



TESIS
Para la obtención del grado de
DOCTOR EN CIENCIAS E INGENIERÍA
PARA LA SALUD

Presentada por
Felipe Muñoz
Julio de 2024

**Efectos del estrés crónico en las oscilaciones cerebrales alfa durante
una tarea de atención selectiva y memoria de trabajo.**

COMISIÓN DE TESIS

Dr. Pablo Moya

Profesor Guía

Dr. Jean-Gabriel Minonzio

Profesor Co-Guía

Dr. Gonzalo Terreros

Profesor Co-Guía Externo

DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA PARA LA SALUD
FACULTAD DE MEDICINA - FACULTAD DE CIENCIAS - FACULTAD DE INGENIERIA
UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO

Felipe Muñoz

Efectos del estrés crónico en las oscilaciones cerebrales alfa durante una tarea de atención selectiva
y memoria de trabajo.

Tesis entregada a la Universidad de Valparaíso, para dar cumplimiento como requerimiento parcial para
la obtención del grado de Doctor en Ciencias e Ingeniería para la Salud

El trabajo fue avalado por la siguiente Comisión Evaluadora:

Profesor Guía:	Pablo Moya Instituto de Fisiología Facultad de Ciencias Universidad de Valparaíso
Profesor Co-Guía:	Jean Gabriel Minonzio Escuela de Ingeniería Informática Facultad de Ingeniería Universidad de Valparaíso
Profesor Co-Guía Externo:	Gonzalo Terreros Instituto de Ciencias de la Salud Universidad de O'Higgins
Profesor Corrector Externo:	Pavel Prado Facultad de Odontología y Ciencias de la Rehabilitación Universidad San Sebastián
Profesor Corrector Externo:	Paul Delano Facultad de Medicina Universidad de Chile
Profesora Correctora Externa	Carolina Mendez Orellana Facultad de Medicina Pontificia Universidad Católica de Chile

DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA PARA LA SALUD
FACULTAD DE MEDICINA - FACULTAD DE CIENCIAS - FACULTAD DE INGENIERIA
UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO

Felipe Muñoz

Efectos del estrés crónico en las oscilaciones cerebrales alfa durante una tarea de atención selectiva y memoria de trabajo.

El estrés crónico es un problema de salud global con efectos significativos en la función cognitiva y el bienestar general. Esta tesis investiga el impacto del estrés crónico en los mecanismos cerebrales subyacentes a la atención selectiva auditiva y la memoria de trabajo. Utilizando electroencefalografía (EEG), se examinó la actividad cerebral de participantes con alto y bajo nivel de estrés crónico durante tareas de escucha activa (EA), escucha pasiva (EP) y visualización (CV).

El estudio se centró inicialmente en el análisis de la densidad espectral alfa en regiones frontales, parietales y en el electrodo Cz. Sorprendentemente, no se encontraron diferencias significativas en la densidad espectral alfa entre los grupos de bajo nivel de estrés crónico (BNEC) y alto nivel de estrés crónico (ANEC) en ninguna de las condiciones experimentales.

Sin embargo, un análisis adicional no contemplado en los objetivos originales reveló hallazgos significativos en el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio. Este índice mostró diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC durante la tarea de EA, tanto en electrodos frontales como en Cz. El grupo BNEC presentó un índice significativamente mayor, sugiriendo un mayor nivel de alerta y compromiso cognitivo.

Estas diferencias en el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio se mantuvieron a lo largo de la tarea de EA, indicando un efecto sostenido del estrés crónico en la capacidad de mantener la atención. No se observaron diferencias significativas en las condiciones EP y CV, sugiriendo que el efecto del estrés crónico es más pronunciado en tareas que requieren un alto grado de control atencional.

Los hallazgos indican que el estrés crónico puede afectar significativamente los mecanismos cerebrales involucrados en la atención selectiva auditiva y la memoria de trabajo, aunque estos efectos pueden no ser evidentes en medidas tradicionales de densidad espectral. El Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio emerge como un potencial biomarcador para evaluar estos efectos sutiles. Este estudio contribuye a la comprensión de cómo el estrés crónico impacta el funcionamiento cognitivo y abre nuevas vías para futuras investigaciones en neurociencia cognitiva y salud mental.

Palabras Claves: Atención selectiva auditiva, cognición auditiva, memoria de trabajo, estrés crónico, oscilaciones alfa.

Felipe Muñoz

Effects of Chronic Stress on Alpha Brain Oscillations During a Selective Attention and Working Memory Task

Chronic stress is a global health issue with significant effects on cognitive function and overall well-being. This thesis investigates the impact of chronic stress on the brain mechanisms underlying auditory selective attention and working memory. Using electroencephalography (EEG), brain activity of participants with high and low levels of chronic stress was examined during active listening (EA), passive listening (EP), and visualization (CV) tasks.

The study initially focused on analyzing alpha spectral density in frontal, parietal regions and at the Cz electrode. Surprisingly, no significant differences in alpha spectral density were found between the low chronic stress level (BNEC) and high chronic stress level (ANEC) groups in any of the experimental conditions.

However, an additional analysis not contemplated in the original objectives revealed significant findings in the Beta/(Alpha+Theta) Ratio Index. This index showed significant differences between BNEC and ANEC groups during the AL task, both in frontal electrodes and at Cz. The BNEC group presented a significantly higher index, suggesting a greater level of alertness and cognitive engagement.

These differences in the Beta/(Alpha+Theta) Ratio Index were maintained throughout the EA task, indicating a sustained effect of chronic stress on the ability to maintain attention. No significant differences were observed in the EP and CV conditions, suggesting that the effect of chronic stress is more pronounced in tasks requiring a high degree of attentional control.

The findings indicate that chronic stress can significantly affect the brain mechanisms involved in auditory selective attention and working memory, although these effects may not be evident in traditional spectral density measures. The Beta/(Alpha+Theta) Ratio Index emerges as a potential biomarker for assessing these subtle effects. This study contributes to the understanding of how chronic stress impacts cognitive functioning and opens new avenues for future research in cognitive neuroscience and mental health.

Keywords: Auditory selective attention, auditory cognition, working memory, chronic stress, alpha oscillations

En memoria de mi abuelo Sergio Ernesto Muñoz Leiva.

En memoria de mi perro Sandokán.

Esta tesis está dedicada a mi Madre,

Gracias por todo su apoyo,

Este logro también es de Ella.

Agradecimientos

Para comenzar, quiero expresar mi agradecimiento al programa de Doctorado en Ciencias e Ingeniería para la Salud de la Universidad de Valparaíso por la confianza y la oportunidad que me brindaron al permitirme cursar este programa. Es un honor formar parte de la primera cohorte, y estoy profundamente agradecido por esta oportunidad. Mi gratitud también se extiende a los profesores Juan Villena, Rodrigo Salas, Sebastián San Martín y Pablo Moya, quienes estuvieron presentes en mi entrevista y me dieron la posibilidad de realizar este doctorado. Quisiera agradecer especialmente al profesor Pablo Moya, quien no solo aceptó ser mi profesor guía, sino que también confió en mí para llevar a cabo una tesis con la autonomía que me proporcionó.

Mis agradecimientos al profesor Jean Gabriel Minonzio, mi co-tutor, bajo cuya tutela aprendí la habilidad de programar. Su enseñanza ha sido fundamental, abriéndome numerosas puertas y estableciéndose como la base de mi investigación. Aprecio profundamente su paciencia y disposición siempre amable y por guiarme durante este proceso.

Agradezco a Gonzalo Terreros por brindarme la excepcional oportunidad de realizar esta investigación. Trabajar a su lado y contar con su confianza ha sido enriquecedor. Montar un laboratorio desde sus cimientos ha sido uno de los aprendizajes más significativos de esta etapa. Valoro enormemente su guía y las oportunidades laborales que me ha ofrecido a lo largo de estos años.

Quiero expresar mi gratitud al profesor Paulo Barraza, quien me tendió una mano en un momento crítico debido a problemas técnicos en el desarrollo de esta investigación. A pesar de no conocerme, el profesor Barraza me prestó su equipo, lo cual fue decisivo para la conclusión exitosa de este estudio. Su apoyo ha sido un pilar fundamental y he adquirido un gran conocimiento gracias a su colaboración.

Agradezco a todas las personas con las que tuve la oportunidad de compartir laboratorio, gracias por siempre mantener un ambiente agradable y ha sido un honor trabajar junto a ellos.

Agradezco a mi amigo Ricardo Illesca por su ayuda en los análisis y discusión de esta tesis. Su amistad ha sido invaluable en el desarrollo de esta investigación.

Hago un agradecimiento institucional a la Universidad de Valparaíso, una institución que me formó en mi pregrado, en mi magister y ahora en mi doctorado. Ha sido un privilegio obtener mis grados académicos en esta universidad.

Para concluir, deseo agradecer a mi madre, Julieta Muñoz Paillacar, cuya formación, educación y apoyo constante desde mi infancia han sido cruciales para alcanzar este punto en mi vida. Los esfuerzos, la educación y los valores que ella me ha impartido han sido esenciales para llegar a este momento. Dedico esta tesis a ella.

Financiamiento

Esta tesis tuvo tres fuentes de financiamiento:

- Proyecto PMI UVA 1402 de la Universidad de Valparaíso
- Fondo Institucional de Becas de la Universidad de Valparaíso (FIB-UV).
- Beca de Doctorado Nacional ANID Chile folio 21222243

Índice

Capítulo I Introducción	13
Capítulo II Marco teórico.....	16
2.1 Electroencefalograma: Características y origen de sus fuentes celulares.	16
2.1.1 Anatomía de las neuronas y generación de las Corrientes Eléctricas Neuronales.	16
2.1.2 Potenciales postsinápticos de neuronas piramidales: Una de las fuentes del EEG	18
2.1.3 Neuronas piramidales corticales: Dipolos en el EEG.....	23
2.2 Origen de las oscilaciones cerebrales.....	26
2.3 Enfocándose en lo relevante, el rol de la atención.	28
2.4 Excluyendo lo irrelevante del entorno a través de la atención selectiva.	28
2.5 La atención y la memoria de trabajo como procesos integrados.....	29
2.6 Rol de las oscilaciones cerebrales en la atención selectiva y la memoria de trabajo.	33
2.6.1 Disminución de la potencia alfa	33
2.6.2 Aumento de la potencia alfa:	34
2.7 Electrodo del EEG vinculados con la atención selectiva y la memoria de trabajo.....	36
2.7.1 Electrodo frontales:	36
2.7.2 Electrodo parietales:	38
2.7.3 Estudio de la corteza auditiva.....	39
2.8 El estrés: Una epidemia en el siglo XXI	40
2.9 Estrés crónico y su impacto en la plasticidad neuronal y el procesamiento sensorial	42
2.9.1 Sensory gating y su alteración por estrés	42
2.9.2 Oscilaciones alfa: origen cortical y función	42
2.9.3 Efectos del estrés crónico en la morfología neuronal.....	42
2.9.4 Mecanismos moleculares de la plasticidad inducida por estrés	43
2.10 Relación entre el estrés crónico y las oscilaciones alfa en trastornos psiquiátricos.....	43
2.11 Implicaciones para el procesamiento auditivo	44
2.12 Conclusiones del marco teórico	44
Capítulo III Problema, hipótesis y objetivos	45
3.1 Planteamiento del problema.....	45
¿Qué impacto tiene el estrés crónico en las oscilaciones cerebrales alfa durante una prueba de atención selectiva y memoria de trabajo?.....	45
3.2 Hipótesis.....	45
3.3 Objetivo General	45
3.4 Objetivos específicos.....	45
Capítulo IV Metodología	46
4.1 Participantes.	46
4.2 Diseño.....	46

4.3 Grupo control y experimental.	47
4.4 Línea experimental.	47
4.5 Registro EEG: Estructura del estímulo auditivo.	48
4.6 Registro EEG: Protocolo experimental.	49
4.6.1 Condición de escucha activa (EA)	50
4.6.2 Condición de escucha pasiva (EP)	50
4.6.3 Condición de visualización (CV)	50
4.7 Adquisición de Datos EEG.	51
4.8 Pre-procesamiento de los datos EEG.	52
4.9 Densidad Espectral.	52
4.10 Regiones de interés para el estudio de la memoria de trabajo y la atención selectiva.	53
4.11 Análisis estadísticos.	53
Capítulo V Resultados	56
5.1 Análisis de los sujetos según sus niveles de estrés crónico.....	56
5.2 Respuestas correctas DiN EA.	57
5.3 Resultados EA grupos BNEC y ANEC.....	58
5.4 Resultados EP grupos BNEC y ANEC	60
5.5 Resultados CV grupos BNEC y ANEC	62
5.6 Observación visual del gran promedio de participantes del grupo BNEC y ANEC.....	64
5.7 Análisis del gran promedio de participantes del grupo BNEC.	66
5.8 Análisis del gran promedio de participantes del grupo ANEC.	68
5.9 Densidad espectral de las oscilaciones alfa electrodo Cz grupo BNEC.	70
5.10 Densidad espectral de las oscilaciones alfa electrodo Cz grupo ANEC	72
5.11 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos frontales grupo BNEC.....	74
5.12 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos frontales grupo ANEC.	76
5.13 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos parietales grupo BNEC	78
5.14 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos parietales grupo ANEC.....	80
5.15 Resultado anexo: Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio.....	82
5.15.1 Marco teórico del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio:	82
5.15.2 Implicaciones del aumento o disminución del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio:	83
5.15.3 Cálculo del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio	83
5.15.4 Relevancia del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio en el contexto del estrés crónico y la escucha activa:	83
5.15.5 Implicaciones para la investigación:	84
5.16 Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio electrodos frontales	85
5.17 Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio electrodo Cz	88

Capítulo VI Discusión	92
6.1 Análisis de los niveles de estrés crónico.	92
6.2 Respuestas Correctas en EA.....	93
6.3 Oscilaciones alfa y su rol en la inhibición de estímulos.	93
6.4 Actividad cerebral durante la escucha activa y pasiva: Densidad espectral en la banda alfa	94
6.5 Oscilaciones alfa en condiciones de EA vs EP grand promedio.....	95
6.6 Análisis por regiones de interés	96
6.7 Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio.....	97
Capítulo VII Conclusiones	99
Capítulo VIII Bibliografía.....	102

Listado de abreviaciones

- ANEC: Alto nivel de estrés crónico
- BNEC: Bajo nivel de estrés crónico
- CV: Condición de visualización
- DiN: Dígitos en ruido (del inglés, Digits in Noise)
- EA: Escucha activa
- EEG: Electroencefalograma
- EP: Escucha pasiva
- EEP: Escala de estrés percibido
- GP: Gran promedio
- S/R: Relación señal/ruido
- SN: Señal normalizada
- SP: Señal preprocesada

Listado de Figuras

Figura 1. Potencial de acción neuronal.	18
Figura 2. Organización de la Corteza Cerebral: Estructura y Función de las Capas Corticales.	20
Figura 3. Sinapsis excitatoria.	21
Figura 4. Sinapsis inhibitoria.	23
Figura 5. Deflexiones Negativas (Ascendentes) y Positivas (Descendentes) en el EEG.	25
Figura 6. Modelo del sistema de procesamiento de la información.	32
Figura 7. Línea experimental: Diagrama de flujo de las etapas del estudio.	48
Figura 8. Representación esquemática del protocolo de DiN y el ensayo utilizado durante el registro de EEG.	49
Figura 9. Resumen del procedimiento experimental.	51
Figura 10. Figura ilustrativa de las áreas cerebrales de interés.	53
Figura 11. Representación gráfica de la clasificación de sujetos según los niveles de estrés crónico percibido.	56
Figura 12. Comparación de las respuestas correctas entre sujetos del grupo BNEC y ANEC durante la EA.	57
Figura 13. Resultados gran promedio EA grupos BNEC y ANEC.	58
Figura 14. Resultados gran promedio EA grupos BNEC y ANEC en diferentes grupos de electrodos.	59
Figura 15. Resultados gran promedio EP grupos BNEC y ANEC.	60
Figura 16. Resultados gran promedio EP grupos BNEC y ANEC en diferentes grupos de electrodos.	61
Figura 17. Resultados gran promedio CV grupos BNEC y ANEC.	62
Figura 18. Resultados gran promedio CV grupos BNEC y ANEC en diferentes grupos de electrodos.	63
Figura 19. Espectrogramas tiempo-frecuencia del gran promedio de los grupos BNEC y ANEC durante las condiciones EA, EP y CV.	65
Figura 20. Análisis de la densidad espectral alfa del gran promedio en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	67
Figura 21. Análisis de la densidad espectral alfa del gran promedio en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	69
Figura 22. Análisis de la densidad espectral alfa del electrodo Cz en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	71
Figura 23. Análisis de la densidad espectral alfa del electrodo Cz en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	73
Figura 24. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos frontales en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	75
Figura 25. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos frontales en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	77
Figura 26. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos parietales en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	79
Figura 27. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos parietales en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo.	81
Figura 28. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales durante diferentes condiciones y intervalos de tiempo.	86
Figura 29. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales durante intervalos de 1 segundo a lo largo del ensayo.	87
Figura 30. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el electrodo Cz durante diferentes condiciones y intervalos de tiempo.	89
Figura 31. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el electrodo Cz durante intervalos de 1 segundo a lo largo del ensayo.	90

Capítulo I

Introducción

Desde los albores de la humanidad, la supervivencia y el desarrollo en el entorno han dependido de habilidades cognitivas fundamentales. En un mundo lleno de peligros y desafíos, nuestros antepasados cazadores-recolectores enfrentaban la constante necesidad de encontrar alimento y protegerse de amenazas. Imaginemos a un *Homo sapiens* hace 100,000 años adentrándose en un denso bosque en busca de alimentos. Su vida dependía de su capacidad para recordar qué frutos eran comestibles y cuáles eran venenosos, utilizando su memoria de trabajo para manejar esta información crucial. Cada planta y fruto representaba una elección de vida o muerte, y la precisión de su memoria era esencial para evitar el consumo de toxinas que podrían ser fatales. Mientras buscaba alimento, debía estar constantemente alerta a cualquier señal de peligro. Los sonidos y movimientos en su entorno podían indicar la presencia de depredadores. La atención selectiva le permitía filtrar las distracciones irrelevantes y centrarse en las amenazas potenciales. El crujido de una rama, el susurro del viento entre las hojas, o el inesperado movimiento en la maleza podían ser indicios de un depredador al acecho. En estos momentos, la habilidad para concentrarse en lo importante y desestimar lo superfluo era vital para su supervivencia.

En este escenario, la memoria de trabajo no solo almacenaba temporalmente la información sobre los frutos comestibles, sino que también gestionaba la atención selectiva para priorizar las señales de peligro. Mientras mantenía activas las representaciones relevantes de los frutos seguros, la atención selectiva se encargaba de monitorear el entorno en busca de señales de amenaza. Esta interacción entre memoria de trabajo y atención selectiva permitía una adaptación eficiente a un entorno complejo y cambiante, demostrando cómo estos procesos cognitivos integrados son fundamentales para la supervivencia. Estos procesos cognitivos no solo eran esenciales para la recolección de alimentos, sino también para tomar decisiones rápidas y efectivas en situaciones críticas. La combinación de atención y memoria permitía a nuestros antepasados reaccionar con rapidez ante las amenazas, planificar estrategias de supervivencia y coordinarse con otros miembros de su grupo social. Esta capacidad para procesar y utilizar la información de manera eficiente fue fundamental para la supervivencia de nuestros antepasados y sigue siendo crucial en nuestra vida diaria.

Hoy, aunque los desafíos han cambiado, las mismas habilidades cognitivas nos ayudan a navegar en un mundo complejo. En el entorno moderno, la atención selectiva y la memoria de trabajo son esenciales para manejar la sobrecarga de información, tomar decisiones informadas y adaptarnos a nuevas situaciones con eficacia. Desde el ámbito profesional hasta el personal, estas habilidades nos permiten no solo desarrollar tecnologías avanzadas y realizar investigaciones científicas, sino también coordinar actividades sociales y económicas, entre muchas otras. Así, las capacidades que una vez aseguraron nuestra supervivencia en la naturaleza continúan siendo la base del progreso humano y el desarrollo social en la actualidad.

La neurociencia cognitiva moderna ha desarrollado diversas teorías para explicar cómo funcionan estos procesos. Una teoría influyente es el modelo de procesamiento incrustado de Cowan (1–3), que

resalta la interdependencia de la atención selectiva y la memoria de trabajo. Según este modelo, la memoria de trabajo actúa como un espacio para almacenar temporalmente la información relevante mientras se realiza una tarea. La atención selectiva dirige los recursos cognitivos hacia esta información, asegurando que los estímulos importantes se mantengan accesibles para su manipulación y procesamiento continuo. Esta interacción es crucial para un desempeño eficiente en entornos complejos, permitiendo a los individuos filtrar la información irrelevante y centrarse en lo que más importa.

El uso del electroencefalograma (EEG) ha sido fundamental para explorar estas dinámicas neuronales (4). El EEG es una técnica no invasiva que mide la actividad eléctrica del cerebro a través de electrodos colocados en el cuero cabelludo (5). Esta técnica ha permitido a los investigadores identificar y estudiar las oscilaciones cerebrales, patrones rítmicos de actividad neuronal que reflejan la sincronización de grupos de neuronas (6). Las oscilaciones alfa, que oscilan en el rango de 8 a 12 Hz, son particularmente importantes en la regulación de la atención y la memoria de trabajo. Estas oscilaciones están asociadas con diferentes estados y procesos cognitivos y han demostrado desempeñar un papel crucial en la inhibición de estímulos distractores y en la facilitación de la atención hacia estímulos relevantes (7).

La densidad espectral mide cómo la potencia de una señal, como las oscilaciones cerebrales, se distribuye en función de la frecuencia (8). En situaciones auditivas desafiantes, se ha observado que un incremento en la densidad espectral de las oscilaciones alfa se correlaciona con una mejor capacidad para enfocar la atención en estímulos específicos en medio del ruido (9). De manera similar, en tareas de memoria de trabajo, las oscilaciones alfa aumentan durante la retención de información, facilitando la sincronización neuronal necesaria para el mantenimiento y manipulación eficiente de la información (10). Este mecanismo refleja una interacción entre la activación y la inhibición neural, ayudando a comprender cómo el cerebro humano se adapta a entornos cognitivos y sensoriales (11).

La atención selectiva y la memoria de trabajo son habilidades cognitivas esenciales que nos permiten procesar y gestionar información en nuestro entorno. Estas habilidades están sujetas a la influencia de diversos factores, y entre ellos, el estrés se destaca como uno de los más influyentes. El estrés, tanto en su forma aguda como crónica, puede alterar significativamente la forma en que nuestra mente maneja y utiliza la información (12). El estrés agudo es una respuesta evolutiva que permite la adaptación a amenazas inmediatas. Este tipo de estrés activa mecanismos fisiológicos que preparan al cuerpo para enfrentar o escapar del peligro, en lo que se conoce como la respuesta de "lucha o huida" (13). Esta reacción, aunque intensa y de corta duración, puede mejorar temporalmente nuestra capacidad para concentrarnos y reaccionar rápidamente en situaciones críticas (14).

En nuestra vida cotidiana, el estrés es una constante (15), pero las amenazas modernas no suelen requerir respuestas físicas inmediatas. En lugar de depredadores, ahora lidiamos con plazos de entrega, responsabilidades laborales y preocupaciones sociales. Estas formas de estrés prolongado pueden llevar al estrés crónico, que tiene efectos negativos profundos sobre nuestra salud mental y física (16–23). Este tipo de estrés altera la función cerebral, afectando áreas críticas como la corteza prefrontal, lo que puede interferir con procesos cognitivos vitales como la atención selectiva y la memoria de trabajo (24,25).

A diferencia del estrés agudo, que nos prepara para una acción inmediata, el estrés crónico socava nuestra capacidad para pensar claramente y tomar decisiones efectivas (26–28). En el siglo XXI, el estrés crónico se ha convertido en una preocupación importante debido a los constantes y variados desafíos que enfrentamos (29,30). Comprender cómo el estrés crónico afecta estas funciones cognitivas es crucial para desarrollar intervenciones que puedan mitigar sus efectos negativos y mejorar nuestra capacidad para enfrentar los retos diarios. Por ende, el objetivo de esta tesis es describir y analizar los efectos del estrés crónico sobre la densidad espectral de las oscilaciones cerebrales alfa durante un proceso de atención selectiva y memoria de trabajo, proporcionando así una comprensión más profunda de cómo estos factores se interrelacionan y afectando potencialmente el desarrollo de intervenciones terapéuticas y tecnológicas que puedan mejorar la calidad de vida y la eficiencia cognitiva en la sociedad moderna.

Para explorar estos mecanismos, es esencial comenzar por las bases neurofisiológicas. En el marco teórico de esta tesis, se profundizará en las características del EEG y el origen de sus fuentes celulares. Se explorará cómo se generan las corrientes eléctricas neuronales y los potenciales postsinápticos de las células piramidales corticales, una de las principales fuentes del EEG. También se analizará cómo las neuronas piramidales corticales actúan como dipolos en el EEG y el origen de las oscilaciones cerebrales.

Con estas bases establecidas, se abordarán los procesos cognitivos de la atención. En primer lugar, se explorará el rol de la atención para enfocar en lo relevante y excluir lo irrelevante del entorno, destacando la importancia de la atención selectiva. Además, se discutirá cómo la atención y la memoria de trabajo se integran como procesos, subrayando el rol de las oscilaciones cerebrales en estos mecanismos. Se analizarán la disminución y el aumento de la potencia alfa, y cómo estas variaciones afectan la función cognitiva. Se explorarán las áreas del cerebro vinculadas con la atención selectiva y la memoria de trabajo, y se discutirá el impacto del estrés, considerado una epidemia en el siglo XXI. El marco teórico también examinará el estrés crónico y su impacto en la inhibición de estímulos, las oscilaciones cerebrales y la plasticidad neuronal, así como la relación entre el estrés crónico y las oscilaciones alfa en trastornos psiquiátricos.

A partir de esta base teórica, el desarrollo del trabajo continuará con la presentación de la metodología empleada para investigar estos fenómenos. Se describirán los participantes del estudio, el diseño del mismo y se explicará la estructura del grupo control y experimental. La línea experimental será detallada, seguida por la descripción de la estructura del estímulo auditivo y el protocolo experimental del registro EEG. Se explicará la adquisición de datos EEG y el preprocesamiento de los mismos.

Finalmente, se describirán los análisis estadísticos utilizados. Luego, se presentarán los resultados obtenidos. Estos resultados serán interpretados y discutidos, relacionándolos con la literatura existente y destacando su relevancia en el contexto de la neurociencia cognitiva. Finalmente, se ofrecerán conclusiones que sintetizan los principales aportes de la investigación y se propondrán posibles direcciones para futuras investigaciones en este campo. En resumen, la presente tesis se centra en investigar cómo el estrés crónico afecta la densidad espectral de las oscilaciones cerebrales alfa durante un proceso de atención selectiva y memoria de trabajo. A partir de aquí, se procederá con la presentación del marco teórico.

Capítulo II

Marco teórico

2.1 Electroencefalograma: Características y origen de sus fuentes celulares.

El 6 de julio de 1924, el neurólogo alemán Hans Berger realizó el primer registro de la actividad eléctrica cerebral, marcando el inicio de la exploración neurofisiológica del cerebro a través del EEG. Berger descubrió que la actividad cerebral, analizada a través del EEG, es repetitiva y rítmica, conocida como oscilaciones cerebrales (5). Este descubrimiento pionero permitió estudiar las ondas cerebrales y su relación con diversos estados mentales y funciones cognitivas. A lo largo de los años, el análisis de estas oscilaciones ha evolucionado y se ha diversificado en varias técnicas. El EEG se refiere al registro de la actividad eléctrica desde el cuero cabelludo, mientras que el electrocorticograma (ECoG) se realiza mediante electrodos de rejilla subdurales colocados directamente en la superficie cortical. Otra técnica, el potencial de campo local (LFP o EEG intracraneal), utiliza electrodos pequeños insertados en el cerebro para captar señales locales con mayor precisión. Además, el campo magnético inducido por la actividad cerebral puede ser medido utilizando el magnetoencefalograma (MEG) (6). Estas metodologías han sido cruciales para avanzar en la comprensión de los mecanismos subyacentes de la actividad cerebral, permitiendo aplicaciones que van desde el diagnóstico clínico hasta la investigación cognitiva avanzada.

2.1.1 Anatomía de las neuronas y generación de las Corrientes Eléctricas Neuronales.

El electroencefalograma (EEG) es una técnica que registra la actividad eléctrica cerebral en humanos. Este registro refleja las variaciones en el potencial de membrana en reposo de las neuronas, el cual se mide como negativo en comparación con el espacio extracelular. El potencial de membrana en reposo se establece principalmente gracias a las bombas de membrana que consumen energía, tales como la bomba de sodio-potasio, que mantiene un desequilibrio de iones de sodio (Na^+) y potasio (K^+). Los iones de Na^+ son transportados activamente al exterior de la célula, mientras que los iones de K^+ son bombeados hacia el interior. En estado de reposo, existe una conductancia de K^+ que permite un flujo de corriente de K^+ desde el interior hacia el exterior de la célula, siguiendo el gradiente de concentración de K^+ . Este flujo se acompaña de un eflujo de portadores de carga positiva, resultando en una carga negativa citosólica (hiperpolarización), que a su vez atrae electrostáticamente a los iones K^+ en el espacio extracelular de regreso al citosol. Finalmente, se alcanza un equilibrio dinámico entre el influjo y el eflujo de K^+ . Este equilibrio entre el gradiente de concentración y las fuerzas electrostáticas de los iones K^+ se denomina potencial de equilibrio de K^+ y determina esencialmente el potencial de membrana en reposo, que es aproximadamente de -90 mV (31–33)

Cuando un estímulo suficientemente fuerte despolariza la membrana hasta alcanzar el umbral de activación, típicamente alrededor de -55 mV , se abren los canales de sodio dependientes de voltaje. Esto permite un influjo masivo de Na^+ en la célula, cambiando el potencial de membrana a un valor positivo, cerca de $+40 \text{ mV}$, conocido como despolarización.

El potencial de acción se divide en tres fases principales:

1. **Despolarización:** Iniciada por la apertura de canales de sodio, permitiendo la entrada de Na^+ y cambiando el potencial de membrana a positivo.
2. **Repolarización:** Tras un breve periodo, los canales de sodio se inactivan y se abren los canales de potasio dependientes de voltaje, permitiendo que K^+ salga de la célula y restaurando el potencial negativo de la membrana.
3. **Hiperpolarización Posterior:** La salida continua de K^+ puede llevar el potencial de membrana a ser más negativo que el nivel de reposo antes de estabilizarse de nuevo en aproximadamente -60 mV . Este estado es conocido como la fase de hiperpolarización posterior.

Después de la generación de un potencial de acción, la neurona entra en el período refractario absoluto, durante el cual no puede generar otro potencial de acción debido a la inactivación de los canales de Na^+ . Este período es seguido por el período refractario relativo, donde la neurona solo puede generar un potencial de acción si el estímulo es considerablemente más fuerte, ya que algunos canales de Na^+ todavía están inactivados y algunos canales de K^+ permanecen abiertos. Los potenciales de acción se propagan a lo largo del axón mediante la activación secuencial de segmentos de la membrana. La despolarización de un segmento de la membrana genera corrientes locales que despolarizan el segmento adyacente, iniciando así la apertura de canales de sodio en esa región. Medidos intracelularmente, los potenciales de acción exhiben las mayores variaciones de potencial que ocurren en las neuronas. No obstante, su amplitud extracelular es tan pequeña que se requiere la suma de un gran número de potenciales de acción simultáneos para producir una señal detectable en el EEG. Dado que los potenciales de acción tienen una duración de aproximadamente 1 ms , son demasiado breves para sumarse suficientemente y generar un potencial que pueda registrarse extracelularmente en el cuero cabelludo (31–33)

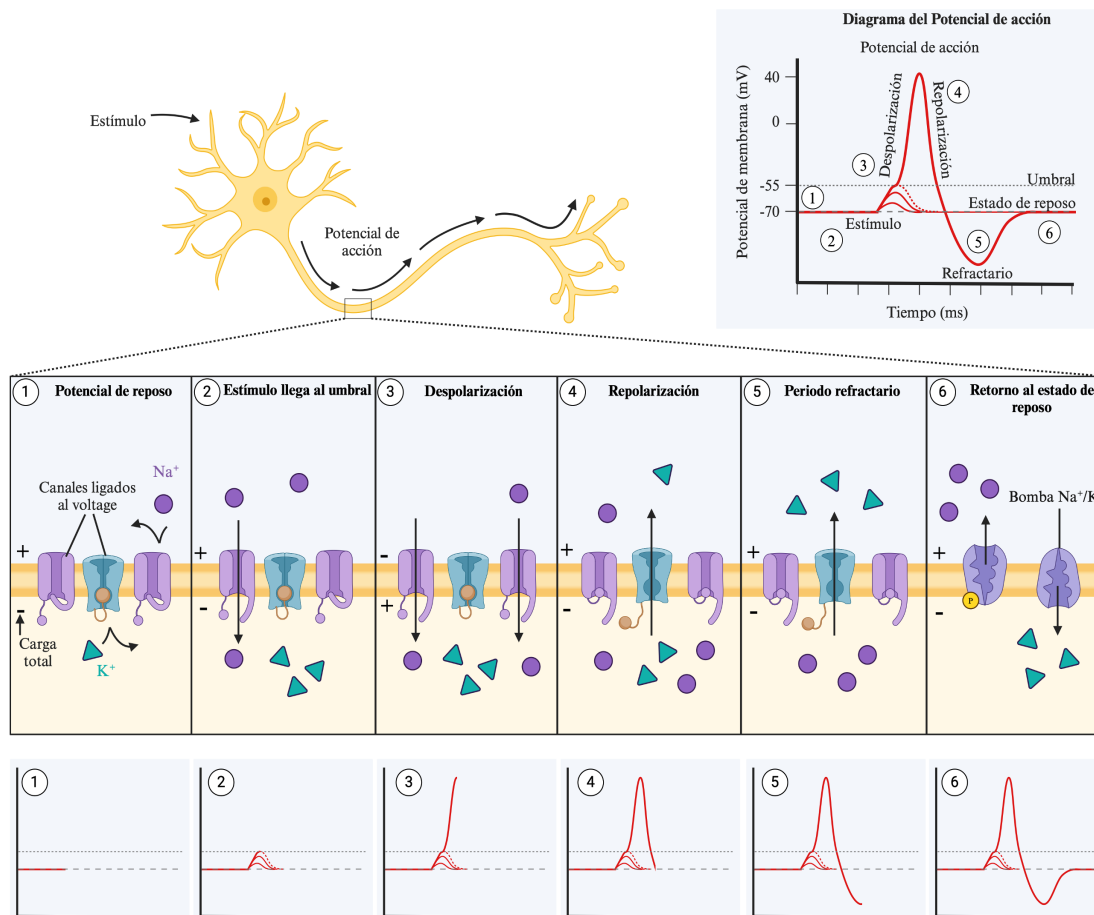


Figura 1. Potencial de acción neuronal. La figura muestra el proceso del potencial de acción en una neurona a través de seis etapas numeradas. En el potencial de reposo (1), la neurona mantiene una carga negativa interna y positiva externa, con canales de sodio (Na^+) y potasio (K^+) cerrados, manteniendo el potencial de membrana alrededor de -90 mV. Cuando un estímulo llega al umbral (2), se abren algunos canales de sodio ligados al voltaje, permitiendo la entrada de sodio y reduciendo la negatividad interna; si el estímulo es suficientemente fuerte y alcanza el umbral de aproximadamente -55 mV, se desencadena un potencial de acción. Durante la despolarización (3), la apertura rápida de muchos canales de sodio permite una entrada masiva de sodio, invirtiendo el potencial de membrana y haciendo que el interior de la célula se vuelva positivo en relación con el exterior. La repolarización (4) sigue a la despolarización, con el cierre de los canales de sodio y la apertura de los canales de potasio, permitiendo la salida de potasio y restaurando la carga negativa interna. En el período refractario (5), la neurona es incapaz de disparar otro potencial de acción inmediatamente, ya que los canales de potasio permanecen abiertos y el sodio no puede reentrar, previniendo la activación prematura de otro potencial de acción. Finalmente, en el retorno al estado de reposo (6), la bomba de sodio-potasio (Na^+/K^+ ATPasa) restaura las concentraciones originales de sodio y potasio, bombeando sodio fuera de la célula y potasio dentro, devolviendo la neurona a su potencial de reposo. El diagrama del potencial de acción en la figura ilustra la variación del potencial de membrana a lo largo del tiempo durante un potencial de acción, destacando las fases de reposo, umbral, despolarización, repolarización y período refractario. Las subfiguras inferiores representan la secuencia temporal de los cambios en el potencial de membrana conforme se desarrollan las fases del potencial de acción, numeradas del 1 al 6 para corresponder con las descripciones detalladas. Figura creada con BioRender.com

2.1.2 Potenciales postsinápticos de neuronas piramidales: Una de las fuentes del EEG

El neocortex, también conocido como corteza cerebral, es una estructura crucial del cerebro que se encuentra en todos los mamíferos y ha evolucionado considerablemente a lo largo del tiempo. En los humanos, el neocortex es especialmente prominente y constituye la parte más grande del cerebro,

encargándose de funciones superiores como la percepción sensorial, la generación de comandos motores, el razonamiento espacial, el pensamiento consciente y el lenguaje (31,32). La evolución del neocortex ha sido un proceso complejo que ha permitido a los mamíferos desarrollar capacidades cognitivas avanzadas (34). Esta estructura está organizada en seis capas distintas, cada una con características y roles específicos. La capa I, o capa molecular, está compuesta principalmente por fibras nerviosas horizontales y pocas neuronas. La capa II, conocida como granular externa, contiene numerosas células granulares pequeñas que reciben aferencias de otras áreas corticales. La capa III, o piramidal externa, alberga células piramidales que proyectan sus axones a otras partes del neocortex. La capa IV, llamada granular interna, es densa en células granulares y es el principal receptor de aferencias talámicas, esenciales para la percepción sensorial. La capa V, o piramidal interna, contiene grandes células piramidales que envían señales a estructuras subcorticales como el tronco encefálico y la médula espinal. Finalmente, la capa VI, o capa multiforme, incluye una mezcla de diferentes tipos de células que proyectan al tálamo y a otras regiones corticales (6,31,33). La organización en capas del neocortex permite procesar e integrar información de manera extremadamente eficiente, facilitando la complejidad de las funciones cognitivas y motoras que caracterizan a los mamíferos, especialmente a los seres humanos. La evolución del neocortex ha sido fundamental para la adaptación y supervivencia de los mamíferos, proporcionando una base neural para el comportamiento complejo y la inteligencia (34).

Las neuronas en el neocortex, en particular las células piramidales corticales, son fundamentales en la generación del EEG. Estas células establecen sinapsis en sus dendritas, conectándose con numerosas otras neuronas mediante fibras nerviosas corticocorticales y talamocorticales (Figura 2). En las sinapsis, la actividad neuronal se transmite de forma química entre células mediante neurotransmisores liberados de la célula presináptica, los cuales se unen a receptores específicos en la célula postsináptica. Dependiendo del tipo de neurotransmisor y receptor involucrado, las sinapsis pueden ser excitatorias o inhibitorias. En la membrana postsináptica, se generan potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios que se propagan eléctricamente a lo largo de la membrana dendrítica hasta el soma. Estos potenciales se integran con los provenientes de otras dendritas. Si esta integración resulta en una despolarización suficiente en el segmento inicial del axón, se desencadena un potencial de acción que viaja hasta la terminal sináptica, induciendo la liberación del neurotransmisor (6,31–33).

Además de recibir aferencias directas desde el tálamo y otras áreas corticales, las células piramidales corticales también obtienen entradas sinápticas de interneuronas, las cuales son activadas por fibras corticocorticales o talamocorticales. Las interneuronas desempeñan un papel crucial en la modulación de la actividad neuronal, actuando como intermediarios que pueden inhibir o excitar las células piramidales dependiendo de la naturaleza de sus sinapsis. Las aferencias talamocorticales no se distribuyen de manera homogénea. En lugar de eso, las aferencias talamocorticales no específicas ascienden hasta las capas corticales superficiales para conectar con las células piramidales. Por otro lado, las aferencias talamocorticales específicas, que están relacionadas con los distintos órganos sensoriales, establecen sinapsis con las células piramidales principalmente en las capas corticales más profundas. Las aferencias corticocorticales forman sinapsis con las células piramidales en prácticamente todas las capas de la corteza (6,31–33).

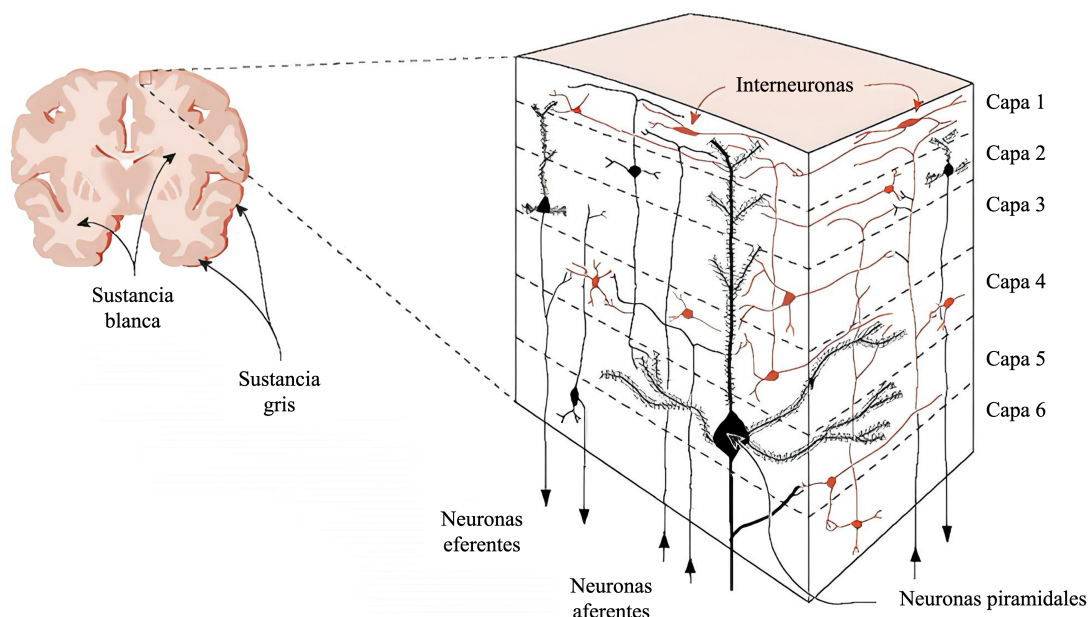


Figura 2. Organización de la Corteza Cerebral: Estructura y Función de las Capas Corticales. La figura muestra una representación esquemática de la organización de la corteza cerebral. A la izquierda se observa un corte transversal del cerebro, destacando la distribución de la sustancia blanca y la sustancia gris. La sustancia gris se encuentra en la parte externa, mientras que la sustancia blanca está en el interior del cerebro. A la derecha, se presenta un esquema ampliado de las seis capas de la corteza cerebral, numeradas del 1 al 6. Cada capa tiene características y funciones específicas: la Capa 1 contiene principalmente fibras nerviosas horizontales y pocas células neuronales; la Capa 2, conocida como la capa granular externa, contiene muchas células granulares pequeñas; la Capa 3, conocida como la capa piramidal externa, contiene células piramidales medianas a grandes que proyectan axones a otras áreas de la corteza cerebral; la Capa 4, conocida como la capa granular interna, contiene muchas células granulares pequeñas que reciben la mayoría de las aferencias talámicas; la Capa 5, conocida como la capa piramidal interna, contiene grandes células piramidales cuyos axones proyectan principalmente a estructuras subcorticales y espinales; y la Capa 6, conocida como la capa multiforme, contiene varias células fusiformes y piramidales que envían axones de regreso al tálamo. Las interneuronas, que modulan la actividad de las células piramidales, están presentes en varias capas de la corteza. Las neuronas eferentes, indicadas con flechas hacia abajo, transmiten señales desde la corteza cerebral a otras partes del cerebro y del sistema nervioso, mientras que las neuronas aferentes, indicadas con flechas hacia arriba, llevan información desde otras partes del cerebro y del cuerpo hacia la corteza. Este esquema ilustra la complejidad y la organización precisa de las neuronas en la corteza cerebral, destacando la importancia de cada capa en la integración y procesamiento de la información neural. Imagen extraída y modificada de Feldman Barret, L. (2017). How Emotions Are Made (207).

