



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE CUENCA**  
**CARRERA DE BIOMEDICINA**

**ANÁLISIS ESPECTRAL DE LA INFLUENCIA DE LA ESTIMULACIÓN  
BINAURAL AUDITIVA EN SEÑALES EEG REGISTRADAS DURANTE  
CLASES DE INGLÉS**

Trabajo de titulación previo a la obtención  
del título de Ingeniero Biomédico

**AUTORES: JUAN DIEGO ORELLANA VILLAVICENCIO  
OSWALDO DAVID MALLA LUDEÑA**

**TUTOR: ING. FREDDY LEONARDO BUENO PALOMEQUE**

Cuenca – Ecuador

2024

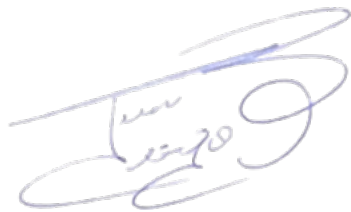
# CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Juan Diego Orellana Villavicencio con documento de identificación N° 1150034005 y Oswaldo David Malla Ludeña con documento de identificación N° 19007121567; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

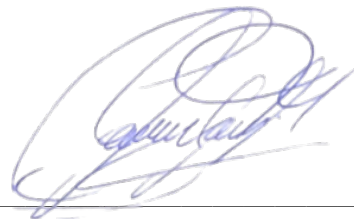
Cuenca, 26 de julio del 2023

Atentamente,



---

Juan Diego Orellana Villavicencio  
1150034005



---

Oswaldo David Malla Ludeña  
1900712157

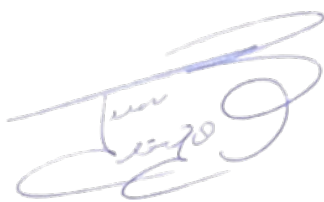
# **CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros Juan Diego Orellana Villavicencio con documento de identificación N° 1150034005 y Oswaldo David Malla Ludeña con documento de identificación N° 19007121567, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Proyecto Técnico: “Análisis espectral de la influencia de la estimulación binaural auditiva en señales EEG registradas durante clases de inglés”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomédico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

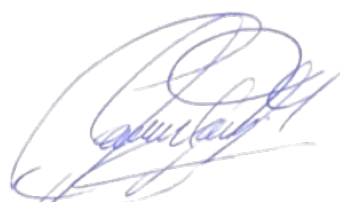
Cuenca, 26 de julio del 2024

Atentamente,



---

Juan Diego Orellana Villavicencio  
1150034005



---

Oswaldo David Malla Ludeña  
1900712157

# CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Freddy Leonardo Bueno Palomeque con documento de identificación N° 0103217659, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: ANÁLISIS ESPECTRAL DE LA INFLUENCIA DE LA ESTIMULACIÓN BINAURAL AUDITIVA EN SEÑALES EEG REGISTRADAS DURANTE CLASES DE INGLÉS, realizado por Juan Diego Orellana Villavicencio con documento de identificación N° 1150034005 y Oswaldo David Malla Ludeña con documento de identificación N° 1900712157, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 26 de julio del 2024

Atentamente,



---

Ing. Freddy Leonardo Bueno Palomeque, Msc  
0103217659

# Dedicatoria

## ***Oswaldo David Malla Ludeña***

Dedico con todo mi corazón este logro a mis amados padres, Oswaldo y Caricia. Su sacrificio y esfuerzo incondicional han sido la base sobre la cual he construido mis éxitos. Agradezco profundamente el apoyo constante que me han brindado día tras día, su fe inquebrantable en mis capacidades y su firme decisión de permitirme perseguir mis sueños. Sin su amor y dedicación, nada de esto hubiera sido posible.

Dedico con todo mi corazón este proyecto de titulación a mis queridos hermanos: Michael, Marlon, Katy, Krys y Mishel. Agradezco profundamente su amor incondicional y el haberme guiado a lo largo de todo este trayecto. Sus valiosos consejos, su valentía y su esfuerzo me han inspirado y motivado en los momentos más difíciles. Su apoyo constante ha sido fundamental para alcanzar este logro, y es con inmenso cariño y gratitud que les dedico este proyecto.

## ***Juan Diego Orellana Villavicencio***

Con profundo amor y gratitud, dedico este logro a mis queridos padres, Diego y Rocio. Ustedes han sido los cimientos de mi vida, brindándome no solo amor y seguridad, sino también la valiosa enseñanza de la constancia, la valentía y el esfuerzo. Su apoyo incondicional ha sido la brújula que me ha guiado a través de este viaje, permitiéndome alcanzar este sueño. Cada paso dado y cada obstáculo superado han sido posibles gracias a su incansable dedicación y sacrificio. Esta tesis es un reflejo de todo lo que me han enseñado y un tributo a su inmenso amor.

A mis queridas abuelitas Miriam y Beatriz, cuyo amor y sabiduría han sido un consuelo y una guía en mi vida. Su presencia ha sido una luz de esperanza y un recordatorio constante de los valores y raíces que me definen. Gracias por ser mi inspiración y apoyo en este viaje.

