de alfa evocada e inducida	37
Figura 22. Representación resultados PE	41
Figura 23. Gráficas polares de los valores de alfa evocada e inducida para cada participante	42
Figura 24. Gráficas polares de los valores de alfa evocada e inducida para cada participante	43
Figura 25. Efectos conductuales de la complejidad en estudios previos	46
Figura 26. Comparación de la latencia de P3 en tareas simples frente a tareas complejas en estudios previos y presente estudio.....	47
Figura 27. Distribución topográfica de P3 en tareas auditivas simples y complejas.....	48

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Bandas espectrales del EEG y su implicación	10
Tabla 2. Variables descriptivas de los/as participantes finales (N=26)	29
Tabla 3. Resumen resultados conductuales	40
Tabla 4. Resumen resultados PE	40
Tabla 5. Resumen resultados para la latencia y amplitud de alfa evocada e inducida	42

ANEXOS

ANEXO 1. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Unidad de Psicofisiología

HOJA DE CONSENTIMIENTO					
EEG1	EEG2	Oddball	ANT	Memorev	Sesión:

Yo don / doña

comunico que he sido informado sobre las condiciones y finalidad de la prueba de registro del electroencefalograma (EEG) y de Potenciales Evocados. Igualmente, expreso que me presento voluntario/a y que acepto las condiciones de la prueba.

Con este consentimiento informado se me aseguran la privacidad y total confidencialidad de mis datos personales, así como de los resultados obtenidos. Estos serán tratados únicamente con la finalidad para la que me presento a la prueba.

La prueba que voy a realizar no presentará ningún daño para mi integridad física y/o mental, y se me asegura las máximas condiciones de seguridad. Durante la misma, puedo abandonarla libremente en el momento que decida, sin que tal hecho suponga ningún tipo de desestimación a mi persona.

Psicofisiólogos

El/la interesado/a

Sevilla, a

de

20_

ANEXO 2. HOJA DE REGISTRO PARTICIPANTES

Unidad de Psicofisiología Humana
Hoja de registro
DATOS GENERALES
NOMBRE
EDAD
GÉNERO
DOMINANCIA MANUAL
AÑOS DE ESCOLARIDAD
CONDICIONES GENERALES
HORA DE REALIZACIÓN DE LA PRUEBA
HORAS DE SUEÑO NOCHE ANTERIOR
CONSUMO DE CAFEÍNA ANTERIOR A LA PRUEBA (SI/NO)
CONSUMO DE ALIMENTOS ANTERIOR A LA PRUEBA (SI/NO)
PRACTICA DEPORTE DE MANERA HABITUAL(SI/NO)
ALGUNA INCIDENCIA EN EL DÍA ANTERIOR (enfermedad, fiebre)
CONSUMO DE DROGAS
CONSUMO DE TABACO PREVIO A LA PRUEBA
CONDICIONES ESPECIALES
ALGUNA CONDICIÓN PSICOPATOLÓGICA (CRISIS DE ANSIEDAD, DEPRESIÓN, ETC.)
ALGUNA CONDICIÓN NEUROLÓGICA (ACCIDENTE VASCULAR, ENCEFALITIS, EPILEPSIA, ETC.)
ANTECEDENTES FAMILIARES DE AFECTACIÓN NEUROLÓGICA
CONSUMO DE MEDICACIÓN
PERCEPCIÓN SUBJETIVA DE SIGNOS DE EXTRAVERSIÓN/INTROVERSIÓN
SÍNTOMAS O SIGNOS DURANTE EL ESTUDIO DE P.E.C.

EFFECTO DE LA COMPLEJIDAD DE LA TAREA COGNITIVA SOBRE EL DOMINIO DEL TIEMPO Y DE LA FRECUENCIA DEL EEG EN HUMANOS

Virginia Casado Caballero

Director y tutor: Dr. Manuel Vázquez Marrufo

El efecto de la complejidad de la tarea ha sido ampliamente estudiado en la Neurociencia Cognitiva, tanto en controles como en población clínica y por sí solo o en combinación con otros factores como el nivel de CI (cociente intelectual), la edad o la presencia de alguna afección (Ciesielski et al., 2007; Di Russo et al., 2000; Hofmann-Shen et al., 2020; Mussini et al., 2021). En este sentido, varios autores han sugerido que la complejidad de la tarea podría modular el procesamiento de estímulos, activando diferentes mecanismos cognitivos dependiendo de la demanda de la tarea (Gajewski & Falkenstein, 2013; Rueda-Delgado et al., 2017). Esta modulación ha sido descrita principalmente en PE (potenciales evocados) (Bianco et al., 2020; Di Russo et al., 2019; Gajewski & Falkenstein, 2013; Mussini et al., 2020), pero solo un número reducido de estudios han analizado esta modulación en el dominio del tiempo-frecuencia.

El objetivo principal de esta tesis doctoral es analizar el posible efecto de la complejidad de la tarea sobre el comportamiento del participante y diversas medidas del EEG (electroencefalograma) utilizando dos tareas de tipo go/no go, una con un distractor y un estímulo objetivo (tarea ST) y otra con dos distractores y dos estímulos objetivo (tarea DT) mientras se registraba la actividad cerebral con un EEG de 64 canales. Una vez realizado el registro, se analizaron los datos conductuales (tiempo de reacción y precisión), PE (amplitud y latencia de P3) y frecuencia (evolución temporal espectral, TSE, de alfa evocada e inducida).

PROGRAMA DE DOCTORADO DEL DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA EXPERIMENTAL
DE LA FACULTAD DE PSICOLOGÍA