Aunque los potenciales de acción son demasiado breves para sumarse de manera efectiva, los potenciales postsinápticos, que pueden durar hasta varios 10 ms, pueden generar cambios de potencial registrables extracelularmente en el cuero cabelludo (EEG). La figura 3 ilustra una sinapsis glutamatérgica excitatoria. Cuando una neurona presináptica se excita, se genera un potencial de acción que se propaga a lo largo del axón y llega a la terminal presináptica. Este potencial de acción provoca la apertura de canales de Na^+ regulados por voltaje, permitiendo la entrada de Na^+ y despolarizando la membrana. Como resultado de esta despolarización, se abren canales de Ca^{2+} regulados por voltaje en

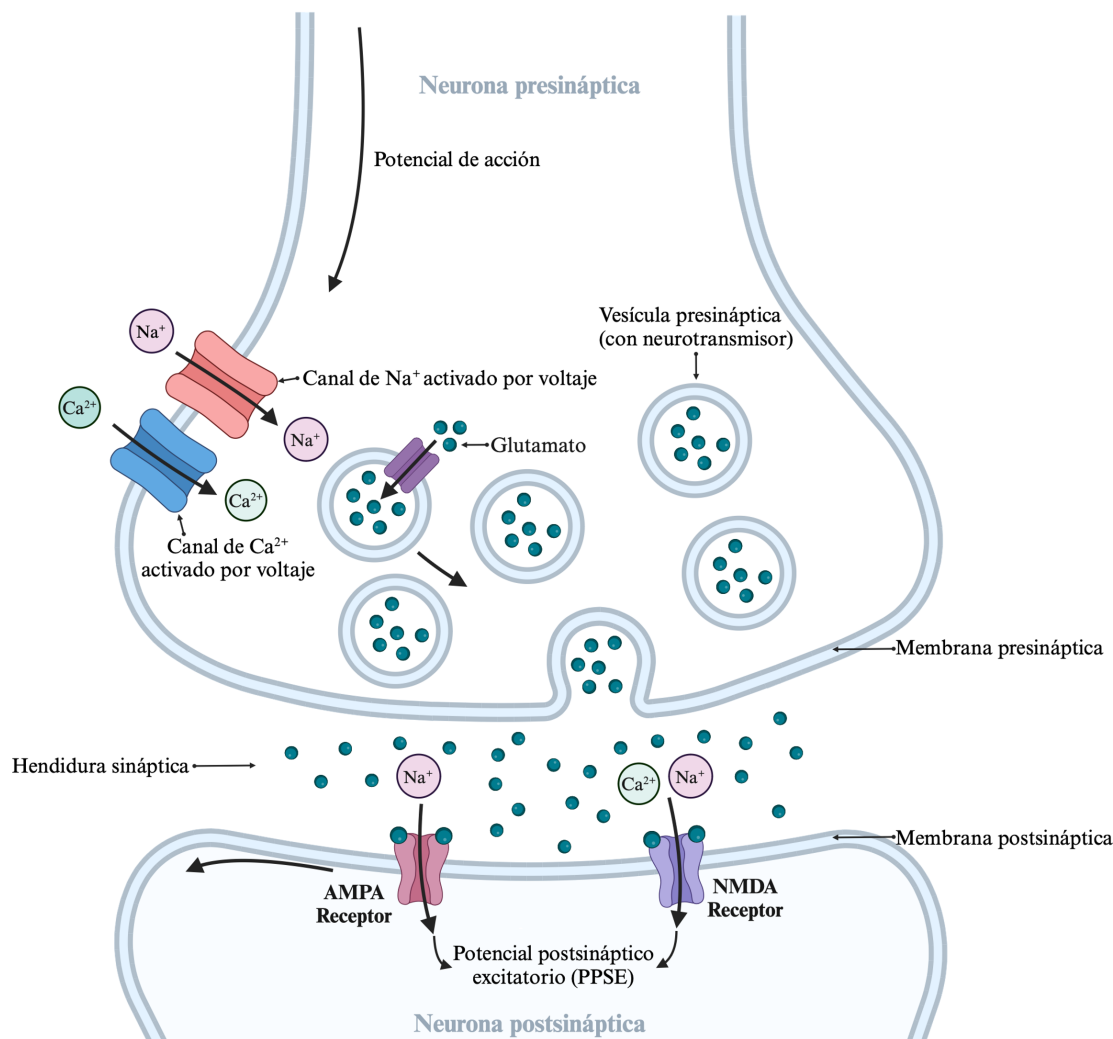


Figura 3. Sinapsis excitatoria La sinapsis excitatoria prototípica en la corteza utiliza glutamato como neurotransmisor. En esta sinapsis, el potencial de acción presináptico abre canales de Ca^{2+} regulados por voltaje, lo que provoca un influxo de Ca^{2+} en la terminal presináptica. Este aumento de Ca^{2+} intracelular desencadena la liberación de glutamato, almacenado en vesículas presinápticas, hacia la hendidura sináptica. El glutamato luego se une a receptores específicos en la membrana postsináptica, lo que conduce a un influxo de Na^+ y Ca^{2+} . Este movimiento de iones positivos genera un potencial excitatorio postsináptico (EPSP), caracterizado por una despolarización de la membrana postsináptica. Figura creada con BioRender.com

la terminal presináptica, permitiendo el influxo de Ca^{2+} . El aumento de la concentración de Ca^{2+} dentro de la terminal presináptica desencadena la fusión de vesículas sinápticas con la membrana presináptica y la liberación del neurotransmisor glutamato en la hendidura sináptica. El glutamato se difunde a través de la hendidura sináptica y se une a receptores específicos en la membrana postsináptica, principalmente a los receptores AMPA y NMDA. Los receptores AMPA permiten la entrada de Na^+ en la célula postsináptica, mientras que los receptores NMDA permiten la entrada de Na^+ y Ca^{2+} cuando se eliminan los bloqueos de Mg^{2+} en el canal, lo cual ocurre durante la despolarización. La entrada de estas cargas positivas (Na^+ , Ca^{2+}) causa una despolarización de la membrana postsináptica, conocida como potencial postsináptico excitatorio (PPSE). Esta despolarización local puede sumarse con otros PPSEs provenientes de diferentes sinapsis para alcanzar el umbral necesario para generar un potencial de acción en la neurona postsináptica. Además, los sumideros electrofisiológicos son áreas de la

membrana neuronal donde ocurre un influjo significativo de iones, típicamente Na^+ o Ca^{2+} , durante la generación de un PPSE. Estos sumideros son esenciales para la formación de los potenciales registrados en el EEG, ya que representan los puntos de entrada de corriente positiva en las células piramidales, creando un dipolo con una fuente correspondiente (salida de iones positivos) donde la corriente sale de la célula. A nivel extracelular, los cambios de potencial resultantes de estas actividades sinápticas pueden registrarse como variaciones en el EEG. Específicamente, en el espacio extracelular, se registra una negatividad debido a la predominancia de cargas negativas en respuesta a la actividad sináptica excitatoria. Estas señales extracelulares reflejan la suma de la actividad sináptica de muchas neuronas en una región cerebral, proporcionando una medida indirecta de la actividad neuronal colectiva (6,31–33).

En contraste, en una sinapsis gabaérgica se genera un potencial postsináptico inhibitorio (PPSI) (Figura 4). El principal neurotransmisor inhibitorio, el ácido gamma-aminobutírico (GABA), se une a dos tipos de receptores en la membrana postsináptica: GABA_A y GABA_B . Los receptores ionotrópicos GABA_A actúan como canales de cloruro (Cl^-) y median un influjo de Cl^- , mientras que los receptores metabotrópicos acoplados a proteínas G de GABA (GABA_B) inducen una corriente de salida de K^+ . Ambas corrientes iónicas resultan en una hiperpolarización de la membrana postsináptica, aumentando su potencial negativo y creando así el potencial postsináptico inhibitorio. En una sinapsis gabaérgica, los sumideros electrofisiológicos están asociados con el influjo de Cl^- , creando un ambiente local más negativo, mientras que las fuentes corresponden a la salida de K^+ . Similar al PPSE, el PPSI registrado extracelularmente aparece como positivo debido a la predominancia de portadores de carga positiva (6,31–33).

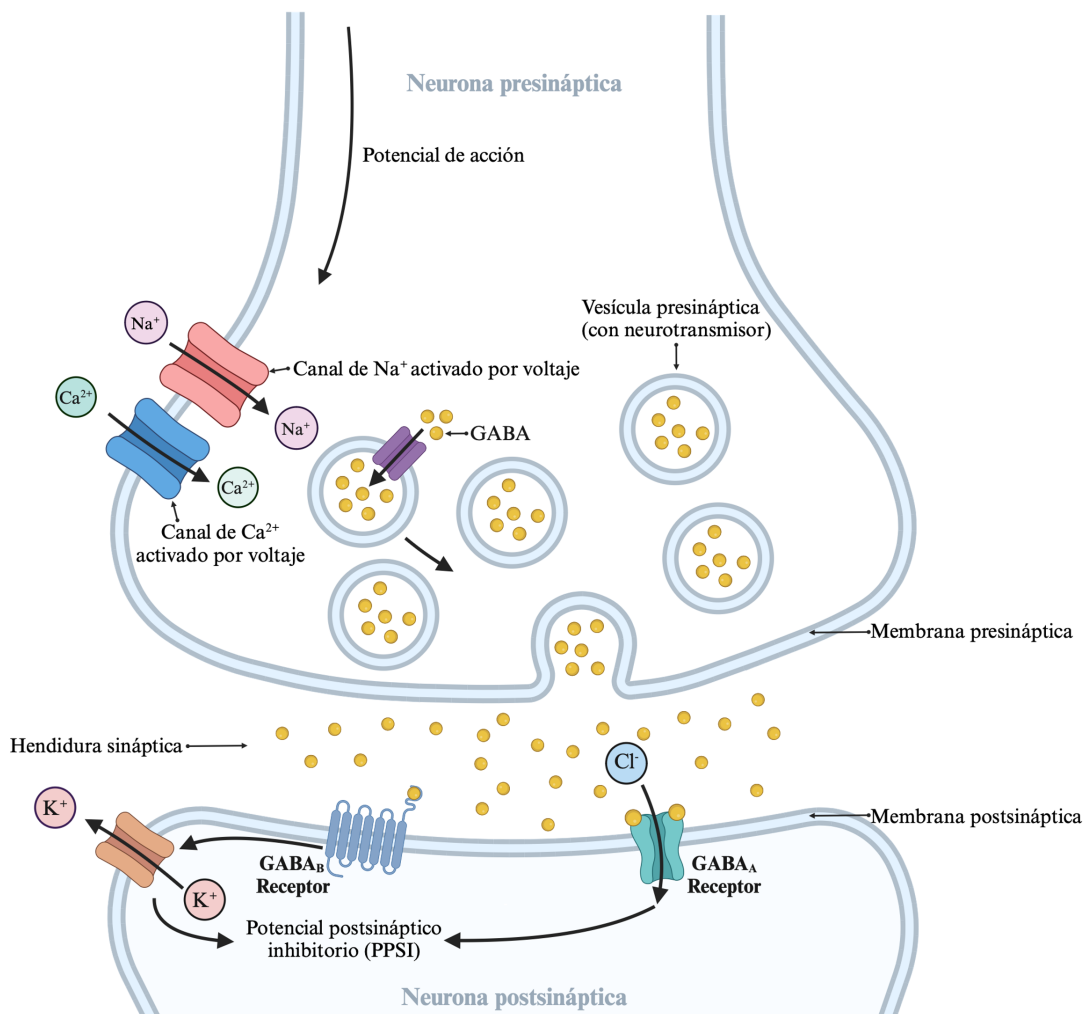


Figura 4. Sinapsis inhibitoria. La sinapsis inhibitoria prototípica en la corteza utiliza GABA como neurotransmisor. En esta sinapsis, el potencial de acción presináptico abre canales de Ca^{2+} regulados por voltaje, lo que provoca un influxo de Ca^{2+} en la terminal presináptica y desencadena la liberación de GABA, almacenado en vesículas presinápticas. El GABA se une a receptores específicos en la membrana postsináptica, causando un influxo de Cl^- y un eflujo de K^+ , lo que produce el potencial inhibitorio postsináptico (PPSI), caracterizado por una hiperpolarización de la membrana postsináptica. Figura creada con BioRender.com

2.1.3 Neuronas piramidales corticales: Dipolos en el EEG.

Las neuronas piramidales corticales son excelentes dipolos debido a su estructura anatómica única con una dendrita apical larga perpendicular a la superficie cortical. La dirección de dicho dipolo está determinada por la ubicación superficial o profunda de la entrada sináptica. Las sinapsis excitatorias están rodeadas de negatividad debido a la corriente interna catiónica (Na^+ , Ca^{2+}). A medida que el PPSE en desarrollo se propaga electrónicamente a lo largo de la membrana celular dendrítica, se produce un eflujo capacitivo equivalente de carga positiva en la dendrita apical. Lejos de la sinapsis, esto produce un potencial extracelular positivo haciendo que la neurona piramidal sea un dipolo extracelular. Una excitación superficial causa un potencial negativo en el cuero cabelludo

(Figura 5A.), mientras que un potencial positivo en el cuero cabelludo se debe a una excitación profunda (Figura 5C). Por convención, un potencial negativo se registra como una deflexión ascendente en el EEG. Así, las entradas excitatorias superficiales son seguidas por deflexiones ascendentes, mientras que las entradas excitatorias profundas se registran como deflexiones descendentes que comúnmente son algo menores debido a la distancia al cuero cabelludo (6,33).

En las sinapsis inhibitorias, la situación es inversa. La positividad local causada por la corriente interna de carga negativa (influjo de Cl^- o eflujo de K^+) contrasta con la negatividad distante debido a la propagación electrónica del PPSI y el eflujo capacitivo equivalente de carga negativa. Así, la neurona piramidal cortical se convierte en un dipolo con polaridad negativa en el cuero cabelludo cuando la inhibición ocurre en capas profundas (Figura 5B), o con polaridad positiva en el cuero cabelludo cuando la inhibición es superficial (Figura 5D). La inhibición profunda genera una señal menor en comparación con la inhibición superficial debido a la mayor distancia al cuero cabelludo (6,31–33).

El EEG representa la suma de todos los potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios de las neuronas piramidales corticales, creando un dipolo vertical perpendicular al cuero cabelludo. Debido a que Cl^- y K^+ tienen un gradiente electroquímico menor que Na^+ y Ca^{2+} (los portadores de carga del PPSE), los potenciales postsinápticos excitatorios son los principales generadores de las ondas del EEG. Además, dado que la corteza está estructurada en giros y surcos, las células piramidales en las paredes del giro forman dipolos horizontales que son percibidos como "cargas neutras" por los electrodos del cuero cabelludo y, por lo tanto, apenas se registran en el EEG. El EEG detecta preferentemente los dipolos piramidales en la parte superior de un giro o, con menos amplitud debido a la distancia, en la profundidad de un surco. Sin embargo, ciertos patrones de EEG contienen dipolos horizontales, como las espigas centrotemporales en la epilepsia rolándica o las espigas pequeñas y agudas durante el sueño (6,31–33).

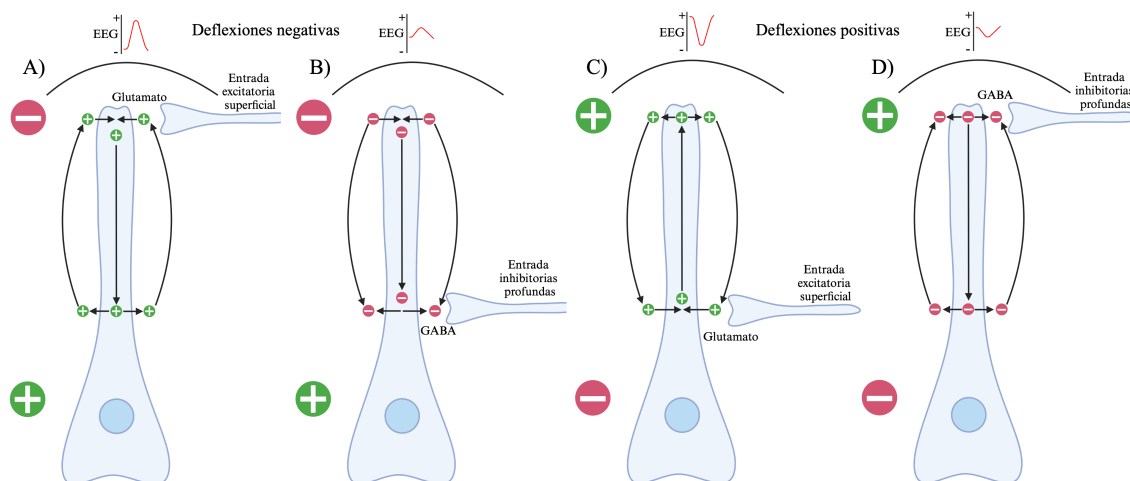


Figura 5. Deflexiones Negativas (Ascendentes) y Positivas (Descendentes) en el EEG. Las deflexiones negativas (ascendentes) se deben a entradas excitatorias superficiales o a entradas inhibitorias profundas en las neuronas piramidales. Una entrada excitatoria superficial (A) causa un influjo de portadores de carga positiva (PPSE), que genera una polaridad negativa en el espacio extracelular. Las cargas positivas se distribuyen dentro de la dendrita apical y, mediante un eflujo capacitivo a lo largo de la dendrita, evocan una positividad extracelular distante a la sinapsis (es decir, en el soma). Esto produce un dipolo con polaridad negativa en el cuero cabelludo que, por convención, se muestra con una deflexión ascendente. Un fenómeno similar ocurre cuando una sinapsis inhibitoria profunda está activa (B). Aquí, una corriente interna de portadores de carga negativa (PPSI) genera una positividad extracelular mientras que la corriente externa capacitiva a lo largo de la dendrita apical causa una polaridad negativa extracelular en el cuero cabelludo. Sin embargo, la onda del EEG que sigue a una entrada inhibitoria profunda es más pequeña en comparación con la entrada excitatoria superficial, debido a que la fuente está más alejada del cuero cabelludo y los portadores de carga del PPSI tienen un gradiente electroquímico más pequeño. Las deflexiones positivas (descendentes) se deben a entradas excitatorias profundas o a entradas inhibitorias superficiales en las neuronas piramidales. Una entrada excitatoria profunda (C) causa un influjo de portadores de carga positiva (PPSE), que genera una polaridad negativa en el espacio extracelular. Las cargas positivas se distribuyen dentro de la dendrita apical y, mediante un eflujo capacitivo a lo largo de la dendrita, evocan una positividad extracelular distante a la sinapsis. Esto produce un dipolo con polaridad positiva en el cuero cabelludo que, por convención, se muestra con una deflexión descendente. Un fenómeno similar ocurre cuando una sinapsis inhibitoria superficial está activa (D). Aquí, una corriente interna de portadores de carga negativa (PPSI) genera una positividad extracelular mientras que la corriente externa capacitiva a lo largo de la dendrita apical causa una polaridad negativa extracelular distante a la sinapsis (es decir, en el soma). Generalmente, la amplitud de la onda del EEG depende de la distancia entre la fuente y el cuero cabelludo, así como del gradiente electroquímico de los portadores de carga. Por lo tanto, es difícil predecir si las entradas excitatorias profundas o las inhibitorias superficiales producirán señales de EEG más grandes. Figura creada con BioRender.com

2.2 Origen de las oscilaciones cerebrales

Como se mencionó anteriormente, los PPSE y PPSI individuales son demasiado pequeños, por lo que se requiere un número suficientemente grande de potenciales postsinápticos simultáneos y en la misma dirección para sumarse y generar ondas EEG en el cuero cabelludo (35). Debido a su proximidad al cuero cabelludo, los potenciales postsinápticos superficiales de las aferencias talamocorticales no específicas son la principal fuente del EEG (6,36). La actividad sináptica de estas aferencias se sincroniza de manera diferente, dependiendo del nivel de vigilancia. Cuanto más sincronizados estén los potenciales postsinápticos en una neurona piramidal por sus aferencias, mayor será la amplitud de la onda EEG resultante, un proceso conocido como sincronización (Buzsáki & Draguhn). No obstante, esto también implica que la frecuencia de estas ondas disminuye. Si todas las aferencias talamocorticales estuvieran activas sincronizadamente, la frecuencia de las ondas EEG sería idéntica a la actividad sináptica de estas aferencias.

La sincronización y desincronización de los potenciales postsinápticos son procesos clave que generan las oscilaciones cerebrales observadas en el EEG (37). Estas oscilaciones, emergen de la interacción rítmica entre la actividad neuronal excitatoria e inhibitoria (6,8). Cuando un gran número de potenciales postsinápticos se sincronizan, producen una onda EEG de mayor amplitud, mientras que la desincronización de estos potenciales resulta en ondas de menor amplitud y mayor frecuencia. Así, la coordinación temporal de la actividad neuronal a través de la sincronización y desincronización subyace a la formación de los distintos patrones de oscilaciones cerebrales, facilitando la comunicación efectiva entre diferentes regiones del cerebro y coordinando procesos cognitivos y respuestas conductuales(8).

La actividad neuronal reflejada en las oscilaciones cerebrales es fundamental para las funciones neurocognitivas (38). Las oscilaciones cerebrales representan la sincronización rítmica de las neuronas y se presentan en diferentes bandas de frecuencia:

- Delta (0.5 - 4 Hz)
- Theta (4 - 8 Hz)
- Alpha (8 - 13 Hz)
- Beta (13 - 30 Hz)
- Gamma (30 - 100 Hz)

Estas oscilaciones emergen de la interacción entre la actividad neuronal excitatoria e inhibitoria. La sincronización de grandes poblaciones de neuronas genera estos ritmos, los cuales facilitan la comunicación efectiva entre diferentes regiones cerebrales (8). Estas oscilaciones permiten la organización temporal de la actividad neuronal, coordinando los procesos cognitivos y las respuestas conductuales. Aunque los roles exactos de las actividades oscilatorias siguen siendo poco claros, los resultados de investigaciones en laboratorio con animales y humanos, así como las simulaciones de modelos computacionales, han sugerido varias hipótesis y teorías sobre el papel y el mecanismo de los patrones oscilatorios neuronales en las funciones cerebrales.

Para analizar de manera detallada cómo se distribuye la energía en estas diferentes frecuencias, se utiliza la densidad espectral de potencia (DSP). La DSP es una medida crucial que describe cómo se distribuye la potencia de una señal EEG a lo largo de diferentes frecuencias (39) La DSP se calcula

utilizando técnicas de análisis frecuencial, que descomponen la señal EEG en sus componentes frecuenciales. La DSP se expresa en unidades de potencia por unidad de frecuencia ($\mu\text{v}^2/\text{Hz}$), y proporciona una representación gráfica que muestra cómo varía la potencia de la señal EEG en función de la frecuencia (39).

La DSP es especialmente importante porque nos proporciona una visión detallada de cómo la energía de la señal EEG se distribuye en cada frecuencia. Esto es fundamental para entender las oscilaciones cerebrales, ya que cada banda de frecuencia (delta, theta, alfa, beta, gamma) está asociada con diferentes estados y procesos cerebrales (4). Al analizar la DSP, los investigadores pueden identificar y cuantificar las distintas bandas de frecuencia en el EEG, permitiendo una mejor comprensión de los mecanismos subyacentes a la función cerebral y cómo estos pueden variar en diferentes condiciones o en respuesta a diferentes estímulos (39). Ejemplo: Supongamos que calculamos la DSP de una señal EEG y encontramos que en la banda theta (4-8 Hz) la DSP es de $10 \mu\text{v}^2/\text{Hz}$, mientras que en la banda beta (13-30 Hz) es de $5 \mu\text{v}^2/\text{Hz}$. Esto indica que la actividad neuronal es más fuerte en la banda theta que en la banda beta para esa señal en particular.

El análisis de la DSP es fundamental para la neurociencia porque permite identificar patrones específicos de actividad cerebral relacionados con diferentes estados y procesos (4). Este análisis proporciona una herramienta valiosa para investigar los mecanismos subyacentes a la función cerebral y cómo estos pueden variar en diferentes condiciones o en respuesta a diferentes estímulos (40–42). La DSP facilita la comprensión de cómo las distintas frecuencias contribuyen a la actividad total del cerebro y cómo estas contribuciones cambian en diferentes contextos (39)

En general, el cerebro se puede entender como un sistema altamente coordinado donde las oscilaciones cerebrales juegan un papel crucial en la sincronización de la actividad neuronal. Esta coordinación está modulada por diversos parámetros específicos de cada tarea(43,44). El estudio de las oscilaciones cerebrales ha proporcionado información valiosa sobre los mecanismos subyacentes a diferentes estados mentales y enfermedades neurológicas. Entre estas oscilaciones, las oscilaciones alfa son particularmente relevantes, siendo una frecuencia dominante en los adultos (7,45). Estas oscilaciones están implicadas en diversas funciones cognitivas y son consideradas un componente esencial del funcionamiento cerebral.

La relevancia de las oscilaciones alfa se extiende a procesos cognitivos fundamentales como la atención y la memoria de trabajo. Estas oscilaciones juegan un papel crucial en la regulación de la atención, permitiendo al cerebro filtrar información irrelevante y enfocarse en estímulos importantes. Además, la modulación de la potencia alfa está estrechamente relacionada con la capacidad de mantener y manipular información en la memoria de trabajo (7). A continuación, se explorarán en detalle las funciones específicas de las oscilaciones alfa en la atención y la memoria de trabajo, destacando su impacto en el procesamiento cognitivo y la eficiencia mental.

2.3 Enfocándose en lo relevante, el rol de la atención.

En 1890, en su obra "Principios de Psicología", William James planteó la noción de que "todos saben lo que es la atención" (46), una afirmación probablemente concebida para resaltar su uso generalizado en una multitud de situaciones cotidianas y su ya establecida presencia en el lenguaje común. A pesar de ser un concepto ampliamente reconocido, la atención se destaca por su complejidad como proceso cognitivo, dada la diversidad de tipos y modalidades que presenta (47). A pesar de destacar que la atención es de conocimiento universal, James igualmente realizó una descripción, y la caracterizó como "la toma de posesión por parte de la mente, de forma clara y vívida, de uno de lo que parecen ser varios objetos o líneas de pensamiento simultáneamente posibles" (46). En esencia, el control sobre la atención nos brinda la capacidad de seleccionar qué información de nuestro entorno procesaremos, filtrando al mismo tiempo aquella que no resulta relevante para nuestra tarea en curso. Si bien este control ofrece una mayor eficiencia en nuestro comportamiento, implica un costo: concentrarnos en algo significa, necesariamente, dejar de prestar atención a otros posibles focos de interés. Nuestra capacidad para atender está limitada y su amplitud varía en función de factores como la edad, el estado neurológico, el nivel de fatiga, el estrés, la práctica, entre otros (47).

Desde una perspectiva evolutiva, la atención ha sido esencial para la supervivencia. En sus fases más tempranas, se centraba en la detección de amenazas y la búsqueda de recursos como el alimento. Con el paso de la evolución, se ha refinado, permitiendo a los seres vivos monitorear su entorno de manera más precisa y tomar decisiones más adaptativas (48). Este proceso cumple un rol crucial al orientar el sistema de procesamiento cognitivo hacia un subconjunto específico de la información disponible, logrando un rendimiento óptimo cuando se concentra en la información relevante para la tarea en curso, en detrimento de la información menos pertinente o irrelevante (49).

La mejora en el desempeño derivada de una gestión eficaz de la atención puede observarse en una variedad de contextos, lo que a su vez da lugar a diferentes tipos de atención. Entre estos, se destacan la atención selectiva, la atención dividida, la atención sostenida y el cambio de atención (47). La atención dividida se manifiesta cuando una persona gestiona varias fuentes de información o realiza múltiples tareas simultáneamente. En contraposición, el cambio de atención implica la alternancia entre diferentes tareas o fuentes de información. Por otro lado, la atención sostenida se refiere a la capacidad de mantener el enfoque en una sola tarea durante periodos prolongados (47). A continuación, se desarrollará más a fondo el concepto de atención selectiva.

2.4 Excluyendo lo irrelevante del entorno a través de la atención selectiva.

La atención selectiva se refiere al proceso por el cual un individuo es capaz de concentrar su atención hacia una fuente de información para su procesamiento, excluyendo otras fuentes de información disponibles en su entorno, con el fin de realizar adecuadamente una tarea (47). Por ejemplo, una persona que desee leer un libro en un espacio público (como la sala de espera de una consulta médica), no prestará atención a las conversaciones ajenas ni a las personas que deambulen por el pasillo. La información que está fuera de su foco no se procesa, y es posible que ni siquiera se tenga consciencia de su existencia. Pero mantener este enfoque momentáneo requiere un esfuerzo y no siempre resulta exitoso. Las fallas en la atención selectiva conducen a distracciones las que, en el mejor

de los casos, simplemente reducen la eficiencia conductual y, en el peor de los casos, puede representar amenazas graves para la seguridad personal. Siguiendo el ejemplo anterior, estar distraído al leer puede prolongar el tiempo necesario para completar la lectura y también puede disminuir la comprensión. Sin embargo, distraerse mientras se conduce un automóvil puede acarrear consecuencias mucho más serias. El proceso de la atención selectiva auditiva es el foco central de esta tesis.

Durante la atención selectiva, la persona se concentra únicamente en la información relevante, dejando de lado lo que carece de importancia. Se han identificado diversos factores que pueden influir en este proceso. Entre ellos, la similitud entre el objetivo y los distractores se ha descrito como un factor clave para determinar la facilidad de selección (50–52). Además, la previsibilidad de la ubicación del objetivo también es importante: cuando su ubicación es constante o se señala de antemano, su detección es más rápida y los distractores son menos disruptivos que cuando su ubicación es impredecible (53,54). En otras palabras, el foco espacial de la atención, es decir, conocer hacia dónde dirigirla, resulta esencial para lograr un comportamiento rápido y eficiente. Este principio se ha evidenciado tanto en la información visual como en la auditiva. La predictibilidad temporal de la información distractora también se ha descrito que desempeña un papel crucial para determinar la facilidad de mantener la atención en la información objetivo. Ya sea en el ámbito visual o auditivo, cuando la información distractora se presenta en intervalos aleatorios o impredecibles, existe una mayor probabilidad de que capte la atención en comparación con cuándo se puede anticipar en intervalos regulares y predecibles (55).

Otro aspecto de interés para los investigadores en relación con la atención selectiva es cómo se logra mantener la información distractora fuera del foco de atención. Por un lado, se ha postulado que la información distractora no alcanza el proceso consciente porque no produce los procesos cognitivos atencionales impidiendo el beneficio facilitador de la atención. Por otro lado, se ha postulado que algunos modelos de atención selectiva incluyen componentes facilitadores e inhibidores para lograr la selección a los estímulos relevantes. En estos modelos, la atención selectiva se logra no solo mediante el procesamiento activo de la información objetivo, sino también a través de la inhibición activa o supresión de la información distractora (56,57). Las deficiencias en el desempeño de la atención selectiva pueden atribuirse a un fallo tanto en el procesamiento facilitador de la información objetivo, así como en la inhibición de la información distractora. En consecuencia, entender la atención selectiva en términos de facilitación e inhibición podría mejorar la precisión con la que podemos detectar problemas de selección en diversas poblaciones.

2.5 La atención y la memoria de trabajo como procesos integrados.

El preciso instante en que leemos estas palabras, así como toda la realidad que experimentamos, se construye a partir de la información que percibimos de nuestro entorno. Esta información es procesada por nuestro cerebro a través de procesos que están fuertemente conectados con nuestras experiencias previas. Cuando estamos despiertos, el cerebro está constantemente recopilando, interpretando y organizando nueva información del entorno para crear una representación coherente del mundo que nos rodea, utilizando como base lo que ya conocemos a partir de experiencias previas (41,58,59). Este proceso no solo nos ayuda a entender el presente, sino que también asienta las

bases para predecir eventos futuros y guiar nuestros comportamientos. Según las teorías psicológicas, la atención y la memoria de trabajo están íntimamente vinculadas (1–3,60).

Un modelo que describe el procesamiento de información y su almacenamiento es el modelo de procesamiento incrustado de Cowan (1) (figura 6). Nelson Cowan definió la memoria de trabajo como un proceso cognitivo que mantiene información antigua y nueva en un estado accesible para manipulación y realización de tareas mentales. No es una entidad separada, sino una etiqueta práctica para describir la interacción entre la atención y la memoria a largo plazo. Cowan propuso que la memoria de trabajo consiste en procesos incrustados de estos sistemas, y que incluso procesos sin una tarea específica, como la codificación verbal de formas sin sentido, son considerados parte de la memoria de trabajo. Su modelo busca explicar un modo de funcionamiento universal, independientemente del tipo de estímulo (1). En este modelo, se postula la existencia de varios componentes clave: la memoria a largo plazo, la memoria activada, el búfer sensorial y el ejecutivo central.

- Memoria a Largo Plazo (MLP): La MLP es el almacén donde se guarda toda la información que hemos adquirido a lo largo del tiempo, desde conocimientos generales hasta recuerdos personales. Esta información puede durar desde días hasta décadas y no está constantemente accesible, sino que debe ser activada cuando se necesita.
- Memoria Activada: Es una parte de la MLP que ha sido temporalmente accesible debido a la activación por estímulos sensoriales o procesos atencionales. La información en la memoria activada es la que está disponible para su uso inmediato en tareas cognitivas.
- Búfer Sensorial: Este es un almacén temporal para toda la información sensorial entrante. Funciona como un sistema de almacenamiento de muy corta duración que mantiene la información lo suficiente como para que sea procesada y enviada a otros sistemas de memoria. En otras palabras, el búfer sensorial actúa como una puerta de entrada para la información sensorial, reteniéndola brevemente antes de que sea procesada por el cerebro.
- Ejecutivo Central: Este componente es responsable de supervisar y dirigir los procesos de memoria explícita. El ejecutivo central dirige la atención hacia las representaciones activadas en la MLP, decidiendo cuál información se debe mantener en la memoria activada y cuál puede ser desechada.

Este proceso de direccionamiento de la atención es crucial para nuestras capacidades cognitivas, como el razonamiento y la toma de decisiones. Para ilustrar cómo funciona este modelo en una tarea cotidiana, consideremos el ejemplo de hacer una lasaña. Este proceso implica varios pasos y requiere la integración de múltiples fuentes de información.

- Receta en la Memoria a Largo Plazo: La receta para hacer lasaña, que incluye ingredientes, pasos de preparación y tiempos de cocción, está almacenada en la MLP. Esta información fue adquirida en algún momento previo, quizás al leer un libro de cocina o ver un video de cocina.
- Activación de la Memoria: Cuando decides hacer una lasaña, el ejecutivo central activa esta información en la memoria. La receta se convierte en una serie de instrucciones accesibles y disponibles para guiar la preparación.
- Búfer Sensorial: Mientras estás cocinando, recibes continuamente información sensorial del entorno: el olor de los ingredientes, el sonido de la cocción, la vista de los ingredientes en la mesa, etc. Esta información entra al búfer sensorial, donde es brevemente retenida.

- **Foco de Atención y Memoria Activada:** El ejecutivo central dirige tu atención a diferentes aspectos del proceso de cocción. Por ejemplo, cuando estás cortando cebolla, tu atención se centra en la tarea de cortar, y la información sobre cómo cortar cebolla se mantiene en la memoria activada. Simultáneamente, la receta general de la lasaña sigue accesible en la memoria activada, pero tu atención se enfoca en pasos específicos según sea necesario.
- **Decisiones y Ajustes:** Si algo inesperado ocurre, como que se te caiga un ingrediente al suelo, el ejecutivo central redirige tu atención para solucionar el problema. La información relevante sobre cómo lidiar con la situación (por ejemplo, limpiar y reemplazar el ingrediente) es activada desde la MLP.

Las representaciones en la MLP pueden ser activadas tanto por la información sensorial como por el enfoque atencional del ejecutivo central (ver rutas a, b, c, Figura 6). La información en el búfer sensorial puede seguir tres posibles destinos:

1. **Desvanecerse rápidamente:** La información puede desaparecer de nuestra percepción consciente sin dejar rastro si no recibe atención adicional. Por ejemplo, el olor de la salsa de tomate puede desvanecerse rápidamente si no se presta atención específica a él.
2. **Captar nuestra atención:** La información puede integrarse en los procesos de memoria consciente, donde juega un papel activo en nuestra cognición deliberada. Por ejemplo, si el sonido del horno te alerta de que la lasaña está lista, esta información sensorial capta tu atención y te lleva a actuar.
3. **Fluir hacia procesos inconscientes:** La información puede operar por debajo del umbral de nuestra conciencia y no ser sometida a un análisis mental explícito. Esto explica cómo se procesan automáticamente ciertos estímulos y cómo se generan comportamientos automáticos.

Cowan también identifica las representaciones en la MLP como "elementos de memoria". Cada uno de estos ítems representa un grupo de nodos altamente interconectados (es decir, ensamblajes neuronales) dentro de redes neuronales asociativas. Este concepto se inspira en el fenómeno de "agrupación", donde elementos aparentemente separados se combinan para formar un solo ítem de memoria. En lugar de recordar cada ingrediente de la lasaña por separado, puedes recordar el conjunto como una receta unificada.(1,61). Además, Cowan sugiere que las representaciones neuronales no solo existen para guardar una imagen estática del entorno, sino que se utilizan para guiar nuestro comportamiento (62,63). Por ejemplo, la representación cerebral de una lasaña no solo incluye su apariencia visual, sino también información sobre cómo prepararla, servirla y comerla.

El modelo de Cowan ha generado gran interés porque encaja con múltiples descubrimientos de la psicología experimental, como los procesos de agrupación y la capacidad de la memoria de trabajo (1), el condicionamiento perceptual (64) y el nivel de procesamiento (60). Es clave destacar que este modelo ofrece un marco lógico sobre cómo la atención y la memoria colaboran en una misma estructura cerebral. Además, establece una distinción teórica entre procesos que son conscientes e implícitos. Es decir, los bloques de memoria que están en el foco de atención son procesados conscientemente por una parte central del cerebro (llamada "ejecutivo central"), lo que los hace más propensos a ser recordados de manera consciente en el futuro (memoria declarativa). Mientras tanto, estos mismos bloques de memoria pueden también intervenir en procesos inconscientes y en comportamientos automatizados (memoria no declarativa).

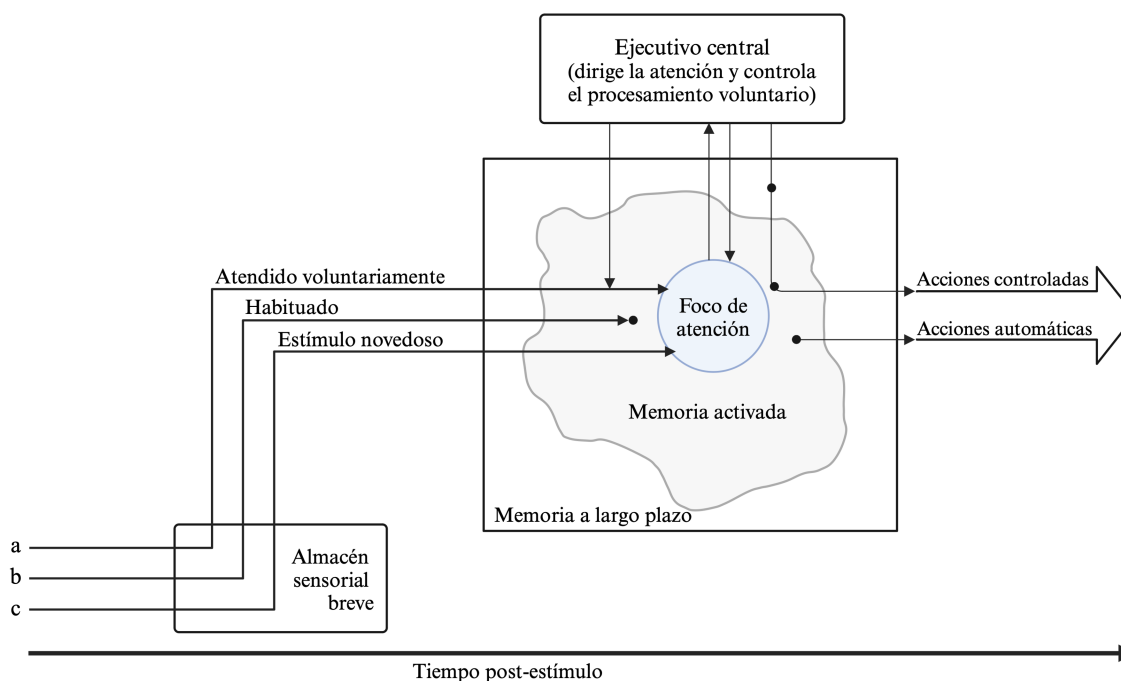


Figura 6. Modelo del sistema de procesamiento de la información. La atención puede dirigirse hacia afuera, hacia estímulos, o hacia adentro, hacia memorias a largo plazo. 2) No se necesita un "filtro": los estímulos físicamente inalterados no provocan atención (b, c), con la posible excepción de señales significativas; los estímulos invariables pueden entrar en el foco de atención a través de medios voluntarios (a). 3) La fase inicial del almacenamiento sensorial dura solo varios cientos de milisegundos (izquierda). La segunda fase es un tipo de memoria activada (arriba). Tanto la activación sensorial como la semántica pueden durar algunos segundos. 4) Almacenamiento a largo plazo de ciertas características codificadas ocurre automáticamente (b, c). El procesamiento atento (a, d) resulta en una codificación más elaborada (crucial para la recuperación voluntaria, almacenamiento episódico). El tiempo transcurrido desde la recepción del estímulo se representa ordinalmente a lo largo del eje x. Los componentes están dispuestos en tiempo real, y la información del estímulo puede estar presente en más de un componente al mismo tiempo. El almacenamiento a corto plazo se representa como un subconjunto activado del almacenamiento a largo plazo, y el foco de atención se representa como un subconjunto del almacenamiento a corto plazo. Los estímulos habitados no ingresan al foco de atención. El momento de participación del ejecutivo central en el procesamiento es flexible. Las flechas representan la transferencia de información de una forma a otra; estas son aproximaciones discretas a procesos continuos que pueden ocurrir en paralelo o en cascada. Los caminos que llevan a la conciencia pueden provenir de tres fuentes: estímulos cambiados para los que hay deshabitación, elementos seleccionados a través de un procesamiento con esfuerzo (ya sea de origen sensorial o no).

Es necesario distinguir los posibles objetos de atención a lo largo de dos dimensiones. La atención está controlada cuando se dirige de acuerdo con nuestras metas actuales. La influencia de las metas actuales en la atención a menudo se denomina "*top-down*". La atención es automática en la

medida en que su dirección está influenciada por fuerzas independientes de nuestras metas actuales; estas incluyen la "bottom-up" o la atención generada por propiedades percibidas de los estímulos (por ejemplo, su "prominencia"), así como las influencias de nuestra historia de aprendizaje en lo que prestamos atención, por ejemplo, cuando la atención se dirige a información que hemos aprendido que es relevante (65,66).