A mi hermana Samantha, compañera de vida y amiga incondicional. Tu amor, comprensión

y ánimo han sido fundamentales en cada paso que he dado. Compartir este logro contigo es un reflejo del vínculo especial que nos une. Tu apoyo constante ha sido una fuente de inspiración y motivación, y este logro lleva impreso tu cariño y dedicación.

# Agradecimientos

## *Oswaldo David Malla Ludeña*

Primero, quiero expresar mi más profundo agradecimiento a mi tutor, Leonardo Bueno, por su apoyo incondicional, no solo en este proyecto de titulación, sino a lo largo de toda mi carrera. Su paciencia y orientación invaluable, junto con sus consejos y correcciones, han sido fundamentales para la realización de este trabajo. Su guía y amistad han dejado una huella indeleble en mí, tanto a nivel personal como profesional.

A mis queridos tíos, Byron y Rosario, y a toda su familia, les expreso mi más sincero agradecimiento. Su presencia en mi vida ha sido una verdadera bendición. Estoy profundamente agradecido por haberme acogido en su hogar durante todo mi proceso universitario, brindándome el apoyo de una familia completa cuando más lo necesitaba. Aprecio enormemente sus consejos, su preocupación y sus cuidados constantes.

A mi mejor amigo y compañero de tesis, Juan Diego, por haber hecho que todo este camino fuera más llevadero durante toda la carrera. Juntos compartimos alegrías y decepciones, pero al final lo logramos, hermano.

Agradezco a todos los docentes que, a lo largo de la carrera, han contribuido con sus conocimientos y consejos a mi formación profesional. Su dedicación y apoyo han sido fundamentales para mi desarrollo académico y personal.

A mis amigos y compañeros de carrera, gracias por hacer de esta etapa una experiencia divertida y llevadera. Su compañía y apoyo han sido esenciales para disfrutar y superar cada desafío.

Finalmente, a todas las personas que, de una u otra manera, me brindaron su apoyo y colaboración.

## *Juan Diego Orellana Villavicencio*

En primer lugar, quiero agradecer al ingeniero Leonardo Bueno, mi tutor de tesis, cuya experta guía, paciencia y dedicación han sido cruciales en la realización de este proyecto.

A mis amados padres, el núcleo de mi mundo y la fuente de un amor incondicional que me ha envuelto y sostenido en cada etapa de mi vida. Sus sabios consejos, su apoyo inquebrantable y su fe incondicional en mis capacidades han sido la base sobre la que he construido mis sueños.

A mis tías Gabriela, Ana y Cristina, quienes a pesar de la distancia siempre han estado presentes, les agradezco su cariño y aliento, que han sido una invaluable fuente de motivación en este proceso.

Un agradecimiento especial a mi compañero de tesis y mejor amigo Oswaldo, quien me acompañó y apoyó durante todo este proceso. Vivimos juntos tantas experiencias, gracias por todos los momentos de alegría, las risas compartidas y los secretos que guardamos juntos. Eres un verdadero amigo.

Por último, extiendo mi más profundo agradecimiento a Gabriela, por su constante apoyo y amor durante toda la carrera. Tu comprensión y aliento han sido esenciales en este viaje académico. Gracias por estar siempre a mi lado, brindándome fortaleza y motivación en cada paso del camino.



# Índice

<b>Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación</b>	<b>I</b>
<b>Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana</b>	<b>II</b>
<b>Certificado de dirección del trabajo de titulación</b>	<b>III</b>
<b>Dedicatoria</b>	<b>IV</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>VI</b>
<b>Resumen</b>	<b>XII</b>
<b>Abstract</b>	<b>XIII</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Problema</b>	<b>2</b>
2.1. Antecedentes . . . . .	2
2.2. Justificación . . . . .	3
2.3. Descripción del problema . . . . .	4
<b>3. Objetivos</b>	<b>5</b>
3.1. Objetivo General . . . . .	5
3.2. Objetivos Específicos . . . . .	5
<b>4. Marco Teórico</b>	<b>5</b>
4.1. Estímulos cerebrales no invasivos . . . . .	5
4.2. Técnicas de registro de la actividad cerebral . . . . .	7
4.2.1. Electroencefalografía (EEG) . . . . .	7
4.2.2. Magnetoencefalograma . . . . .	8
4.2.3. Tomografía por Emisión de Positrones . . . . .	8
4.2.4. Imágenes por Resonancia Magnética y Funcional . . . . .	8
4.3. Variación frecuencial durante el aprendizaje . . . . .	9

<b>5. Marco metodológico</b>	<b>11</b>
5.1. Base de datos EEG . . . . .	12
5.2. Bandas de frecuencia . . . . .	12
5.3. Análisis espectral . . . . .	13
5.4. Análisis de componentes principales (PCA) . . . . .	14
<b>6. Resultados</b>	<b>15</b>
6.1. Análisis en la banda Theta . . . . .	28
6.2. Análisis en la banda Alpha . . . . .	29
6.3. Análisis en la banda Beta . . . . .	29
<b>7. Conclusiones</b>	<b>30</b>
<b>8. Recomendaciones</b>	<b>31</b>
<b>Referencias</b>	<b>34</b>