Por otro lado, la atención top-down, o dirigida, se refiere a nuestro enfoque consciente hacia objetivos y acciones específicas, tanto mentales como físicas. Este tipo de atención juega un papel crucial en la selección de respuestas adecuadas (67) la planificación de acciones futuras, y la salvaguarda de nuestros objetivos actuales frente a distracciones y tentaciones. Además, facilita la transición fluida entre distintas tareas y el enfoque en elementos y eventos relevantes dentro de nuestro entorno, ayudándonos a mantener la concentración en los estímulos o características significativos y a ignorar aquellos que son irrelevantes. Mediante la atención top-down, logramos no solo dirigir nuestros recursos cognitivos hacia nuestras metas y acciones, sino también ejercer un control activo sobre el objeto de nuestra atención (49)

2.6 Rol de las oscilaciones cerebrales en la atención selectiva y la memoria de trabajo.

Las oscilaciones alfa (8-13 Hz) desempeñan un papel crucial en la dinámica de la actividad cerebral, reflejando procesos de activación y desactivación cortical. Estas oscilaciones están vinculadas a la modulación de diversas funciones cognitivas. A continuación, se examinan las hipótesis y hallazgos relacionados con la modulación de la potencia alfa en el cerebro humano.

2.6.1 Disminución de la potencia alfa

Hipótesis de alfa que propone que la potencia alfa es un correlato inverso de la activación cerebral: una disminución de la potencia alfa indica excitación cortical, necesaria para realizar diversas tareas cognitivas complejas (68). La supresión de la potencia alfa, que está positivamente correlacionada con los indicadores de activación cerebral obtenidos mediante imágenes de resonancia magnética funcional, se observa durante tareas cognitivas como aritmética mental (5,69), lectura (70) y memoria de trabajo (71,72). Esta supresión ocurre principalmente en la corteza parietal (73), una región crucial para transformar la entrada sensorial en salida motora y que está involucrada en la representación espacial, la atención, la transformación sensoriomotora y la planificación abstracta.

Una menor potencia alfa durante una tarea se asocia con una mayor precisión en la tarea (68,74) reflejando una mayor activación cortical y gasto de recursos cognitivos (75). La supresión de alfa aumenta con la complejidad de la tarea, lo que indica una mayor demanda atencional y atención sostenida, potencialmente impulsada por la activación de redes talamocorticales vinculadas a los procesos de memoria (76). Algunos investigadores sugieren que la supresión alfa corresponde a la cantidad de información codificada y recuperada, reflejando una disminución de la sincronización del disparo neuronal (77–79). Otros la consideran un indicador de un mayor esfuerzo cognitivo (80).

Para la disminución de alfa, Becker et al. (81) encontraron supresión alfa temporal izquierda durante la escucha de habla degradada. Se encontró disminución de alfa temporal similar en un estudio

en el que los participantes calificaron la comprensibilidad de palabras degradadas (82). Esto lleva a una posible interpretación de que la disminución de alfa representa un control *top-down* del aumento de la ganancia sensorial (83). Se ha postulado que una disminución en la densidad espectral alfa podría estar relacionada con el procesamiento activo de estímulos (79) y con un aumento en la excitabilidad de las áreas sensoriales (57,84). Se encontró una disminución de la potencia alfa que duraba hasta un segundo mientras escuchaban sonidos del habla degradados espectralmente, asociando esta disminución con una mejor comprensión (82).

En tareas de memoria de trabajo donde se requiere que los participantes codifiquen, retengan e identifiquen elementos, se observa una disminución de alfa posterior durante la codificación, y disminución de alfa posterior durante la preparación y ejecución de la respuesta (85–88). La disminución de alfa posterior durante la recuperación (89) aumentan con la dificultad de la tarea. Es crucial considerar que muchos estudios no tienen en cuenta las variaciones individuales en la frecuencia alfa, lo que puede impactar significativamente el análisis de la modulación de la potencia alfa (74).

2.6.2 Aumento de la potencia alfa:

La exploración de la actividad alfa ha observado incrementos en la actividad alfa relacionados con tareas, como ocurre durante la retención en la memoria (74), o como ocurre con un aumento en la carga cognitiva (Jensen). Esto sugiere un papel activo de la actividad alfa, la cual puede ser vinculada con funciones cognitivas fundamentales como la atención y la memoria (7). El aumento en la actividad alfa puede indicar una inhibición activa desde niveles superiores de regiones cerebrales no relevantes para la tarea, como la inhibición del acceso a la memoria semántica a largo plazo (45), o la inhibición o desvinculación de áreas visuales para suprimir el procesamiento de información visual irrelevante (90). Esta última interpretación encuentra respaldo en hallazgos que evidencian incrementos en la actividad alfa sobre la corteza occipital contralateral a la posición de estímulos distractores en paradigmas de señalización espacial (91–93).

Considerando la evidencia acerca de la relevancia funcional de la actividad alfa, se ha investigado acerca de la medida en qué esta actividad se vincula a demandas como las relacionadas con la atención. Por ejemplo, en áreas visuales, somatosensoriales y auditivas, se ha observado que el aumento de la densidad espectral de la banda alfa está vinculado al rendimiento en tareas de memoria de trabajo (90,94,95). Además, se ha notado que este aumento en la densidad espectral alfa está relacionado con la cantidad de elementos que se deben recordar (90,95,96), lo que sugiere que la densidad espectral alfa refleja la carga cognitiva asociada con la retención de estos elementos. Dentro del marco de la hipótesis de "inhibición funcional", se postula que un incremento en la densidad espectral alfa durante la retención de elementos en la memoria de trabajo indica la supresión de información no relevante para la tarea (7) y/o de áreas cerebrales no esenciales (57).

Cuando nos enfocamos en el rol de las oscilaciones alfa en la inhibición a estímulos auditivos, se ha propuesto, en el último tiempo que las oscilaciones corticales alfa inhiben la información del enmascarador durante el procesamiento del habla en situaciones auditivas desafiantes (11). Por ejemplo, se reportó un aumento prominente en densidad espectral de las oscilaciones alfa cuando los participantes escuchan sonidos presentados contra ruido de fondo (97). Durante la presentación de palabras en silencio, la densidad espectral alfa no aumentó considerablemente después del inicio de la

palabra. Sin embargo, cuando las palabras se presentaron en ruido, la oscilación de la banda alfa aumentó durante los primeros 0,5 s después del inicio de la palabra. Este efecto fue más fuerte en los sitios temporales y occipitales. Por lo tanto, se ha propuesto que la densidad espectral alfa inducida es crucial para el procesamiento del habla en condiciones de audición desafiantes, ya que suprime información irrelevante (97). En el mismo estudio anterior se descubrió una atenuación en el ritmo alfa en relación a la línea de base. Este fenómeno comenzó 0,5 s después del inicio del estímulo y duró 0,75 s. La fuente inferida de esta disminución fue consistente con la corteza auditiva. En resumen, estos hallazgos sugirieron que una oscilación alfa a nivel temporal está relacionada con el procesamiento auditivo en silencio o en ruido. Durante una prueba de habla en ruido, se ha encontrado un aumento de la densidad espectral alfa con respecto a la línea de base (9,97,98). Una interpretación de estos hallazgos ha sido que el aumento de alfa ocurre como resultado de la supresión de los "canales" de codificación de ruido en el sistema auditivo, por lo que "protege" la entrada auditiva que se debe atender (11).

Por otro lado, el aumento de la potencia alfa ocurre durante tareas que requieren inhibición de respuestas, ignorar distractores irrelevantes o retener información en la memoria de trabajo (85,88). Este aumento se interpreta como control inhibitorio, ralentizando los procesos cognitivos y filtrando la información irrelevante (68,88,99). Puede indicar la inhibición de regiones cerebrales no relevantes para la tarea, facilitando el procesamiento de la información relevante para la tarea (57). Durante las tareas de retención de información, el aumento de alfa se ve como un procesamiento activo asociado con el mantenimiento de la memoria (100). Este fenómeno aumenta con la complejidad de la tarea (89,101), sugiriendo una inhibición funcional *top-down* de regiones cerebrales potencialmente disruptivas cuando las demandas atencionales son altas (45,74,101).

El aumento de alfa se le ha atribuido previamente un papel de "supresor" de información irrelevante en el procesamiento de estímulos sensoriales (102) o en tareas de memoria (Bonnefond & Jensen). Coherente con esto, Strauß et al. (11) sugieren que si el habla y el ruido se procesan como canales separados (103) el aumento de alfa puede ser un mecanismo por el cual el cerebro suprime el canal de ruido mientras conserva el canal del habla. Esto concuerda con la idea de que el desempeño óptimo en una tarea depende de desactivar las regiones no relevantes para la tarea para poder asignar recursos a las regiones relevantes para la misma. Tanto la inhibición controlada (reflejada en el aumento de la densidad espectral alfa) como el procesamiento activo (reflejado en la disminución de la densidad espectral alfa) probablemente desempeñen un papel en mejorar la relación entre la señal y el ruido de la información relevante almacenada en la memoria (7,104).

El análisis de la modulación de la potencia alfa en la actividad cerebral revela hipótesis aparentemente contradictorias que destacan su complejidad funcional en la atención selectiva y la memoria de trabajo. Por un lado, la disminución de la potencia alfa se asocia con la activación cortical necesaria para realizar tareas cognitivas complejas, reflejando un estado de excitación y procesamiento activo de información relevante. Esta disminución indica una mayor demanda de recursos cognitivos y está correlacionada con una mayor precisión en las tareas. Por otro lado, el aumento de la potencia alfa se interpreta como un mecanismo inhibitorio que filtra información irrelevante y suprime la actividad de regiones cerebrales no esenciales para la tarea en cuestión. Este aumento sugiere un control cognitivo de alto nivel que facilita la retención de información y la inhibición de distractores.

Estas hipótesis no son necesariamente excluyentes, sino que pueden reflejar diferentes facetas del mismo fenómeno: la flexibilidad de las oscilaciones alfa para adaptarse a las demandas cognitivas específicas de cada tarea. La disminución de alfa podría predominar en fases de procesamiento activo y codificación de información, mientras que el aumento de alfa podría ser crucial durante la retención y la inhibición de distracciones. Esta dualidad sugiere que la potencia alfa actúa como un modulador dinámico de la actividad cerebral, optimizando el balance entre excitación e inhibición en función de los requerimientos cognitivos del momento. Comprender esta interacción es esencial para desentrañar cómo el cerebro maneja la complejidad de las tareas cognitivas y podría ofrecer nuevas perspectivas para mejorar el rendimiento en contextos educativos y clínicos.

2.7 Electrodo del EEG vinculados con la atención selectiva y la memoria de trabajo

2.7.1 Electrodo frontales:

En el modelo de procesamiento incrustado de Cowan (1), la corteza prefrontal desempeña un papel fundamental dentro del control ejecutivo central, supervisando y regulando los procesos cognitivos necesarios para realizar tareas complejas. Este control incluye la dirección de la atención, el mantenimiento y la manipulación de información en la memoria de trabajo, y la toma de decisiones.

- **Dirección de la Atención en el Ejecutivo Central:**

La corteza prefrontal, particularmente el córtex prefrontal dorsolateral, es responsable de dirigir la atención hacia los estímulos relevantes y suprimir la información irrelevante. Este proceso se realiza a través de conexiones con áreas sensoriales y otras regiones corticales que procesan información específica. La capacidad de dirigir la atención es crucial para filtrar la información no relevante y enfocarse en los estímulos importantes, facilitando la ejecución eficiente de tareas (7,57). Estudios han demostrado que la corteza prefrontal puede activar y mantener información pertinente en la memoria de trabajo, incluyendo la capacidad de reorientar la atención cuando cambian las demandas de la tarea, un proceso crucial para la adaptación cognitiva (68).

- **Mantenimiento y Manipulación de Información en el Ejecutivo Central:**

El mantenimiento activo y la manipulación de la información en la memoria de trabajo son funciones clave de la corteza prefrontal dorsolateral. Este proceso permite la actualización y reorganización de la información en respuesta a nuevas demandas. La evidencia sugiere que la corteza prefrontal puede mantener información relevante mientras suprime información distractora, facilitando la concentración en las tareas actuales (71,72). Un estudio específico demostró cómo la corteza prefrontal dorsolateral participa en tareas que requieren la manipulación de múltiples piezas de información, como en el caso de problemas matemáticos complejos o planificación de estrategias (75).

- **Toma de Decisiones y Resolución de Problemas en el Ejecutivo Central:**

La toma de decisiones complejas y la resolución de problemas involucran la integración de información de diversas fuentes y la planificación de acciones futuras. La corteza prefrontal ventromedial es clave en la evaluación de opciones y la toma de decisiones basadas en el valor. Este proceso permite adaptar el comportamiento a nuevas situaciones y desarrollar estrategias efectivas para resolver problemas (45,73). Además, se ha encontrado que la corteza prefrontal medial participa en la

evaluación de la recompensa y el castigo, influenciando las decisiones que maximizan los resultados positivos y minimizan los negativos (79).

La corteza prefrontal juega un rol esencial en el control ejecutivo central del modelo de procesamiento incrustado de Cowan. Esta región cerebral es responsable de supervisar y regular diversos procesos cognitivos críticos para la realización de tareas complejas. Su papel en la dirección de la atención asegura que los estímulos relevantes sean priorizados mientras se suprime la información irrelevante, facilitando la ejecución eficiente de tareas. Además, la corteza prefrontal dorsolateral es fundamental para el mantenimiento y la manipulación de información en la memoria de trabajo, permitiendo la actualización y reorganización en respuesta a nuevas demandas. La toma de decisiones y la resolución de problemas también dependen de la corteza prefrontal, particularmente las regiones ventromedial y medial, que integran información de diversas fuentes y evalúan opciones basadas en el valor, adaptando el comportamiento a nuevas situaciones y maximizando los resultados positivos. Estas funciones destacan la importancia de la corteza prefrontal en la adaptación cognitiva y el rendimiento eficiente en actividades diarias y tareas complejas.

Los electrodos F7, F3, Fz, F4 y F8 se seleccionan en estudios de EEG sobre atención y memoria de trabajo debido a su ubicación estratégica sobre las regiones frontales del cerebro, que son cruciales para estas funciones cognitivas. En primer lugar, estos electrodos forman parte del Sistema Internacional 10-20, un método estandarizado para la colocación de electrodos que facilita la reproducibilidad y comparabilidad entre estudios (105). Esta configuración proporciona una cobertura amplia y equilibrada de la región frontal, incluyendo áreas izquierdas (F7, F3), centrales (Fz) y derechas (F4, F8) del lóbulo frontal.

Los electrodos seleccionados corresponden a áreas funcionales específicas de gran relevancia para los procesos cognitivos y emocionales. F7 y F8 se asocian con el área prefrontal dorsolateral, crucial para las funciones ejecutivas (106). F3 y F4 se relacionan con el córtex prefrontal dorsolateral, implicado en la planificación y toma de decisiones (107). El electrodo Fz representa la línea media frontal, relevante para los procesos de atención y control cognitivo (108). La inclusión de electrodos bilaterales (F7/F8, F3/F4) permite el estudio de la asimetría frontal, un fenómeno importante en la investigación de emociones y motivación (109). Esta configuración ha demostrado ser particularmente útil en estudios sobre regulación emocional y trastornos del estado de ánimo (110).

Además, estos electrodos son fundamentales para el estudio de procesos cognitivos como la atención, memoria de trabajo y control inhibitorio. Investigaciones previas han utilizado esta configuración para examinar diversos aspectos de la función ejecutiva (111) y la regulación emocional (112). Es importante señalar que esta selección de electrodos ofrece un equilibrio óptimo entre la cobertura espacial y la practicidad experimental, considerando las limitaciones técnicas que pueden existir en la configuración de registros EEG de alta densidad (113). La elección de los electrodos F7, F3, Fz, F4 y F8 para el registro EEG de la corteza frontal se basa en su capacidad para proporcionar información valiosa sobre los procesos cognitivos y emocionales asociados con la función frontal, respaldada por una sólida base de investigación previa en el campo de la neurociencia cognitiva.

2.7.2 Electrodo parietal:

La corteza parietal desempeña un papel fundamental en estos procesos, facilitando la integración y el manejo de la información auditiva relevante. Este texto explora cómo la corteza parietal se involucra en la atención selectiva auditiva y la memoria de trabajo auditiva mediante estudios que utilizan registros electroencefalográficos (EEG) con los electrodo P4, P8, Pz, P7 y P3. La memoria de trabajo auditiva requiere la retención temporal y la manipulación de la información auditiva. La corteza parietal, especialmente el lóbulo parietal inferior, está implicada en el almacenamiento temporal y en la manipulación de esta información. Kumar et al. (114) encontraron que la corteza parietal se activa significativamente durante tareas de memoria de trabajo que requieren la retención de información auditiva. Esta actividad puede ser registrada eficazmente mediante los electrodo Pz y P3, ubicados en la región central y lateral de la corteza parietal, que captan la actividad eléctrica correspondiente a la carga de memoria y el procesamiento de la información auditiva.

En cuanto a la atención selectiva auditiva, la corteza parietal juega un papel crucial en la orientación y el mantenimiento de la atención. Durante tareas de atención, estas regiones parietales se activan para facilitar la selección de estímulos auditivos relevantes y filtrar los irrelevantes. Hill y Miller (115) demostraron que la corteza parietal posterior se activa durante tareas que requieren la atención selectiva a estímulos auditivos específicos, como en el "Efecto cocktail party". Los electrodo P4 y P8 son esenciales para monitorear estos cambios en la actividad neuronal, captando la actividad en las regiones parietales derecha e izquierda.

La corteza parietal también integra información sensorial de diferentes modalidades, lo que es esencial para la memoria de trabajo y la atención. Esta integración incluye la combinación de información auditiva con información visual y espacial. Shomstein y Yantis (116) mostraron que la integración de información multisensorial en la corteza parietal es crucial para la atención y la memoria de trabajo. Los electrodo P7 y P8, ubicados en las áreas parietales laterales, permiten captar la actividad neural relacionada con la integración de estímulos auditivos y visuales, reflejando cómo el cerebro maneja y procesa múltiples fuentes de información sensorial simultáneamente.

Jensen et al. (90) demostraron que la potencia alfa en la corteza parietal aumenta con la carga de memoria, sugiriendo un mecanismo de inhibición para mantener la información relevante durante tareas de memoria de trabajo auditiva. Este estudio mostró que la modulación de las oscilaciones alfa es crucial para la eficiencia de la memoria de trabajo auditiva. Wöstmann et al. (117) demostraron que la atención auditiva sincroniza las oscilaciones alfa y beta con el estímulo auditivo relevante, mejorando la percepción del habla y reflejando un mayor procesamiento y atención.

La corteza parietal juega un papel crucial en la memoria de trabajo auditiva y la atención selectiva auditiva, facilitando la integración y el manejo de la información auditiva relevante. La actividad en la corteza parietal, registrada mediante EEG con los electrodo P4, P8, Pz, P7 y P3, refleja procesos cognitivos esenciales para la retención y manipulación de información auditiva, así como para la focalización de la atención en estímulos relevantes. La evidencia experimental apoya la importancia de la corteza parietal en estos procesos, mostrando su activación durante tareas de memoria de trabajo y atención auditiva. Estos hallazgos subrayan la relevancia de la corteza parietal en la facilitación de procesos cognitivos complejos y en la optimización del procesamiento auditivo.

2.7.3 Estudio de la corteza auditiva

Otra área de interés en el estudio de la atención selectiva y la memoria de trabajo auditiva es la corteza auditiva. Los procesos de atención selectiva auditiva y memoria de trabajo auditiva modulan la actividad en la corteza auditiva a través de varios mecanismos. Uno de ellos es la ganancia atencional, donde la atención incrementa la actividad neuronal en la corteza auditiva para los estímulos relevantes, permitiendo una mejor percepción de estos. Revisiones como las de Fritz et al. (83) han señalado que la atención puede cambiar los campos receptivos en A1, aumentando la sensibilidad a estímulos auditivos relevantes. Simultáneamente, la atención selectiva suprime la actividad neuronal relacionada con estímulos no relevantes, mejorando la eficiencia del procesamiento auditivo mediante mecanismos inhibitorios. Woldorff et al. (118) mostraron que la atención reduce la respuesta neuronal a sonidos no atendidos en la corteza auditiva.

La corteza auditiva también se conecta funcionalmente con la corteza prefrontal y parietal, áreas involucradas en el control atencional. Estas conexiones permiten la modulación "*top-down*" de la actividad auditiva, facilitando el enfoque en estímulos auditivos específicos (57). Petkov et al. (119) demostraron que la activación de la corteza auditiva aumenta cuando los sujetos están enfocados en una tarea auditiva específica, reflejando la conectividad con áreas de control atencional. Además, la atención selectiva puede inducir cambios plásticos en la corteza auditiva. La exposición repetida a estímulos auditivos atendidos fortalece las conexiones sinápticas relevantes, mejorando la capacidad de procesamiento auditivo a largo plazo, como observaron Fritz et al. (120).

La corteza auditiva primaria está ubicada en el giro de Heschl, en una posición profunda dentro del lóbulo temporal. Esta ubicación interna hace que sea difícil para los electrodos en la superficie del cuero cabelludo captar señales directamente desde esta área específica. Las señales eléctricas generadas en esta región deben atravesar una mayor cantidad de tejido cerebral antes de llegar a los electrodos superficiales, lo que atenúa y dispersa estas señales (31,32). En la corteza auditiva primaria, las neuronas piramidales tienen una orientación que no es perpendicular a la superficie del cuero cabelludo. En lugar de estar orientadas principalmente en una dirección que permita la formación de dipolos verticales fuertes, estas neuronas pueden estar dispuestas de manera más dispersa o en ángulos que no favorecen la generación de campos eléctricos fuertes en la dirección perpendicular al cuero cabelludo. Los dipolos eléctricos generados por las neuronas piramidales en la corteza auditiva primaria están menos alineados con la superficie del cuero cabelludo. En lugar de generar un dipolo fuerte y unidireccional, la disposición angular de estas neuronas crea dipolos que se cancelan entre sí en cierta medida o que están orientados en direcciones menos favorables para la detección superficial. Debido a esta orientación subóptima, los PPSE y PPSI no se suman eficazmente en una dirección que favorezca la captación por los electrodos del EEG. Esto resulta en una señal global más débil que debe atravesar múltiples capas de tejido cerebral antes de llegar a la superficie del cuero cabelludo, lo que atenúa aún más la señal.

En otras áreas corticales, la orientación perpendicular de las neuronas permite que los campos eléctricos se propaguen de manera más directa hacia los electrodos del EEG. En la corteza auditiva, la orientación dispersa y menos perpendicular de las neuronas dispersa el campo eléctrico, reduciendo su intensidad y claridad en la superficie. Estas características anatómicas y electrofisiológicas de la corteza auditiva primaria explican por qué las señales generadas en esta región son más difíciles de

detectar directamente con EEG, en comparación con otras áreas corticales con una disposición neuronal más favorable (121).

El electrodo Cz, ubicado en el vértex del cuero cabelludo, no se sitúa directamente sobre la corteza auditiva, pero se utiliza ampliamente en estudios auditivos debido a su posición central estratégica. Cz es el electrodo más perpendicular y equidistante respecto a las áreas auditivas de ambos hemisferios cerebrales, lo que permite captar señales promediadas de ambos lados y mejorar la detectabilidad de las respuestas auditivas. Esta ubicación facilita la captación de la actividad auditiva debido a la propagación de las señales hacia la línea media (113,122). En estudios de potenciales evocados auditivos, el electrodo Cz se usa frecuentemente porque proporciona una buena relación señal-ruido para captar respuestas auditivas. Los potenciales evocados auditivos son respuestas consistentes y de alta amplitud que pueden ser detectadas en electrodos distantes debido a la propagación de las señales a través del cerebro. El uso de Cz facilita la captación de estas señales, a pesar de la orientación y la ubicación profunda de la corteza auditiva primaria (123,124). La eficacia del electrodo Cz en la detección de respuestas auditivas se debe en parte a la naturaleza de los potenciales evocados auditivos de latencia media y larga, que reflejan la activación de áreas corticales más allá de la corteza auditiva primaria. Estas respuestas implican redes neuronales más amplias que incluyen áreas frontales y parietales, cuyas señales son más fácilmente detectables en la superficie del cuero cabelludo (125,126). Además, estudios recientes utilizando técnicas de neuroimagen han confirmado la utilidad del electrodo Cz en la captación de señales auditivas, demostrando su sensibilidad a la actividad neuronal relacionada con el procesamiento auditivo en diversas tareas cognitivas (127,128).

2.8 El estrés: Una epidemia en el siglo XXI

El estrés es una respuesta a amenazas reales o percibidas a la homeostasis o al bienestar de un organismo. Ante esto, el organismo afectado genera múltiples respuestas integradas que proporcionan recursos para la adaptación fisiológica y conductual (13,129,130). En términos globales, se trata de un sistema de alerta biológico necesario para la supervivencia. El estrés agudo es una respuesta adaptativa a corto plazo que ayuda al organismo a hacer frente a desafíos inmediatos. Esta respuesta implica la activación del eje hipotálamico-pituitario-adrenal (HPA) y el sistema nervioso simpático, lo que resulta en la liberación de hormonas como el cortisol y la adrenalina (131). Estas respuestas fisiológicas proporcionan energía y recursos para enfrentar la situación estresante, y generalmente se resuelven una vez que la amenaza ha pasado. Sin embargo, cuando el estrés se mantiene durante períodos prolongados, se convierte en estrés crónico. Este tipo de estrés puede tener efectos perjudiciales en la salud física y mental. La exposición prolongada a hormonas del estrés puede llevar a la desregulación de múltiples sistemas biológicos, incluyendo el sistema inmunológico, cardiovascular y metabólico (132).

El concepto de "carga alostática" describe el desgaste acumulativo en el cuerpo debido a la activación crónica o repetida de los sistemas de respuesta al estrés (133). La alostasis es el proceso de mantener la estabilidad a través del cambio, y la carga alostática representa el costo de esta adaptación continua. A medida que aumenta la carga alostática, el riesgo de desarrollar enfermedades relacionadas con el estrés también aumenta (134). La carga alostática se acumula no solo por la exposición crónica

al estrés, sino también por la falta de adaptación, la incapacidad de apagar las respuestas al estrés cuando ya no son necesarias, o una respuesta inadecuada que no logra proteger al cuerpo del estrés (135). Este concepto proporciona un marco para entender cómo el estrés crónico puede llevar a una variedad de problemas de salud, incluyendo enfermedades cardiovasculares, trastornos metabólicos y problemas de salud mental. Desde un punto de vista conceptual, el estrés ha sido definido desde tres perspectivas: a) una ambiental, que pone énfasis en los eventos vitales que son causa de estrés; b) una psicológica, que se focaliza en la evaluación subjetiva y su correspondiente reacción emocional, y finalmente c) una biológica, la cual se enfoca en la evaluación de respuestas fisiológicas activadas frente al estrés (130,136–139)

El estrés en la actualidad afecta de sobremanera la vida humana. El estrés se ha denominado "la epidemia de salud" del siglo XXI y genera costos de alrededor de \$300 mil millones por año en servicios de salud de los Estados Unidos (140). La respuesta al estrés se desarrolla a partir de una cascada de acontecimientos biológicos que se inician en respuesta al estresor a través de una respuesta autonómica y una respuesta neuroendocrina (139). La respuesta autonómica implica la estimulación de los eferentes simpáticos y hormonales a través de circuitos neuronales descendentes originados en los centros de control preautonómicos hipotalámicos, como resultado de esto se liberan catecolaminas dentro del cerebro y hacia la circulación sanguínea (138,141).

La respuesta neuroendocrina al estrés es mediada por la activación del eje hipotalámico-pituitario-adrenal, es iniciada por neuronas parvocelulares del factor liberador de corticotropina del núcleo paraventricular del hipotálamo. A nivel de la pituitaria anterior, el factor liberador de corticotropina conduce a la liberación sistémica de la hormona adrenocorticotrópica, el estímulo primario para la secreción de glucocorticoides desde las glándulas adrenales (139,141), esto resulta en un aumento de los corticosteroides circulantes que se dirigen a múltiples órganos sistémicos (142). La exposición al estrés también puede llevar asociado cambios en procesos neuroconductuales, como la ansiedad, vigilancia, memoria, el sistema de recompensa, la sensibilidad al dolor y los comportamientos de afrontamiento (136). Colectivamente, estos cambios en la función biológica producen respuestas coordinadas y altamente adaptativas que conducen a la supervivencia en respuesta a una amenaza (143).

Como fue mencionado anteriormente, el estrés crónico es un factor de riesgo, vinculado con el desarrollo de los trastornos depresivos (18,144), pero, además, está relacionado con enfermedades cardiovasculares (145) y el cáncer (146). Este tipo de estrés es un modulador del funcionamiento del cerebro, que altera la morfología neuronal y la fisiología de diversas áreas cerebrales que constituyen el sistema límbico, produciendo atrofia de las neuronas piramidales ubicadas en las capas II y III de la corteza prefrontal medial (20) y del área del hipocampo CA3 (80), causando alteraciones de la memoria (23). Estos hallazgos concuerdan con estudios en humanos que muestran que el volumen del hipocampo disminuye en pacientes con depresión mayor (147). Por otro lado, el estrés psicosocial en animales genera una hipertrofia dendrítica tanto en neuronas de la amígdala basolateral, componente fundamental del circuito de respuestas emocionales, como en aquellas de la estría terminal, estructura cerebral sugerida como crítica para la ansiedad (148). Los efectos nocivos del estrés psicosocial impactan en la transmisión sináptica, debido a la desregulación de múltiples sistemas incluyendo glucocorticoides, factores neurotróficos, glutamato y dopamina (149)

2.9 Estrés crónico y su impacto en la plasticidad neuronal y el procesamiento sensorial

El estrés crónico tiene un impacto profundo y multifacético en la estructura y función cerebral, afectando particularmente la plasticidad neuronal y el procesamiento sensorial. Esta sección explorará en detalle los mecanismos subyacentes a estos efectos y su relevancia en el contexto de los trastornos psiquiátricos y el procesamiento auditivo.

2.9.1 Sensory gating y su alteración por estrés

El "sensory gating" es un proceso neurológico fundamental que permite al cerebro filtrar información sensorial irrelevante, facilitando así el procesamiento eficiente de estímulos relevantes (150,151). Este mecanismo es crucial para la cognición y el comportamiento adaptativo. La alteración del *sensory gating* se ha observado en diversos trastornos psiquiátricos, incluyendo la esquizofrenia, el trastorno bipolar y el trastorno por estrés postraumático (TEPT) (152–154). En estos trastornos, la incapacidad para filtrar adecuadamente los estímulos irrelevantes puede contribuir a síntomas como la sobrecarga sensorial y la dificultad para concentrarse. Estudios electrofisiológicos han demostrado que el estrés agudo y crónico puede afectar significativamente el sensory gating. Por ejemplo, Ermutlu et al. (155) encontraron que el estrés por frío disminuye la supresión del componente P50 en respuesta a estímulos auditivos repetidos, un indicador clave del sensory gating. Johnson y Adler (156) reportaron hallazgos similares, sugiriendo que el estrés puede comprometer temporalmente la capacidad del cerebro para filtrar información irrelevante. Además, investigaciones recientes han explorado los mecanismos neuroquímicos subyacentes a la alteración del sensory gating por estrés. Se ha encontrado que el sistema noradrenérgico juega un papel crucial en este proceso. Según Grunwald et al. (157), la activación del sistema noradrenérgico durante el estrés puede modular la función del hipocampo y la corteza prefrontal, áreas críticas para el sensory gating.

2.9.2 Oscilaciones alfa: origen cortical y función

Las oscilaciones alfa (8-12 Hz) son un componente fundamental de la actividad cerebral y están implicadas en diversos procesos cognitivos, incluyendo la atención, la memoria de trabajo y el procesamiento sensorial (7). El estudio de Halgren et al. (158) proporcionó evidencia crucial sobre el origen cortical de las oscilaciones alfa. Utilizando registros intracorticales en pacientes con epilepsia, demostraron que el ritmo alfa se origina principalmente en las capas corticales supragranulares (I/II/III) y se propaga desde áreas de orden superior a áreas de orden inferior. Este hallazgo tiene implicaciones importantes para entender cómo el cerebro modula la atención y el procesamiento sensorial. La función inhibitoria de las oscilaciones alfa se ha corroborado en varios estudios. Jensen y Mazaheri (57) propusieron que las oscilaciones alfa actúan como un mecanismo de "inhibición por sincronización", donde la actividad alfa suprime el procesamiento en regiones cerebrales irrelevantes para la tarea en curso. Este mecanismo podría ser crucial para la atención selectiva y el filtrado de información irrelevante.

2.9.3 Efectos del estrés crónico en la morfología neuronal

El estrés crónico induce cambios significativos en la morfología neuronal, particularmente en regiones cerebrales implicadas en la regulación del estrés y el procesamiento sensorial. En la corteza

prefrontal, Cook y Wellman (20) demostraron que 21 días de estrés por restricción resultaban en una reducción significativa de la longitud y complejidad de las dendritas apicales en las neuronas piramidales de las capas II/III. Estos hallazgos fueron corroborados y extendidos por Radley et al. (159), quienes encontraron que estos cambios morfológicos eran específicos de la corteza prelímbica en ratas. Es importante destacar que estos cambios morfológicos no se limitan a la corteza prefrontal. Estudios en el sistema auditivo han revelado que el estrés crónico también afecta las estructuras subcorticales auditivas. Se ha demostrado que el estrés crónico induce atrofia dendrítica en el núcleo lateral de la amígdala y en el núcleo talámico posterior, estructuras cruciales para el procesamiento auditivo emocional (160,161). Se ha proporcionado evidencia de que el estrés crónico altera la morfología neuronal en el colículo inferior y la corteza auditiva primaria, respectivamente (162,163). Estos cambios incluyen reducción en la longitud dendrítica y alteraciones en la densidad de espinas dendríticas, lo que podría tener implicaciones significativas para el procesamiento auditivo.

2.9.4 Mecanismos moleculares de la plasticidad inducida por estrés

Los cambios morfológicos inducidos por el estrés están mediados por una cascada de eventos moleculares. El factor neurotrófico derivado del cerebro (BDNF) juega un papel crucial en este proceso. Se ha revisado que el estrés crónico reduce la expresión de BDNF en el hipocampo y la corteza prefrontal, lo que contribuye a la atrofia dendrítica observada en estas regiones (164). Además, el estrés crónico activa el eje hipotalámico-pituitario-adrenal (HPA), llevando a una elevación sostenida de glucocorticoides. Los glucocorticoides pueden alterar la plasticidad sináptica a través de múltiples mecanismos, incluyendo la modulación de la transmisión glutamatérgica y la regulación de la expresión génica (165).

2.10 Relación entre el estrés crónico y las oscilaciones alfa en trastornos psiquiátricos

La relación entre el estrés crónico y las alteraciones en las oscilaciones alfa se ha observado en diversos trastornos psiquiátricos, proporcionando información valiosa sobre los mecanismos neurofisiológicos subyacentes a estos trastornos. Se ha encontrado que los individuos con trastorno de estrés postraumático muestran una reducción en la potencia alfa en regiones frontales y parietales durante el estado de reposo. Además, observaron una mayor asimetría alfa frontal en estos pacientes, lo que podría reflejar un desequilibrio en la activación entre los hemisferios cerebrales (166). En el contexto de los trastornos de ansiedad, se encontró que los pacientes con trastorno de ansiedad generalizada mostraban una mayor potencia alfa en regiones frontales en comparación con controles sanos (167). Los autores sugieren que este aumento en la actividad alfa podría reflejar un estado de hipervigilancia característico del trastorno de ansiedad. Peng et al. (2013) desarrollaron un enfoque innovador para caracterizar el estrés mediante EEG. Utilizando técnicas de aprendizaje automático, identificaron características específicas del EEG que podían distinguir eficazmente entre individuos con alto y bajo estrés. Entre estas características, los índices de asimetría alfa resultaron particularmente útiles, mostrando diferencias significativas entre los grupos. Es importante destacar que estas alteraciones en las oscilaciones alfa no solo se observan durante tareas específicas, sino también en estado de reposo. Esto sugiere que el estrés crónico puede inducir cambios persistentes en la actividad cerebral basal, lo que podría tener implicaciones importantes para el funcionamiento cognitivo y emocional (168).

2.11 Implicaciones para el procesamiento auditivo

Los cambios inducidos por el estrés en la plasticidad neuronal y las oscilaciones cerebrales tienen implicaciones significativas para el procesamiento auditivo. Diversos estudios han demostrado que el estrés crónico puede alterar la percepción y el procesamiento de estímulos auditivos. Investigaciones en modelos animales han revelado que ratas expuestas a estrés crónico muestran una reducción en la discriminación de tonos auditivos. Este déficit se ha correlacionado con cambios morfológicos en el núcleo auditivo del tálamo, sugiriendo una relación directa entre la plasticidad inducida por estrés y la función auditiva (161). Estudios en humanos han demostrado que individuos expuestos a estrés psicosocial presentan una atenuación en el procesamiento general del sonido y en la detección de cambios de duración. Se ha propuesto que esto podría deberse a alteraciones en la plasticidad de la corteza auditiva inducidas por el estrés (169). Además, las alteraciones en las oscilaciones alfa observadas en condiciones de estrés crónico podrían tener un impacto directo en el procesamiento auditivo. Se ha propuesto que las oscilaciones alfa juegan un papel crucial en la percepción auditiva, actuando como un mecanismo de "gating" que modula la excitabilidad cortical en respuesta a estímulos auditivos (104). Investigaciones más recientes han fortalecido estas observaciones. Se ha demostrado que el estrés crónico altera la morfología neuronal en la corteza auditiva primaria de ratas, lo que podría explicar los déficits en el procesamiento auditivo observados en condiciones de estrés prolongado (163). En conjunto, estos hallazgos subrayan la importancia de considerar el impacto del estrés crónico en el procesamiento auditivo, tanto en la investigación básica como en contextos clínicos.

2.12 Conclusiones del marco teórico

En resumen, este marco teórico ha explorado la compleja interrelación entre la atención selectiva auditiva, la memoria de trabajo, las oscilaciones cerebrales alfa y el impacto del estrés crónico en estos procesos cognitivos. Se ha destacado cómo las oscilaciones alfa juegan un papel fundamental en la modulación de la atención y la memoria de trabajo, actuando como un mecanismo de inhibición funcional que permite filtrar información irrelevante y focalizar los recursos cognitivos en los estímulos relevantes. Asimismo, se ha evidenciado que el estrés crónico puede alterar significativamente estos mecanismos neurofisiológicos, afectando la plasticidad neuronal, la morfología de estructuras cerebrales clave y la dinámica de las oscilaciones alfa. Estos cambios inducidos por el estrés tienen implicaciones directas en el procesamiento auditivo, pudiendo comprometer la capacidad de filtrar eficientemente los estímulos auditivos y mantener una atención selectiva óptima. La comprensión de estos procesos y sus alteraciones bajo condiciones de estrés crónico es crucial para el desarrollo de intervenciones más efectivas en el campo de la salud mental y el tratamiento de trastornos relacionados con el estrés, así como para mejorar nuestra comprensión de cómo el cerebro humano procesa y responde a la información auditiva en diferentes contextos.

Capítulo III

Problema, hipótesis y objetivos

3.1 Planteamiento del problema

Tomando la evidencia antes mencionada, a decir:

- Los efectos del estrés crónico en áreas auditivas y en capas del neocórtex vinculadas al origen de las oscilaciones cerebrales alfa.
- El rol de las oscilaciones cerebrales alfa durante procesos de atención selectiva y en la memoria de trabajo.

Surge la siguiente pregunta:

¿Qué impacto tiene el estrés crónico en las oscilaciones cerebrales alfa durante una prueba de atención selectiva y memoria de trabajo?

3.2 Hipótesis

El estrés crónico en humanos modifica la densidad espectral de las oscilaciones cerebrales alfa en las regiones de interés durante el desarrollo de un proceso de atención selectiva y memoria de trabajo.

3.3 Objetivo General

Describir y analizar los efectos del estrés crónico sobre la densidad espectral de las oscilaciones cerebrales alfa durante un proceso de atención selectiva y memoria de trabajo.

3.4 Objetivos específicos

- Evaluar cambios en la densidad espectral de las oscilaciones cerebrales alfa en una prueba de atención selectiva y memoria de trabajo en sujetos con estrés crónico.
- Identificar la distribución topográfica de los cambios en la densidad espectral de las oscilaciones cerebrales alfa durante una prueba de atención selectiva y memoria de trabajo en sujetos con estrés crónico.

Capítulo IV

Metodología

4.1 Participantes.

Treinta y cuatro participantes (26.6 ± 5.11 años) fueron reclutados para este estudio. Todos los participantes eran hablantes nativos de español, con visión y audición auto reportada normales, sin antecedentes de trastornos psiquiátricos o neurológicos ni historial de abuso de drogas. El muestreo fue del tipo participante voluntario, que corresponde a personas que responden a una invitación y aceptan voluntariamente participar (170). Todos los participantes dieron su consentimiento informado antes de ser evaluados. El estudio y sus procedimientos se realizaron bajo la autorización del proyecto: n° 037-2021, en el archivo acta: n° 050 del Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

4.2 Diseño.

Este estudio fue una investigación cuantitativa y empleó un diseño no experimental de corte transversal, con un enfoque comparativo tanto intra-grupo como inter-grupos. El grupo experimental estuvo compuesto por personas con alto nivel de estrés crónico (ANEC) y el grupo control por personas con bajo nivel de estrés crónico (BNEC). Las condiciones experimentales incluyeron escucha activa (EA), escucha pasiva (EP) y condición de visualización (CV). La variable de interés en este estudio fue la densidad espectral de potencia en la banda de frecuencia alfa (8-12 Hz). La densidad espectral en la banda alfa se refirió a la cantidad de potencia por unidad de frecuencia en el rango de 8-12 Hz.

La densidad espectral se calculó utilizando la transformada de Morlet, una técnica de análisis de tiempo-frecuencia que permitió descomponer la señal EEG en sus componentes de frecuencia y tiempo simultáneamente. En la condición de escucha activa, los participantes prestaron atención activamente a estímulos auditivos específicos, filtrando el ruido de fondo. En la condición de escucha pasiva, los participantes escucharon los estímulos auditivos sin necesidad de enfocarse activamente en ellos, permitiendo evaluar el procesamiento automático de la información auditiva. En la condición de visualización, los participantes atendieron a una película muda con subtítulos mientras escuchaban estímulos auditivos.

El grupo experimental (ANEC) estuvo compuesto por individuos con altos niveles de estrés crónico, medido a través de un instrumento validado para evaluar el estrés percibido a largo plazo. El grupo control (BNEC) estuvo compuesto por individuos con bajos niveles de estrés crónico, asegurando una comparación adecuada con el grupo experimental. Para analizar los datos, se compararon los valores de la densidad espectral de potencia en la banda alfa entre las diferentes condiciones experimentales y entre los dos grupos de estudio. Se utilizaron pruebas estadísticas apropiadas para determinar si existían diferencias significativas en la densidad espectral de potencia de las oscilaciones alfa entre sujetos con alto y bajo estrés crónico en cada condición experimental. Este enfoque permitió evaluar el impacto del estrés crónico en las oscilaciones alfa corticales durante tareas de atención selectiva a estímulos auditivos con ruido de fondo.

4.3 Grupo control y experimental.

Para clasificar a los grupos control y experimental, se utilizó un cuestionario de autopercepción del estrés. Uno de los instrumentos más utilizado para la evaluación del estrés corresponde a la Escala de Estrés Percibido (EEP)(171,172). Esta escala ha sido diseñada para medir el grado en el cual las personas evalúan las situaciones de la vida cotidiana que pueden ser consideradas como estresantes. Concretamente, los 14 ítems que conforman la escala evalúan el grado en que las personas perciben la vida como impredecible, incontrolable o sobrecargada. Las preguntas son de naturaleza general y relativamente libres de contenido específico para cualquier población en particular (173). Esta escala ha sido utilizada en diversas poblaciones, siendo traducida y validada en español (Remor). La escala permite tener un puntaje máximo de 56 puntos, indicando el mayor nivel de estrés alcanzable.