## Lista de Tablas

1.	Resultados de energía en Theta expresados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. * para $p\text{-value} < 0,05$ , ** para $p\text{-value} < 0.001$ . . .	17
2.	Resultados de energía en Alpha expresados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. * para $p\text{-value} < 0,05$ , ** para $p\text{-value} < 0.001$ . . .	19
3.	Resultados de energía en Beta expresados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. * para $p\text{-value} < 0,05$ , ** para $p\text{-value} < 0.001$ . . . . .	21
4.	Resultados de energía en Theta mediante PCA representados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata, y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. * para $p\text{-value} < 0,05$ , ** para $p\text{-value} < 0.001$ . . . . .	23
5.	Resultados de energía en Alpha mediante PCA representados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata, y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. * para $p\text{-value} < 0,05$ , ** para $p\text{-value} < 0.001$ . . . . .	25
6.	Resultados de energía en Beta mediante PCA representados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata, y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. * para $p\text{-value} < 0,05$ , ** para $p\text{-value} < 0.001$ . . . . .	27

## Lista de Figuras

1.	Desarrollo de experimento para el registro de señales EEG durante el aprendizaje de una segunda lengua. a) y b) corresponden a una sesión del experimento. . . . .	3
2.	Producción de latidos binaurales en el cerebro. <a href="#">Aparecido-Kanzler, Cidral-Filho, y Prediger (2021)</a> . . . . .	7
3.	Esquema de las etapas de procesamiento de señales EEG llevadas a cabo para el análisis de energía, frecuencia y amplitud en un grupo de señales sin estimulación y otro de señales adquiridas bajo estimulación BB. . . . .	11
4.	Resultados del cálculo de la energía en la banda Theta, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo. . . . .	16
5.	Resultados del cálculo de la energía en la banda Alpha, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo . . . . .	18
6.	Resultados del cálculo de la energía en la banda Beta, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo. . . . .	20
7.	Resultados del cálculo de la energía en la banda Theta aplicando PCA, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo . . . . .	22
8.	Resultados del cálculo de la energía en la banda Alpha aplicando PCA, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo. . . . .	24
9.	Resultados del cálculo de la energía en la banda Beta aplicando PCA, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo . . . . .	26

## Resumen

Las variaciones espectrales registradas en un estudio de estimulación binaural no invasiva (NIBS) a través de señales EEG permiten evaluar la eficacia de estas técnicas. En este estudio, se emplearon binaural beats (BB) durante el proceso de aprendizaje del inglés, considerando su potencial como herramienta para mejorar el aprendizaje.

El objetivo de este estudio fue analizar la variabilidad espectral sobre una base de datos de señales EEG registradas en 17 sujetos sanos durante un proceso de aprendizaje de inglés, tanto sin estimulación como bajo tres estimulaciones binaurales distintas a 9 y 18 Hz. En primer lugar, se extrajeron las cinco principales bandas de frecuencia utilizando la transformada wavelet, de las cuales solo se utilizaron tres para el análisis: Theta, Alfa y Beta. Posteriormente, se seleccionaron los electrodos adyacentes para aplicar el análisis de componentes principales (PCA) sobre ellos y obtener un electrodo resultante, lo cual redujo el número de electrodos de 14 a 8. A continuación, se volvió a aplicar la transformada wavelet para extraer las bandas de frecuencia de la base de datos con los nuevos electrodos. Finalmente, se realizó un análisis espectral de los nuevos electrodos comparándolos con los antiguos. Específicamente, se transformaron las señales al dominio de la frecuencia y se segmentó el tiempo total de una clase en intervalos de tiempo de  $\Delta t = 20s$ , calculando la frecuencia máxima, la amplitud máxima y la energía por intervalo de todos los sujetos en las bandas de interés.

Los registros EEG obtenidos bajo estimulación muestran un aumento significativo en energía y frecuencia con los BB M-18 Hz y T-9 Hz en las bandas de frecuencia theta, alfa y beta. Esta modulación se destaca en mayor medida en la corteza frontal, sugiriendo su importancia en el proceso de atención durante el aprendizaje del idioma inglés. Además, la aplicación de PCA mostró resultados positivos que comprueban estos hallazgos, proporcionando evidencia de la modulación selectiva de la actividad cerebral ante diferentes estímulos auditivos. También se comprobó que los electrodos resultantes de PCA conservan la misma dirección de cambio en frecuencia y energía en relación con los electrodos que los componen, es decir, captura el electrodo con mayor diferencia significativa.

**Palabras clave:** Estimulación Binaural no invasiva, Binaural beats, Variabilidad espectral, EEG, Análisis de componentes principales, energía.

## Abstract

The spectral variations recorded in a study of non-invasive binaural stimulation (NIBS) through EEG signals allow for the evaluation of the effectiveness of these techniques. In this study, binaural beats (BB) were employed during the process of learning English, considering their potential as a tool to enhance learning.