Dado que la EEP no clasifica explícitamente entre estados de estrés, sino que entrega un puntaje lineal que varía de 0 a 56, se adoptó un enfoque estadístico para determinar el umbral de clasificación. Se calcularon la mediana y la media de los puntajes obtenidos por los participantes, resultando ambas medidas en un valor de 30. Este valor se utilizó como punto de corte para diferenciar entre individuos con Alto Nivel de Estrés Crónico (ANEC) y con Bajo Nivel de Estrés Crónico (BNEC), estableciendo así dos grupos: aquellos con puntajes iguales o superiores a 30 se clasificaron en el grupo ANEC, mientras que los participantes con puntajes inferiores a 30 se asignaron al grupo con BNEC. Los puntajes obtenidos por los participantes en la EEP variaron en un rango que abarcó desde un mínimo de 10 hasta un máximo de 46. Este rango de puntajes refleja la variabilidad en la percepción del estrés dentro de la muestra estudiada, proporcionando una base para la clasificación objetiva de los participantes en los grupos correspondientes. La utilización de la mediana y la media como criterios de clasificación permitió una distribución equitativa de los participantes en los grupos de Alto Nivel de Estrés y con BNEC, facilitando así el análisis comparativo entre ellos en el contexto del estudio.

4.4 Línea experimental.

En la presente investigación, el experimento se estructuró en etapas secuenciales claramente definidas (figura 7). El primer hito consistió en el reclutamiento de participantes, donde se llevó a cabo una rigurosa selección de individuos de acuerdo con los criterios establecidos para el estudio. Una vez reclutados, los participantes asistieron a una entrevista personal inicial. Durante esta fase, se obtuvo el historial médico de cada participante y se proporcionó información detallada sobre el estudio, incluyendo los objetivos y procedimientos implicados. Posteriormente, se procedió con la firma del consentimiento informado, asegurando que cada participante comprendiera y estuviera de acuerdo con su participación voluntaria y consciente en la investigación.

Tras la firma del consentimiento informado, se administró EEP a los participantes. Esta herramienta permitió evaluar el nivel de estrés subjetivo experimentado por cada individuo, siendo un componente crucial para la clasificación posterior en los grupos de estudio. Concluido el cuestionario, se verificó el cumplimiento de los criterios de inclusión y exclusión para cada participante. Aquellos que satisfacían todos los requisitos establecidos fueron seleccionados para continuar con la siguiente etapa del estudio.

La evaluación central consistió en la realización de pruebas EEG. En esta etapa se obtuvieron mediciones de la actividad cerebral de los participantes, permitiendo analizar los datos obtenidos en función de los niveles de estrés percibido y otras variables de interés. La metodología adoptada en este estudio aseguró un enfoque sistemático y riguroso en la recopilación y análisis de los datos, proporcionando una base sólida para la investigación en el campo del estrés y sus efectos neurofisiológicos.

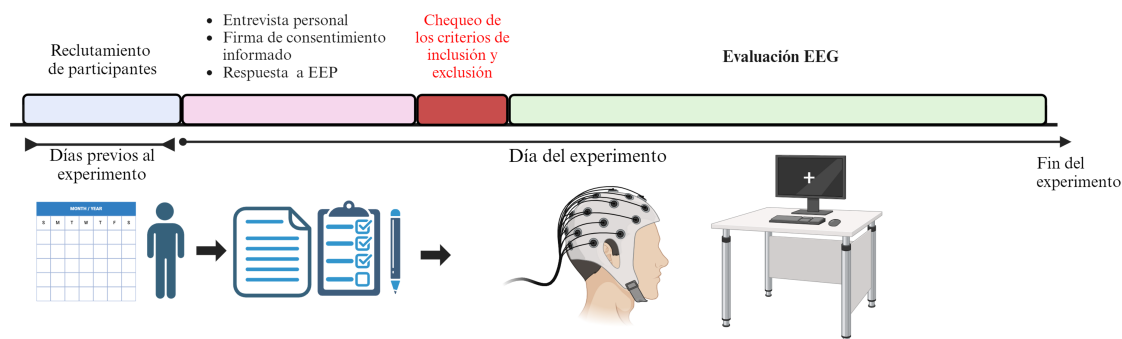


Figura 7. Línea experimental: Diagrama de flujo de las etapas del estudio. El estudio inicia con el reclutamiento de participantes días previos al experimento. En el día del experimento se realiza una, entrevista inicial y se realiza la recopilación del historial médico. Se informa sobre el estudio y se procede a la firma del consentimiento informado. Se aplica la EEP para evaluar el nivel de estrés. Los participantes que cumplen con los criterios de inclusión avanzan a la fase de pruebas EEG para medir actividad cerebral y analizar los efectos del estrés. Figura creada con BioRender.com

4.5 Registro EEG: Estructura del estímulo auditivo.

El registro de EEG en las condiciones experimentales se realizó bajo la entrega mediante auriculares del protocolo de dígitos en ruido (Digits in noise, din). Se procederá a explicar la estructura del sonido utilizado y posteriormente se explicará cómo fue utilizado en cada una de las condiciones usadas en el estudio. La estructura del protocolo din es la siguiente (figura 8a): El estímulo comienza cuando se inicia un ruido enmascarante, se utilizó como ruido enmascarante un *babble noise* de 32 hablantes; el inicio de este ruido es indicativo del tiempo cero. El primer dígito se presentó $1 \text{ s} \pm 0,25 \text{ s}$ posterior al inicio del ruido enmascarante. El segundo dígito comenzó $0,5 \text{ s} \pm 0,25 \text{ s}$ posterior a la finalización del primer dígito. El tercer dígito se presentó $0,5 \text{ s} \pm 0,25 \text{ s}$ posterior a la finalización del tercer dígito. Posterior al tercer dígito, sigue sonando el ruido enmascarante durante $1 \text{ s} \pm 0,25 \text{ s}$. El ruido enmascarante con los dígitos tiene una duración total de cinco segundos, y los tiempos aleatorios se ajustaron para que todos los archivos tuvieran la misma duración. Los archivos de sonidos (ruido enmascarante y dígitos) fueron normalizados a través de Audacity® (versión 3.1). Los dígitos tienen una Relación Señal/Ruido (S/R), de -13 db con respecto al ruido. Se utilizó ese S/R debido a que a través de pilotaje fue el S/R con el cual se tuvo respuestas similar número de respuestas correctas e incorrectas de los participantes.

Cada archivo de audio correspondiente a un dígito al tener una duración diferente (es decir el dígito “uno” tiene una duración diferente a “siete”), fueron rellenos con silencio para tener todos los archivos la misma duración (0,7 s) y así poder tener ensayos con el mismo tiempo. Se creó un script en Python para crear el archivo deseado con el ruido y los dígitos con los tiempos entre dígitos aleatorios y una duración total de cinco segundos. Se generaron archivos de audio con los 3 dígitos y

el ruido con las 729 combinaciones posibles de dígitos del 1 al 9 con reposición. Se generó 15 listas posibles de 729 combinaciones posibles de dígitos. La estructura completa del ensayo quedó compuesta por una línea de base de 1,8 s (donde no hay ruido), posteriormente se entregaron los 3 dígitos con ruido de fondo y finalmente se dio el tiempo para que el participante respondiera según el tipo de condición que correspondiera (figura 8b).

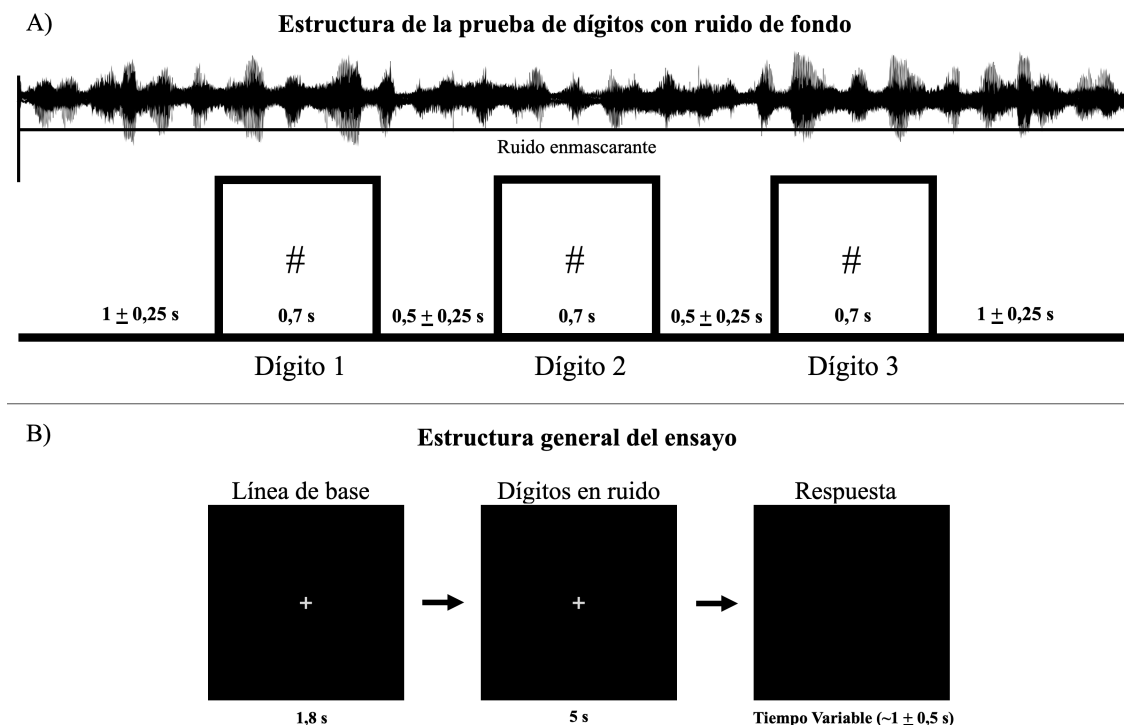


Figura 8. Representación esquemática del protocolo de DiN y el ensayo utilizado durante el registro de EEG.

a) El diagrama ilustra la secuencia temporal de presentación de los estímulos auditivos, comenzando con el inicio del ruido enmarcarante como punto de tiempo cero. Los dígitos se presentan en secuencia, con el primer dígito apareciendo 1 s $\pm$ 0,25 s después del inicio del ruido enmarcarante, seguido por el segundo y tercer dígito, cada uno presentado con un intervalo de 0,5 s $\pm$ 0,25 s de variación aleatoria después de la finalización del dígito anterior. El ruido enmarcarante continúa sonando durante 1 s $\pm$ 0,25 s después del tercer dígito, totalizando una duración de cinco segundos para el estímulo completo. b) El ensayo consta de tres partes principales: inicialmente, un periodo de línea de base de 1,8 s sin ruido, seguido por la presentación de tres dígitos acompañados de ruido de fondo (5 s). La etapa final es un periodo designado para que el participante responda, cuya duración varía según la condición experimental asignada. Este esquema se aplicó uniformemente a través de todas las condiciones experimentales para asegurar la consistencia en la presentación de estímulos.

4.6 Registro EEG: Protocolo experimental.

El procedimiento del experimento se resume en la figura 9. Se programó y se presentaron los estímulos a través de Eprime 3.0.

A continuación, se describirán tres las condiciones aplicadas durante el experimento

4.6.1 Condición de escucha activa (EA)

Se describirá a continuación un ensayo correspondiente a la condición EA (figura 9a). El participante se ubicó a un metro de un monitor, teniendo al alcance de su mano, un teclado numérico. El ensayo comenzó con la línea de base, la cual tuvo una duración de 1,8 s, durante la línea de base, se presentó una cruz de fijación en el centro de la pantalla, la cual debió ser observada por el participante. Posterior a la línea de base, siguió en pantalla la misma cruz de fijación, pero a través de los auriculares que el participante tuvo insertados en el conducto auditivo externo, sonó el protocolo din, el ruido tuvo una duración de 5 s. Posterior a esto, en el monitor, al participante se le dio la instrucción de teclear los números que escuchó, sin que existiera un límite de tiempo para que entregara su respuesta. Una vez ingresada su respuesta, se continuo con el siguiente ensayo.

4.6.2 Condición de escucha pasiva (EP)

Se describirá a continuación un ensayo correspondiente a la condición EP (figura 9b). El participante se encuentra sentado a la misma distancia de la condición anterior y con el mismo teclado. El ensayo comienza con la línea de base, la cual tuvo una duración de 1,8 s, durante la línea de base, se presentó una cruz de fijación en el centro de la pantalla, la cual debió ser observada por el participante. Posterior a la línea de base, siguió en pantalla la misma cruz de fijación, pero a través de los auriculares que el participante tuvo insertados en el conducto auditivo externo, sonó el protocolo din, el protocolo tuvo una duración de 5 s. Posterior a esto, en el monitor, al participante se le dio la instrucción de teclear unos números específicos, los cuales fueron generados aleatoriamente. Esta es la diferencia con la condición EA, mientras que en la condición EA, debía teclear los números escuchados, en la condición EP, debió teclear los números indicados en la pantalla. Una vez ingresada su respuesta, se continuó con el siguiente ensayo.

4.6.3 Condición de visualización (CV)

Se describirá a continuación un ensayo correspondiente a la CV (figura 9c). El participante se encuentra sentado a la misma distancia de las condiciones anteriores. El ensayo comenzó con la línea de base, la cual tuvo una duración de 1,8 s, durante la línea de base, se presentará una cruz de fijación en el centro de la pantalla, la cual debió ser observada por el participante. Posterior a la línea de base, apareció en pantalla una película, la cual está en escala de grises, y se presentó sin sonidos, pero está con subtítulos. Durante el desarrollo de la película, a través de los auriculares se entregó el protocolo de dígitos con ruido de fondo el cual tuvo una duración de 5 s. Durante esta condición del estudio, no se requiere que el participante realice ninguna respuesta o acción. No obstante, con el fin de mantener la misma duración en ensayos y condiciones, se continúa la visualización de la película por $1,5 \pm 0,5$ s. Este tiempo extra se entrega para igualar las etapas de respuesta en las condiciones EA y EP. La duración se ha establecido basándose en que, durante la fase de pilotaje, el tiempo promedio de respuesta osciló entre 1 y 2 s. Posterior a esto, se continuará con el siguiente ensayo, y se continuará presentando la película.

Las grabaciones se realizaron en cuatro bloques de 25 ensayos que produjeron 100 ensayos para cada condición (figura 9d). En el estudio se evaluaron tres condiciones: condición de escucha activa, condición de escucha pasiva y condición de visualización. Un bloque consistió en la presentación al participante de 25 ensayos en cada una de las tres condiciones. Las condiciones se entregaron en orden

aleatorio y existe un descanso entre cada condición y entre cada bloque (figura 8a).

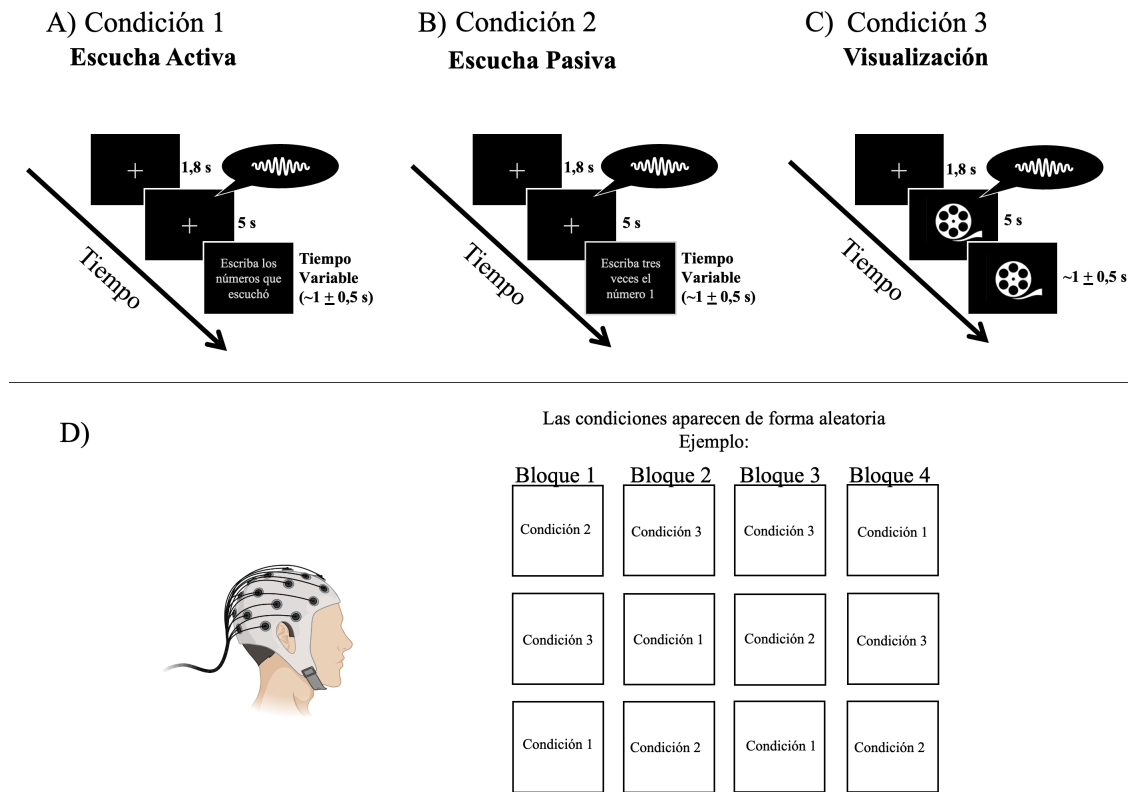


Figura 9. Resumen del procedimiento experimental. A) Se detalla la condición EA, donde los participantes responden tecleando los números escuchados. B) Se detalla la condición EP, donde deben teclear números específicos mostrados en pantalla después de escuchar dígitos con ruido de fondo. C) Se detalla la CV donde observan una película subtitulada en silencio mientras escuchan dígitos con ruido, sin requerir respuesta. D) Se utilizaron estímulos programados en E-prime 3.0, presentados en cuatro bloques de 25 ensayos cada uno, totalizando 100 ensayos por condición. Cada bloque incluye las tres condiciones experimentales presentadas en orden aleatorio, con periodos de descanso entre condiciones y bloques. Figura creada con BioRender.com

4.7 Adquisición de Datos EEG.

El registro de la señal EEG de los participantes se llevó a cabo utilizando amplificadores brainamp DC de 32 canales, equipados con un sistema acticap (Brain Products gmbh). Cada participante fue conectado al amplificador a través de una caja de entrada de electrodos, que incorporaba electrodos de tierra y de referencia. Los amplificadores brainamp DC, alimentados por batería, se conectaron a una computadora mediante una interfaz USB. Las señales EEG se registraron en un espacio de trabajo de 32 canales utilizando el software brainvision Recorder. La adquisición de datos se efectuó de manera continua a lo largo de todo el experimento.

La colocación de los electrodos se realizó siguiendo el sistema internacional estándar 10-20. Se situaron los electrodos de tierra en la posición Fpz, mientras que la referencia de línea se estableció en el canal fcz. Se mantuvieron las impedancias de los electrodos por debajo de 10 k ω para asegurar la

calidad de la señal. El EEG registró una frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

4.8 Pre-procesamiento de los datos EEG.

Los archivos fueron pre-procesados offline a través la biblioteca de software MNE-Python (174,175). Inicialmente, se implementó un filtro notch para eliminar la interferencia de 50 Hz de la señal EEG. Posteriormente, se aplicó un filtro de pasa banda de 2 a 45 Hz a la señal EEG continua, utilizando un filtro IIR Butterworth para optimizar la calidad de la señal. Seguidamente, se empleó la técnica ICA Extended Infomax para la eliminación de artefactos de las grabaciones de EEG (176). Además, se realizó un etiquetado automático de componentes ICA mediante la librería mne-icalabel (177), facilitando la identificación y manejo de artefactos. Se llevó a cabo la detección de canales planos o con bajo S/R utilizando la función noisychannels de pyprep (178) lo que permitió identificar y abordar posibles deficiencias en la calidad de la señal. Los canales detectados previamente como problemáticos fueron interpolados para restaurar la integridad de los datos. Finalmente, se aplicó la técnica de Referencia Promedio Común.

4.9 Densidad Espectral.

Tras el pre-procesamiento de la señal EEG, se procedió a dividirla en una serie de épocas por cada condición a analizar, cada una con una duración de 8,5 s cada una, incluyendo un intervalo de 1,8 s previo al inicio de la presentación del din (figura 7b). Para el rechazo automático de ensayos con deficiencias durante la segmentación en cada participante, se empleó la biblioteca de python autoreject (179,180). Para obtener la información en tiempo-frecuencia la señal fue convolucionada con una wavelet Morlet compleja de 7 ciclos a lo largo de los ensayos y sujetos para cada condición experimental. Este procedimiento generó valores de amplitud en un rango de frecuencias de 2 a 45 Hz, con una resolución de 0.5 Hz.

Se llevó a cabo una normalización de la densidad espectral de las épocas en tiempo frecuencia de EEG empleando el método de normalización basado en el puntaje Z. Para establecer un periodo de línea de base fiable y representativo, se seleccionó una ventana temporal específica que abarca desde -1,8 s hasta -1,3 s previos al din. Esta ventana de línea de base fue elegida para capturar la actividad cerebral minimizando así la influencia de cualquier actividad cerebral anticipatoria relacionada con el estímulo (181).

La señal normalizada (SN) se calculó aplicando la transformación de puntaje Z a los datos de EEG. Primero, se determinó la media (μ) de la actividad eléctrica del cerebro durante la línea de base. Esta media representa la actividad típica del cerebro en ausencia de estímulos específicos. Posteriormente, se calculó la desviación estándar (σ) de la señal de EEG de la línea de base. La desviación estándar proporciona una medida de la variabilidad o dispersión de los valores de EEG en torno a la media durante el periodo de línea de base. A continuación, para cada punto de tiempo en la época, se restó esta media μ de la señal de EEG preprocesada correspondiente (SP). Finalmente, la diferencia entre la señal de EEG y la media de línea de base se dividió por la desviación estándar de la línea de base. Por lo tanto, la fórmula utilizada para obtener la señal normalizada para cada punto de tiempo y banda de frecuencia fue:

$$SN = \frac{(SP - \mu)}{\Sigma}$$

Esta técnica de normalización, al transformar los datos electrofisiológicos en puntajes Z, estandariza la señal de EEG en relación con la variabilidad de la línea de base. De esta manera, se facilita la comparación objetiva de las respuestas cerebrales en diferentes momentos y condiciones, controlando las variaciones individuales en los niveles de señal de la línea de base y permitiendo una interpretación más precisa de los cambios significativos en la actividad cerebral. El análisis de la densidad espectral se efectuó utilizando MNE-Python.

4.10 Regiones de interés para el estudio de la memoria de trabajo y la atención selectiva.

Los electrodos específicos de interés para el estudio de estas oscilaciones alfa en la corteza frontal, basados en investigaciones previas, incluyen F7, F3, Fz, F4, F8. Para las mediciones en la corteza parietal, se usaron los electrodos P7, P3, Pz, P4, P8. Tal como fue descrito en el marco teórico, para el estudio de la corteza auditiva se utilizó el electrodo Cz. La representación de la ubicación de los electrodos se aprecia en la figura 10.

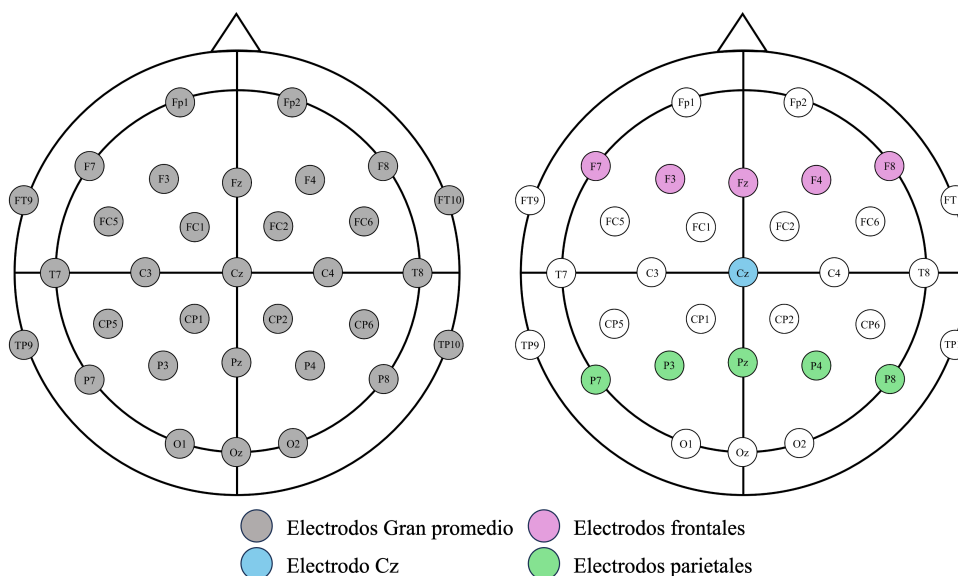


Figura 10. Figura ilustrativa de las áreas cerebrales de interés. La figura ilustra los electrodos analizados por cada región cerebral de interés.

4.11 Análisis estadísticos.

Para evaluar la normalidad se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk. La prueba de Shapiro-Wilk es una prueba estadística que se utiliza para determinar si una muestra proviene de una distribución normal. Se utilizó un nivel de significancia de 0.05 para todas las pruebas. Los resultados se expresaron como media $\pm$ error estándar de la media (SEM). Se presentan los resultados en diagramas de caja donde las líneas de dispersión corresponden a los percentiles 10 y 90. Para evaluar los niveles de estrés

crónico de los sujetos, se utilizó la media de los puntajes obtenidos en la EE) para clasificarlos en dos grupos: BNEC y ANEC. La EEP es una herramienta validada que mide la percepción de estrés en la vida cotidiana, proporcionando una evaluación confiable del estrés crónico experimentado por los participantes.

Se empleó la prueba de Mann-Whitney para comparar los puntajes de estrés entre ambos grupos, debido a la naturaleza no paramétrica de los datos y la ausencia de suposiciones de normalidad. La prueba de Mann-Whitney es adecuada para comparar dos muestras independientes cuando los datos no siguen una distribución normal, permitiendo evaluar diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC.

Las respuestas correctas obtenidas durante la condición EA en los grupos BNEC y ANEC también fueron comparadas utilizando la prueba de Mann-Whitney, debido a que los datos no cumplían con las suposiciones de normalidad necesarias para realizar pruebas paramétricas. La prueba de Mann-Whitney permitió evaluar las diferencias en el rendimiento entre los dos grupos en esta condición específica.

El análisis de la banda alfa se limitó a la ventana de tiempo-frecuencia previamente seleccionada, promediándose los datos en todos los electrodos y también en electrodos específicos seleccionados con anterioridad. Esto resultó en arreglos de electrodos por sujeto para cada condición experimental. Estos arreglos se analizaron utilizando pruebas pareadas, comparando las condiciones EA y EP.

El análisis de tiempo-frecuencia se realizó para observar cambios en la densidad espectral dentro de la banda de frecuencias alfa (8-12 Hz) bajo diferentes condiciones experimentales (EA, EP y CV), en el grupo ANEC. La prueba de Shapiro-Wilk indicó que los datos no seguían una distribución normal. Debido a la falta de normalidad, se utilizó la prueba de Friedman para comparaciones múltiples. La prueba de Friedman es una prueba no paramétrica utilizada para detectar diferencias en tratamientos a través de múltiples pruebas relacionadas. Posteriormente, se aplicó la prueba de Dunn para identificar diferencias significativas entre las condiciones experimentales. La prueba de Dunn es una prueba post-hoc que se utiliza después de la prueba de Friedman para realizar comparaciones por pares.

En el grupo BNEC, se realizó un análisis de tiempo-frecuencia para observar cambios en la densidad espectral alfa en las condiciones de EA, EP y CV. La normalidad de los datos fue evaluada con la prueba de Shapiro-Wilk, revelando que los datos no eran normales. En consecuencia, se empleó la prueba de Friedman para comparaciones múltiples y la prueba de Dunn para identificar diferencias significativas entre las condiciones experimentales.

Para comparar la densidad espectral alfa entre las condiciones de EA y EP en el grupo BNEC a lo largo de los ensayos de 0 a 5 segundos, se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, indicando una distribución no normal. Por lo tanto, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para comparar las condiciones EA y EP. Esta comparación también se realizó para las ventanas de tiempo específicas de 0-4 segundos y 4-5 segundos. La comparación de la densidad espectral alfa entre las condiciones de EA y EP en el grupo ANEC se realizó de manera

similar, evaluando la normalidad de los datos con la prueba de Shapiro-Wilk y, al no cumplirse las condiciones de normalidad, utilizando la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para las comparaciones en las mismas ventanas de tiempo.

Se investigó la densidad espectral en la región temporal izquierda de los sujetos mediante intervalos de tiempo específicos (0-5 s, 0-4 s y 4-5 s). Para analizar las diferencias entre las condiciones de EA y EP, se utilizó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados, debido a la distribución no normal de los datos. Además, se investigó la variabilidad de la densidad espectral en el área frontal en los mismos intervalos de tiempo del área temporal izquierda mediante la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para comparar las condiciones EA y EP en ambos grupos. Esta prueba se seleccionó debido a la no normalidad de los datos, evaluada previamente con la prueba de Shapiro-Wilk.

Finalmente, la comparación de la densidad espectral alfa en la región parietal izquierda se realizó en las mismas ventanas de tiempo (0-5 s, 0-4 s y 4-5 s) y se analizó con la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados, debido a la distribución no normal de los datos. Esta evaluación se llevó a cabo tanto para el grupo BNEC como para el grupo ANEC.

Capítulo V

Resultados

5.1 Análisis de los sujetos según sus niveles de estrés crónico.

Para evaluar los niveles de estrés crónico de los sujetos, se calculó la media de los puntajes obtenidos en EEP. Esta media, que fue de 29,82, sirvió para clasificar a los sujetos en grupos BNEC y ANEC. Los sujetos con puntajes de 0 a 30 se clasificaron en el grupo BNEC, mientras que aquellos con puntajes superiores a 30 se consideraron ANEC. Estos resultados se presentan en la Figura 11. Al comparar los puntajes de ambos grupos mediante la prueba de Mann-Whitney, se encontró que los puntajes del grupo ANEC son significativamente mayores que los del grupo BNEC (ANEC: $37,5 \pm 3,670$; BNEC: $23,0 \pm 6,343$; $p < 0,001$).

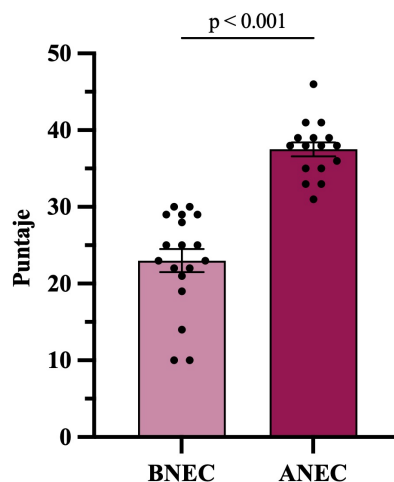


Figura 11. Representación gráfica de la clasificación de sujetos según los niveles de estrés crónico percibido.

Los participantes fueron agrupados en BNEC (Bajo Nivel de Estrés Crónico, gris) y en ANEC (Alto Nivel de Estrés Crónico, negro) con base en sus respuestas en la EEP. Se utilizó un umbral definido por la media de los puntajes del cuestionario para categorizar a los sujetos. La comparación estadística entre los grupos mostró diferencias significativas donde el grupo ANEC tiene un puntaje significativamente mayor que el grupo BNEC. Los niveles de significancia corresponden a $p < 0.05$.

5.2 Respuestas correctas DiN EA.

Se evaluaron las respuestas correctas obtenidas durante la EA en sujetos de los grupos BNEC y ANEC (figura 12). No se encontraron diferencias significativas entre las respuestas correctas de los sujetos en ambos grupos con la prueba Mann-Whitney (EA_{BNEC} : $21,78 \pm 24,34$; EA_{ANEC} : $32 \pm 20,01$, $p = 0,16$). Al evaluar los segmentos por bloque, para saber si la fatiga tuvo algún efecto en las respuestas correctas se analizaron las respuestas correctas entre ambos grupos en cada bloque, no se encontró diferencias significativas entre el grupo BNEC y ANEC en ningún bloque (Bloque 1: EA_{BNEC} : $5,111 \pm 6,048$; EA_{ANEC} : $8,188 \pm 5,419$, $p = 0,13$. Bloque 2: EA_{BNEC} : $5,389 \pm 6,289$; EA_{ANEC} : $8,188 \pm 5,382$, $p = 0,08$. Bloque 3: EA_{BNEC} : $5,389 \pm 6,156$; EA_{ANEC} : $8 \pm 5,682$, $p = 0,12$. Bloque 4: EA_{BNEC} : $5,889 \pm 7,103$; EA_{ANEC} : $9,286 \pm 6,069$, $p = 0,08$). Se analizó si las respuestas en cada grupo tenían una tendencia a aumentar o disminuir a medida que avanzaban los bloques. En el grupo BNEC se observó una tendencia ligeramente positiva, con una pendiente de 0,2333 y una intersección en Y de 4,861. Sin embargo, esta tendencia no fue estadísticamente significativa ($p = 0,73$, $R^2 = 0,001749$). La ecuación de la línea de tendencia para este grupo es $Y = 0,2333 \cdot X + 4,861$. En el grupo ANEC también se observó una tendencia ligeramente positiva, con una pendiente de 0,2982 y una intersección en Y de 7,665. Al igual que en el grupo BNEC, esta tendencia no fue estadísticamente significativa ($p = 0,64$, $R^2 = 0,003665$). La ecuación de la línea de tendencia para este grupo es $Y = 0,2982 \cdot X + 7,665$. En ambos grupos, la pendiente positiva sugiere un leve aumento en las respuestas correctas a medida que avanzan los bloques, pero dado que los valores p son muy altos (0,73 para BNEC y 0,64 para ANEC) y los R^2 son muy bajos, no se puede concluir que exista una tendencia significativa en ninguno de los grupos. Esto indica que el rendimiento de los participantes se mantuvo relativamente constante a lo largo de los bloques, sin mostrar efectos claros de aprendizaje o fatiga.

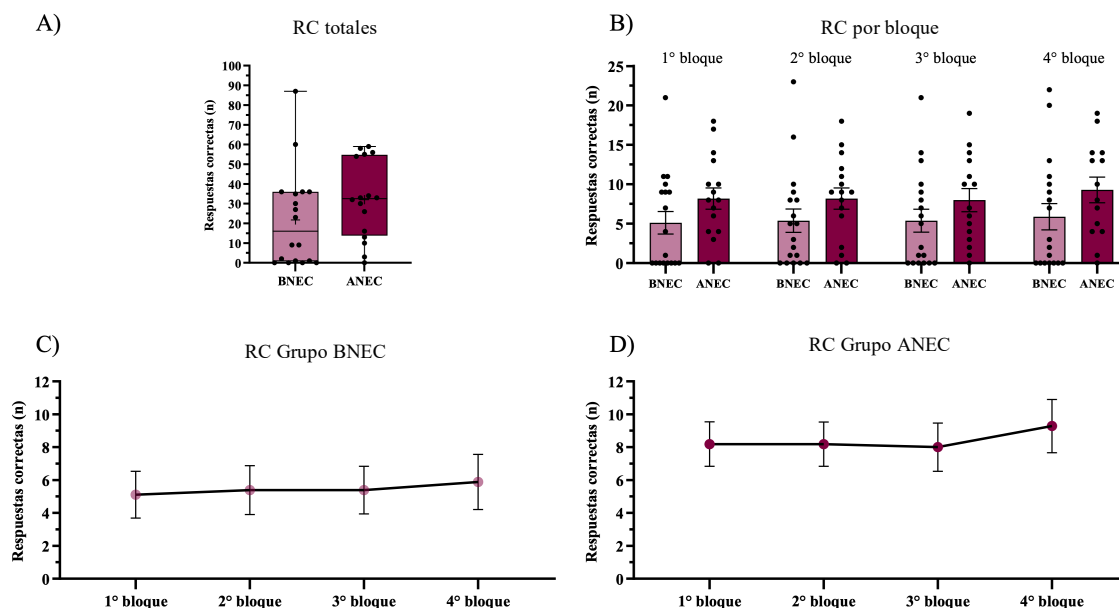


Figura 12. Comparación de las respuestas correctas entre sujetos del grupo BNEC y ANEC durante la EA. Análisis de respuestas correctas durante la EA en los grupos BNEC y ANEC. A) Comparación del total de respuestas correctas entre los grupos BNEC y ANEC. No se encontraron diferencias significativas. B) Respuestas correctas por bloque para ambos grupos. No se observaron diferencias significativas en ningún bloque. C) Tendencia de respuestas correctas a lo largo de los bloques para el grupo BNEC. D) Tendencia de respuestas correctas a lo largo de los bloques para el grupo ANEC. Las barras de error representan el error estándar de la media. Aunque se observa una leve tendencia positiva en ambos grupos, estas no fueron estadísticamente significativas.

5.3 Resultados EA grupos BNEC y ANEC

El análisis espectrográfico de tiempo-frecuencia, mostrado en la Figura 13a, permite observar un incremento en la densidad espectral dentro de la banda de frecuencias alfa en la condición de EA en el gran promedio del grupo BNEC y el grupo ANEC. Para cuantificar estas observaciones, se empleó el análisis de la densidad espectral alfa en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) y 0 a 4 segundos (correspondiente al tiempo de retención) durante la condición de EA. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales ($p < 0.0001$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Mann-Whitney. Los resultados revelaron que no existen diferencias en la EA entre el grupo BNEC y ANEC, en las ventanas de tiempo 0-5s (EA_{BNEC} : $8,367 \pm 7,789$; EA_{ANEC} : $10,41 \pm 8,485$, $p = 0,42$) y 0-4s (EA_{BNEC} : $9,347 \pm 8,838$; EA_{ANEC} : $11,47 \pm 9,177$, $p = 0,40$). Estos hallazgos se presentan gráficamente en la Figura 13b, ofreciendo una representación visual de las comparaciones entre las condiciones experimentales.

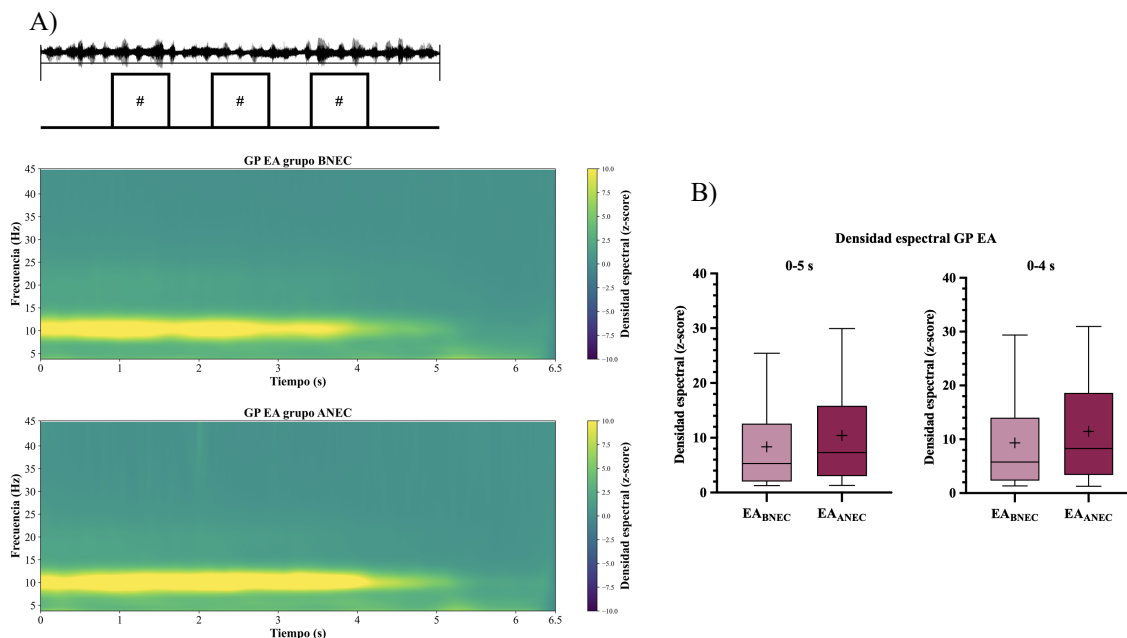


Figura 13. Resultados gran promedio EA grupos BNEC y ANEC. A) Análisis espectrográfico de tiempo-frecuencia para los grupos BNEC (arriba) y ANEC (abajo) durante la EA. La escala de colores representa la densidad espectral (z-score). Se observa un incremento en la densidad espectral en la banda de frecuencias alfa (8-12 Hz) en ambos grupos. B) Comparación de la densidad espectral alfa entre los grupos BNEC y ANEC en dos intervalos de tiempo: 0-5 s (duración total del ensayo) y 0-4 s (tiempo de retención). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguno de los intervalos (prueba de Mann-Whitney). Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media.

Al realizar el análisis por grupo de electrodos se encontró que no existen diferencias en la EA entre el grupo BNEC y ANEC, en los electrodos frontales en las ventanas de tiempo 0-5s (EA_{BNEC} : $7,927 \pm 7,516$; EA_{ANEC} : $10,09 \pm 9,046$, $p = 0,57$) y 0-4s (EA_{BNEC} : $8,831 \pm 8,546$; EA_{ANEC} : $11,20 \pm 9,863$, $p = 0,53$). No existen diferencias en la EA entre el grupo BNEC y ANEC, en los electrodos parietales en las ventanas de tiempo 0-5s (EA_{BNEC} : $10,80 \pm 11,06$; EA_{ANEC} : $13,71 \pm 11,12$, $p = 0,44$) y 0-4s (EA_{BNEC} : $12,14 \pm 12,57$; EA_{ANEC} : $15,28 \pm 12,26$, $p = 0,42$). No existen diferencias en la EA entre

el grupo BNEC y ANEC, en el electrodo Cz en las ventanas de tiempo 0-5s (EA_{BNEC} : $5,601 \pm 4,927$; EA_{ANEC} : $7,217 \pm 5,388$, $p = 0,38$) y 0-4s (EA_{BNEC} : $6,174 \pm 5,511$; EA_{ANEC} : $7,800 \pm 5,692$, $p = 0,40$).

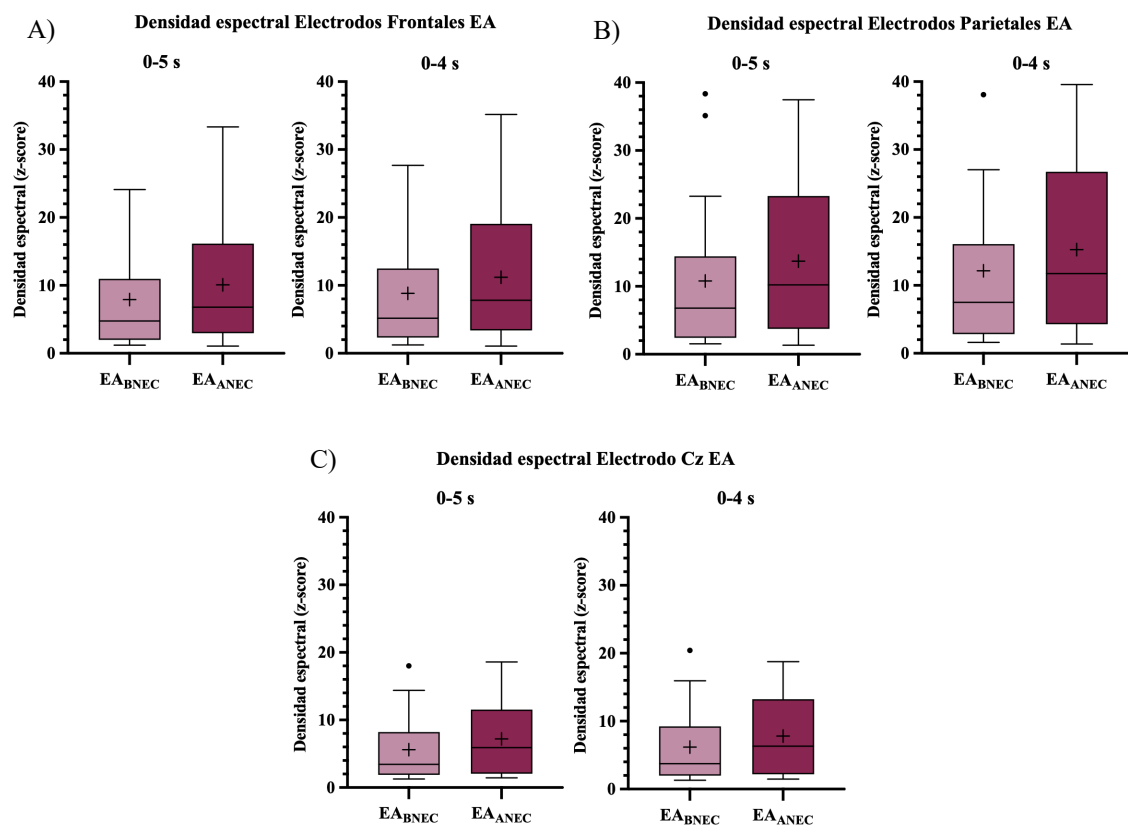


Figura 14. Resultados gran promedio EA grupos BNEC y ANEC en diferentes grupos de electrodos.

A) Densidad espectral en los electrodos frontales durante la EA para los intervalos de 0-5s y 0-4s. B) Densidad espectral en los electrodos parietales durante la EA para los intervalos de 0-5s y 0-4s. C) Densidad espectral en el electrodo Cz durante la EA para los intervalos de 0-5s y 0-4s. En todos los casos, se comparan los grupos BNEC y ANEC con la prueba de Mann-Whitney. No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguna de las regiones ni intervalos de tiempo analizados ($p > 0.05$ en todos los casos).

5.4 Resultados EP grupos BNEC y ANEC

El análisis espectrográfico de tiempo-frecuencia, mostrado en la Figura 15a, permite observar un incremento en la densidad espectral dentro de la banda de frecuencias alfa en la condición de EP en el gran promedio del grupo BNEC y el grupo ANEC. Para cuantificar estas observaciones, se empleó el análisis de la densidad espectral alfa en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) y 0 a 4 segundos (correspondiente al tiempo de retención) durante la condición de EP. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales ($p < 0.0001$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Mann-Whitney. Los resultados revelaron que no existen diferencias en la EP entre el grupo BNEC y ANEC, en las ventanas de tiempo 0-5s ($EP_{BNEC}: 6,256 \pm 5,771$; $EP_{ANEC}: 7,351 \pm 6,025$, $p = 0,40$) y 0-4s ($EP_{BNEC}: 6,473 \pm 5,813$; $EP_{ANEC}: 7,408 \pm 5,855$, $p = 0,42$). Estos hallazgos se presentan gráficamente en la Figura 15b, ofreciendo una representación visual de las comparaciones entre las condiciones experimentales.

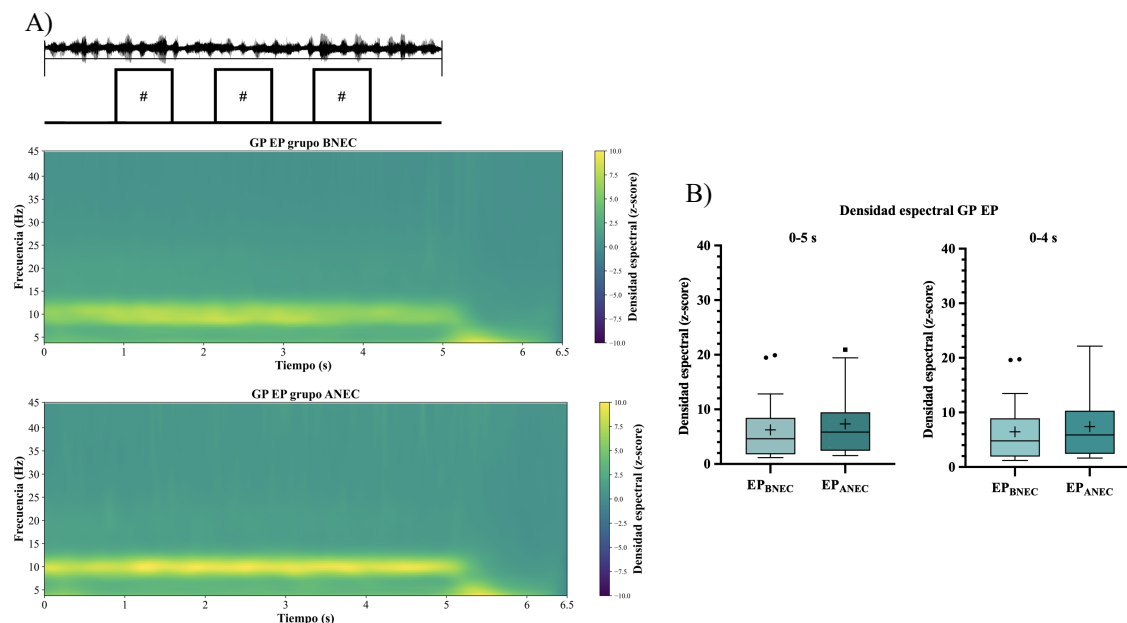


Figura 15. Resultados gran promedio EP grupos BNEC y ANEC. A) Análisis espectrográfico de tiempo-frecuencia para los grupos BNEC (arriba) y ANEC (abajo) durante la EP. La escala de colores representa la densidad espectral (z-score). Se observa un incremento en la densidad espectral en la banda de frecuencias alfa (8-12 Hz) en ambos grupos. B) Comparación de la densidad espectral alfa entre los grupos BNEC y ANEC en dos intervalos de tiempo: 0-5 s (duración total del ensayo) y 0-4 s (tiempo de retención). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguno de los intervalos (prueba de Mann-Whitney).

Al realizar el análisis por grupo de electrodos se encontró que no existen diferencias en la EP entre el grupo BNEC y ANEC, en los electrodos frontales en las ventanas de tiempo 0-5s ($EP_{BNEC}: 5,997 \pm 5,823$; $EP_{ANEC}: 6,951 \pm 5,884$, $p = 0,53$) y 0-4s ($EP_{BNEC}: 6,191 \pm 5,839$; $EP_{ANEC}: 6,926 \pm 5,538$, $p = 0,55$). No existen diferencias en la EP entre el grupo BNEC y ANEC, en los electrodos parietales en las ventanas de tiempo 0-5s ($EP_{BNEC}: 7,966 \pm 8,118$; $EP_{ANEC}: 9,406 \pm 7,835$, $p = 0,33$) y 0-4s ($EP_{BNEC}: 8,176 \pm 8,085$; $EP_{ANEC}: 9,375 \pm 7,457$, $p = 0,35$). No existen diferencias en la EA entre el

grupo BNEC y ANEC, en el electrodo Cz en las ventanas de tiempo 0-5s (EP_{BNEC} : $4,451 \pm 3,992$; EP_{ANEC} : $5,784 \pm 5,266$, $p = 0,51$) y 0-4s (EP_{BNEC} : $4,679 \pm 4,192$; EP_{ANEC} : $5,902 \pm 5,333$, $p = 0,53$).

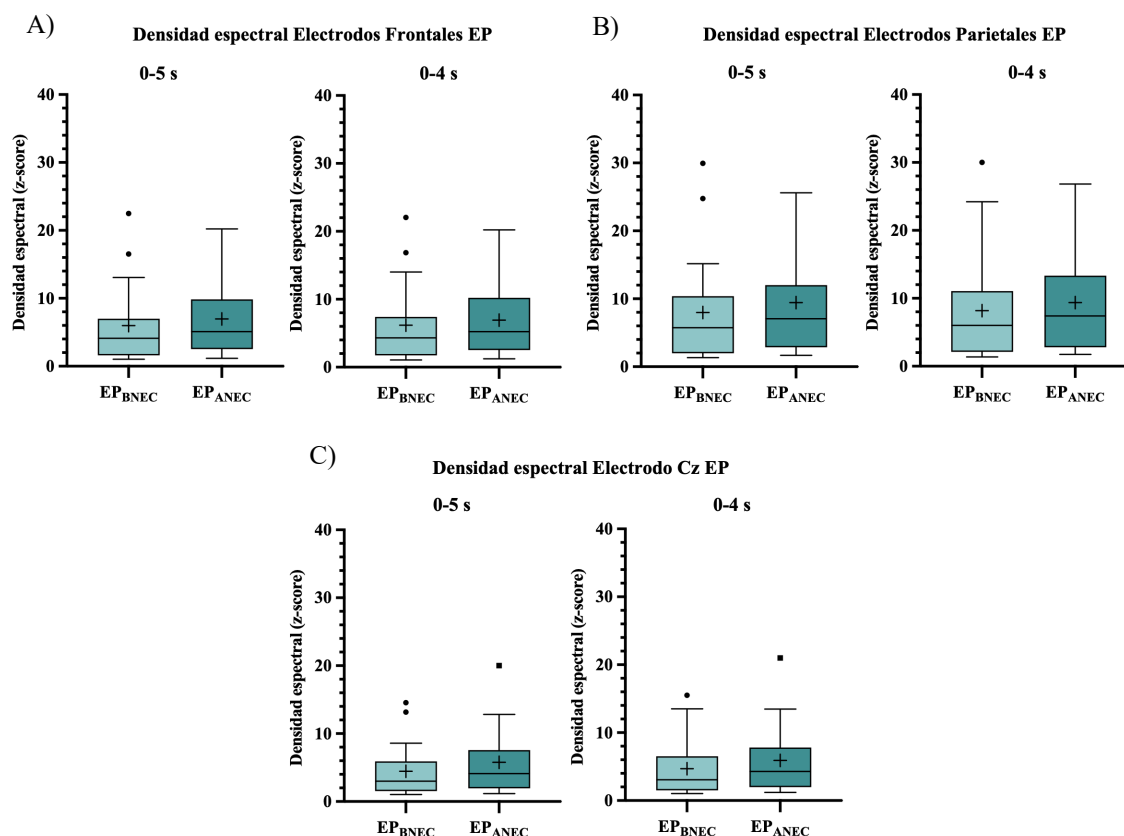


Figura 16. Resultados gran promedio EP grupos BNEC y ANEC en diferentes grupos de electrodos.

A) Densidad espectral en los electrodos frontales durante la EP para los intervalos de 0-5s y 0-4s. B) Densidad espectral en los electrodos parietales durante la EP para los intervalos de 0-5s y 0-4s. C) Densidad espectral en el electrodo Cz durante la EP para los intervalos de 0-5s y 0-4s. En todos los casos, se comparan los grupos BNEC y ANEC con la prueba de Mann-Whitney. No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguna de las regiones ni intervalos de tiempo analizados ($p > 0.05$ en todos los casos).

5.5 Resultados CV grupos BNEC y ANEC

El análisis espectrográfico de tiempo-frecuencia, mostrado en la Figura 17a, permite observar un incremento en la densidad espectral dentro de la banda de frecuencias alfa en la condición de CV en el gran promedio del grupo BNEC y el grupo ANEC. Para cuantificar estas observaciones, se empleó el análisis de la densidad espectral alfa en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) y 0 a 4 segundos (correspondiente al tiempo de retención) durante la condición de CV. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales ($p < 0.0001$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Mann-Whitney. Los resultados revelaron que no existen diferencias en la CV entre el grupo BNEC y ANEC, en las ventanas de tiempo 0-5s (CV_{BNEC} : $2,131 \pm 0,8859$; CV_{ANEC} : $1,702 \pm 0,5726$, $p = 0,07$) y 0-4s (CV_{BNEC} : $2,128 \pm 0,8523$; CV_{ANEC} : $1,713 \pm 0,5561$, $p = 0,08$). Estos hallazgos se presentan gráficamente en la Figura 17b, ofreciendo una representación visual de las comparaciones entre las condiciones experimentales.

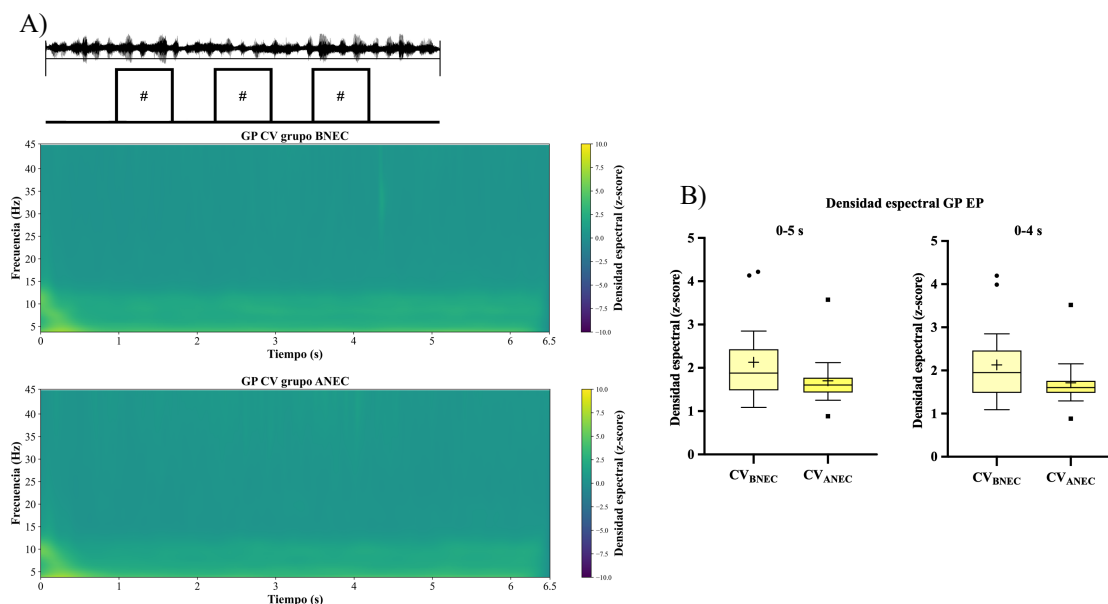


Figura 17. Resultados gran promedio CV grupos BNEC y ANEC A) Análisis espectrográfico de tiempo-frecuencia para los grupos BNEC (arriba) y ANEC (abajo) durante la CV. La escala de colores representa la densidad espectral (z-score). Se observa un incremento en la densidad espectral en la banda de frecuencias alfa (8-12 Hz) en ambos grupos. B) Comparación de la densidad espectral alfa entre los grupos BNEC y ANEC en dos intervalos de tiempo: 0-5 s (duración total del ensayo) y 0-4 s (tiempo de retención). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguno de los intervalos (prueba de Mann-Whitney).

Al realizar el análisis por grupo de electrodos se encontró que no existen diferencias en la CV entre el grupo BNEC y ANEC, en los electrodos frontales en las ventanas de tiempo 0-5s (CV_{BNEC} : $2,020 \pm 0,8240$; CV_{ANEC} : $1,582 \pm 0,6417$ $p = 0,06$) y 0-4s (CV_{BNEC} : $2,023 \pm 0,7975$; CV_{ANEC} : $1,585 \pm 0,6164$, $p = 0,06$). No existen diferencias en la CV entre el grupo BNEC y ANEC, en los electrodos parietales en las ventanas de tiempo 0-5s (CV_{BNEC} : $2,321 \pm 1,089$; CV_{ANEC} : $1,915 \pm 0,7296$, $p = 0,24$) y 0-4s (CV_{BNEC} : $2,322 \pm 1,040$; CV_{ANEC} : $1,923 \pm 0,7204$, $p = 0,22$). No existen diferencias en la CV entre el grupo BNEC y ANEC, en el electrodo Cz en las ventanas de tiempo 0-5s (CV_{BNEC} : $1,906 \pm$

0,8693; CV_{ANEC} : $1,486 \pm 0,7170$, $p = 0,0504$) y 0-4s (CV_{BNEC} : $1,896 \pm 0,8648$; CV_{ANEC} : $1,517 \pm 0,7593$, $p = 0,08$).

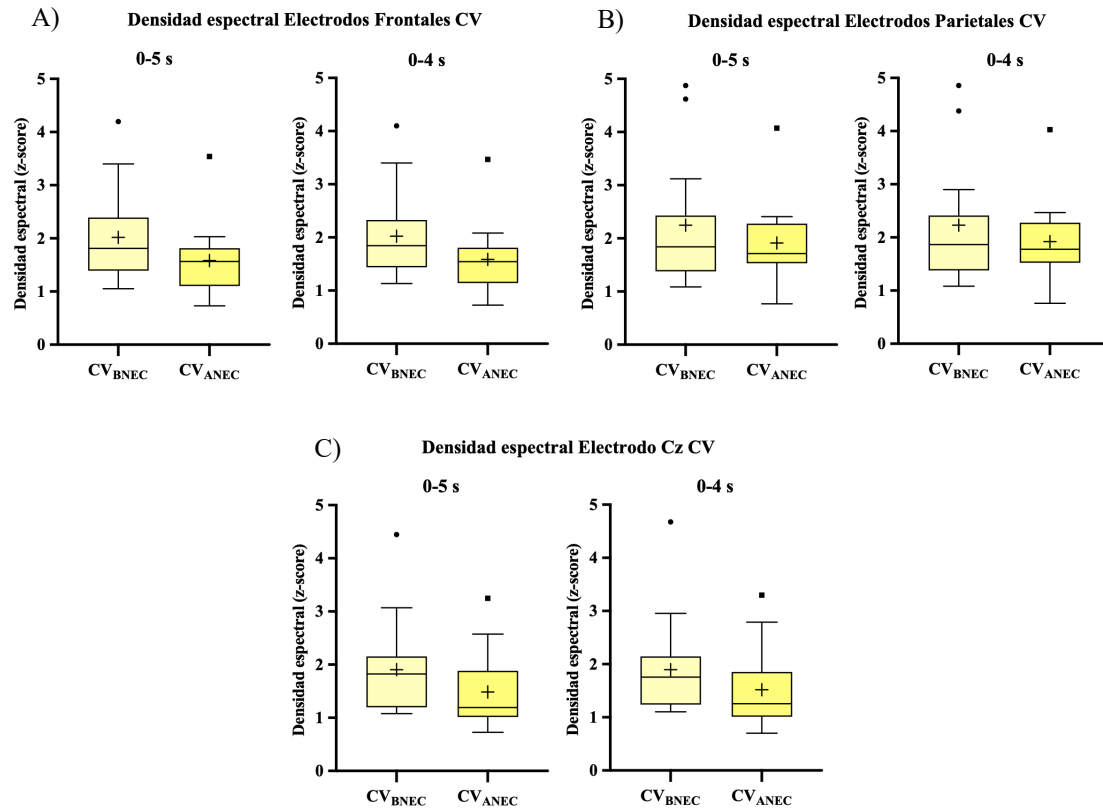


Figura 18. Resultados gran promedio CV grupos BNEC y ANEC en diferentes grupos de electrodos.

A) Densidad espectral en los electrodos frontales durante la EA para los intervalos de 0-5s y 0-4s. B) Densidad espectral en los electrodos parietales durante la CV para los intervalos de 0-5s y 0-4s. C) Densidad espectral en el electrodo Cz durante la CV para los intervalos de 0-5s y 0-4s. En todos los casos, se comparan los grupos BNEC y ANEC con la prueba de Mann-Whitney. No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en ninguna de las regiones ni intervalos de tiempo analizados ($p > 0.05$ en todos los casos).

5.6 Observación visual del gran promedio de participantes del grupo BNEC y ANEC.

El análisis visual del gran promedio de los participantes de los grupos BNEC y ANEC se realizó mediante espectrogramas tiempo-frecuencia (Figura 19). Un espectrograma es una representación visual de las frecuencias presentes en una señal a lo largo del tiempo. En este caso, los espectrogramas muestran la densidad espectral de la actividad cerebral, donde el eje horizontal representa el tiempo (en segundos), el eje vertical representa la frecuencia (en Hz), y los colores indican la intensidad de la actividad en cada punto tiempo-frecuencia. Los espectrogramas utilizan la paleta de colores Viridis, que va desde el morado oscuro (menor densidad espectral) pasando por el verde hasta el amarillo brillante (mayor densidad espectral). Esta paleta de colores es perceptualmente uniforme y facilita la interpretación de los datos. En la condición de EA, se observa una banda horizontal de color amarillo brillante en la región de frecuencias alfa (aproximadamente 8-12 Hz). Esta banda indica una alta densidad espectral en la frecuencia alfa que se mantiene relativamente constante durante los 5 segundos del ensayo. La intensidad y continuidad de esta banda sugieren una activación sostenida en la banda alfa durante la tarea de EA. En la condición de EP, se aprecia una banda similar en la región alfa, pero con una intensidad menor, representada por colores más verdosos. Esto indica que, aunque presente, la actividad en la banda alfa es menos pronunciada que en la condición EA. La condición de CV muestra la menor actividad en la banda alfa de las tres condiciones. El espectrograma para CV presenta principalmente colores azul-verdosos en la región alfa, indicando una densidad espectral baja en esta banda de frecuencia.

Es importante notar que, en todas las condiciones, la actividad en otras bandas de frecuencia parece ser menos prominente, como se evidencia por los colores más fríos (azules y morados) en estas regiones del espectrograma. Además, se puede observar que los patrones de actividad en cada condición se mantienen relativamente estables a lo largo del tiempo del ensayo, sin cambios dramáticos en la distribución de colores de izquierda a derecha en los espectrogramas. Estas observaciones visuales proporcionan una primera aproximación a las diferencias en la actividad cerebral entre las distintas condiciones experimentales, sugiriendo una mayor activación de la banda alfa durante la EA, una activación moderada durante la EP, y una activación mínima durante la CV.

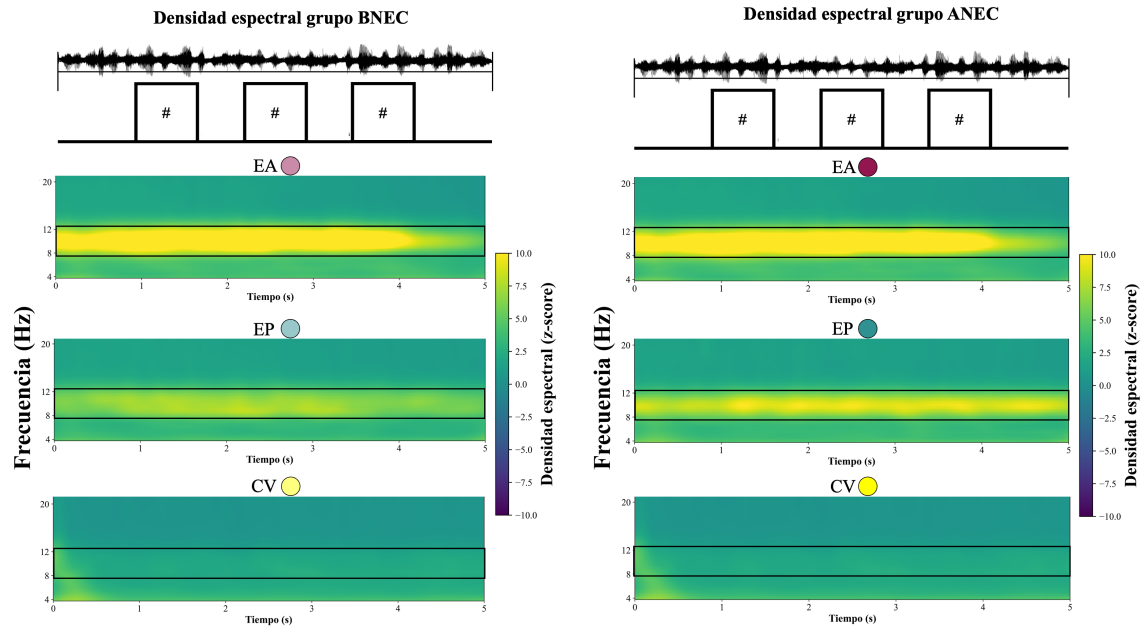


Figura 19. Espectrogramas tiempo-frecuencia del gran promedio de los grupos BNEC y ANEC durante las condiciones EA, EP y CV. Espectrogramas tiempo-frecuencia del gran promedio de los grupos BNEC y ANEC durante las condiciones EA, EP y CV. Los espectrogramas muestran la densidad espectral (z-score) de la actividad cerebral en función del tiempo (eje x, en segundos) y la frecuencia (eje y, en Hz). La escala de colores Viridis representa la intensidad de la densidad espectral, donde el amarillo indica mayor intensidad y el morado oscuro menor intensidad. Se observa una mayor actividad en la banda alfa (8-12 Hz) durante la condición EA, seguida por EP, y menor actividad durante CV. Los patrones de actividad se mantienen relativamente estables a lo largo del tiempo en cada condición. BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de visualización.

5.7 Análisis del gran promedio de participantes del grupo BNEC.

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa del gran promedio en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) en los sujetos del grupo BNEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 20a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales (EA_{BNEC} : $p = 0.0002$; EP_{BNEC} : $p = 0.0041$; CV_{BNEC} : $p = 0.010$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo BNEC. Los resultados revelaron una densidad espectral significativamente mayor en la condición EA del grupo BNEC en comparación con la CV ($p < 0.001$), así como una densidad espectral significativamente mayor en la condición de EP del grupo BNEC en comparación con la CV del grupo BNEC ($p = 0.02$) (EA_{BNEC} : 8.367 ± 7.789 ; EP_{BNEC} : 6.256 ± 5.771 ; CV_{BNEC} : 2.131 ± 0.8859). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo BNEC al comparar las tres condiciones ($p = 0.29$).

En el análisis de la potencia alfa a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $8,367 \pm 7,789$; EP_{BNEC} : $6,256 \pm 5,771$; $p = 0,008$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 20b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{BNEC} : $p = 0,002$; EP_{BNEC} : $p = 0,002$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $9,347 \pm 8,838$; EP_{BNEC} : $6,473 \pm 5,813$; $p = 0,002$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 20c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo BNEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo BNEC en todas las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{BNEC} : 10.064 ± 9.577 ; EP_{BNEC} : 6.035 ± 4.785 ; $p = 0.002$), 1-2 s (EA_{BNEC} : 9.869 ± 9.787 ; EP_{BNEC} : 6.878 ± 6.193 ; $p = 0.03$), 2-3 s (EA_{BNEC} : 9.553 ± 8.920 ; EP_{BNEC} : 6.869 ± 6.670 ; $p = 0.009$), 3-4 s (EA_{BNEC} : 7.902 ± 7.659 ; EP_{BNEC} : 6.109 ± 6.115 ; $p = 0.04$), 4-5 s (EA_{BNEC} : 4.451 ± 3.991 ; EP_{BNEC} : 5.388 ± 5.730 ; $p = 0.03$), como se visualiza en la Figura 20d.

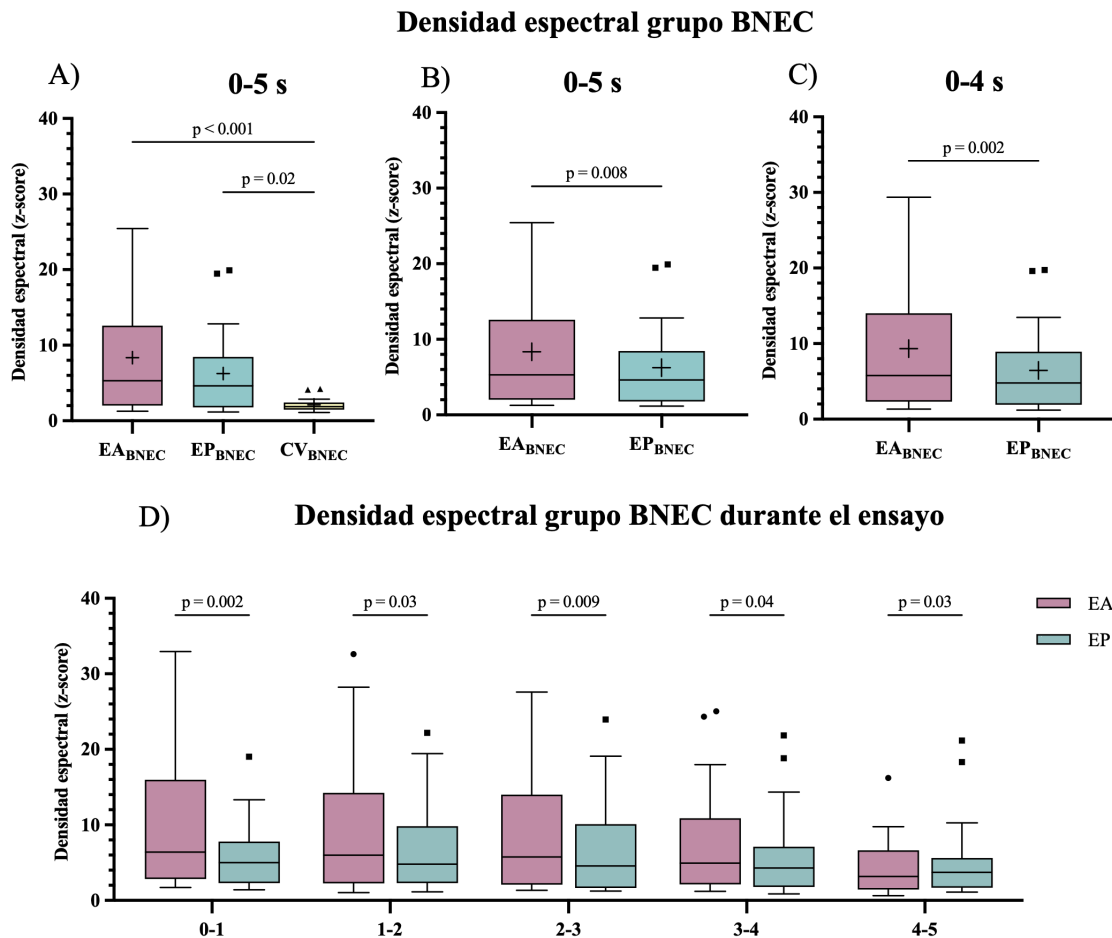


Figura 20. Análisis de la densidad espectral alfa del gran promedio en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.8 Análisis del gran promedio de participantes del grupo ANEC.

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa del gran promedio en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) en los sujetos del grupo ANEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 21a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, se obtuvo una distribución normal en la condición EA y una distribución no normal en las condiciones EP y CV (EA_{ANEC} : $p = 0.06$; EP_{ANEC} : $p = 0.011$; CV_{ANEC} : $p < 0.001$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo ANEC. Los resultados revelaron una densidad espectral significativamente mayor en la condición EA del grupo ANEC en comparación con la CV ($p < 0.001$), así como una densidad espectral significativamente mayor en la condición de EP del grupo ANEC en comparación con la CV del grupo ANEC ($p = 0.01$) (EA_{ANEC} : $10,41 \pm 8,485$; EP_{ANEC} : $7,351 \pm 6,025$; CV_{ANEC} : $1,702 \pm 0,5726$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo ANEC al comparar las tres condiciones ($p = 0.23$).

En el análisis de la potencia alfa a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $10,41 \pm 8,485$; EP_{ANEC} : $7,351 \pm 6,025$; $p = 0,001$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 21b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{ANEC} : $p = 0,009$; EP_{ANEC} : $p = 0,04$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $11,47 \pm 9,177$; EP_{ANEC} : $7,408 \pm 5,855$; $p < 0,001$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 21c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo ANEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo ANEC en todas las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{ANEC} : $10,558 \pm 7,798$; EP_{ANEC} : $6,803 \pm 4,612$; $p < 0.001$), 1-2 s (EA_{ANEC} : $11,746 \pm 9,468$; EP_{ANEC} : $7,692 \pm 6,266$; $p = 0.001$), 2-3 s (EA_{ANEC} : $12,329 \pm 11,077$; EP_{ANEC} : $7,596 \pm 6,531$; $p < 0.001$), 3-4 s (EA_{ANEC} : $11,265 \pm 10,167$; EP_{ANEC} : $7,540 \pm 6,499$; $p = 0.001$), 4-5 s (EA_{ANEC} : $6,131 \pm 6,700$; EP_{ANEC} : $7,123 \pm 7,964$; $p = 0.07$), como se visualiza en la Figura 21d.

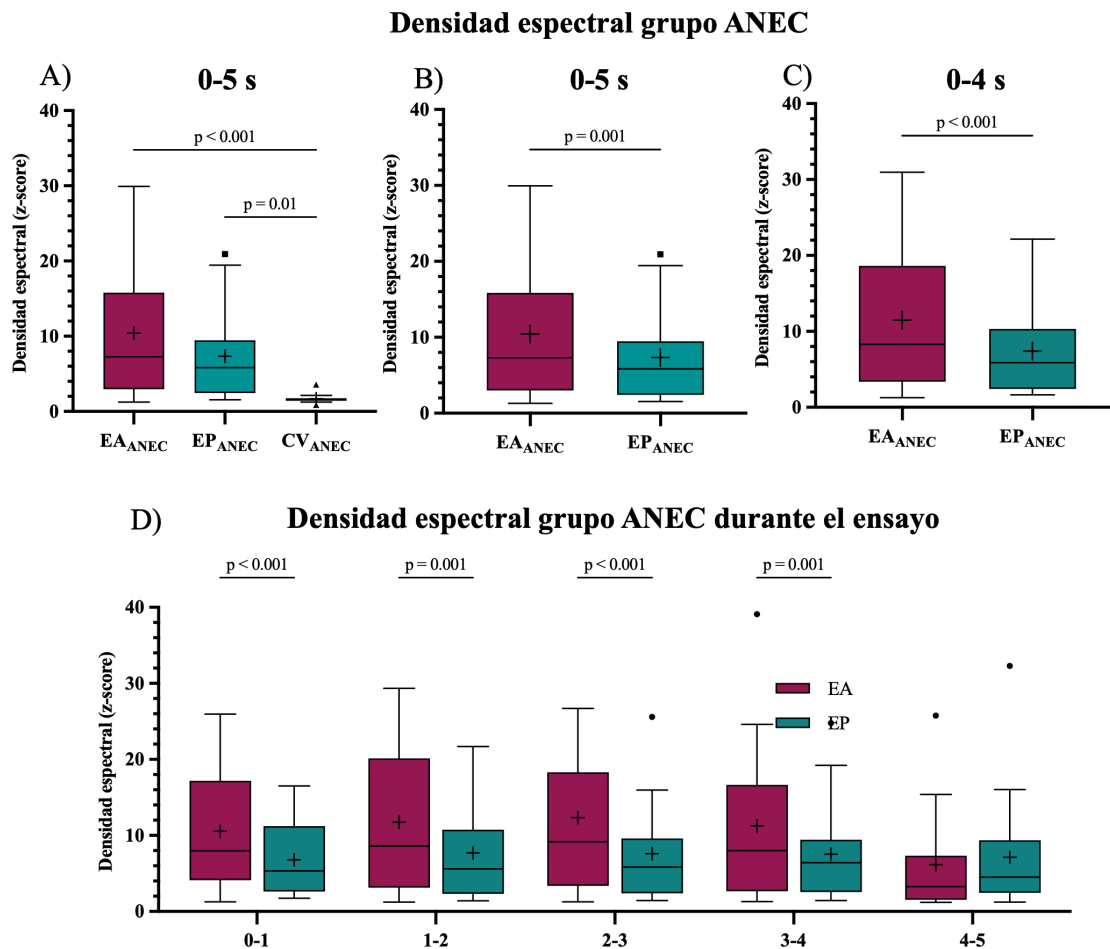


Figura 21. Análisis de la densidad espectral alfa del gran promedio en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.9 Densidad espectral de las oscilaciones alfa electrodo Cz grupo BNEC.

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa del electrodo Cz en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) del electrodo Cz, en los sujetos del grupo BNEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 22a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales (EA_{BNEC} : $p = 0,003$; EP_{BNEC} : $p < 0,001$; CV_{BNEC} : $p = 0,003$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo BNEC. Los resultados revelaron una densidad espectral alfa del electrodo Cz significativamente mayor en la condición EA del grupo BNEC en comparación con la CV ($p < 0,001$), así como una densidad espectral alfa del electrodo Cz significativamente mayor en la condición de EP del grupo BNEC en comparación con la CV del grupo BNEC ($p = 0,01$) (EA_{BNEC} : $5,601 \pm 4,927$; EP_{BNEC} : $4,451 \pm 3,992$; CV_{BNEC} : $1,906 \pm 0,8693$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo BNEC al comparar las tres condiciones ($p = 0,55$).

En el análisis de la potencia alfa del electrodo Cz a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que no hay diferencias significativas entre la densidad espectral alfa del electrodo Cz de la EA comparada con condición EP en el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $5,601 \pm 4,927$; EP_{BNEC} : $4,451 \pm 3,992$; $p = 0,23$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 22b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa del electrodo Cz a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{BNEC} : $p = 0,003$; EP_{BNEC} : $p = 0,001$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa del electrodo Cz de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $6,174 \pm 5,511$; EP_{BNEC} : $4,679 \pm 4,192$; $p = 0,09$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 22c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa del electrodo Cz durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo BNEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que no hay diferencias en la densidad espectral alfa del electrodo Cz durante la EA en comparación con la EP del grupo BNEC en todas las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{BNEC} : $5,949 \pm 5,298$; EP_{BNEC} : $4,163 \pm 2,756$; $p = 0,09$), 1-2 s (EA_{BNEC} : $6,234 \pm 5,783$; EP_{BNEC} : $4,968 \pm 4,301$; $p = 0,20$), 2-3 s (EA_{BNEC} : $6,822 \pm 5,997$; EP_{BNEC} : $5,175 \pm 5,804$; $p = 0,14$), 3-4 s (EA_{BNEC} : $5,693 \pm 5,597$; EP_{BNEC} : $4,410 \pm 4,466$; $p = 0,44$), 4-5 s (EA_{BNEC} : $3,312 \pm 2,811$; EP_{BNEC} : $3,536 \pm 3,260$; $p = 0,42$), como se visualiza en la Figura 22d.

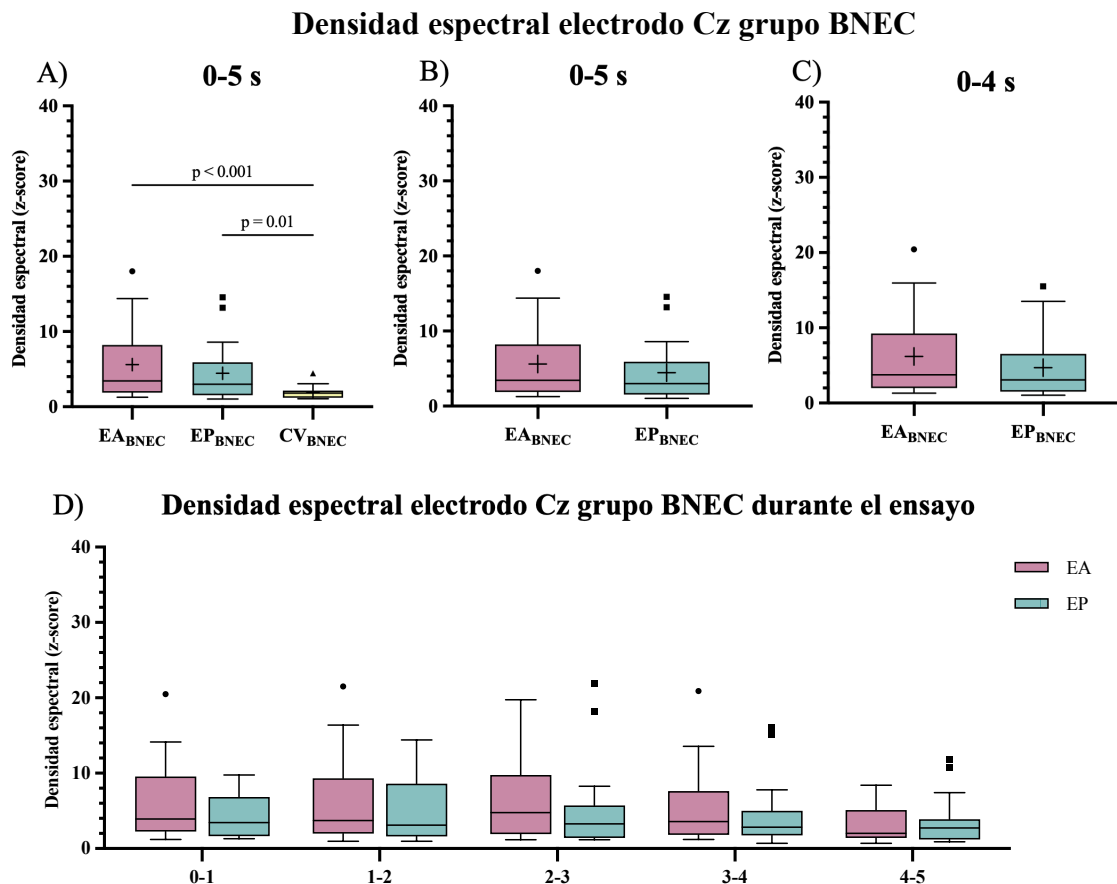


Figura 22. Análisis de la densidad espectral alfa del electrodo Cz en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.10 Densidad espectral de las oscilaciones alfa electrodo Cz grupo ANEC

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa del electrodo Cz en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) de los electrodos frontales, en los sujetos del grupo ANEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 23a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, se obtuvo una distribución normal en la condición EA y CV, y una distribución no normal en la condición EP. (EA_{ANEC} : $p = 0,09$; EP_{ANEC} : $p = 0,004$; CV_{ANEC} : $p = 0,05$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo ANEC. Los resultados revelaron una densidad espectral alfa del electrodo Cz significativamente mayor en la condición EA del grupo ANEC en comparación con la CV ($p < 0.001$), así como una densidad espectral alfa del electrodo Cz significativamente mayor en la condición de EP del grupo ANEC en comparación con la CV del grupo ANEC ($p = 0.04$) (EA_{ANEC} : $7,217 \pm 5,388$; EP_{ANEC} : $5,784 \pm 5,266$; CV_{ANEC} : $1,486 \pm 0,7170$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo ANEC al comparar las tres condiciones ($p = 0.47$).

En el análisis de la potencia alfa del electrodo Cz a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que no hay diferencias significativas entre la densidad espectral alfa del electrodo Cz de la EA comparada con condición EP en el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $7,217 \pm 5,388$; EP_{ANEC} : $5,784 \pm 5,266$; $p = 0,08$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 23b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa del electrodo Cz a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{ANEC} : $p = 0,08$; EP_{ANEC} : $p = 0,004$). Los resultados indicaron que no hay diferencias significativas en la densidad espectral alfa del electrodo Cz entre la condición EA y la condición EP para el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $7,800 \pm 5,692$; EP_{ANEC} : $5,902 \pm 5,333$; $p = 0,0507$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 23c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa del electrodo Cz durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo ANEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa del electrodo Cz durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo ANEC en la ventana temporal: 0-1s (EA_{ANEC} : $7,491 \pm 5,194$; EP_{ANEC} : $5,468 \pm 4,003$; $p = 0,03$) y 2-3 s (EA_{ANEC} : $8,197 \pm 6,236$; EP_{ANEC} : $5,955 \pm 6,290$; $p = 0,006$). No hay diferencias en la densidad espectral alfa entre las condiciones EA y EP en las ventanas 1-2 s (EA_{ANEC} : $7,798 \pm 5,927$; EP_{ANEC} : $6,373 \pm 6,301$; $p = 0.0507$), 3-4 s (EA_{ANEC} : $7,714 \pm 6,454$; EP_{ANEC} : $5,812 \pm 5,108$; $p = 0,21$), 4-5 s (EA_{ANEC} : $4,888 \pm 4,888$; EP_{ANEC} : $5,315 \pm 5,733$; $p = 0,35$), como se visualiza en la Figura 23d.