The objective of this study was to analyze spectral variability on a database of EEG signals recorded from 17 healthy subjects during an English learning process, both without stimulation and under three binaural stimulations at 9 and 18 Hz. First, the five main frequency bands were extracted using the wavelet transform, of which only three were used for the analysis: theta, alpha, and beta. Subsequently, adjacent electrodes were selected to apply principal component analysis (PCA) on them and obtain a resulting electrode, which reduced the number of electrodes from 14 to 8. Next, the wavelet transform was applied again to extract the frequency bands from the database with the new electrodes. Finally, a spectral analysis of the new electrodes was performed, comparing them with the old ones. Specifically, the signals were transformed to the frequency domain, and the total class time was segmented into time intervals of  $\Delta t = 20s$ , calculating the maximum frequency, the maximum amplitude, and the energy per interval for all subjects in the bands of interest.

EEG recordings obtained under stimulation show a significant increase in energy and frequency with the BB "Music 18 Hz." and "Tone 9 Hz." in the theta, alpha, and beta frequency bands. This modulation is more pronounced in the frontal cortex, suggesting its importance in the attention process during English learning. Furthermore, the application of PCA showed positive results that confirm these findings, providing evidence of the selective modulation of brain activity in response to different auditory stimuli. It was also verified that the resulting PCA electrodes maintain the same direction of change in frequency and energy in relation to the electrodes that compose them, meaning they capture the electrode with the greatest significant difference.

**Keywords:** Non-invasive binaural stimulation, binaural beats, spectral variability, EEG, Principal component analysis, electrode.

# 1. Introducción

El proceso de aprendizaje humano y sus diversos factores de influencia se han estudiado ampliamente desde múltiples ángulos. Se ha determinado que factores como la atención, la ansiedad y los elementos emocionales influyen en el aprendizaje y la memoria [Tyng, Amin, Saad, y Malik \(2017\)](#). En el ámbito de la neurociencia los procesos cognitivos asociados al aprendizaje comprenden tres zonas diferentes, cada una con funciones anatómicas y psicológicas distintas: reconocimiento, estratégica y afectiva [Rose y Strangman \(2007\)](#).

En este contexto la zona correspondiente a la corteza cerebral posterior juega un papel esencial para la identificación de patrones y el reconocimiento de objetos a través de múltiples características sensoriales que son cruciales para comprender nuestro entorno, siendo esenciales en áreas académicas como la lectura, las matemáticas y los estudios sociales [Rose y Strangman \(2007\)](#). Por otro lado en la zona correspondiente a los lóbulos frontales se procesa la planificación, coordinación y ejecución de acciones tanto físicas como cognitivas, gestionando funciones ejecutivas como la atención selectiva y la autorregulación. En la última zona relacionada; presente de manera mas profunda en nuestro cerebro se regulan las emociones y las hormonas que influyen en los impulsos biológico, siendo parte del sistema límbico y desempeñando un papel importante en el aprendizaje y el éxito académico [Rose y Strangman \(2007\)](#). A pesar de las conexiones establecidas entre la neurociencia y el aprendizaje, aún no se ha realizado un análisis sistemático sobre cómo los principios de la neurociencia pueden ser aplicados específicamente a los procesos de aprendizaje. Asimismo, no se ha explorado a detalle cómo estos principios pueden promover el aprendizaje al entenderse en el contexto del funcionamiento del cerebro humano [Yang, Gates, Molenaar, y Li \(2014\)](#).

El proceso de aprendizaje del ser humano entorno a los idiomas, incluidas las segundas lenguas, integra múltiples subsistemas interconectados en el contexto del aprendizaje [Lowie y Verspoor \(2015\)](#), inclusive, algunos estudios han mostrado cambios fisiológicos y anatómicos derivados del aprendizaje de uno o más idiomas [Abutalebi y cols. \(s.f.\)](#). El estudio presentado por [Bueno-Palomeque, Lema-Condo, Castro-Villalobos, Serpa-Andrade, y Ordonez-Morales \(2018\)](#) se registró la respuesta dinámica sobre la corteza de 14 electrodos de EEG durante una clase de inglés de 12 minutos, evidenciando un aumento de la energía en la banda de frecuencia Alfa (8-16 Hz) a lo largo de la clase en los electrodos AF4, F3 y T7 y una disminución en Beta en los electrodos AF3, AF4, F3, F4, T7 y T8. Estas bandas de frecuencia están asociadas a la atención activa (Beta, 13-30 Hz) y a un estado de alerta (Alfa). Para regular la atención o el estado de alerta de una persona, se ha propuesto la estimulación auditiva binaural como método no invasivo con la capacidad de estimular regiones específicas relacionadas con el

sistema auditivo [Vernon \(2009\)](#). Esta técnica, originada en 1839 por el investigador alemán H. W. Dove, investiga la percepción de una frecuencia resultante generada por la diferencia entre dos frecuencias audibles, una en cada oído. En los experimentos en los que se aplicó estimulación binaural en las bandas Beta y Theta [Cepeda-Zapata, Corona-González, Alonso-Valerdi, y Ibarra-Zarate \(2023\)](#), no se encontraron variaciones significativas en la prueba P300; sin embargo, sí se observaron cambios en la dinámica temporal y en la distribución espacial de la actividad cerebral inducida. En los experimentos de estimulación binaural de frecuencia Beta, [Robison, Obulasetty, Blais, Wingert, y Brewer \(1234\)](#), no encontraron diferencias significativas, lo que indica que la estimulación mejora la atención sostenida. Aunque existe discrepancia en la eficacia de la estimulación binaural para la atención, es evidente su impacto sobre la actividad cerebral en diversos procesos cognitivos [Velasco \(2013\)](#).

## 2. Problema

### 2.1. Antecedentes

Investigaciones en el área de la neurociencia e ingeniería biomédica han demostrado que las neuronas corticales procesan los sonidos complejos en bandas de frecuencias, estimulando ciertas regiones implicadas con el sistema auditivo. Señalando así el trabajo presentado por [Velasco \(2013\)](#), donde utilizaron estímulos auditivos complejos binaurales asimétricos como mezcla de: varios tonos; voz; música y voz + música, llegando a detectar un cambio significativo en la actividad cerebral. Partiendo del último estudio en mención, la Universidad Politécnica Salesiana realizó en el año 2016 una investigación de registro y análisis de señales EEG en estudiantes durante el proceso de aprendizaje de una segunda lengua.





**Figura 1**

*Desarrollo de experimento para el registro de señales EEG durante el aprendizaje de una segunda lengua. a) y b) corresponden a una sesión del experimento.*

El proyecto se basó en la aplicación de estimulaciones auditivas binaurales a través de audífonos a estudiantes durante una clase diseñada de inglés y se registró las señales EEG provenientes de 14 electrodos: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4 [E. L. Lema-Condo, Bueno-Palomeque, Castro-Villalobos, Ordonez-Morales, y Serpa-Andrade \(2017\)](#). El experimento contó con la participación de 17 voluntarios quienes fueron informados acerca del alcance del proyecto y accedieron a participar, firmando el consentimiento informado presentado por los investigadores. Las estimulaciones auditivas utilizadas en este proyecto fue tomada de [Velasco \(2013\)](#). Para el registro de la variación de las ondas cerebrales se empleó el instrumento EPOC (Ver figura 1) [E. Lema-Condo, Méndez-Alvarado, Bueno-Palomeque, Ordoñez-Morales, y Serpa-Andrade \(2023\)](#). Posteriormente, se almacenaron los datos EEG en un computador mediante el software Openvibe para ser analizados e interpretados mediante Matlab. Se aplicaron las siguientes estimulaciones: varios tonos, voz, música y voz + música.

## **2.2. Justificación**

La sociedad actual se encuentra inmersa en un entorno globalizado que demanda habilidades lingüísticas sólidas para la comunicación efectiva y el éxito profesional. Este proyecto estudiará el efecto de la estimulación binaural en la variación espectral de señales EEG, lo que podría ser una herramienta interesante para facilitar el aprendizaje de una segunda lengua. Es importante destacar que la ciudad ocupa el tercer lugar en cuanto a dominio del inglés en Ecuador, según los datos proporcionados por la empresa Education First [First \(2023\)](#), con una puntuación de 462 que indica un nivel bajo. A nivel nacional, Ecuador se ubica en el puesto 80 del mismo

ranking, con un puntaje de 467, lo que evidencia la necesidad de fortalecer la enseñanza del idioma inglés en el país. Estudios como el de [Velasco \(2013\)](#) han demostrado que la BB puede generar cambios en la frecuencia de las ondas cerebrales, lo que sugiere un potencial para influir en el aprendizaje de idiomas. Aunque algunos estudios no encontraron diferencias significativas en la atención con los BB [Cepeda-Zapata y cols. \(2023\)](#), otros han mostrado mejoras en la atención, la memoria y la fluidez en la producción de oraciones en un idioma extranjero gracias a estímulos cerebrales NIBS. Si bien se necesita más investigación, la evidencia actual indica que los NIBS tienen el potencial de ser una herramienta útil para mejorar la cognición y el aprendizaje de lenguas extranjeras [Balboa-Bandeira, Zubiaurre-Elorza, Ibarretxe-Bilbao, Ojeda, y Pena \(2021\)](#).

### **2.3. Descripción del problema**

Las NIBS basados en BB han mostrado potencial para influir en los procesos cerebrales relacionados con la adquisición y procesamiento de conocimientos. Según [Polanía, Nitsche, y Ruff \(2018\)](#), los BB aprovechan la fisiología del procesamiento de estímulos auditivos complejos subliminales para generar efectos en el córtex cerebral. Este, dividido en lóbulos frontal, parietal, temporal y occipital, juega un papel crucial en el procesamiento de la información sensorial, contribuyendo al control de la motricidad, y al procesamiento de sensaciones somatosensoriales, auditivas y visuales.

Dentro del córtex, las áreas primaria, secundaria y terciaria son responsables del procesamiento completo de estas sensaciones. Además, áreas especializadas como el área motora, el área de Wernicke y el área de Broca intervienen en la comprensión y producción del lenguaje [Hall \(2011\)](#). La interacción entre los BB y estas áreas del cerebro sugiere un posible impacto en la mejora del aprendizaje y la retención de información, como lo demuestra [Lim, Yeo, y Yoon \(2019\)](#).