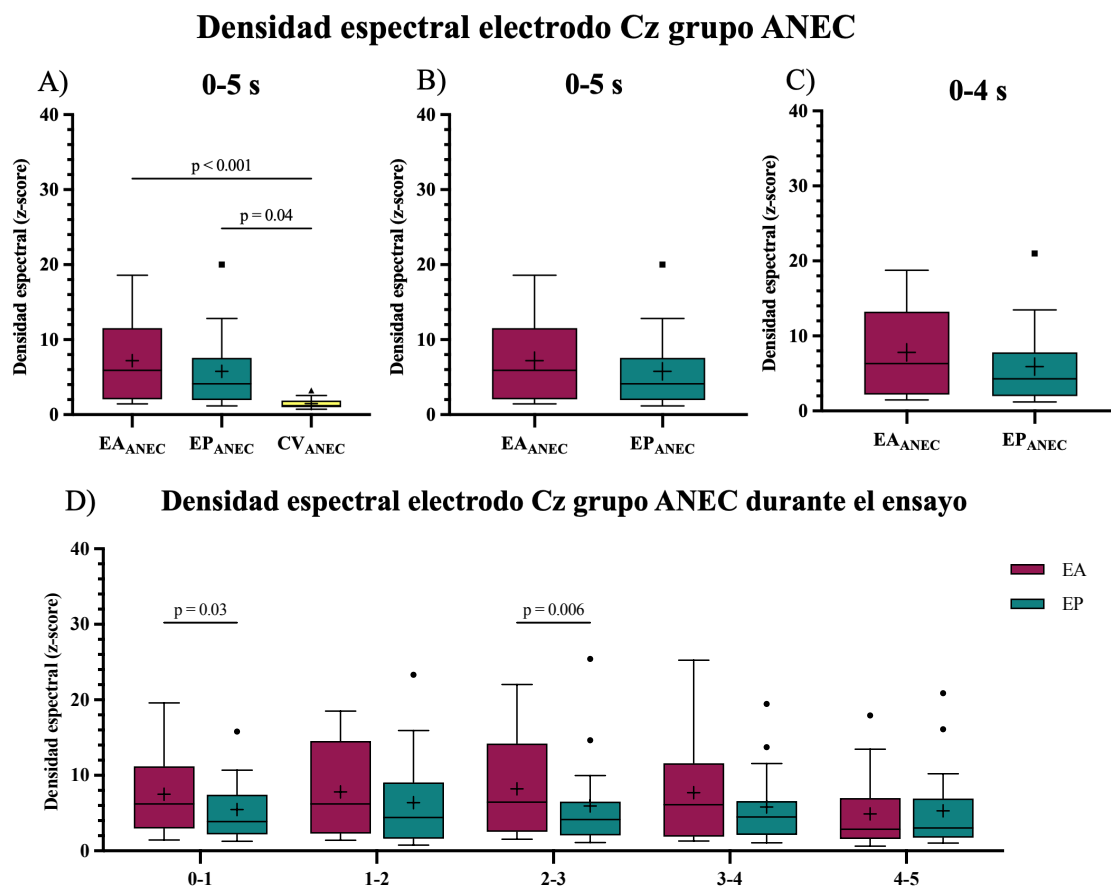


Figura 23. Análisis de la densidad espectral alfa del electrodo Cz en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.11 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos frontales grupo BNEC.

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos frontales en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) de los electrodos frontales, en los sujetos del grupo BNEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 24a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales (EA_{BNEC} : $p < 0.001$; EP_{BNEC} : $p < 0.001$; CV_{BNEC} : $p = 0,03$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo BNEC. Los resultados revelaron una densidad espectral alfa de los electrodos frontales significativamente mayor en la condición EA del grupo BNEC en comparación con la CV ($p < 0.001$), así como una densidad espectral alfa de los electrodos frontales significativamente mayor en la condición de EP del grupo BNEC en comparación con la CV del grupo BNEC ($p = 0.02$) (EA_{BNEC} : $7,927 \pm 7,516$; EP_{BNEC} : $5,997 \pm 5,823$; CV_{BNEC} : $2,020 \pm 0,8240$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo BNEC al comparar las tres condiciones ($p = 0.29$).

En el análisis de la potencia alfa de los electrodos frontales a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos frontales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $7,927 \pm 7,516$; EP_{BNEC} : $5,997 \pm 5,823$; $p = 0,02$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 24b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa de los electrodos frontales a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{BNEC} : $p < 0.001$; EP_{BNEC} : $p = 0,001$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos frontales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $8,831 \pm 8,546$; EP_{BNEC} : $6,191 \pm 5,839$; $p = 0,004$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 24c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa de los electrodos frontales durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo BNEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa de los electrodos frontales durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo BNEC en las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{BNEC} : $9,439 \pm 9,157$; EP_{BNEC} : $5,577 \pm 4,433$; $p = 0,003$), 2-3 s (EA_{BNEC} : $9,095 \pm 8,758$; EP_{BNEC} : $6,639 \pm 6,931$; $p = 0,02$) y 3-4 s (EA_{BNEC} : $7,521 \pm 7,276$; EP_{BNEC} : $6,018 \pm 6,412$; $p = 0,05$). No hay diferencias significativas en la densidad espectral alfa entre las condiciones EA y EP en las ventanas 1-2 s (EA_{BNEC} : $9,269 \pm 9,567$; EP_{BNEC} : $6,532 \pm 6,035$; $p = 0,18$) y 4-5 s (EA_{BNEC} : $4,313 \pm 3,813$; EP_{BNEC} : $5,219 \pm 5,919$; $p = 0,12$), como se visualiza en la Figura 24d.

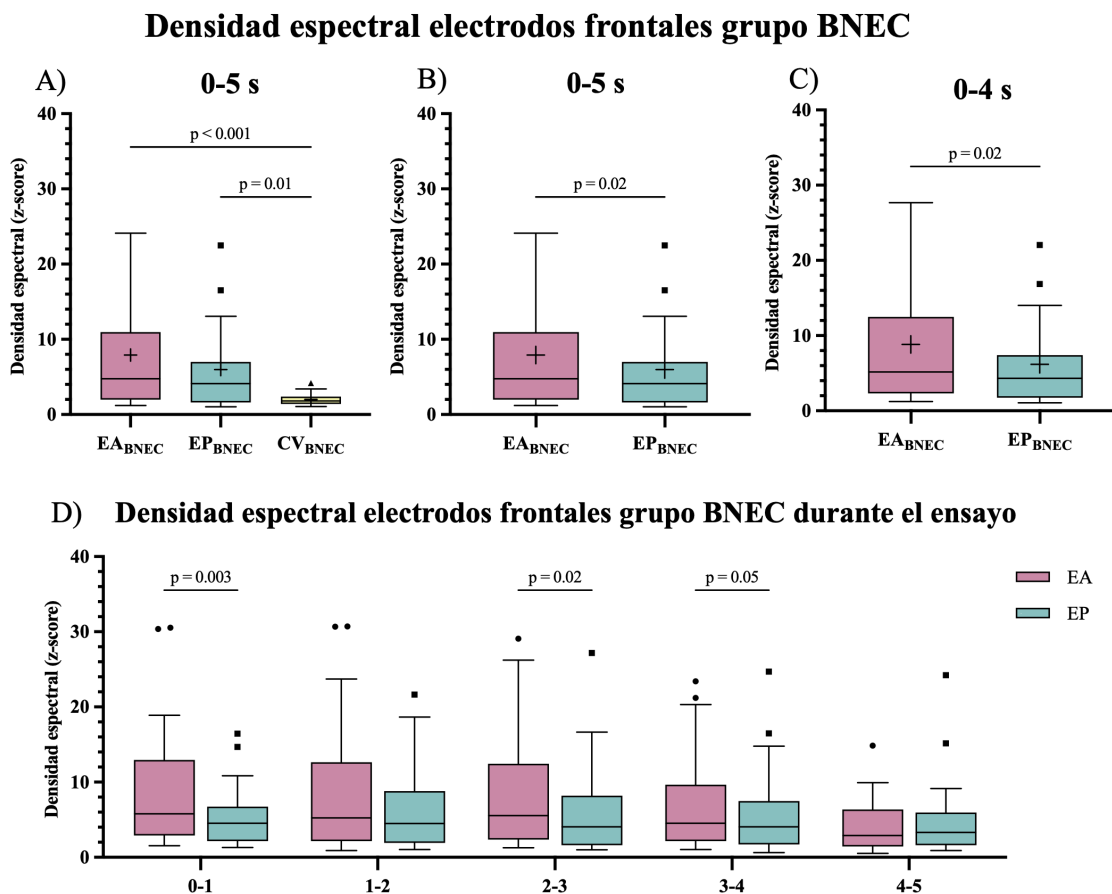


Figura 24. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos frontales en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.12 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos frontales grupo ANEC.

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos frontales en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) de los electrodos frontales, en los sujetos del grupo ANEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 25a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales (EA_{ANEC} : $p = 0,02$; EP_{ANEC} : $p = 0,008$; CV_{ANEC} : $p = 0,009$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo ANEC. Los resultados revelaron una densidad espectral alfa de los electrodos frontales significativamente mayor en la condición EA del grupo ANEC en comparación con la CV ($p < 0,001$), así como una densidad espectral alfa de los electrodos frontales significativamente mayor en la condición de EP del grupo ANEC en comparación con la CV del grupo ANEC ($p = 0,04$) (EA_{ANEC} : $10,09 \pm 9,046$; EP_{ANEC} : $6,951 \pm 5,884$; CV_{ANEC} : $1,582 \pm 0,6417$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo ANEC al comparar las tres condiciones ($p = 0,16$).

En el análisis de la potencia alfa de los electrodos frontales a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos frontales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $10,09 \pm 9,046$; EP_{ANEC} : $6,951 \pm 5,884$; $p = 0,004$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 25b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa de los electrodos frontales a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{ANEC} : $p = 0,04$; EP_{ANEC} : $p = 0,03$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos frontales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $11,20 \pm 9,863$; EP_{ANEC} : $6,926 \pm 5,538$; $p < 0,001$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 25c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa de los electrodos frontales durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo ANEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa de los electrodos frontales durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo ANEC en las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{ANEC} : $10,211 \pm 8,100$; EP_{ANEC} : $6,215 \pm 4,333$; $p = 0,002$), 1-2 s (EA_{ANEC} : $11,514 \pm 10,051$; EP_{ANEC} : $7,363 \pm 6,216$; $p = 0,001$), 2-3 s (EA_{ANEC} : $12,191 \pm 12,347$; EP_{ANEC} : $7,111 \pm 6,217$; $p < 0,001$) y 3-4 s (EA_{ANEC} : $10,873 \pm 11,278$; EP_{ANEC} : $7,014 \pm 6,019$; $p = 0,005$). En la ventana temporal 4-5 s ocurrió el fenómeno inverso, y la densidad espectral de la EP fue significativamente mayor que la EA (EA_{ANEC} : $5,686 \pm 6,637$; EP_{ANEC} : $7,053 \pm 8,575$; $p = 0,04$). Los resultados se visualizan en la Figura 25d.

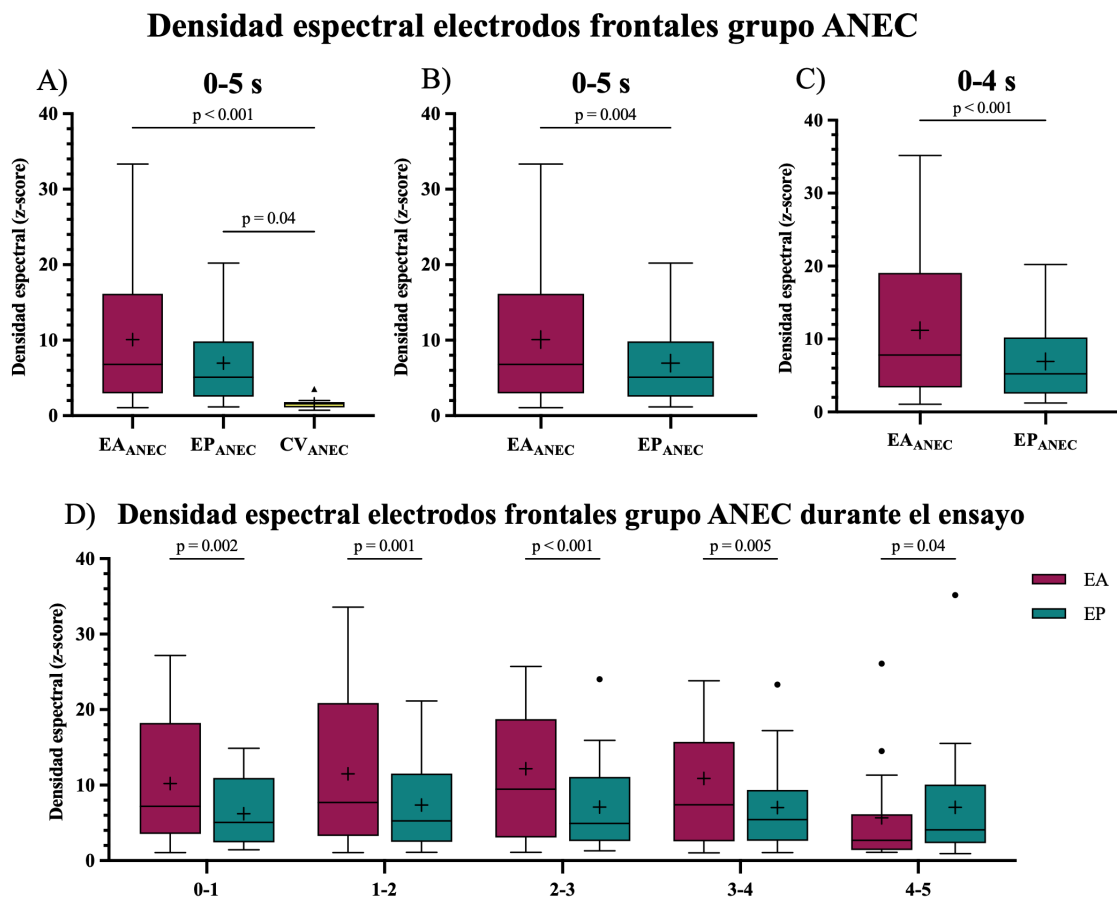


Figura 25. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos frontales en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.13 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos parietales grupo BNEC

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos parietales en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) de los electrodos parietales, en los sujetos del grupo BNEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 26a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, la cual indicó una distribución no normal en todas las condiciones experimentales (EA_{BNEC} : $p < 0.001$; EP_{BNEC} : $p < 0.001$; CV_{BNEC} : $p = 0.02$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo BNEC. Los resultados revelaron una densidad espectral alfa de los electrodos parietales significativamente mayor en la condición EA del grupo BNEC en comparación con la CV ($p < 0.001$), así como una densidad espectral alfa de los electrodos parietales significativamente mayor en la condición de EP del grupo BNEC en comparación con la CV del grupo BNEC ($p = 0.02$) (EA_{BNEC} : $10,80 \pm 11,06$; EP_{BNEC} : $7,966 \pm 8,118$; CV_{BNEC} : $2,321 \pm 1,089$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo BNEC al comparar las tres condiciones ($p = 0.29$).

En el análisis de la potencia alfa de los electrodos parietales a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos parietales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $10,80 \pm 11,06$; EP_{BNEC} : $7,966 \pm 8,118$; $p = 0,05$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 26b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa de los electrodos parietales a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo BNEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{BNEC} : $p = 0,11$; EP_{BNEC} : $p = 0,03$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos parietales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo BNEC. (EA_{BNEC} : $7,263 \pm 5,269$; EP_{BNEC} : $5,761 \pm 4,518$; $p = 0,02$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 26c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa de los electrodos parietales durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo BNEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa de los electrodos parietales durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo BNEC en todas las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{BNEC} : $13,219 \pm 13,547$; EP_{BNEC} : $7,466 \pm 6,819$; $p < 0.001$), 1-2 s (EA_{BNEC} : $13,049 \pm 13,928$; EP_{BNEC} : $8,713 \pm 8,777$; $p = 0,004$), 2-3 s (EA_{BNEC} : $12,272 \pm 12,490$; EP_{BNEC} : $8,808 \pm 9,062$; $p = 0,03$), 3-4 s (EA_{BNEC} : $10,025 \pm 10,931$; EP_{BNEC} : $7,721 \pm 8,239$; $p = 0,04$), 4-5 s (EA_{BNEC} : $5,423 \pm 5,629$; EP_{BNEC} : $7,126 \pm 8,352$; $p = 0,04$), como se visualiza en la Figura 26d.

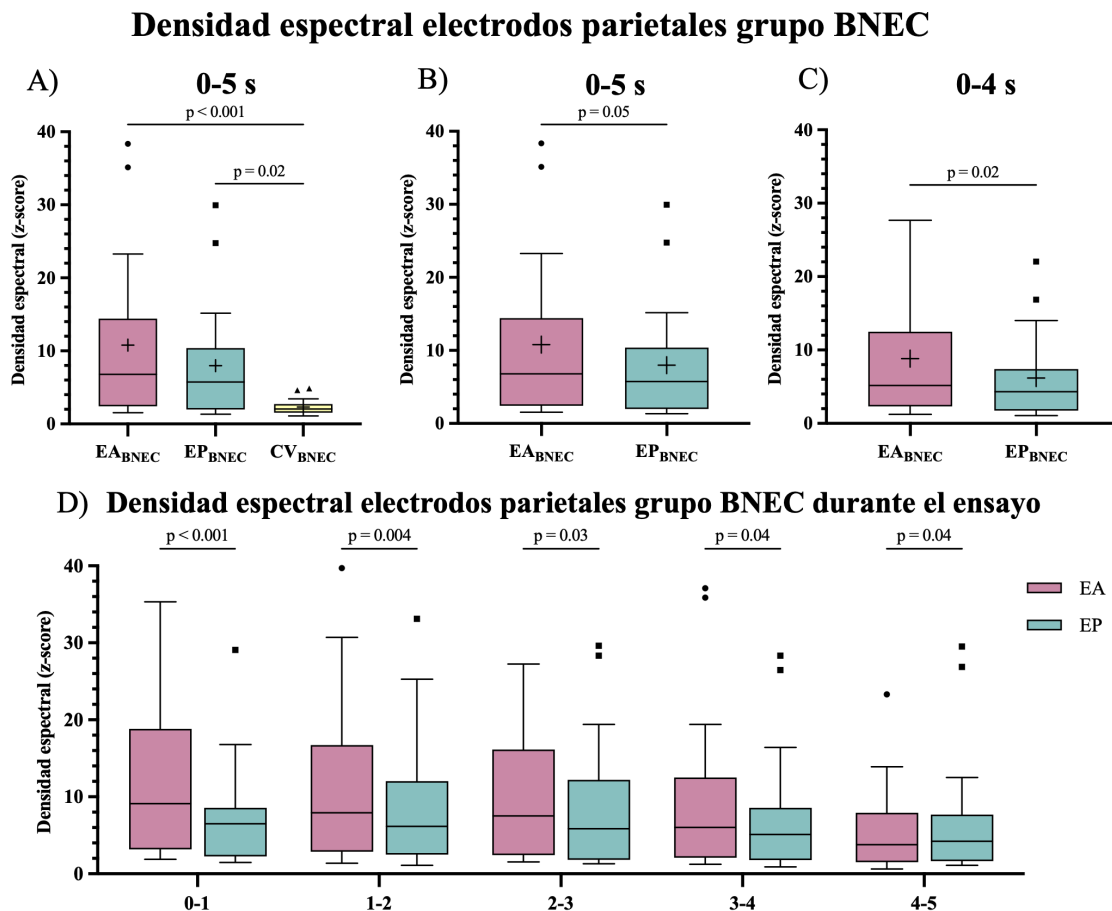


Figura 26. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos parietales en el grupo BNEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.14 Densidad espectral de las oscilaciones alfa en electrodos parietales grupo ANEC

Se empleó el análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos parietales en el intervalo de 0 a 5 segundos (correspondiente a la duración total del ensayo) de los electrodos parietales, en los sujetos del grupo ANEC bajo las tres condiciones experimentales, tal como se ilustra en la Figura 27a. Inicialmente, se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, se obtuvo una distribución normal en la condición EA y una distribución no normal en las condiciones EP y CV (EA_{ANEC} : $p = 0,10$; EP_{ANEC} : $p = 0.011$; CV_{ANEC} : $p = 0.02$). Posteriormente, se procedió con la prueba de Friedman, seguida de la prueba de Dunn para comparaciones múltiples, con el objetivo de investigar las diferencias entre las condiciones dentro del grupo ANEC. Los resultados revelaron una densidad espectral alfa de los electrodos parietales significativamente mayor en la condición EA del grupo ANEC en comparación con la CV ($p < 0.001$), así como una densidad espectral alfa de los electrodos parietales significativamente mayor en la condición de EP del grupo ANEC en comparación con la CV del grupo ANEC ($p = 0.002$) (EA_{ANEC} : $13,71 \pm 11,12$; EP_{ANEC} : $9,406 \pm 7,835$; CV_{ANEC} : $1,915 \pm 0,7296$). No se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones de EA y EP del grupo ANEC al comparar las tres condiciones ($p = 0.65$).

En el análisis de la potencia alfa de los electrodos parietales a lo largo de los 0 a 5 segundos (duración total del ensayo) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas. Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos parietales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo ANEC (EA_{ANEC} : $13,71 \pm 11,12$; EP_{ANEC} : $9,406 \pm 7,835$; $p = 0,001$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 27b, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones. En el análisis de la potencia alfa de los electrodos parietales a lo largo de los 0 a 4 segundos (periodo de retención) en el grupo ANEC, entre las condiciones de EA y EP. Debido a la naturaleza de los datos se implementó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, con el objetivo de explorar las diferencias entre las condiciones mencionadas (EA_{ANEC} : $p = 0,09$; EP_{ANEC} : $p = 0,04$). Los resultados indicaron que la densidad espectral alfa de los electrodos parietales de la EA es significativamente mayor que la condición EP para el grupo ANEC. (EA_{ANEC} : $15,28 \pm 12,26$; EP_{ANEC} : $9,375 \pm 7,457$; $p < 0.001$). Estos hallazgos están ilustrados en la Figura 27c, proporcionando una representación visual clara de las comparaciones entre ambas condiciones.

Para evaluar las oscilaciones alfa de los electrodos parietales durante los ensayos de 5 segundos en las condiciones EA y EP en el grupo ANEC, se implementaron métodos de análisis temporales específicos. En particular, se aplicó la prueba de rangos con signo de Wilcoxon para pares emparejados a intervalos de tiempo de 1 s, lo que permitió un análisis de las ventanas de tiempo: 0-1 s, 1-2 s, 2-3 s, 3-4 s y 4-5 s. Este enfoque reveló que la densidad espectral alfa de los electrodos parietales durante la EA es significativamente mayor que la EP del grupo ANEC en las ventanas temporales: 0-1 s (EA_{ANEC} : $14,074 \pm 11,771$; EP_{ANEC} : $7,986 \pm 5,680$; $p = 0,002$), 1-2 s (EA_{ANEC} : $14,160 \pm 11,489$; EP_{ANEC} : $8,843 \pm 7,417$; $p = 0,001$), 2-3 s (EA_{ANEC} : $13,703 \pm 10,378$; EP_{ANEC} : $9,059 \pm 8,469$; $p = 0,005$) y 3-4 s (EA_{ANEC} : $12,695 \pm 9,947$; EP_{ANEC} : $8,617 \pm 7,441$; $p = 0,01$). No hubo diferencias significativas entre la densidad espectral alfa entre las condiciones EA y EP en la ventana temporal 4-5 s (EA_{ANEC} : $6,022 \pm 5,494$; EP_{ANEC} : $7,133 \pm 6,108$; $p = 0.06$). Los resultados se observan en la Figura 27d.

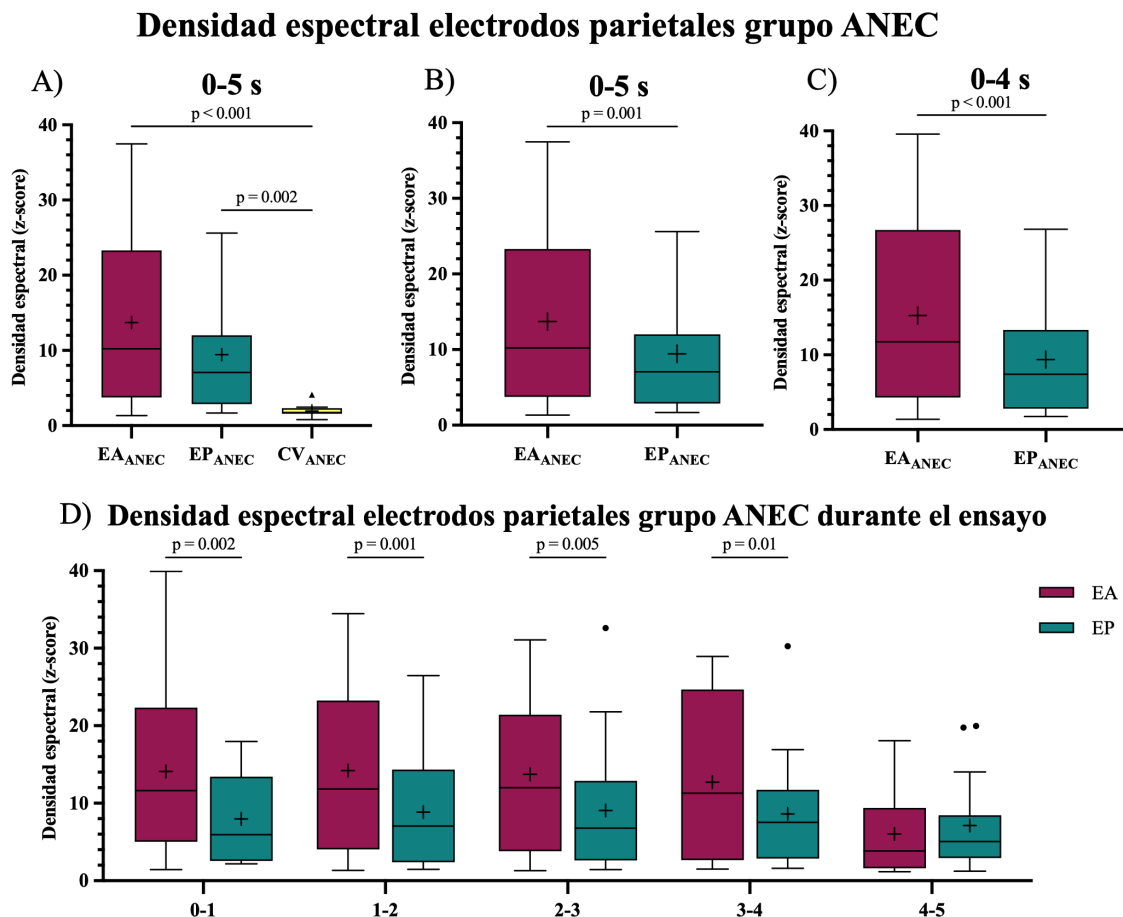


Figura 27. Análisis de la densidad espectral alfa de los electrodos parietales en el grupo ANEC bajo diferentes condiciones e intervalos de tiempo. A) Comparación de la densidad espectral alfa entre EA, EP y CV durante 0-5 s. B) Comparación entre EA y EP durante 0-5 s. C) Comparación entre EA y EP durante 0-4 s (periodo de retención). D) Análisis temporal de la densidad espectral alfa en intervalos de 1 s durante EA y EP. Las cajas representan el rango intercuartílico, la línea horizontal la mediana, y las cruces la media. Los puntos indican valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones significativas (prueba de Friedman seguida de Dunn para A, prueba de Wilcoxon para B-D). ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.15 Resultado anexo: Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio

Durante el análisis de los datos de EEG en este estudio, surgió un hallazgo, pero potencialmente significativo relacionado con el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio. Aunque este análisis no formaba parte de los objetivos originales de la investigación, la relevancia de este índice en el contexto del estrés crónico y la escucha activa justifica su inclusión como un resultado anexo. Este hallazgo proporciona una perspectiva adicional sobre los cambios en la actividad cerebral asociados con nuestras condiciones experimentales y podría abrir nuevas vías para futuras investigaciones en este campo.

5.15.1 Marco teórico del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio:

Para comprender el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio, es crucial primero entender las oscilaciones cerebrales que lo componen:

- Oscilaciones Theta (4-8 Hz):
 - Las oscilaciones theta se asocian con diversos procesos cognitivos, incluyendo la memoria de trabajo, la codificación de nueva información y la integración de información sensorial (182). En el contexto de la atención, el aumento de la actividad theta frontal se ha relacionado con la concentración y el esfuerzo mental sostenido (183).
- Oscilaciones Beta (13-30 Hz):
 - Las oscilaciones beta se relacionan con estados de alerta, atención focalizada y procesamiento cognitivo activo (184). Un aumento en la actividad beta suele observarse durante tareas que requieren un alto grado de concentración y control cognitivo.

Cunningham et al. (185) examinaron varios índices EEG, incluyendo el beta/(alfa+theta), beta/alfa y beta/theta, en el contexto de pensamientos no relacionados con la tarea. Observaron aumentos significativos en estos índices antes y después de los episodios de pensamientos no relacionados con la tarea. Estos hallazgos sugieren que el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio podría ser un marcador útil de la eficiencia en el procesamiento cognitivo, especialmente en tareas que demandan un alto nivel de control atencional.

En el contexto de la atención y el esfuerzo mental, varios estudios han utilizado este índice. Por ejemplo, Mikulka et al. (186) emplearon el índice beta/(alfa+theta) para estudiar el compromiso humano en tareas, mientras que MacLean et al. (187) lo utilizaron para investigar la atención mental. Smit et al. (188) lo aplicaron al estudio del esfuerzo mental. Estos estudios sugieren que el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio podría ser un biomarcador útil para la detección de cambios en el estado atencional y el nivel de esfuerzo cognitivo.

5.15.2 Implicaciones del aumento o disminución del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio:

- Un aumento en este índice generalmente implica:
 - Mayor nivel de alerta y atención
 - Aumento del compromiso en la tarea
 - Mayor esfuerzo mental
 - Posible estado de mayor activación cortical
- Una disminución en este índice podría indicar:
 - Estado de relajación
 - Procesamiento interno o reflexión
 - Menor demanda cognitiva externa
 - Posible fatiga o disminución de la vigilancia

5.15.3 Cálculo del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio

El índice se calcula dividiendo la potencia de la banda beta entre la suma de las potencias de las bandas alfa y theta. En el caso de esta tesis, se obtendrán la densidad espectral de las bandas de frecuencia de los electrodos frontales:

$$\text{Índice} = \text{Densidad espectral Beta} / (\text{Densidad espectral Alfa} + \text{Densidad espectral Theta}).$$

5.15.4 Relevancia del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio en el contexto del estrés crónico y la escucha activa:

1. Estrés crónico: Aunque la mayoría de los estudios se han centrado en el estrés agudo o la fatiga, podríamos esperar que el estrés crónico también afecte el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio. La naturaleza exacta de esta relación en el contexto del estrés crónico merece ser investigada.
2. Escucha activa: Dado que este índice se ha relacionado con el compromiso en tareas y la atención mental, podría proporcionar una medida integral de la eficiencia del procesamiento auditivo durante tareas de escucha activa.

3. Regulación emocional: Este índice podría proporcionar información sobre la capacidad de regulación emocional durante tareas de escucha, especialmente en condiciones de estrés crónico.
4. Flexibilidad cognitiva: La capacidad de modular el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre diferentes condiciones podría ser un indicador de flexibilidad cognitiva y adaptabilidad, aspectos que podrían verse afectados por el estrés crónico.
5. Eficiencia neural: Un Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio óptimo durante la escucha activa podría indicar una eficiencia neural en el procesamiento de la información auditiva.

5.15.5 Implicaciones para la investigación:

El análisis del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio en el contexto de este estudio podría proporcionar información adicional sobre:

1. Cómo el estrés crónico afecta el equilibrio entre la activación cortical y la relajación durante tareas de escucha.
2. Diferencias entre los grupos BNEC y ANEC durante las diferentes condiciones experimentales.
3. La relación entre este índice y el rendimiento en las tareas de escucha activa.
4. Posibles mecanismos compensatorios en individuos con alto nivel de estrés crónico durante tareas cognitivas.
5. La dinámica temporal del índice durante las tareas de escucha, revelando patrones de activación y desactivación cortical.

Los cambios en el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio podrían proporcionar información valiosa sobre cómo el estrés crónico afecta la capacidad de los individuos para mantener la atención y regular su estado cognitivo durante tareas de escucha.

En conclusión, aunque no formaba parte de los objetivos originales, el análisis del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio proporciona una perspectiva complementaria y potencialmente valiosa para comprender los efectos del estrés crónico en la actividad cerebral durante tareas de escucha activa y pasiva. Este enfoque podría ofrecer nuevas perspectivas sobre los mecanismos neurales subyacentes al procesamiento cognitivo en condiciones de estrés crónico y abrir nuevas vías para futuras investigaciones en este campo. Se realizó este cálculo específicamente en los electrodos frontales y el electrodo Cz, lo que nos permitirá examinar cómo el estrés crónico puede afectar los procesos cognitivos asociados con las regiones frontales del cerebro durante tareas de escucha activa y pasiva.

5.16 Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio electrodos frontales

Para el análisis del índice Beta/(Alfa+Theta) entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales primero se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, posteriormente se aplicó la prueba t de student o la prueba de Mann-Whitney según corresponda a la naturaleza de los datos, el detalle de las pruebas aplicadas se encuentra en la tabla 1. En la condición EA, el ratio mostró una diferencia significativa entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos (Figura 28a). El grupo EA_{BNEC} presentó un valor de ratio significativamente mayor en comparación con el grupo EA_{ANEC} (EA_{BNEC}: 0,1414+ 0,06847; EA_{ANEC}: 0,09172+ 0,03713; p= 0,01) En la condición EP, no se observaron diferencias significativas en el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos (Figura 28b; EP_{BNEC}: 0,1581+ 0,08350; EP_{ANEC}: 0,1312 + 0,04650; p= 0,25). En la condición CV, los valores del índice Beta/(Alfa+Theta) ratio no mostraron diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos (Figura 28c; CV_{BNEC}: 0,08978+ 0,03113; CV_{ANEC}: 0,1130 + 0,05996; p= 0,18).

Para el análisis del índice Beta/(Alfa+Theta) entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales. En la condición EA, el ratio mostró una diferencia significativa entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 4 segundos (Figura 28d). El grupo EA_{BNEC} presentó un valor de ratio significativamente mayor en comparación con el grupo EA_{ANEC} (EA_{BNEC}: 0,1497+ 0,07669; EA_{ANEC}: 0,09478+ 0,03806; p= 0,01). En la condición EP, no se observaron diferencias significativas en el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 4 segundos (Figura 28e; EP_{BNEC}: 0,1603+ 0,08333; EP_{ANEC}: 0,1336 + 0,04748; p= 0,25). En la condición CV, los valores del índice Beta/(Alfa+Theta) ratio no mostraron diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 4 segundos (Figura 28f; CV_{BNEC}: 0,08709+ 0,03033; CV_{ANEC}: 0,1130 + 0,06556; p= 0,16).

Al analizar cada condición entre los grupos, en intervalos de 1s durante el ensayo. En la condición EA, el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio en el grupo EA_{BNEC} presentó un valor de ratio significativamente mayor en comparación con el grupo EA_{ANEC} (Figura 29a) en los intervalos de tiempo de, 0-1s (EA_{BNEC}: 0.177 + 0.093; EA_{ANEC}: 0.122+ 0.053; p= 0,04), 1-2s (EA_{BNEC}: 0,162+ 0.092; EA_{ANEC}: 0.098+ 0.040; p= 0,01), 2-3s (EA_{BNEC}: 0.137+ 0.04; EA_{ANEC}: 0.085+ 0.034; p= 0,02), 3-4s (EA_{BNEC}: 0.124 + 0.061; EA_{ANEC}: 0.075 + 0.032; p= 0,006). En el intervalo 4-5s (EA_{BNEC}: 0.102+ 0.053; EA_{ANEC}: 0.075+ 0.035; p= 0,01) no se observó diferencias significativas entre los grupos.

En la condición EP (Figura 29b), no se observaron diferencias significativas en el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio entre los grupos BNEC y ANEC en ninguno de los intervalos de tiempo 0-1s (EP_{BNEC}: 0.178 + 0.087; EP_{ANEC}: 0.140 + 0.054; p= 0,13), 1-2s (EP_{BNEC}: 0.163+ 0.089; EP_{ANEC}: 0.138+ 0.054; p= 0,67), 2-3s (EP_{BNEC}: 0.157+0.088; EP_{ANEC}: 0.136+ 0.052; p= 0,39), 3-4s (EP_{BNEC}: 0.147+ 0.086; EP_{ANEC}: 0.126+ 0.048; p= 0,37) y 4-5s (EP_{BNEC}: 0.148+ 0.090; EP_{ANEC}: 0.123+ 0.045; p= 0,30).

En la condición CV (Figura 29c), el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio no mostró diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC en ninguno de los intervalos de tiempo 0-1s (CV_{BNEC}: 0.085+ 0.034; CV_{ANEC}: 0.094+ 0.032; p= 0,44), 1-2s (CV_{BNEC}: 0.079+ 0.035; CV_{ANEC}: 0.121+ 0.102; p= 0,51), 2-3s (CV_{BNEC}: 0.089+ 0.031; CV_{ANEC}: 0.131+ 0.094; p= 0,19), 3-4s (CV_{BNEC}: 0.097+ 0.038; CV_{ANEC}: 0.126+ 0.087; p= 0,42) y 4-5s (CV_{BNEC}: 0.101+ 0.047; CV_{ANEC}: 0.114+ 0.050; p= 0,44).

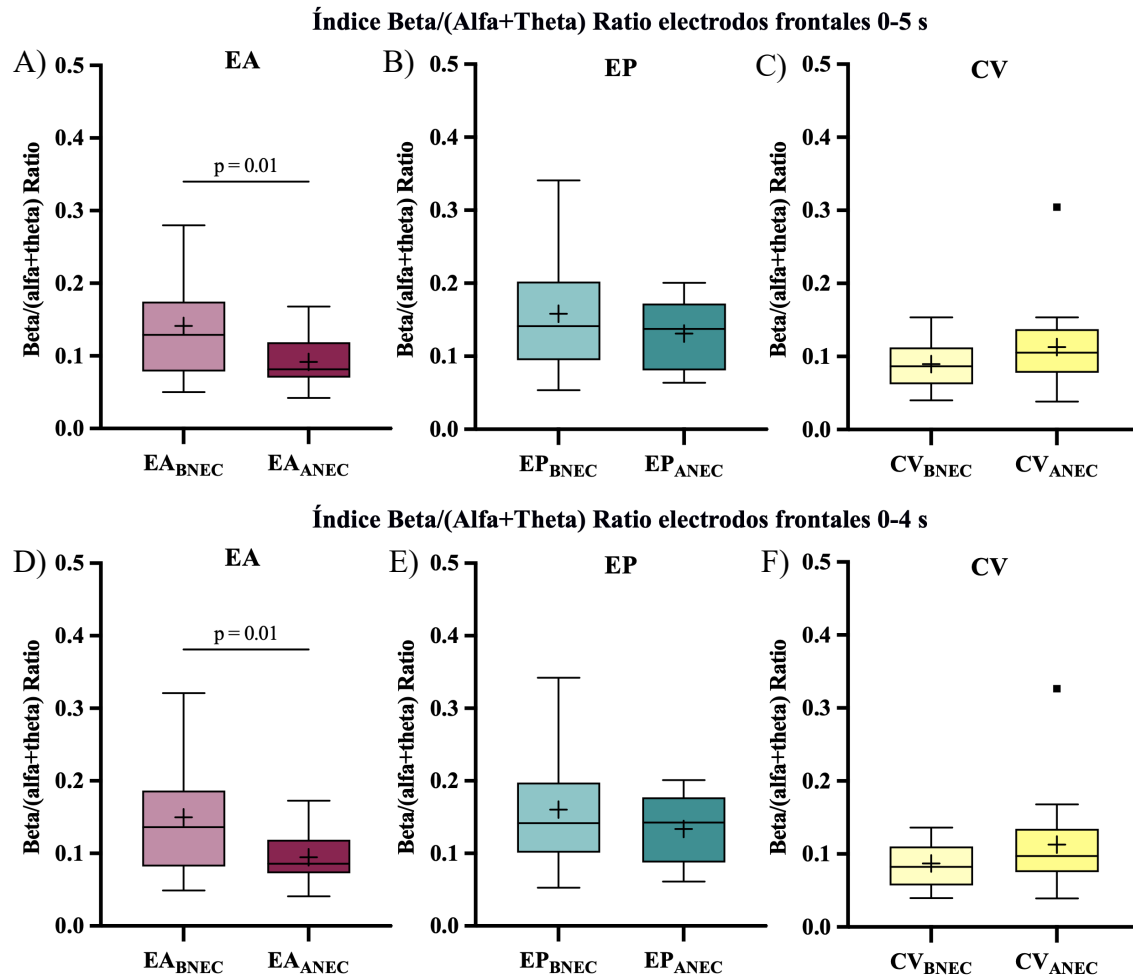


Figura 28. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales durante diferentes condiciones y intervalos de tiempo. a) EA durante 0-5 s. b) EP durante 0-5 s. c) CV durante 0-5 s. d) EA durante 0-4 s. e) EP durante 0-4 s. f) CV durante 0-4 s. Las barras representan la media $\pm$ error estándar. Se muestran los valores p para las comparaciones entre grupos (prueba t de Student o Mann-Whitney según corresponda). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización. * $p < 0.05$.

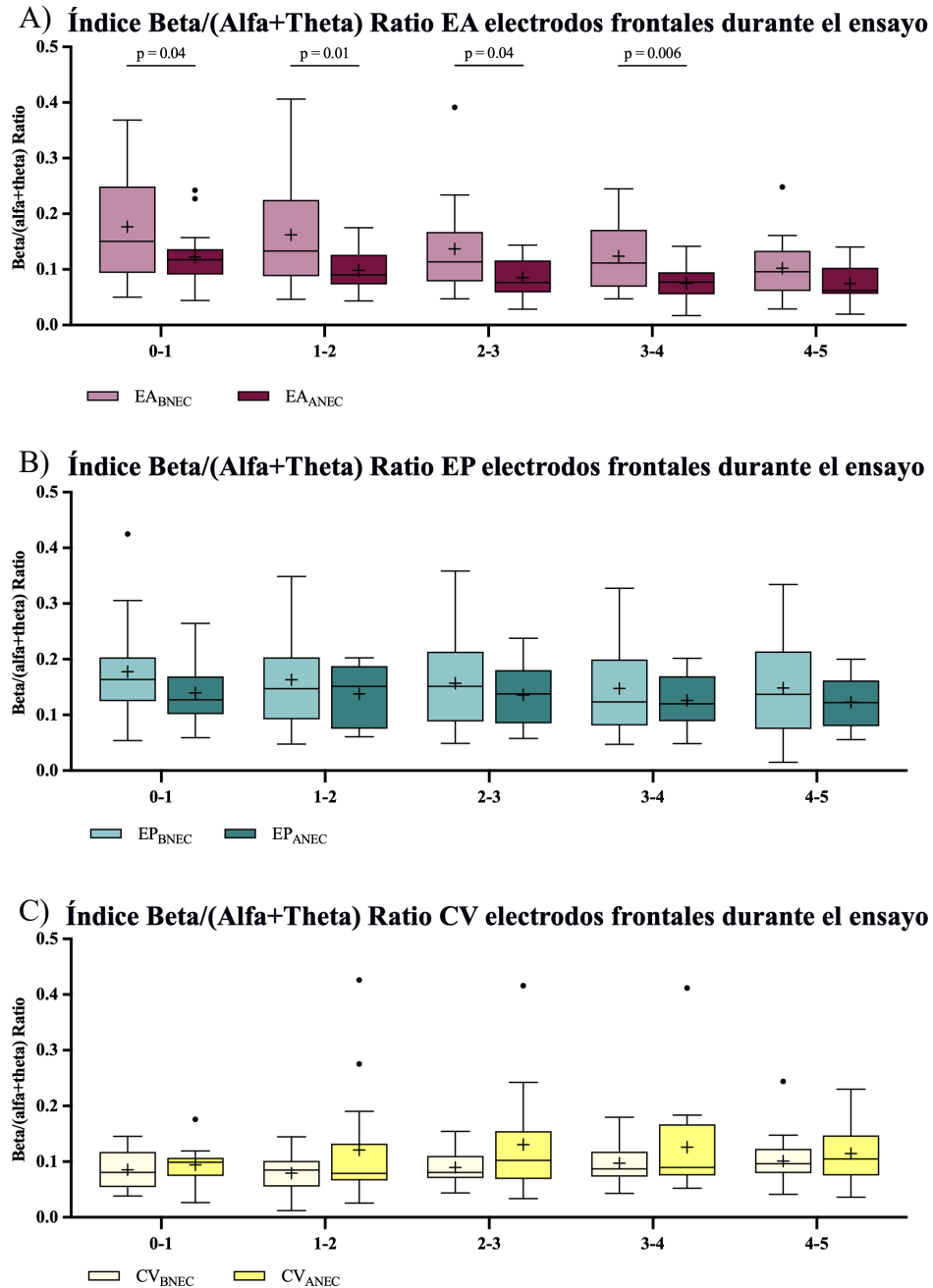


Figura 29. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales durante intervalos de 1 segundo a lo largo del ensayo.

a) Condición EA. b) Condición EP. c) Condición CV. Los puntos individuales representan valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones entre grupos en cada intervalo de tiempo (prueba t de Student o Mann-Whitney según corresponda). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

5.17 Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio electrodo Cz

Para el análisis del índice Beta/(Alfa+Theta) entre los grupos BNEC y ANEC en el electrodo Cz, primero se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad de los datos, posteriormente se aplicó la prueba t de student o la prueba de Mann-Whitney según correspondiera a la naturaleza de los datos, el detalle de las pruebas aplicadas se encuentra en la tabla 1. En la condición EA, el ratio mostró una diferencia significativa entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos (Figura 29a). El grupo EA_{BNEC} presentó un valor de ratio significativamente mayor en comparación con el grupo EA_{ANEC} (EA_{BNEC} : $0,1830 \pm 0,09656$; EA_{ANEC} : $0,1064 \pm 0,04963$; $p=0,003$). En la condición EP, no se observaron diferencias significativas en el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos (Figura 29b; EP_{BNEC} : $0,1782 \pm 0,08160$; EP_{ANEC} : $0,1394 \pm 0,05878$; $p=0,12$). En la condición CV, los valores del índice Beta/(Alfa+Theta) ratio no mostraron diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 5 segundos (Figura 29c; CV_{BNEC} : $0,1031 \pm 0,05198$; CV_{ANEC} : $0,09624 \pm 0,03965$; $p=0,91$).

Para el análisis del índice Beta/(Alfa+Theta) entre los grupos BNEC y ANEC en los electrodos frontales. En la condición EA, el ratio mostró una diferencia significativa entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 4 segundos (Figura 29d). El grupo EA_{BNEC} presentó un valor de ratio significativamente mayor en comparación con el grupo EA_{ANEC} (EA_{BNEC} : $0,1921 \pm 0,09855$; EA_{ANEC} : $0,1120 \pm 0,05396$; $p=0,003$). En la condición EP, no se observaron diferencias significativas en el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 4 segundos (Figura 29e; EP_{BNEC} : $0,1792 \pm 0,07953$; EP_{ANEC} : $0,1420 \pm 0,05932$; $p=0,13$). En la condición CV, los valores del índice Beta/(Alfa+Theta) ratio no mostraron diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC en el intervalo de tiempo de 0 a 4 segundos (Figura 29f; CV_{BNEC} : $0,1031 \pm 0,05198$; CV_{ANEC} : $0,09624 \pm 0,03965$; $p=0,67$).

Al analizar cada condición entre los grupos, en intervalos de 1s durante el ensayo. En la condición EA, el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio en el grupo EA_{BNEC} presentó un valor de ratio significativamente mayor en comparación con el grupo EA_{ANEC} (Figura 30a) en todos los intervalos de tiempo, 0-1s (EA_{BNEC} : $0,235 \pm 0,114$; EA_{ANEC} : $0,138 \pm 0,066$; $p=0,005$), 1-2s (EA_{BNEC} : $0,216 \pm 0,123$; EA_{ANEC} : $0,125 \pm 0,063$; $p=0,01$), 2-3s (EA_{BNEC} : $0,173 \pm 0,101$; EA_{ANEC} : $0,105 \pm 0,054$; $p=0,02$), 3-4s (EA_{BNEC} : $0,152 \pm 0,087$; EA_{ANEC} : $0,082 \pm 0,039$; $p=0,001$), 4-5s (EA_{BNEC} : $0,137 \pm 0,107$; EA_{ANEC} : $0,073 \pm 0,033$; $p=0,010$).

En la condición EP (Figura 30b), no se observaron diferencias significativas en el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio entre los grupos BNEC y ANEC en ninguno de los intervalos de tiempo 0-1s (EP_{BNEC} : $0,198 \pm 0,099$; EP_{ANEC} : $0,143 \pm 0,056$; $p=0,08$), 1-2s (EP_{BNEC} : $0,184 \pm 0,087$; EP_{ANEC} : $0,155 \pm 0,076$; $p=0,32$), 2-3s (EP_{BNEC} : $0,180 \pm 0,082$; EP_{ANEC} : $0,147 \pm 0,063$; $p=0,20$), 3-4s (EP_{BNEC} : $0,163 \pm 0,081$; EP_{ANEC} : $0,130 \pm 0,063$; $p=0,19$) y 4-5s (EP_{BNEC} : $0,175 \pm 0,099$; EP_{ANEC} : $0,130 \pm 0,061$; $p=0,12$).

En la condición CV (Figura 30c), el índice Beta/(Alfa+Theta) ratio no mostró diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC en ninguno de los intervalos de tiempo 0-1s (CV_{BNEC} : $0,094 \pm 0,059$; CV_{ANEC} : $0,078 \pm 0,026$; $p=0,77$), 1-2s (CV_{BNEC} : $0,103 \pm 0,055$; CV_{ANEC} : $0,122 \pm 0,124$; $p>0,99$), 2-3s (CV_{BNEC} : $0,109 \pm 0,051$; CV_{ANEC} : $0,114 \pm 0,070$; $p=0,77$), 3-4s (CV_{BNEC} : $0,123 \pm 0,066$; CV_{ANEC} : $0,114 \pm 0,059$; $p=0,77$) y 4-5s (CV_{BNEC} : $0,101 \pm 0,048$; CV_{ANEC} : $0,106 \pm 0,045$; $p=0,55$).

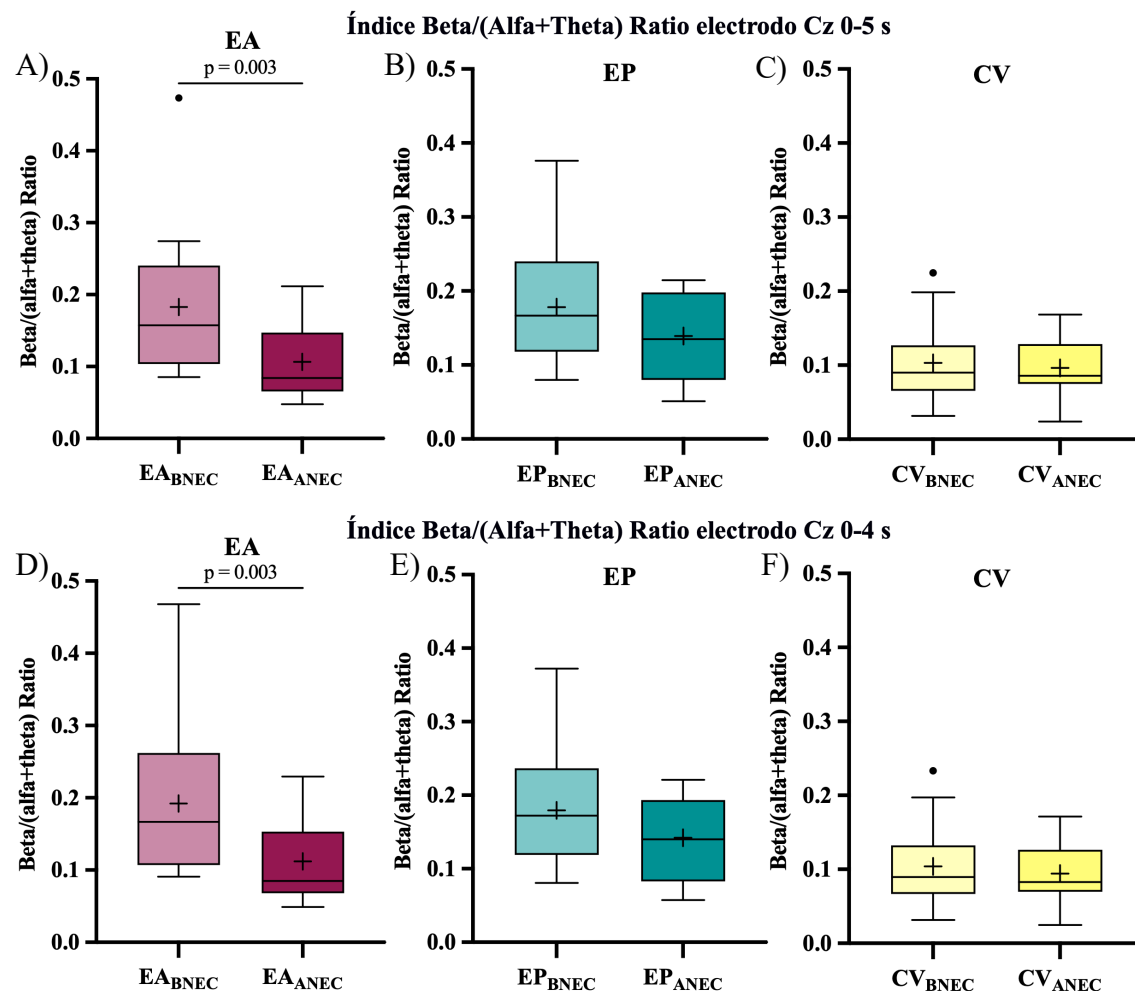


Figura 30. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el electrodo Cz durante diferentes condiciones y intervalos de tiempo. a) EA durante 0-5 s. b) EP durante 0-5 s. c) CV durante 0-5 s. d) EA durante 0-4 s. e) EP durante 0-4 s. f) CV durante 0-4 s. Las barras representan la media $\pm$ error estándar. Se muestran los valores p para las comparaciones entre grupos (prueba t de Student o Mann-Whitney según corresponda). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

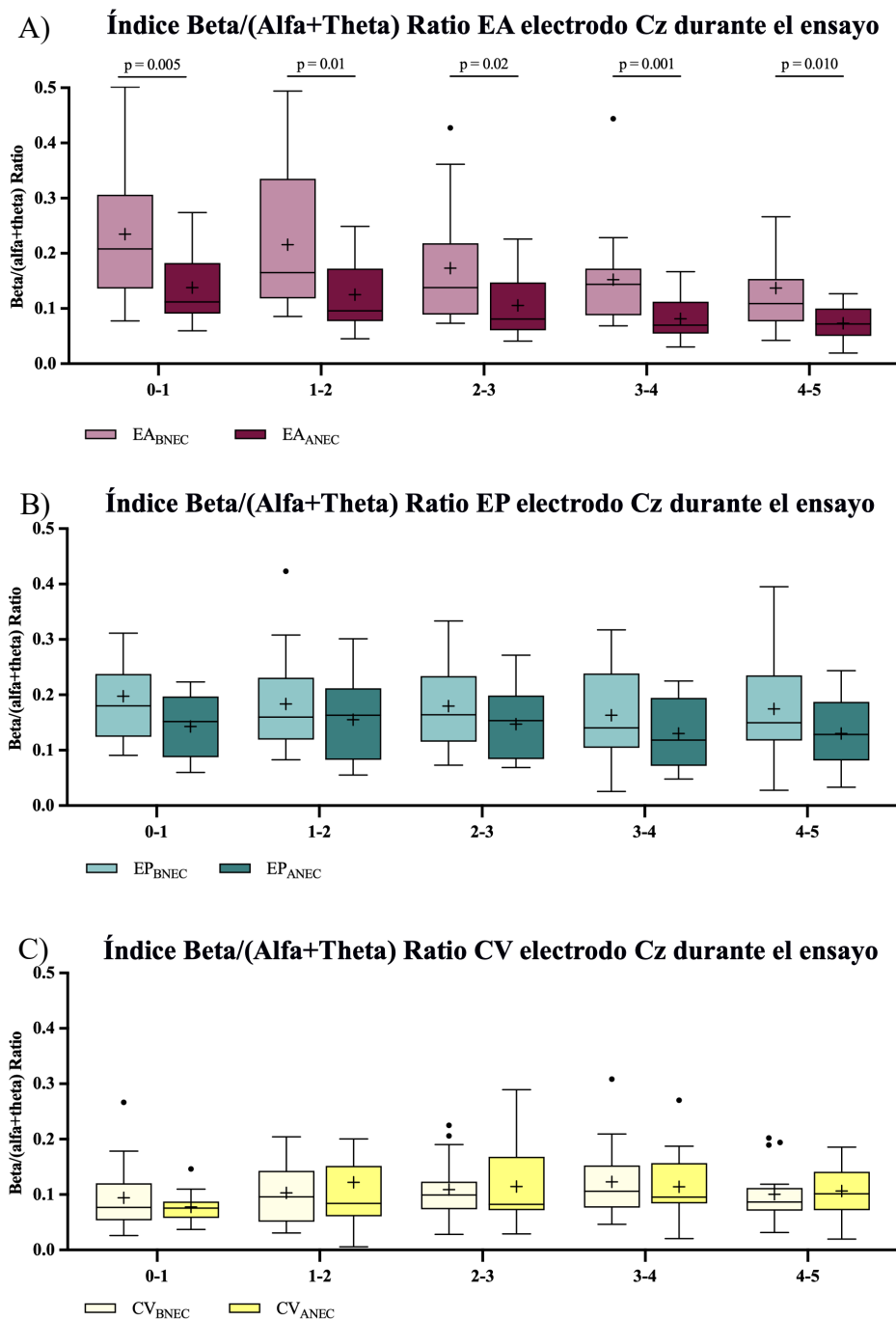


Figura 31. Comparación del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC en el electrodo Cz durante intervalos de 1 segundo a lo largo del ensayo.

a) Condición EA. b) Condición EP. c) Condición CV. Los puntos individuales representan valores atípicos. Se muestran los valores p para las comparaciones entre grupos en cada intervalo de tiempo (prueba t de Student o Mann-Whitney según corresponda). BNEC: Bajo Nivel de Estrés Crónico; ANEC: Alto Nivel de Estrés Crónico; EA: Escucha Activa; EP: Escucha Pasiva; CV: Condición de Visualización.

Tabla 1. Pruebas estadísticas aplicadas para el análisis del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos BNEC y ANEC.

Condición	Intervalo de tiempo	Electrodo	Prueba de normalidad (Shapiro-Wilk)	Prueba aplicada
EA	0-5 s	Frontales	BNEC: p = 0,15, ANEC: p = 0,22	t-Student
EA	0-4 s	Frontales	BNEC: p = 0,19, ANEC: p = 0,30	t-Student
EA	0-1 s	Frontales	BNEC: p = 0,20, ANEC: p = 0,07	t-Student
EA	1-2 s	Frontales	BNEC: p = 0,07, ANEC: p = 0,32	t-Student
EA	2-3 s	Frontales	BNEC: p = 0,006, ANEC: p = 0,79	Mann-Whitney
EA	3-4 s	Frontales	BNEC: p = 0,19, ANEC: p = 0,87	t-Student
EA	4-5 s	Frontales	BNEC: p = 0,17, ANEC: p = 0,07	t-Student
EP	0-5 s	Frontales	BNEC: p = 0,14, ANEC: p = 0,22	t-Student
EP	0-4 s	Frontales	BNEC: p = 0,15, ANEC: p = 0,27	t-Student
EP	0-1 s	Frontales	BNEC: p = 0,05, ANEC: p = 0,74	t-Student
EP	1-2 s	Frontales	BNEC: p = 0,06, ANEC: p = 0,03	Mann-Whitney
EP	2-3 s	Frontales	BNEC: p = 0,20, ANEC: p = 0,60	t-Student
EP	3-4 s	Frontales	BNEC: p = 0,07, ANEC: p = 0,71	t-Student
EP	4-5 s	Frontales	BNEC: p = 0,40, ANEC: p = 0,57	t-Student
CV	0-5 s	Frontales	BNEC: p = 0,93, ANEC: p = 0,002	Mann-Whitney
CV	0-4 s	Frontales	BNEC: p = 0,37, ANEC: p < 0,001	Mann-Whitney
CV	0-1 s	Frontales	BNEC: p = 0,20, ANEC: p = 0,15	t-Student
CV	1-2 s	Frontales	BNEC: p = 0,50, ANEC: p = < 0,001	Mann-Whitney
CV	2-3 s	Frontales	BNEC: p = 0,28, ANEC: p = 0,002	Mann-Whitney
CV	3-4 s	Frontales	BNEC: p = 0,34, ANEC: p = < 0,001	Mann-Whitney
CV	4-5 s	Frontales	BNEC: p = 0,01, ANEC: p = 0,60	Mann-Whitney
EA	0-5 s	Cz	BNEC: p = 0,007, ANEC: p = 0,06	Mann-Whitney
EA	0-4 s	Cz	BNEC: p = 0,02, ANEC: p = 0,06	Mann-Whitney
EA	0-1 s	Cz	BNEC: p = 0,24, ANEC: p = 0,10	t-Student
EA	1-2 s	Cz	BNEC: p = 0,010, ANEC: p = 0,07	Mann-Whitney
EA	2-3 s	Cz	BNEC: p = 0,02, ANEC: p = 0,08	Mann-Whitney
EA	3-4 s	Cz	BNEC: p = < 0,001, ANEC: p = 0,33	Mann-Whitney
EA	4-5 s	Cz	BNEC: p = < 0,001, ANEC: p = 0,75	Mann-Whitney
EP	0-5 s	Cz	BNEC: p = 0,11, ANEC: p = 0,07	t-Student
EP	0-4 s	Cz	BNEC: p = 0,12, ANEC: p = 0,06	t-Student
EP	0-1 s	Cz	BNEC: p = 0,004, ANEC: p = 0,27	Mann-Whitney
EP	1-2 s	Cz	BNEC: p = 0,06, ANEC: p = 0,36	t-Student
EP	2-3 s	Cz	BNEC: p = 0,25, ANEC: p = 0,32	t-Student
EP	3-4 s	Cz	BNEC: p = 0,36, ANEC: p = 0,08	t-Student
EP	4-5 s	Cz	BNEC: p = 0,31, ANEC: p = 0,82	t-Student
CV	0-5 s	Cz	BNEC: p = 0,02, ANEC: p = 0,10	Mann-Whitney
CV	0-4 s	Cz	BNEC: p = 0,03, ANEC: p = 0,10	Mann-Whitney
CV	0-1 s	Cz	BNEC: p = 0,006, ANEC: p = 0,25	Mann-Whitney
CV	1-2 s	Cz	BNEC: p = 0,21, ANEC: p = < 0,001	Mann-Whitney
CV	2-3 s	Cz	BNEC: p = 0,02, ANEC: p = 0,03	Mann-Whitney
CV	3-4 s	Cz	BNEC: p = 0,02, ANEC: p = 0,03	Mann-Whitney
CV	4-5 s	Cz	BNEC: p = 0,007, ANEC: p = 0,98	Mann-Whitney

Nota: EA = Escucha Activa, EP = Escucha Pasiva, CV = Condición de Visualización. BNEC = Bajo Nivel de Estrés Crónico, ANEC = Alto Nivel de Estrés Crónico. Los valores p de la prueba de Shapiro-Wilk se deben reemplazar con los valores reales obtenidos en el análisis. La última columna debe indicar si se aplicó la prueba t de Student (para datos normales) o la prueba de Mann-Whitney (para datos no normales) basándose en los resultados de la prueba de normalidad.

Capítulo VI

Discusión

El objetivo de esta tesis fue estudiar las interacciones entre el estrés crónico percibido y su influencia en dos fenómenos que van de la mano, la atención selectiva hacia estímulos auditivos y la memoria de trabajo. La pertinencia de esta indagación radica en el reconocimiento de que el estrés crónico, un fenómeno psicosocial prevalente en las sociedades contemporáneas, posee la capacidad de modular los procesos cognitivos para el procesamiento y retención de información auditiva. En este contexto, el estudio se propuso desvelar las implicaciones del estrés crónico en la modulación de la atención selectiva y la eficacia de la memoria de trabajo auditiva, considerando sus consecuencias para la integración sensorial y el rendimiento cognitivo.

Adoptando un enfoque metodológico integrador, este estudio combinó la aplicación de instrumentos psicométricos para la evaluación del estrés percibido, la implementación de paradigmas experimentales destinados a medir la atención selectiva y la capacidad de la memoria de trabajo en el dominio auditivo, junto con análisis de espectrogramas de tiempo-frecuencia para investigar los correlatos neuronales asociados a estos procesos cognitivos. Este enfoque permitió clasificar a los participantes en dos grupos según su nivel de estrés crónico y analizar de manera diferencial su rendimiento en tareas cognitivas auditivas, así como identificar patrones de actividad cerebral correlacionados con dichos niveles de estrés crónico.

Los resultados obtenidos aportan evidencia acerca del impacto del estrés crónico en la atención selectiva a estímulos auditivos y en la memoria de trabajo, enfatizando la importancia de considerar las variables psicosociales en el estudio de la cognición auditiva. Esta discusión se enfoca en contrastar e interpretar los hallazgos con la evidencia disponible, así como en considerar las limitaciones metodológicas del estudio. Además, se esbozan direcciones para la investigación a futuro en este campo, con el fin de profundizar nuestra comprensión de las dinámicas entre el estrés crónico y los procesos neurocognitivos auditivos.

6.1 Análisis de los niveles de estrés crónico.

La clasificación de los sujetos en grupos de BNEC y ANEC, basada en la media de los puntajes obtenidos en la EEP (figura 11), proporciona una base cuantitativa para la diferenciación entre los niveles de estrés crónico entre los participantes. La media establece un umbral que refleja una distinción entre los individuos considerados del grupo ANEC y aquellos del grupo BNEC, permitiéndose así una agrupación objetiva basada en su autopercepción del estrés. Esta metodología es coherente con los enfoques utilizados en investigaciones previas, donde la cuantificación del estrés percibido ha servido como un indicador para evaluar el estrés entregando confiabilidad a la escala (171,189–192).

6.2 Respuestas Correctas en EA.

Un hallazgo del estudio es la ausencia de diferencias significativas en las respuestas correctas durante la tarea de escucha activa (EA) entre los grupos BNEC y ANEC (figura 12). Este resultado contrasta con una parte de la literatura existente que sugiere que el estrés crónico puede tener efectos negativos en diversas funciones cognitivas, incluyendo la atención y la memoria de trabajo (193,194). Sin embargo, nuestros hallazgos están en línea con otros estudios que han encontrado que el rendimiento conductual puede mantenerse a pesar del estrés crónico (195).

Esta aparente discrepancia podría explicarse por varios factores:

- a) Mecanismos compensatorios: Es posible que los individuos con alto nivel de estrés crónico hayan desarrollado estrategias compensatorias que les permiten mantener un rendimiento conductual similar al de sus contrapartes con bajo nivel de estrés. Estos mecanismos podrían implicar un mayor esfuerzo cognitivo o la activación de redes cerebrales alternativas para lograr el mismo resultado conductual (14).
- b) Naturaleza de la tarea: La tarea de escucha activa utilizada en nuestro estudio podría no ser lo suficientemente sensible para detectar diferencias sutiles en el rendimiento cognitivo entre los grupos. Tareas más complejas o de mayor duración podrían revelar diferencias que no son evidentes en tareas más simples o de corta duración.
- c) Variabilidad individual: La alta variabilidad individual en el rendimiento cognitivo podría estar enmascarando posibles diferencias entre los grupos. Factores como la motivación, la experiencia previa con tareas similares, o las estrategias individuales de afrontamiento del estrés podrían influir en el rendimiento más allá del nivel de estrés crónico.
- d) Efecto techo: Es posible que la tarea de escucha activa no fuera lo suficientemente desafiante para ambos grupos, lo que podría resultar en un efecto techo en el rendimiento, ocultando así posibles diferencias entre los grupos.

Es importante destacar que la ausencia de diferencias en el rendimiento conductual no implica necesariamente que no haya diferencias en los procesos cerebrales subyacentes. De hecho, nuestros hallazgos neurofisiológicos sugieren que, a pesar de un rendimiento conductual similar, los grupos BNEC y ANEC pueden estar utilizando diferentes estrategias o recursos cerebrales para realizar la tarea.

6.3 Oscilaciones alfa y su rol en la inhibición de estímulos.

La aparición de oscilaciones en estas circunstancias, únicamente cuando la atención se enfocaba en los dígitos (condición activa) o en el ruido dentro de un entorno de estimulación sensorial constante (condición pasiva), denota que dichas oscilaciones son el resultado de procesos neuronales vinculados con la atención, independientemente de las características físicas de los sonidos (figura 13, figura 14, figura 15). Este efecto es consistentemente con hallazgos anteriores (9) donde se documentaron oscilaciones alfa en condiciones de atención activa, similares a las identificadas en nuestro trabajo.

Los estudios sobre atención selectiva han contrastado las diferencias en el procesamiento auditivo al cambiar el foco de atención de un lado a otro, evidenciando un incremento notable en la amplitud de N1 para el estímulo atendido frente al no atendido, tal como lo demostraron Hillyard et al. (196). Recientemente, se ha propuesto que el ritmo alfa actúa como un mecanismo mediante el cual el cerebro minimiza la activación neuronal en regiones no esenciales para la tarea que se ejecuta, interpretándose un aumento en alfa como señal de inhibición y una disminución como indicativo de activación neuronal (97,197). De forma complementaria a la atención selectiva hacia el estímulo auditivo, se han identificado variaciones en la actividad alfa asociadas con la atención selectiva visual, izquierda versus derecha (104,117,198), sugiriendo una asociación del poder alfa con la atención espacial selectiva. En estos estudios, incrementos en alfa se correlacionan con la supresión neuronal contralateral a estímulos ignorados, y una disminución en alfa refleja la activación en el hemisferio contralateral a los estímulos focales (11).

Los resultados expanden este entendimiento al sugerir que los cambios en la actividad oscilatoria alfa no solo son indicativos de la atención selectiva espacial, sino también de la atención selectiva a elementos auditivos específicos durante la escucha en condiciones de ruido. Esto implica que las oscilaciones alfa, y por extensión los procesos de atención que estas reflejan son fundamentales para el procesamiento auditivo en contextos desafiantes, evidenciando una capacidad innata del cerebro para modular la atención y la activación neuronal en respuesta a demandas complejas, independientemente de la presencia o ausencia de estrés crónico.

6.4 Actividad cerebral durante la escucha activa y pasiva: Densidad espectral en la banda alfa

Nuestro análisis de la densidad espectral en la banda alfa no reveló diferencias significativas entre los grupos BNEC y ANEC durante las condiciones de EA, EP y CV, en el gran promedio y en los electrodos evaluados (figura 13, figura 14, figura 15, figura 16, figura 17, figura 18). Este resultado es sorprendente, ya que estudios previos han sugerido que el estrés crónico puede alterar la actividad cerebral en diversas tareas cognitivas (14,141,194).

La falta de diferencias significativas en la actividad alfa entre los grupos podría interpretarse de varias maneras:

- a) Mecanismos compensatorios: Como se mencionó anteriormente, es posible que los individuos con alto nivel de estrés crónico hayan desarrollado mecanismos compensatorios que les permiten mantener un nivel similar de actividad cerebral durante tareas de escucha, a pesar del estrés. Estos mecanismos podrían implicar una reorganización funcional de las redes cerebrales o una mayor eficiencia en el uso de los recursos neuronales disponibles (141).
- b) Variabilidad individual: La alta variabilidad individual en la actividad cerebral podría estar enmascarando posibles diferencias entre los grupos. Factores como la genética, las experiencias previas de estrés, y las estrategias de afrontamiento individuales podrían contribuir a esta variabilidad (199).
- c) Sensibilidad de la medida: La densidad espectral en la banda alfa podría no ser lo suficientemente sensible para captar las diferencias sutiles en el procesamiento auditivo entre los grupos. Otros índices

de actividad cerebral, como la coherencia entre regiones o el análisis de redes funcionales, podrían revelar diferencias que no son evidentes en la densidad espectral (200).

d) Especificidad de la banda de frecuencia: Aunque la banda alfa se ha asociado tradicionalmente con procesos atencionales y de inhibición (7), es posible que los efectos del estrés crónico en el procesamiento auditivo se reflejen más claramente en otras bandas de frecuencia o en la interacción entre diferentes bandas.

e) Efecto de la tarea: La naturaleza de las tareas de escucha activa y pasiva utilizadas en nuestro estudio podría no ser óptima para revelar diferencias en la actividad alfa entre los grupos. Tareas que requieran un mayor control atencional o una mayor carga de memoria de trabajo podrían ser más sensibles a los efectos del estrés crónico en la actividad alfa.

A pesar de la falta de diferencias significativas en la densidad espectral alfa, es importante señalar que esto no implica necesariamente que no haya diferencias en el procesamiento neural entre los grupos.

6.5 Oscilaciones alfa en condiciones de EA vs EP grand promedio.

Los resultados de este estudio revelan que existe modulación de la densidad espectral alfa durante tareas que involucran atención selectiva auditiva y memoria de trabajo (EA), escucha pasiva (EP), y visualización con distracción auditiva (CV) en individuos del grupo BNEC y ANEC.

En ambos grupos, BNEC (figura 20) y ANEC (figura 21), se observó una densidad espectral alfa significativamente mayor en las condiciones de EA y EP en comparación con la condición CV. Este hallazgo sugiere que las tareas que involucran procesamiento auditivo, ya sea activo o pasivo, inducen una mayor actividad en la banda alfa en comparación con tareas que requieren atención visual mientras se ignoran estímulos auditivos. Esto es consistente con estudios previos que han demostrado un aumento en la actividad alfa durante el procesamiento auditivo (11,104).

Un hallazgo es que tanto en el grupo BNEC como en el ANEC, la densidad espectral alfa fue significativamente mayor durante la EA en comparación con la EP. Esto se mantuvo tanto para el ensayo completo (0-5 segundos) como para el período de retención (0-4 segundos). Estos resultados sugieren que la combinación de atención selectiva auditiva y memoria de trabajo induce una mayor actividad alfa, independientemente del nivel de estrés crónico. Este aumento en la actividad alfa durante la EA podría reflejar no solo procesos de inhibición funcional, como proponen Jensen y Mazaheri (57), sino también mecanismos relacionados con el mantenimiento de información en la memoria de trabajo.

El análisis por intervalos de tiempo reveló que la diferencia en la densidad espectral alfa entre EA y EP se mantiene significativa en casi todos los intervalos de 1 segundo para ambos grupos, con la excepción del intervalo 4-5 segundos en el grupo ANEC. Esta persistencia de la diferencia a lo largo

del tiempo sugiere que la modulación de alfa no es solo un fenómeno inicial, sino que se mantiene durante todo el proceso de atención selectiva, codificación y retención de la información auditiva.

Estos resultados son similares entre los grupos BNEC y ANEC. Esto sugiere que, al menos en términos de modulación de la densidad espectral alfa, los mecanismos de atención selectiva auditiva y memoria de trabajo podrían estar preservados en individuos con alto nivel de estrés crónico. Este hallazgo contrasta con estudios previos que han encontrado alteraciones en diversos procesos cognitivos en condiciones de estrés crónico (193,194).

Estos hallazgos tienen implicaciones importantes para nuestra comprensión de cómo el estrés crónico afecta los procesos de atención selectiva auditiva y memoria de trabajo. Sugieren que, a pesar de los efectos negativos del estrés crónico en muchos aspectos de la cognición, la capacidad básica para modular la actividad alfa en respuesta a demandas de atención auditiva y memoria de trabajo podría mantenerse relativamente intacta.

Futuras investigaciones podrían explorar si esta preservación de la modulación alfa se traduce en un rendimiento conductual equivalente en tareas que combinan atención selectiva auditiva y memoria de trabajo entre individuos con alto y bajo estrés crónico. Además, sería valioso investigar cómo varía la modulación alfa en tareas que requieren cambios rápidos entre atención visual y auditiva, lo cual podría ser particularmente desafiante para individuos con alto estrés crónico.

6.6 Análisis por regiones de interés

Los resultados de este estudio muestran que existe una modulación de la densidad espectral alfa durante tareas de escucha activa (EA), escucha pasiva (EP) y visualización (CV) en individuos con bajo nivel de estrés crónico (BNEC) y alto nivel de estrés crónico (ANEC). El análisis se centró en tres regiones clave: el electrodo Cz, los electrodos frontales y los electrodos parietales.

Electrodo Cz: En ambos grupos, BNEC (figura 22) y ANEC (figura 23), se observó una densidad espectral alfa significativamente mayor en las condiciones de EA y EP en comparación con la CV. Este hallazgo sugiere que las tareas auditivas, independientemente de si requieren atención activa o pasiva, inducen una mayor actividad en la banda alfa en la región central del cuero cabelludo en comparación con tareas visuales. Interesantemente, no se encontraron diferencias significativas entre EA y EP en el análisis global (0-5 segundos) ni en el período de retención (0-4 segundos) para ninguno de los dos grupos. Sin embargo, el análisis por intervalos reveló algunas diferencias sutiles, particularmente en el grupo ANEC, donde se observó una mayor densidad espectral alfa durante la EA en comparación con la EP en los intervalos 0-1s y 2-3s. Esto podría indicar una modulación temprana y específica de la atención en respuesta a la tarea de escucha activa en individuos con alto estrés crónico.

Electrodos Frontales: En la región frontal, ambos grupos mostraron una densidad espectral alfa significativamente mayor en EA y EP en comparación con CV. Además, tanto BNEC (figura 24) como ANEC (figura 25) exhibieron una densidad espectral alfa significativamente mayor durante la EA en comparación con la EP, tanto en el análisis global como en el período de retención (0-4

segundos). El análisis por intervalos reveló que en el grupo BNEC, la EA mostró una densidad espectral alfa significativamente mayor que la EP en los intervalos 0-1s, 2-3s y 3-4s. En el grupo ANEC, esta diferencia fue significativa en todos los intervalos excepto el último (4-5s), donde la EP mostró una mayor densidad espectral alfa que la EA. Estos hallazgos sugieren que la atención selectiva auditiva y la memoria de trabajo inducen una mayor actividad alfa frontal, independientemente del nivel de estrés crónico. Sin embargo, el grupo ANEC parece mostrar una modulación más sostenida a lo largo del tiempo, posiblemente indicando un mayor esfuerzo cognitivo o una estrategia de procesamiento diferente.

Electrodos Parietales: Los resultados en la región parietal fueron similares a los observados en la región frontal. Ambos grupos mostraron una densidad espectral alfa significativamente mayor en EA y EP en comparación con CV, y una densidad espectral alfa significativamente mayor durante la EA en comparación con la EP. El análisis por intervalos reveló que en el grupo BNEC (figura 26), la EA mostró una densidad espectral alfa significativamente mayor que la EP en todos los intervalos, incluido el último (4-5s). En el grupo ANEC (figura 27), esta diferencia fue significativa en todos los intervalos excepto el último (4-5s). Estos resultados subrayan la importancia de las regiones parietales en la atención selectiva auditiva y la memoria de trabajo, y sugieren que estos procesos están relativamente preservados en condiciones de estrés crónico, aunque con algunas diferencias sutiles en la dinámica temporal.

Implicaciones:

1. La consistencia en los patrones generales de actividad alfa entre los grupos BNEC y ANEC sugiere que los mecanismos básicos de atención selectiva auditiva y memoria de trabajo podrían estar relativamente preservados en condiciones de estrés crónico.
2. Las diferencias en la dinámica temporal, especialmente en las regiones frontales y parietales, indican que el estrés crónico podría afectar la forma en que se despliegan estos procesos cognitivos a lo largo del tiempo.
3. La falta de diferencias significativas entre EA y EP en el electrodo Cz, contrastando con las diferencias observadas en regiones frontales y parietales, sugiere que diferentes regiones cerebrales podrían estar involucradas en distintos aspectos del procesamiento auditivo y la atención.
4. El análisis por intervalos revela una dinámica temporal compleja en la modulación de alfa, que podría reflejar diferentes etapas del procesamiento auditivo y la memoria de trabajo, así como posibles estrategias compensatorias en individuos con alto estrés crónico.

6.7 Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio

El análisis del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio en los electrodos frontales (figura 30) y en el electrodo Cz (figura 31) reveló diferencias significativas entre los grupos de bajo nivel de estrés crónico (BNEC) y alto nivel de estrés crónico (ANEC), particularmente durante la tarea de escucha activa (EA).

Electrodos Frontales: En la condición EA, se observó un índice Beta/(Alfa+Theta) significativamente mayor en el grupo BNEC comparado con el grupo ANEC. Este hallazgo es

consistente con los resultados de Luijckx et al. (201), quienes encontraron una disminución en la actividad beta frontal en individuos con alto estrés crónico durante tareas cognitivas. Nuestros resultados extienden estos hallazgos al contexto específico de la escucha activa, sugiriendo que el estrés crónico podría afectar la capacidad de mantener un estado de alerta y atención focalizada durante el procesamiento auditivo. El análisis por intervalos reveló que esta diferencia se mantiene significativa en casi todos los intervalos durante la EA. Esta persistencia temporal se alinea con los hallazgos de Sokhadze (202), quien observó alteraciones sostenidas en la actividad oscilatoria frontal en individuos con estrés postraumático. Nuestros resultados sugieren que efectos similares podrían ocurrir en condiciones de estrés crónico no clínico.

Electrodo Cz: Los resultados en el electrodo Cz mostraron patrones similares a los observados en los electrodos frontales. Esto es particularmente interesante a la luz de los estudios de Golonka et al. (203), quienes encontraron alteraciones en la actividad central en individuos con burnout, una condición estrechamente relacionada con el estrés crónico. Nuestros hallazgos sugieren que estas alteraciones podrían extenderse a poblaciones no clínicas con alto estrés crónico.

Implicaciones:

1. Compromiso cognitivo: El mayor índice Beta/(Alfa+Theta) en el grupo BNEC durante la EA sugiere un mayor nivel de alerta y compromiso con la tarea. Esto se alinea con los hallazgos de Aftanas y Golosheykin (204), quienes observaron una mayor actividad beta frontal durante tareas de atención en individuos con mejor regulación emocional. Además esto coincide con estudios previos que han relacionado este índice con el esfuerzo mental y la atención sostenida (186,187)
2. Efecto del estrés crónico: El menor índice en el grupo ANEC durante la EA podría indicar una dificultad para mantener un nivel óptimo de activación cortical. Esto es consistente con los estudios de McEwen (205) sobre los efectos del estrés crónico en la plasticidad cerebral y la eficiencia neural.
3. Especificidad de la tarea: La ausencia de diferencias significativas en las condiciones EP y CV se alinea con los hallazgos de Seo et al. (206), quienes observaron que los efectos del estrés en la actividad cerebral son más pronunciados en tareas que requieren un alto grado de control ejecutivo.
4. Dinámica temporal: El mantenimiento de las diferencias a lo largo de la tarea EA sugiere un efecto sostenido del estrés crónico en la capacidad de mantener la atención. Esto complementa los hallazgos de Arnsten (14) sobre los efectos del estrés crónico en la función prefrontal y el control atencional sostenido.
5. Regulación emocional y flexibilidad cognitiva: Las diferencias observadas podrían reflejar alteraciones en estos procesos, como sugieren los estudios de Hermans et al. (141) sobre la relación entre el estrés crónico y la flexibilidad de las redes cerebrales.

Capítulo VII

Conclusiones

Este estudio ha proporcionado evidencia significativa sobre cómo el estrés crónico afecta los mecanismos cerebrales involucrados en la atención selectiva auditiva y la memoria de trabajo. A través del análisis del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio, hemos obtenido una visión única de los procesos neurofisiológicos subyacentes a estas funciones cognitivas en individuos con diferentes niveles de estrés crónico. Los resultados obtenidos en este estudio respaldan la hipótesis planteada, evidenciando una relación significativa entre los niveles de estrés crónico y la actividad en las bandas alfa en diferentes condiciones. Aunque el estrés crónico no genera diferencias en la expresión de la banda alfa específicamente, sí afectó como se relaciona esta banda con el resto del espectro de frecuencias.

Los hallazgos principales del estudio son:

1. Diferencias significativas en el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio entre los grupos de bajo nivel de estrés crónico (BNEC) y alto nivel de estrés crónico (ANEC) durante la tarea de escucha activa (EA), tanto en los electrodos frontales como en el electrodo Cz.
2. Un índice significativamente mayor en el grupo BNEC durante la EA, sugiriendo un mayor nivel de alerta, atención focalizada y compromiso con la tarea.
3. Mantenimiento de estas diferencias a lo largo de casi toda la duración de la tarea de EA, indicando un efecto sostenido del estrés crónico en la capacidad de mantener la atención.
4. Ausencia de diferencias significativas en las condiciones de escucha pasiva (EP) y visualización (CV), sugiriendo que el efecto del estrés crónico es más pronunciado en tareas que requieren un alto grado de control atencional y procesamiento cognitivo activo.

Estos resultados tienen implicaciones importantes para nuestra comprensión de cómo el estrés crónico afecta el funcionamiento cognitivo en la vida cotidiana. La disminución en el índice Beta/(Alfa+Theta) en individuos con alto estrés crónico durante tareas de escucha activa sugiere que estos individuos podrían experimentar dificultades en situaciones que requieren una atención auditiva sostenida, como en entornos educativos o laborales ruidosos.

Además, los hallazgos contribuyen al creciente cuerpo de evidencia que sugiere que el estrés crónico no solo afecta el bienestar emocional, sino que también tiene un impacto significativo en los procesos cognitivos básicos. Esto subraya la importancia de considerar el estrés crónico como un factor relevante en la investigación cognitiva y neurocientífica, así como en la práctica clínica.

El Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio emerge de este estudio como un biomarcador potencialmente útil para evaluar los efectos del estrés crónico en la función cognitiva. Su sensibilidad a las diferencias entre los grupos BNEC y ANEC, específicamente durante tareas que requieren un alto grado de atención y procesamiento cognitivo, sugiere que podría ser una herramienta valiosa para la evaluación objetiva del impacto del estrés en el funcionamiento cerebral.

Es importante destacar que estos hallazgos no solo tienen relevancia teórica, sino también práctica. Comprender cómo el estrés crónico afecta los mecanismos cerebrales de la atención y la memoria de trabajo podría informar el desarrollo de intervenciones más efectivas para mitigar los efectos negativos del estrés en el funcionamiento cognitivo. Esto podría tener aplicaciones en diversos campos, desde la psicología clínica hasta la ergonomía y el diseño de entornos de trabajo y aprendizaje.

Los hallazgos de este estudio abren numerosas vías para futuras investigaciones. Algunas de las proyecciones más prometedoras incluyen:

1. Estudios longitudinales: Sería valioso realizar estudios longitudinales para examinar cómo el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio cambia a lo largo del tiempo en individuos expuestos a diferentes niveles de estrés crónico. Esto podría proporcionar información sobre la progresión de los efectos del estrés en la función cognitiva y potencialmente identificar puntos críticos de intervención.
2. Investigación de la especificidad de la tarea: Futuros estudios podrían explorar cómo el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio varía en diferentes tipos de tareas cognitivas, más allá de la escucha activa. Esto podría ayudar a determinar si los efectos observados son específicos del procesamiento auditivo o si se extienden a otros dominios cognitivos.
3. Estudios de intervención: Sería interesante investigar si intervenciones dirigidas a reducir el estrés (como la meditación, el ejercicio o la terapia cognitivo-conductual) pueden modular el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio y mejorar el rendimiento en tareas de atención y memoria de trabajo.
4. Aplicaciones clínicas: Explorar el potencial del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio como herramienta de diagnóstico o seguimiento en trastornos relacionados con el estrés, como el trastorno de estrés postraumático o el síndrome de burnout.
5. Estudios de neuroimagen multimodal: Combinar el análisis del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio con otras técnicas de neuroimagen, como la resonancia magnética funcional, podría proporcionar una comprensión más completa de los mecanismos cerebrales afectados por el estrés crónico.
6. Investigación en poblaciones específicas: Examinar cómo el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio se ve afectado por el estrés crónico en diferentes poblaciones, como niños, adultos mayores o individuos con trastornos del neurodesarrollo.
7. Estudios de genética y epigenética: Investigar la influencia de factores genéticos y epigenéticos en la susceptibilidad al estrés crónico y su impacto en el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio.
8. Desarrollo de intervenciones basadas en neurofeedback: Explorar el potencial del neurofeedback utilizando el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio como objetivo para mejorar la atención y la resistencia al estrés.
9. Estudios en entornos naturales: Utilizar tecnología de EEG portátil para examinar cómo el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio varía en situaciones de la vida real, proporcionando una visión más ecológica de los efectos del estrés crónico.
10. Estudios de conectividad cerebral: Investigar cómo el estrés crónico afecta la conectividad funcional entre diferentes regiones cerebrales y cómo esto se relaciona con el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio.