Este fenómeno plantea la necesidad de estudiar cómo la estimulación binaural puede afectar los procesos cerebrales implicados en el aprendizaje. En particular, se investiga su impacto en las bandas de frecuencia Theta (4-8Hz), Alpha (8-16Hz) y Beta (13-30Hz), analizando específicamente los cambios espectrales que ocurren dentro de estas bandas. Identificar y comprender estos cambios es crucial para determinar el potencial de los BB como herramienta para mejorar el aprendizaje y la retención de información [Lim y cols. \(2019\)](#).

## 3. Objetivos

### 3.1. Objetivo General

- Analizar la variabilidad espectral sobre una base de datos de señales EEG registrada sobre sujetos bajo una estimulación binaural auditiva durante una clase de inglés.

### 3.2. Objetivos Específicos

- Transformar las señales EEG a su dominio espectral para filtrar y enfatizar las bandas de frecuencia Alpha, Theta y Beta en un grupo de estudiantes bajo estimulación binaural y sin estimulación.
- Desarrollar un algoritmo para analizar la energía, frecuencia máxima y amplitud máxima de los componentes espectrales de las ondas EEG Alpha y Beta en ambos grupos.
- Evaluar mediante PCA la reducción de electrodos mediante agrupación en el ámbito de la energía, frecuencia y amplitud.

## 4. Marco Teórico

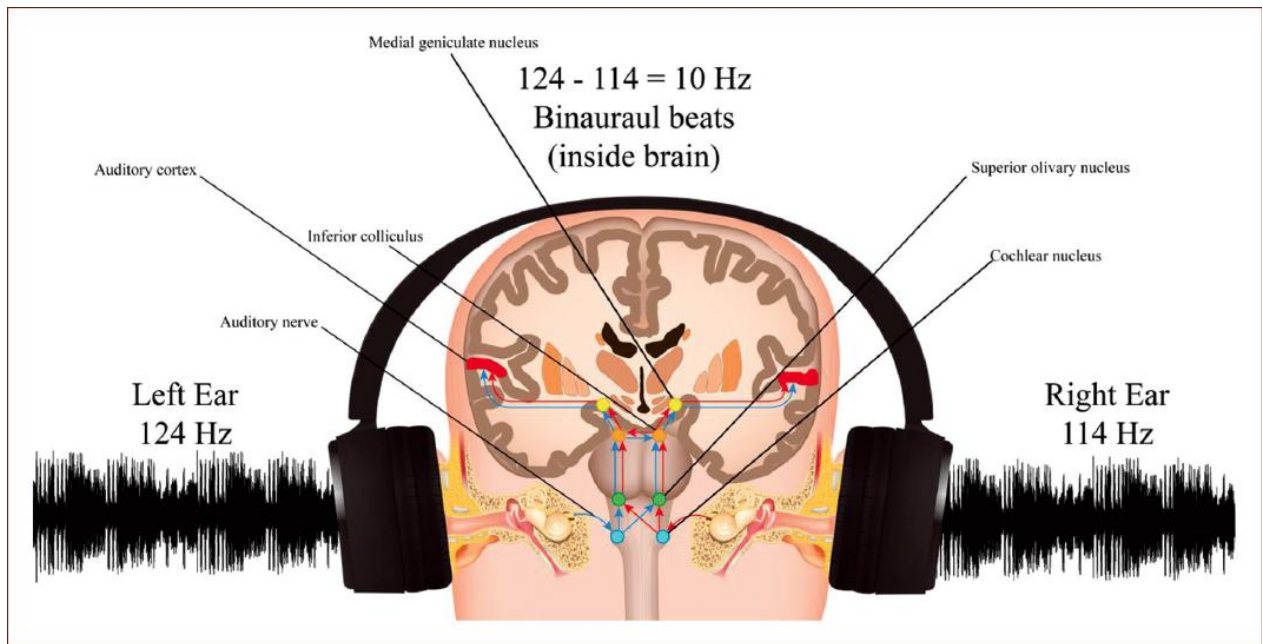
### 4.1. Estímulos cerebrales no invasivos

[Polanía y cols. \(2018\)](#) menciona que la mayoría de los estudios en humanos sobre la causalidad de las relaciones cerebro-conducta emplean técnicas de estimulación cerebral puramente no invasivas. Esto se debe principalmente a consideraciones éticas y de seguridad. Los métodos invasivos, como la intervención farmacológica o la optogenética, presentarían riesgos significativos para los participantes, por lo tanto no se pueden aplicar de forma rutinaria en humanos sanos. Además, las técnicas no invasivas, como la estimulación transcraneal por corriente directa (TES) y la estimulación magnética transcraneal (TMS) y la estimulación BB, han demostrado ser eficaces para investigar la relación entre la actividad cerebral y el comportamiento humano, proporcionando resultados relevantes sin comprometer la seguridad de los sujetos de estudio.

- La TMS utiliza pulsos magnéticos para modular la actividad cerebral [Polanía y cols. \(2018\)](#), ofreciendo una mayor precisión espacial, convirtiéndola en la técnica más utilizada. Sin embargo, su alto costo y dificultad de acceso, junto con limitaciones en la profundidad de estimulación son sus principales desventajas.

- La estimulación BB se refiere a la técnica de estimulación cerebral que utiliza ritmos binaurales, es decir, una banda resultante entre dos frecuencias que puede producir efectos como la concentración, entre otros, menciona [Klichowski, Wicher, Kruszwicka, y Golebiewski \(2023\)](#). Esta técnica se caracteriza por su fácil acceso, versatilidad y bajo costo remarca [Engelbregt, Barmentlo, Keeser, Pogarell, y Deijen \(2021\)](#), lo que la hace atractiva para una amplia gama de aplicaciones. Sin embargo, la investigación en este campo puede ser limitada y los efectos pueden variar considerablemente entre individuos, lo que requiere una mayor comprensión y estudio.
- La TES es un método de neuro modulación de la actividad cerebral que emplea descargas eléctricas controladas concuerdan los autores [Balboa-Bandeira y cols. \(2021\)](#); [Soleimani y cols. \(2023\)](#). Este método se divide en dos subtipos principales: la estimulación cerebral por corriente Directa ofrece ventajas en precisión espacial y facilidad de aplicación, sin embargo, está limitada en alcance y puede causar efectos secundarios cutáneos como lo menciona [Filmer, Mattingley, y Dux \(2020\)](#). También se divide en la Estimulación Cerebral por Corriente Alterna que destaca por su capacidad de penetración en los tejidos y la sincronización neuronal [Long y cols. \(2023\)](#), aunque presenta una menor precisión espacial y un riesgo potencial de convulsiones [Shan y cols. \(2023\)](#) .

Los BB son transmitidos al cerebro a través de la formación reticular, que usa neurotransmisores para influir en las ondas cerebrales, sincronizándolas con el estímulo. Las características mentales relacionadas con los patrones de ondas cerebrales se pueden entender mediante el principio científico de armonización, conocido como “arrastre de ondas cerebrales” lo que podemos evidenciar en la figura 2 [Aparecido-Kanzler y cols. \(2021\)](#).



**Figura 2**

*Producción de latidos binaurales en el cerebro. [Aparecido-Kanzler y cols. \(2021\)](#).*

Al momento de identificar el impacto de los BB en este proceso cerebral usualmente se utiliza técnicas de imagenología como Elctromagnetoencefalografía combinada con EEG, como lo muestra [Velasco \(2013\)](#), otros estudios como [Borges, Arantes, y Naves \(2023\)](#) optan por usar otras técnicas dependiendo del objetivo de la investigación.

## **4.2. Técnicas de registro de la actividad cerebral**

Los estímulos cerebrales pueden ser visualizados y comprendidos a través de varias técnicas de neuroimagen. Estas técnicas permiten observar la actividad cerebral en tiempo real y analizar cómo diferentes estímulos afectan la función y la estructura del cerebro. Desde técnicas que registran la actividad eléctrica y magnética del cerebro

### **4.2.1. Electroencefalografía (EEG)**

La señal eléctrica se origina en las células piramidales de la corteza cerebral y se capta a través de electrodos colocados en el cuero cabelludo, la superficie cortical o de forma intracerebral. Diferentes tipos de montajes, como el bipolar y el monopolar, registran la diferencia de voltaje entre electrodos posicionados en áreas específicas de la actividad cerebral. La EEG estándar, una modalidad no invasiva y de bajo costo, se lleva a cabo con electrodos

en el cuero cabelludo, y el uso de amplificadores digitales ha suplantado la señal analógica, proporcionando ventajas considerables en la adquisición, análisis y almacenamiento de la información registrada [Ramos-Argüelles, Morales, Egozcue, Pabón, y Alonso \(2009\)](#) como se muestra en la figura 1.

#### **4.2.2. Magnetoencefalograma**

La magnetoencefalografía consiste en la determinación de los campos magnéticos generados por la actividad del sistema nervioso. Dichos campos magnéticos (neuromagnéticos) pueden considerarse como un subproducto de la actividad propia de las neuronas: el manejo de información por medio de cambios en el potencial transmembrana. [Pastor y Sola \(2002\)](#)

#### **4.2.3. Tomografía por Emisión de Positrones**

La tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) proporciona información sobre la distribución de funciones y actividades metabólicas en el cerebro de manera espacial haciendo alusión al tipo de técnica al que pertenece este proceso, que mediante el uso de radiofármacos permite obtener imágenes de procesos biológicos “*in vivo*” [Carreras, Castejón, y Pascual \(2003\)](#). La manera en la cual se obtienen estos resultados es por medio del registro de la radiación del radionucleido que ha sido ligado a una molécula de interés mediante una síntesis química, ofreciendo su distribución fisiológica o patológica en el organismo.

La información que presenta esta técnica de manera anatómica en estadios asintomáticos de enfermedades cuando aun no existe evidencia de cambios anatómicos es una de las varias razones por las cuales esta técnica es preferida por médicos e investigadores ya que permite identificar áreas específicas del cerebro relacionadas con diversas funciones, como la cognición, la memoria o las respuestas emocionales [Guijarro \(2007\)](#).