11. Desarrollo de modelos predictivos: Utilizar técnicas de aprendizaje automático para desarrollar modelos que puedan predecir el nivel de estrés crónico basándose en patrones del Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio.

Estas proyecciones representan un amplio abanico de posibilidades para futuras investigaciones. Cada una de ellas tiene el potencial de expandir significativamente nuestra comprensión de la relación entre el estrés crónico y la función cognitiva, así como de desarrollar nuevas estrategias para mitigar los efectos negativos del estrés en la salud mental y el rendimiento cognitivo. La investigación en estas áreas no solo avanzará nuestro conocimiento científico, sino que también podría tener importantes implicaciones prácticas en campos como la medicina, la psicología, la educación y el diseño de entornos de trabajo.

En conclusión, este estudio subraya la complejidad de la relación entre el estrés crónico y la función cognitiva, y destaca la importancia de utilizar medidas neurofisiológicas como el Índice Beta/(Alfa+Theta) Ratio para comprender mejor esta relación. Los resultados abren nuevas vías para la investigación y sugieren la necesidad de un enfoque más holístico en el estudio y tratamiento del estrés crónico, que tenga en cuenta no solo sus efectos emocionales, sino también sus impactos cognitivos y neurofisiológicos.

Capítulo VIII

Bibliografía

1. Cowan N. Evolving conceptions of memory storage, selective attention, and their mutual constraints within the human information-processing system. *Psychol Bull.* 1988;104(2):163–91.
2. Cowan N. Attention and memory: An integrated framework. *Attention and memory: An integrated framework.* New York, NY, US: Oxford University Press; 1995. 321, xv p.
3. Cowan N. An Embedded-Processes Model of Working Memory. En: Miyake A, Shah P, editores. *Models of Working Memory: Mechanisms of Active Maintenance and Executive Control.* Cambridge: Cambridge University Press; 1999. p. 62–101.
4. Buzsáki G. *Rhythms of the Brain.* 2009. 1–464 p.
5. Berger H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Arch Psychiatr Nervenkr.* 1929;87(1):527–70.
6. Buzsáki G, Anastassiou CA, Koch C. The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes. Vol. 13, *Nature Reviews Neuroscience.* 2012. p. 407–20.
7. Klimesch W. Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information. Vol. 16, *Trends in Cognitive Sciences.* 2012. p. 606–17.
8. Buzsáki G, Draguhn A. Neuronal Oscillations in Cortical Networks. *Science* (1979). 2004;304(5679):1926–9.
9. Dimitrijevic A, Smith ML, Kadis DS, Moore DR. Cortical alpha oscillations predict speech intelligibility. *Front Hum Neurosci.* 24 de febrero de 2017;11.
10. Meyer L, Obleser J, Friederici AD. Left parietal alpha enhancement during working memory-intensive sentence processing. *Cortex.* 2013;49(3):711–21.
11. Strauß A, Wöstmann M, Obleser J. Cortical alpha oscillations as a tool for auditory selective inhibition. Vol. 8, *Frontiers in Human Neuroscience.* Frontiers Media S. A.; 2014.
12. McEwen BS, Sapolsky RM. Stress and cognitive function. *Curr Opin Neurobiol* [Internet]. 1995;5(2):205–16. Disponible en: C:\Users\Felipe\OneDrive - postgrado.uv.cl\Bibliografía\Cortisol y funciones cognitivas\McEwen_Sapolsky - 1995 - Stress and cognitive function.pdf
13. Selye H. Stress and the general adaptation syndrome. *Br Med J.* 1950;1(4667):1383–92.
14. Arnsten AFT. Stress signalling pathways that impair prefrontal cortex structure and function. Vol. 10, *Nature Reviews Neuroscience.* 2009. p. 410–22.
15. Bravo D, Errázuriz A, Calfucoy P, Campos D. *Termómetro de la salud mental en Chile ACHS-UC: Séptima Ronda.* Chile: Pontificia Universidad Católica de Chile; 2023.
16. Davis MT, Holmes SE, Pietrzak RH, Esterlis I. *Neurobiology of Chronic Stress-Related Psychiatric Disorders: Evidence from Molecular Imaging Studies.* Vol. 1, *Chronic Stress.* SAGE Publications Inc.; 2017.
17. Russell E, Koren G, Rieder M, Van Uum S. Hair cortisol as a biological marker of chronic stress: Current status, future directions and unanswered questions. Vol. 37, *Psychoneuroendocrinology.* 2012. p. 589–601.
18. Tafet GE, Bernardini R. Psychoneuroendocrinological links between chronic stress and depression. Vol. 27, *Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry.* Elsevier Inc.; 2003. p. 893–903.

19. Sheth C, McGlade E, Yurgelun-Todd D. Chronic Stress in Adolescents and Its Neurobiological and Psychopathological Consequences: An RDoC Perspective. Vol. 1, Chronic Stress. SAGE Publications Inc.; 2017.
20. Cook SC, Wellman CL. Chronic stress alters dendritic morphology in rat medial prefrontal cortex. *J Neurobiol.* agosto de 2004;60(2):236–48.
21. Phyu P, Dumenigo R, Oms JD, Gunaseelan L, Foroughi G, Rizvi SAA. The influence of chronic stress on the development of psychiatric conditions. *Consultant.* 1 de febrero de 2017;57(2).
22. Duric V, Clayton S, Leong ML, Yuan LL. Comorbidity Factors and Brain Mechanisms Linking Chronic Stress and Systemic Illness. Vol. 2016, Neural Plasticity. Hindawi Limited; 2016.
23. Conrad CD. A critical review of chronic stress effects on spatial learning and memory. Vol. 34, Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry. 2010. p. 742–55.
24. Diamond DM, Campbell AM, Park CR, Halonen J, Zoladz PR. The temporal dynamics model of emotional memory processing: A synthesis on the neurobiological basis of stress-induced amnesia, flashback and traumatic memories, and the Yerkes-Dodson law. Vol. 2007, Neural Plasticity. Hindawi Limited; 2007.
25. Lupien SJ, Maheu F, Tu M, Fiocco A, Schramek TE. The effects of stress and stress hormones on human cognition: Implications for the field of brain and cognition. *Brain Cogn.* diciembre de 2007;65(3):209–37.
26. Liston C, McEwen BS, Casey BJ. Psychosocial stress reversibly disrupts prefrontal processing and attentional control. *Proceedings of the National Academy of Sciences.* 20 de enero de 2009;106(3):912–7.
27. Sandi C, Haller J. Stress and the social brain: behavioural effects and neurobiological mechanisms. *Nat Rev Neurosci* [Internet]. 2015;16(5):290–304. Disponible en: C:\Users\Felipe\OneDrive - postgrado.uv.cl\Bibliografía\Stress and depression\Sandi_Haller - 2015 - Stress and the social brain.pdf
28. Sandi C, Pinelo-Nava MT. Stress and memory: Behavioral effects and neurobiological mechanisms. Vol. 2007, Neural Plasticity. Hindawi Publishing Corporation; 2007.
29. Rigó M, Dragano N, Wahrendorf M, Siegrist J, Lunau T. Work stress on rise? Comparative analysis of trends in work stressors using the European working conditions survey. *Int Arch Occup Environ Health.* 1 de abril de 2021;94(3):459–74.
30. Slimmen S, Timmermans O, Mikolajczak-Degrauwe K, Oenema A. How stress-related factors affect mental wellbeing of university students A cross-sectional study to explore the associations between stressors, perceived stress, and mental wellbeing. *PLoS One.* 1 de noviembre de 2022;17(11 November).
31. Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA. Principles of Neural Science [Internet]. Sixth Edition. McGraw Hill LLC; 2021. Disponible en: <https://books.google.cl/books?id=IYoEEAAQBAJ>
32. Augustine GJ, Groh JM, Huettel SA, LaMantia AS, White LE. Neuroscience. 7th ed. Purves D, editor. Sinauer associates; 2023.
33. Nicholls JG, Martin AR, Brown DA, Diamond ME, Weisblat DA, Fuchs PA. From Neuron to Brain. 5th edition. Sunderland, Mass: Sinauer Associates is an imprint of Oxford University Press; 2011. 768 p.
34. Kaas JH. The evolution of brains from early mammals to humans. *WIREs Cognitive Science.* 8 de enero de 2013;4(1):33–45.

35. Niedermeyer E, Silva FHL da. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Lippincott Williams & Wilkins; 2005. 1342 p.
36. Lopes da Silva F. EEG and MEG: Relevance to neuroscience. Vol. 80, *Neuron*. 2013. p. 1112–28.
37. Fries P. A mechanism for cognitive dynamics: Neuronal communication through neuronal coherence. *Trends Cogn Sci*. 2005;9(10):474–80.
38. Başar E, Güntekin B. Darwin's evolution theory, brain oscillations, and complex brain function in a new "Cartesian view". *International Journal of Psychophysiology*. enero de 2009;71(1):2–8.
39. Cohen MX. *Analyzing Neural Time Series Data*. The MIT Press; 2019.
40. Buzsáki G. Theta Oscillations in the Hippocampus. *Neuron*. 2002;33(3):325–40.
41. Buzsáki G, Tingley D. Space and Time: The Hippocampus as a Sequence Generator. Vol. 22, *Trends in Cognitive Sciences*. Elsevier Ltd; 2018. p. 853–69.
42. Fujisawa S, Buzsáki G. A 4 Hz Oscillation Adaptively Synchronizes Prefrontal, VTA, and Hippocampal Activities. *Neuron*. 2011;72(1):153–65.
43. Mazaheri A, Jensen O. Rhythmic pulsing: Linking ongoing brain activity with evoked responses. *Front Hum Neurosci*. 2010;4.
44. Kahana MJ. The cognitive correlates of human brain oscillations. Vol. 26, *Journal of Neuroscience*. 2006. p. 1669–72.
45. Klimesch W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Rev* [Internet]. abril de 1999;29(2–3):169–95. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165017398000563>
46. James W. *The Principles of Psychology*. New York: Dover Publications. 1890;
47. McDowd JM. An overview of attention: Behavior and brain. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2007;31(3):98–103.
48. Lev-Ari T, Beeri H, Gutfreund Y. The Ecological View of Selective Attention. *Front Integr Neurosci*. 21 de marzo de 2022;16.
49. Oberauer K. Working memory and attention - A conceptual analysis and review. Vol. 2, *Journal of Cognition*. Ubiquity Press; 2019.
50. Farkas MS, Hoyer WJ. Processing Consequences of Perceptual Grouping in Selective Attention 1 [Internet]. Vol. 35, *Journal of Gerontology*. 1980. Disponible en: <http://geronj.oxfordjournals.org/>
51. O'Connor KN, Sutter ML. Global Spectral and Location Effects in Auditory Perceptual Grouping. 2000.
52. Proulx MJ, Egeth HE. Target-nontarget similarity modulates stimulus-driven control in visual search. *Psychon Bull Rev* [Internet]. junio de 2006;13(3):524–9. Disponible en: <http://link.springer.com/10.3758/BF03193880>
53. Degerman A, Rinne T, Salmi J, Salonen O, Alho K. Selective attention to sound location or pitch studied with fMRI. *Brain Res*. 10 de marzo de 2006;1077(1):123–34.
54. Plude DJ, Hoyer WJ. Age and the Selectivity of Visual Information Processing. Vol. I, *Journal of Experimental Psychology*. 1986.
55. Connor CE, Egeth HE, Yantis S. Visual attention: Bottom-up versus top-down. Vol. 14, *Current Biology*. Cell Press; 2004.
56. Kok A. Varieties of inhibition: manifestations in cognition, event-related potentials and aging. *Acta Psychol (Amst)*. 1999;101(2):129–58.

57. Jensen O, Mazaheri A. Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity: Gating by inhibition. *Front Hum Neurosci.* 2010;4.
58. Buzsáki G. *The Brain from Inside Out.* Vol. 58. Oxford University Press; 2019. 7250–7257 p.
59. Eichenbaum H. Prefrontal-hippocampal interactions in episodic memory. Vol. 18, *Nature Reviews Neuroscience.* Nature Publishing Group; 2017. p. 547–58.
60. Craik FIM, Lockhart RS. Levels of processing: A framework for memory research. *J Verbal Learning Verbal Behav.* 1972;11(6):671–84.
61. Cowan N. The magical number 4 in short-term memory: A reconsideration of mental storage capacity. *Behavioral and Brain Sciences.* 2001;24(1):87–114.
62. Engel AK, Maye A, Kurthen M, König P. Where's the action? The pragmatic turn in cognitive science. *Trends Cogn Sci.* mayo de 2013;17(5):202–9.
63. O'Regan JK, Noë A. A sensorimotor account of vision and visual consciousness. *Behavioral and Brain Sciences.* 2001;24(5):939–73.
64. Tulving E, Schacter DL. Priming and Human Memory Systems. *Science* (1979). 1990;247(4940):301–6.
65. Awh E, Belopolsky A V., Theeuwes J. Top-down versus bottom-up attentional control: A failed theoretical dichotomy. Vol. 16, *Trends in Cognitive Sciences.* 2012. p. 437–43.
66. Theeuwes J. Visual selection: Usually fast and automatic; Seldom slow and volitional. *J Cogn.* 2018;1(1).
67. Szmalec A, Vandierendonck A, Kemps E. Response selection involves executive control: Evidence from the selective interference paradigm. *Mem Cognit.* 2005;33(3):531–41.
68. Klimesch W, Sauseng P, Hanslmayr S. EEG alpha oscillations: The inhibition-timing hypothesis. Vol. 53, *Brain Research Reviews.* 2007. p. 63–88.
69. Legewie H, Simonova O, Creutzfeldt OD. EEG changes during performance of various tasks under open- and closed-eyed conditions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1969;27(5):470–9.
70. Pfurtscheller G, Klimesch W. Event-Related Synchronization and Desynchronization of Alpha and Beta Waves in a Cognitive Task. En: Başar E, Bullock TH, editores. *Induced Rhythms in the Brain* [Internet]. Boston, MA: Birkhäuser Boston; 1992. p. 117–28. Disponible en: https://doi.org/10.1007/978-1-4757-1281-0_6
71. Gundel A, Wilson GF. Topographical changes in the ongoing EEG related to the difficulty of mental tasks. *Brain Topogr* [Internet]. 1992;5(1):17–25. Disponible en: <http://link.springer.com/10.1007/BF01129966>
72. Pesonen M, Hämäläinen H, Krause CM. Brain oscillatory 4-30 Hz responses during a visual n-back memory task with varying memory load. *Brain Res.* 23 de marzo de 2007;1138(1):171–7.
73. Behrmann M, Geng JJ, Shomstein S. Parietal cortex and attention. Vol. 14, *Current Opinion in Neurobiology.* 2004. p. 212–7.
74. Klimesch W, Doppelmayr M, Schwaiger J, Auinger P, Winkler Th. 'Paradoxical' alpha synchronization in a memory task. *Cognitive Brain Research.* 1999;7(4):493–501.
75. Gevins A. High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cerebral Cortex.* 1997;7(4):374–85.
76. Krause CM, Sillanmäki L, Koivisto M, Saarela C, Häggqvist A, Laine M, et al. The effects of memory load on event-related EEG desynchronization and synchronization. *Clinical*

- Neurophysiology [Internet]. noviembre de 2000;111(11):2071–8. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245700004296>
77. Griffiths BJ, Mayhew SD, Mullinger KJ, Jorge J, Charest I, Wimber M, et al. Alpha/beta power decreases track the fidelity of stimulus specific information. *Elife*. 1 de noviembre de 2019;8.
 78. Hanslmayr S, Staresina BP, Bowman H. Oscillations and Episodic Memory: Addressing the Synchronization/Desynchronization Conundrum. Vol. 39, *Trends in Neurosciences*. Elsevier Ltd; 2016. p. 16–25.
 79. Hanslmayr S, Staudigl T, Fellner MC. Oscillatory power decreases and long-term memory: the information via desynchronization hypothesis. *Front Hum Neurosci*. 2012;6.
 80. Fairclough SH, Ewing K. The effect of task demand and incentive on neurophysiological and cardiovascular markers of effort. *International Journal of Psychophysiology*. 1 de septiembre de 2017;119:58–66.
 81. Becker R, Pefkou M, Michel CM, Hervais-Adelman AG. Left temporal alpha-band activity reflects single word intelligibility. *Front Syst Neurosci*. 27 de diciembre de 2013;7(DEC).
 82. Obleser J, Weisz N. Suppressed alpha oscillations predict intelligibility of speech and its acoustic details. *Cerebral Cortex*. noviembre de 2012;22(11):2466–77.
 83. Fritz JB, Elhilali M, David S V., Shamma SA. Auditory attention - focusing the searchlight on sound. Vol. 17, *Current Opinion in Neurobiology*. 2007. p. 437–55.
 84. Lange J, Oostenveld R, Fries P. Reduced occipital alpha power indexes enhanced excitability rather than improved visual perception. *Journal of Neuroscience*. 13 de febrero de 2013;33(7):3212–20.
 85. Heinrichs-Graham E, Wilson TW. Spatiotemporal oscillatory dynamics during the encoding and maintenance phases of a visual working memory task. *Cortex*. 1 de agosto de 2015;69:121–30.
 86. Pavlov YG, Kotchoubey B. Temporally distinct oscillatory codes of retention and manipulation of verbal working memory. *European Journal of Neuroscience*. 1 de octubre de 2021;54(7):6497–511.
 87. Proskovec AL, Heinrichs-Graham E, Wilson TW. Load modulates the alpha and beta oscillatory dynamics serving verbal working memory. *Neuroimage*. 1 de enero de 2019;184:256–65.
 88. Wianda E, Ross B. The roles of alpha oscillation in working memory retention. *Brain Behav*. 1 de abril de 2019;9(4).
 89. Klimesch W, Schack B, Sauseng P. The functional significance of theta and upper alpha oscillations. *Exp Psychol*. 2005;52(2):99–108.
 90. Jensen O. Oscillations in the Alpha Band (9-12 Hz) Increase with Memory Load during Retention in a Short-term Memory Task. *Cerebral Cortex* [Internet]. 1 de agosto de 2002;12(8):877–82. Disponible en: <https://academic.oup.com/cercor/article-lookup/doi/10.1093/cercor/12.8.877>
 91. Händel BF, Haarmeier T, Jensen O. Alpha Oscillations Correlate with the Successful Inhibition of Unattended Stimuli. *J Cogn Neurosci*. 2011;23(9):2494–502.
 92. Rihs TA, Michel CM, Thut G. Mechanisms of selective inhibition in visual spatial attention are indexed by α -band EEG synchronization. *European Journal of Neuroscience*. enero de 2007;25(2):603–10.

93. Worden MS, Foxe JJ, Wang N, Simpson G V. Anticipatory biasing of visuospatial attention indexed by retinotopically specific alpha-band electroencephalography increases over occipital cortex. *J Neurosci.* 2000;20(6):RC63.
94. Haegens S, Osipova D, Oostenveld R, Jensen O. Somatosensory working memory performance in humans depends on both engagement and disengagement of regions in a distributed network. *Hum Brain Mapp.* enero de 2010;31(1):26–35.
95. Leiberg S, Lutzenberger W, Kaiser J. Effects of memory load on cortical oscillatory activity during auditory pattern working memory. *Brain Res.* 20 de noviembre de 2006;1120(1):131–40.
96. Obleser J, Wöstmann M, Hellbernd N, Wilsch A, Maess B. Adverse Listening Conditions and Memory Load Drive a Common Alpha Oscillatory Network. *The Journal of Neuroscience.* 5 de septiembre de 2012;32(36):12376–83.
97. Wilsch A, Henry MJ, Herrmann B, Maess B, Obleser J. Alpha Oscillatory Dynamics Index Temporal Expectation Benefits in Working Memory. *Cerebral Cortex.* 1 de julio de 2015;25(7):1938–46.
98. McMahon CM, Boisvert I, de Lissa P, Granger L, Ibrahim R, Lo CY, et al. Monitoring alpha oscillations and pupil dilation across a performance-intensity function. *Front Psychol.* 2016;7(MAY).
99. Fodor Z, Marosi C, Tombor L, Csukly G. Salient distractors open the door of perception: alpha desynchronization marks sensory gating in a working memory task. *Sci Rep.* 1 de diciembre de 2020;10(1).
100. Palva S, Palva JM. New vistas for α -frequency band oscillations. *Trends Neurosci.* abril de 2007;30(4):150–8.
101. Scheeringa R, Petersson KM, Oostenveld R, Norris DG, Hagoort P, Bastiaansen MCM. Trial-by-trial coupling between EEG and BOLD identifies networks related to alpha and theta EEG power increases during working memory maintenance. *Neuroimage.* 1 de febrero de 2009;44(3):1224–38.
102. Mazaheri A, van Schouwenburg MR, Dimitrijevic A, Denys D, Cools R, Jensen O. Region-specific modulations in oscillatory alpha activity serve to facilitate processing in the visual and auditory modalities. *Neuroimage.* 15 de febrero de 2014;87:356–62.
103. Shinn-Cunningham BG. Object-based auditory and visual attention. *Trends Cogn Sci.* mayo de 2008;12(5):182–6.
104. Weisz N, Hartmann T, Müller N, Lorenz I, Obleser J. Alpha rhythms in audition: Cognitive and clinical perspectives. *Front Psychol.* 2011;2(APR).
105. Klem GH, Lüders HO, Jasper HH, Elger C. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999;52:3–6.
106. Pizzagalli DA, Sherwood RJ, Henriques JB, Davidson RJ. Frontal Brain Asymmetry and Reward Responsiveness. *Psychol Sci.* 6 de octubre de 2005;16(10):805–13.
107. Wager TD, Phan KL, Liberzon I, Taylor SF. Valence, gender, and lateralization of functional brain anatomy in emotion: a meta-analysis of findings from neuroimaging. *Neuroimage.* julio de 2003;19(3):513–31.
108. Cavanagh JF, Frank MJ. Frontal theta as a mechanism for cognitive control. *Trends Cogn Sci.* agosto de 2014;18(8):414–21.

109. Davidson RJ. Anterior cerebral asymmetry and the nature of emotion. *Brain Cogn.* septiembre de 1992;20(1):125–51.
110. Coan JA, Allen JJB. Frontal EEG asymmetry as a moderator and mediator of emotion. *Biol Psychol.* octubre de 2004;67(1–2):7–50.
111. Sauseng P, Klimesch W, Schabus M, Doppelmayr M. Fronto-parietal EEG coherence in theta and upper alpha reflect central executive functions of working memory. *International Journal of Psychophysiology* [Internet]. agosto de 2005;57(2):97–103. Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167876005000851>
112. Ochsner KN, Silvers JA, Buhle JT. Functional imaging studies of emotion regulation: a synthetic review and evolving model of the cognitive control of emotion. *Ann N Y Acad Sci.* 28 de marzo de 2012;1251(1).
113. Luck SJ (Steven J. An introduction to the event-related potential technique. Second. Bradford Books; 2014. 406 p.
114. Kumar S, Joseph S, Gander PE, Barascud N, Halpern AR, Griffiths TD. A Brain System for Auditory Working Memory. *The Journal of Neuroscience.* 20 de abril de 2016;36(16):4492–505.
115. Hill KT, Miller LM. Auditory Attentional Control and Selection during Cocktail Party Listening. *Cerebral Cortex.* 1 de marzo de 2010;20(3):583–90.
116. Shomstein S, Yantis S. Control of Attention Shifts between Vision and Audition in Human Cortex. *The Journal of Neuroscience.* 24 de noviembre de 2004;24(47):10702–6.
117. Wöstmann M, Herrmann B, Maess B, Obleser J. Spatiotemporal dynamics of auditory attention synchronize with speech. *Proceedings of the National Academy of Sciences.* 5 de abril de 2016;113(14):3873–8.
118. Woldorff MG, Hillyard SA. Modulation of early auditory processing during selective listening to rapidly presented tones. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* [Internet]. 1991;79(3):170–91. Disponible en: C:\Users\Felipe\OneDrive - postgrado.uv.cl\Bibliografía\Auditory Attention\Woldorff_Hillyard - 1991 - Modulation of early auditory processing during selective listening to rapidly.pdf
119. Petkov CI, Kang X, Alho K, Bertrand O, Yund EW, Woods DL. Attentional modulation of human auditory cortex. *Nat Neurosci* [Internet]. 2004;7(6):658–63. Disponible en: C:\Users\Felipe\OneDrive - postgrado.uv.cl\Bibliografía\Auditory Attention\Petkov et al - 2004 - Attentional modulation of human auditory cortex.pdf
120. Fritz J, Shamma S, Elhilali M, Klein D. Rapid task-related plasticity of spectrotemporal receptive fields in primary auditory cortex. *Nat Neurosci.* noviembre de 2003;6(11):1216–23.
121. Ahlfors SP, Han J, Belliveau JW, Hämäläinen MS. Sensitivity of MEG and EEG to source orientation. *Brain Topogr.* septiembre de 2010;23(3):227–32.
122. Oostenveld R, Praamstra P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology.* abril de 2001;112(4):713–9.
123. Picton TW, Bentin S, Berg P, Donchin E, Hillyard SA, Johnson R, et al. Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology.* marzo de 2000;37(2):127–52.
124. Trainor LJ. Event-Related Potential (ERP) Measures in Auditory Development Research. En: *Developmental Psychophysiology.* Cambridge University Press; 2007. p. 69–102.

125. Näätänen R, Picton T. The N1 Wave of the Human Electric and Magnetic Response to Sound: A Review and an Analysis of the Component Structure. *Psychophysiology*. 30 de julio de 1987;24(4):375–425.
126. Wood CC, Wolpaw JR. Scalp distribution of human auditory evoked potentials. II. Evidence for overlapping sources and involvement of auditory cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. julio de 1982;54(1):25–38.
127. Bosnyak DJ. Distributed Auditory Cortical Representations Are Modified When Non-musicians Are Trained at Pitch Discrimination with 40 Hz Amplitude Modulated Tones. *Cerebral Cortex*. 27 de abril de 2004;14(10):1088–99.
128. Shahin A, Roberts LE, Pantev C, Trainor LJ, Ross B. Modulation of P2 auditory-evoked responses by the spectral complexity of musical sounds. *Neuroreport*. 7 de noviembre de 2005;16(16):1781–5.
129. McEwen BS, Mirsky AE, Hatch MM. Physiology and Neurobiology of Stress and Adaptation: Central Role of the Brain. 2007; Disponible en: www.prv.org
130. McEwen BS, Bowles NP, Gray JD, Hill MN, Hunter RG, Karatsoreos IN, et al. Mechanisms of stress in the brain. *Nat Neurosci*. 28 de octubre de 2015;18(10):1353–63.
131. Sapolsky RM, Romero LM, Munck AU. How Do Glucocorticoids Influence Stress Responses? Integrating Permissive, Suppressive, Stimulatory, and Preparative Actions*. *Endocr Rev*. 1 de febrero de 2000;21(1):55–89.
132. Chrousos GP. Stress and disorders of the stress system. *Nat Rev Endocrinol*. 2 de julio de 2009;5(7):374–81.
133. McEwen BS, Stellar E. Stress and the individual. Mechanisms leading to disease. *Arch Intern Med*. 27 de septiembre de 1993;153(18):2093–101.
134. McEwen BS. Protective and Damaging Effects of Stress Mediators. *New England Journal of Medicine*. 15 de enero de 1998;338(3):171–9.
135. McEwen BS, Wingfield JC. The concept of allostasis in biology and biomedicine. *Horm Behav*. enero de 2003;43(1):2–15.
136. McEwen BS. Brain on stress: How the social environment gets under the skin. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 16 de octubre de 2012;109(SUPPL.2):17180–5.
137. Myers B, McKlveen JM, Herman JP. Glucocorticoid actions on synapses, circuits, and behavior: Implications for the energetics of stress. Vol. 35, *Frontiers in Neuroendocrinology*. Academic Press Inc.; 2014. p. 180–96.
138. Myers B, Scheimann JR, Franco-Villanueva A, Herman JP. Ascending mechanisms of stress integration: Implications for brainstem regulation of neuroendocrine and behavioral stress responses. Vol. 74, *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. Elsevier Ltd; 2017. p. 366–75.
139. Ulrich-Lai YM, Herman JP. Neural regulation of endocrine and autonomic stress responses. Vol. 10, *Nature Reviews Neuroscience*. 2009. p. 397–409.
140. Hassard J, Teoh KRH, Visockaite G, Dewe P, Cox T. The cost of work-related stress to society: A systematic review. *J Occup Health Psychol*. 2018;23(1):1–17.
141. Hermans EJ, Henckens MJAG, Joëls M, Fernández G. Dynamic adaptation of large-scale brain networks in response to acute stressors. Vol. 37, *Trends in Neurosciences*. Elsevier Ltd; 2014. p. 304–14.
142. Pecoraro N, Dallman MF, Warne JP, Ginsberg AB, Laugero KD, la Fleur SE, et al. From Malthus to motive: How the HPA axis engineers the phenotype, yoking needs to wants. Vol. 79, *Progress in Neurobiology*. 2006. p. 247–340.

143. Herman JP, McKlveen JM, Ghosal S, Kopp B, Wulsin A, Makinson R, et al. Regulation of the hypothalamic-pituitary- adrenocortical stress response. *Compr Physiol*. 1 de abril de 2016;6(2):603–21.
144. Gilbert P. Depression and stress: A biopsychosocial exploration of evolved functions and mechanisms. *Stress*. 2001;4(2):121–35.
145. Kivimäki M, Steptoe A. Effects of stress on the development and progression of cardiovascular disease. *Nat Rev Cardiol*. 7 de abril de 2018;15(4):215–29.
146. Chida Y, Hamer M, Wardle J, Steptoe A. Do stress-related psychosocial factors contribute to cancer incidence and survival? Vol. 5, *Nature Clinical Practice Oncology*. 2008. p. 466–75.
147. Sheline YI, Wang PW, Gado MH, Csernansky JG, Vannier MW. Hippocampal atrophy in recurrent major depression. *Proc Natl Acad Sci U S A* [Internet]. 1996;93(9):3908–13. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8632988>
148. Vyas A, Mitra R, Shankaranarayana Rao BS, Chattarji S. Chronic stress induces contrasting patterns of dendritic remodeling in hippocampal and amygdaloid neurons. *J Neurosci* [Internet]. 2002;22(15):6810–8. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12151561>
149. Joëls M, de Kloet ER. Control of neuronal excitability by corticosteroid hormones. *Trends Neurosci*. 1992;15(1):25–30.
150. Braff DL, Geyer MA. Sensorimotor gating and schizophrenia human and animal model studies. *Arch Gen Psychiatry*. 1990;47(2):181–8.
151. Freedman R, Adler LE, Waldo M. Gating of the Auditory Evoked Potential in Children and Adults. *Psychophysiology*. 30 de marzo de 1987;24(2):223–7.
152. Cromwell HC, Mears RP, Wan L, Boutros NN. Sensory Gating: A Translational Effort from Basic to Clinical Science. *Clin EEG Neurosci*. 1 de abril de 2008;39(2):69–72.
153. Karl A, Malta LS, Maercker A. Meta-analytic review of event-related potential studies in post-traumatic stress disorder. *Biol Psychol*. febrero de 2006;71(2):123–47.
154. Patterson J V., Hetrick WP, Boutros NN, Jin Y, Sandman C, Stern H, et al. P50 sensory gating ratios in schizophrenics and controls: A review and data analysis. *Psychiatry Res*. marzo de 2008;158(2):226–47.
155. Ermutlu MN, Karamürsel S, Ugur EH, Senturk L, Gokhan N. Effects of cold stress on early and late stimulus gating. *Psychiatry Res*. 15 de septiembre de 2005;136(2–3):201–9.
156. Johnson MR, Adler LE. Transient impairment in P50 auditory sensory gating induced by a cold-pressor test. *Biol Psychiatry*. marzo de 1993;33(5):380–7.
157. Grunwald T, Boutros NN, Pezer N, von Oertzen J, Fernández G, Schaller C, et al. Neuronal substrates of sensory gating within the human brain. *Biol Psychiatry*. marzo de 2003;53(6):511–9.
158. Halgren M, Ulbert I, Bastuji H, Fabó D, Erőss L, Rey M, et al. The generation and propagation of the human alpha rhythm. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 19 de noviembre de 2019;116(47):23772–82.
159. Radley JJ, Sisti HM, Hao J, Rocher AB, McCall T, Hof PR, et al. Chronic behavioral stress induces apical dendritic reorganization in pyramidal neurons of the medial prefrontal cortex. *Neuroscience*. 2004;125(1):1–6.
160. Dagnino-Subiabre A, Terreros G, Carmona-Fontaine C, Zepeda R, Orellana JA, Díaz-Véliz G, et al. Chronic stress impairs acoustic conditioning more than visual conditioning in rats: Morphological and behavioural evidence. *Neuroscience*. 2005;135(4):1067–74.

161. Dagnino-Subiabre A, Muñoz-Llanca P, Terreros G, Wyneken U, Díaz-Véliz G, Porter B, et al. Chronic stress induces dendritic atrophy in the rat medial geniculate nucleus: Effects on auditory conditioning. *Behavioural Brain Research*. 12 de octubre de 2009;203(1):88–96.
162. Bose M, Muñoz-Llanca P, Roychowdhury S, Nichols JA, Jakkamsetti V, Porter B, et al. Effect of the environment on the dendritic morphology of the rat auditory cortex. *Synapse*. febrero de 2010;64(2):97–110.
163. Pérez-Valenzuela C, Terreros G, Dagnino-Subiabre A. Effects of stress on the auditory system: An approach to study a common origin for mood disorders and dementia. *Rev Neurosci*. 1 de abril de 2019;30(3):317–24.
164. McEwen BS, Nasca C, Gray JD. Stress Effects on Neuronal Structure: Hippocampus, Amygdala, and Prefrontal Cortex. *Neuropsychopharmacology*. 16 de enero de 2016;41(1):3–23.
165. Popoli M, Yan Z, McEwen BS, Sanacora G. The stressed synapse: the impact of stress and glucocorticoids on glutamate transmission. *Nat Rev Neurosci*. 30 de noviembre de 2011;13(1):22–37.
166. Eidelman-Rothman M, Levy J, Feldman R. Alpha oscillations and their impairment in affective and post-traumatic stress disorders. *Neurosci Biobehav Rev*. septiembre de 2016;68:794–815.
167. Kerson C, Sherman RA, Kozlowski GP. Alpha Suppression and Symmetry Training for Generalized Anxiety Symptoms. *J Neurother*. 21 de agosto de 2009;13(3):146–55.
168. Peng H, Hu B, Zheng F, Fan D, Zhao W, Chen X, et al. A method of identifying chronic stress by EEG. *Pers Ubiquitous Comput*. 25 de octubre de 2013;17(7):1341–7.
169. Simoens VL, Istók E, Hyttinen S, Hirvonen A, Näätänen R, Tervaniemi M. Psychosocial stress attenuates general sound processing and duration change detection. *Psychophysiology*. 2007;44(1):30–8.
170. Hernández-Sampieri R, Mendoza C. Metodología de la investigación - Las rutas cuantitativa, cualitativa y mixta. Ciudad de México, México: Mc Graw Hill Education; 2018. pág 5-12.
171. Wu J, Feng M, Liu Y, Fang H, Duan H. The relationship between chronic perceived stress and error processing: evidence from event-related potentials. *Sci Rep*. 1 de diciembre de 2019;9(1).
172. Cohen S, Kamarck T, Mermelstein R. A Global Measure of Perceived Stress. Vol. 24, Source: *Journal of Health and Social Behavior*. 1983.
173. Kopp MS, Réthelyi J. Where psychology meets physiology: Chronic stress and premature mortality - The Central-Eastern European health paradox. Vol. 62, *Brain Research Bulletin*. Elsevier Inc.; 2004. p. 351–67.
174. Gramfort A, Luessi M, Larson E, Engemann D, Strohmeier D, Brodbeck C, et al. MEG and EEG data analysis with MNE-Python. *Front Neurosci*. 2013;7.
175. Larson E, Gramfort A, Engemann DA, Leppakangas J, Brodbeck C, Jas M, et al. MNE-Python. v1.5.1. Zenodo; 2023.
176. Lee TW, Girolami M, Sejnowski TJ. Independent component analysis using an extended infomax algorithm for mixed subgaussian and supergaussian sources. *Neural Comput*. 1999;11(2):417–41.
177. Li A, Feitelberg J, Saini AP, Höchenberger R, Scheltienne M. MNE-ICALabel: Automatically annotating ICA components with ICLabel in Python. *J Open Source Softw*. 26 de agosto de 2022;7(76):4484.

178. Bigdely-Shamlo N, Mullen T, Kothe C, Su KM, Robbins KA. The PREP pipeline: Standardized preprocessing for large-scale EEG analysis. *Front Neuroinform.* 18 de junio de 2015;9(JUNE):1–19.
179. Jas M, Engemann DA, Bekhti Y, Raimondo F, Gramfort A. Autoreject: Automated artifact rejection for MEG and EEG data. *Neuroimage.* 1 de octubre de 2017;159:417–29.
180. Jas M, Engemann D, Raimondo F, Bekhti Y, Gramfort A. Automated rejection and repair of bad trials in MEG/EEG [Internet]. Disponible en: <https://hal.science/hal-01313458>
181. Rohenkohl G, Nobre AC. Alpha oscillations related to anticipatory attention follow temporal expectations. *Journal of Neuroscience.* 5 de octubre de 2011;31(40):14076–84.
182. Kahana MJ, Seelig D, Madsen JR. Theta returns. *Curr Opin Neurobiol.* diciembre de 2001;11(6):739–44.
183. Sauseng P, Hoppe J, Klimesch W, Gerloff C, Hummel FC. Dissociation of sustained attention from central executive functions: local activity and interregional connectivity in the theta range. *European Journal of Neuroscience.* 24 de enero de 2007;25(2):587–93.
184. Engel AK, Fries P. Beta-band oscillations — signalling the status quo? *Curr Opin Neurobiol.* abril de 2010;20(2):156–65.
185. Cunningham S, Scerbo MW, Freeman FG. The electrocortical correlates of daydreaming during vigilance tasks. *Journal of Mental Imagery [Internet].* 2000;24(1–2):61–72. Disponible en: <https://psycnet.apa.org/record/2000-05564-002>
186. Mikulka PJ, Scerbo MW, Freeman FG. Effects of a Biocybernetic System on Vigilance Performance. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society.* 5 de diciembre de 2002;44(4):654–64.
187. MacLean MH, Arnell KM, Cote KA. Resting EEG in alpha and beta bands predicts individual differences in attentional blink magnitude. *Brain Cogn.* abril de 2012;78(3):218–29.
188. Smit AS, Eling PATM, Hopman MT, Coenen AML. Mental and physical effort affect vigilance differently. *International Journal of Psychophysiology.* septiembre de 2005;57(3):211–7.
189. Cohen JI. Stress and mental health: a biobehavioral perspective. *Issues Ment Health Nurs.* 2000;21(2):185–202.
190. Manzar MD, Salahuddin M, Peter S, Alghadir A, Anwer S, Bahammam AS, et al. Psychometric properties of the perceived stress scale in Ethiopian university students. *BMC Public Health.* 9 de enero de 2019;19(1).
191. Michaelides MP, Christodoulou A, Kkeli N, Karekla M, Panayiotou G. Structure factorielle de l'échelle de stress perçu et implications pour la cotation. *Revue Européenne de Psychologie Appliquée.* 1 de noviembre de 2016;66(6):309–16.
192. Reyna C, Mola DJ, Correa PS. Escala de Estrés Percibido: análisis psicométrico desde la TCT y la TRI. *Ansiedad y Estrés.* 2019;25(2):138–47.
193. Lupien SJ, McEwen BS, Gunnar MR, Heim C. Effects of stress throughout the lifespan on the brain, behaviour and cognition. *Nat Rev Neurosci [Internet].* 2009 [citado 23 de julio de 2024];10(6):434–45. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19401723/>
194. McEwen BS, Morrison JH. The brain on stress: vulnerability and plasticity of the prefrontal cortex over the life course. *Neuron [Internet].* 10 de julio de 2013 [citado 23 de julio de 2024];79(1):16–29. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23849196/>
195. Öhman L, Nordin S, Bergdahl J, Birgander LS, Neely AS. Cognitive function in outpatients with perceived chronic stress. *Scand J Work Environ Health [Internet].* 2007 [citado 23 de julio de 2024];33(3):223–32. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17572832/>

196. Hillyard SA, Hink RF, Schwent VL, Picton TW. Electrical Signs of Selective Attention in the Human Brain. Vol. 182, New Series. 1973.
197. Pfurtscheller G, Lopes Da Silva FH. Invited review Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles [Internet]. Disponible en: www.elsevier.com/locate/clinph
198. Kerlin JR, Shahin AJ, Miller LM. Attentional gain control of ongoing cortical speech representations in a “cocktail party”. *Journal of Neuroscience*. 13 de enero de 2010;30(2):620–8.
199. Kudielka BM, Hellhammer DH, Wüst S. Why do we respond so differently? Reviewing determinants of human salivary cortisol responses to challenge. *Psychoneuroendocrinology* [Internet]. enero de 2009 [citado 23 de julio de 2024];34(1):2–18. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19041187/>
200. Stam CJ, Tewarie P, Van Dellen E, van Straaten ECW, Hillebrand A, Van Mieghem P. The trees and the forest: Characterization of complex brain networks with minimum spanning trees. *Int J Psychophysiol* [Internet]. 2014 [citado 23 de julio de 2024];92(3):129–38. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24726900/>
201. Luijckx R, Vossen CJ, Hermens HJ, Van Os J, Lousberg R. The Influence of Perceived Stress on Cortical Reactivity: A Proof-Of-Principle Study. *PLoS One* [Internet]. 19 de junio de 2015 [citado 23 de julio de 2024];10(6):e0129220. Disponible en: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0129220>
202. Sokhadze EM. Effects of music on the recovery of autonomic and electrocortical activity after stress induced by aversive visual stimuli. *Appl Psychophysiol Biofeedback* [Internet]. marzo de 2007 [citado 23 de julio de 2024];32(1):31–50. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17333313/>
203. Golonka K, Mojsa-Kaja J, Popiel K, Marek T, Gawlowska M. Neurophysiological markers of emotion processing in Burnout syndrome. *Front Psychol* [Internet]. 13 de diciembre de 2017 [citado 23 de julio de 2024];8(DEC):299888. Disponible en: www.frontiersin.org
204. Aftanas L, Golosheykin S. Impact of regular meditation practice on EEG activity at rest and during evoked negative emotions. *International Journal of Neuroscience*. 7 de enero de 2005;115(6):893–909.
205. McEwen BS. Central effects of stress hormones in health and disease: Understanding the protective and damaging effects of stress and stress mediators. *Eur J Pharmacol*. abril de 2008;583(2–3):174–85.
206. Seo JS, Park JY, Choi J, Kim TK, Shin JH, Lee JK, et al. NADPH oxidase mediates depressive behavior induced by chronic stress in mice. *J Neurosci* [Internet]. 11 de julio de 2012 [citado 23 de julio de 2024];32(28):9690–9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22787054/>
207. Feldman Barret L. *How Emotions Are Made*. Brilliance Audio; Unabridged edition; 2017.