#### **4.2.4. Imágenes por Resonancia Magnética y Funcional**

Las imágenes por resonancia magnética (fMRI) forman parte de las técnicas espaciales lo que quiere decir que permite visualizar y mapear las áreas específicas del cerebro que están involucradas en ciertas funciones o actividades mentales. [Díaz \(2008\)](#) Considerando a la fMRI una de las más potentes ya que no mide directamente la actividad neuronal, mide los cambios que se producen metabólicamente en las células, de tal forma que capta las zonas con una mayor activación debido a la cantidad de oxígeno, marcando la hemoglobina con un isótopo radiactivo, haciendo visible aquellas zonas donde la irrigación sanguínea sufre una variación estadísticamente significativa este proceso posee una resolución espacial de 3 mm<sup>3</sup>,

una muy alta resolución lo que conlleva a reconocerla como la técnica espacial mas potente aunque somete a los sujetos a altas concentraciones de radiación y no se pueden hacer varias mediciones en períodos cortos de tiempo. [Gazzaniga, Ivry, y Mangun \(2002\)](#)

### 4.3. Variación frecuencial durante el aprendizaje

Durante un estudio realizado en 2019, se llevó a cabo un análisis de los estados mentales de concentración e inmersión utilizando la técnica de EEG. Durante este estudio, se observaron diferencias significativas en las bandas frecuenciales del EEG, especialmente en relación con los estados de concentración e inmersión durante el aprendizaje [Lim y cols. \(2019\)](#). Los resultados obtenidos permitieron llegar a conclusiones importantes sobre la naturaleza de estos estados mentales en relación con las bandas de frecuencia Alfa, Theta y Beta.

Durante el análisis de los estados mentales de concentración e inmersión mediante EEG, se encontraron diferencias significativas en las bandas frecuenciales. Las ondas Alfa aumentaron tanto en la concentración como en la inmersión, sugiriendo un estado de atención enfocada. Por otro lado, las ondas Theta mostraron una disminución durante la concentración y un aumento durante la inmersión, posiblemente indicando un mayor procesamiento cognitivo o reflexión durante esta última [Lim y cols. \(2019\)](#).

Además un estudio realizado dos años después, [Shiradkar, Rabelo, Alasim, y Nagadi \(2021\)](#) encontraron que la proporción de potencia en las bandas de frecuencia beta y alfa (B/A) aumenta durante la activación cerebral, utilizándose como medida para evaluar la atención de los alumnos en el estudio mencionado. Asimismo, la relación de potencia entre las bandas de frecuencia theta y beta (T/B) se considera un indicador de los niveles de atención, habiéndose asociado un alto T/B con un bajo rendimiento académico en estudiantes de primer año de la facultad de medicina, según la investigación mencionada. Adicional a esto en el estudio se menciona que la banda beta es considerada un reflejo de la activación de la corteza y está asociada con una mayor concentración y niveles de compromiso relacionados con las tareas, lo que sugiere que un aumento en esta banda representa un procesamiento activo [Shiradkar y cols. \(2021\)](#). Este incremento en la banda beta indica un mayor nivel de atención, concentración y compromiso con una tarea específica.

En relación con estos nuevos indicadores B/A y T/B, [Lim y cols. \(2019\)](#) menciona que con un nuevo índice de indicación de concentración o inmersión que relaciona Theta-Alfa entre el lóbulo occipital y los lóbulos frontales se muestra un aumento durante el estado de inmersión, estado que como menciona [Wan y Guo \(2020\)](#), para los estudiantes, la inmersión en el aprendizaje se refiere a un estado mental de orientación a la tarea, eficiencia cognitiva y

placer emocional cuando los estudiantes se concentran en las tareas de aprendizaje.

Este aumento en la actividad Theta-Alfa durante la inmersión puede ser analizado más detalladamente mediante el uso de la Transformada Wavelet (TW), una herramienta comúnmente empleada en el procesamiento de señales EEG. Esta transformada descompone la señal en diferentes componentes de frecuencia y tiempo, lo que facilita la identificación de patrones y cambios en la actividad cerebral asociados con diferentes estados mentales, como lo explica [Rankhambe, Ainapure, Appasani, y Jha \(2023\)](#) en su estudio relacionado con la Ansiedad.

Para ampliar aún más la comprensión de estos patrones, el Análisis de Componentes Principales (PCA) puede ser una adición valiosa. Esta técnica de reducción de dimensionalidad permite extraer las características más relevantes de un conjunto de datos, identificando las direcciones con las variaciones más altas, lo que resultaría en una representación más compacta de la señal EEG.

En un estudio reciente realizado por [Borges y cols. \(2023\)](#), se empleó PCA para analizar datos de señales EEG relacionados con el rendimiento de la memoria, encontrando asociaciones entre ciertas componentes principales y estados de concentración. Este enfoque podría ser adaptado para analizar la actividad Theta-Alfa durante la inmersión en tareas de aprendizaje, proporcionando una comprensión más profunda de los procesos cognitivos involucrados.



## 5. Marco metodológico

II

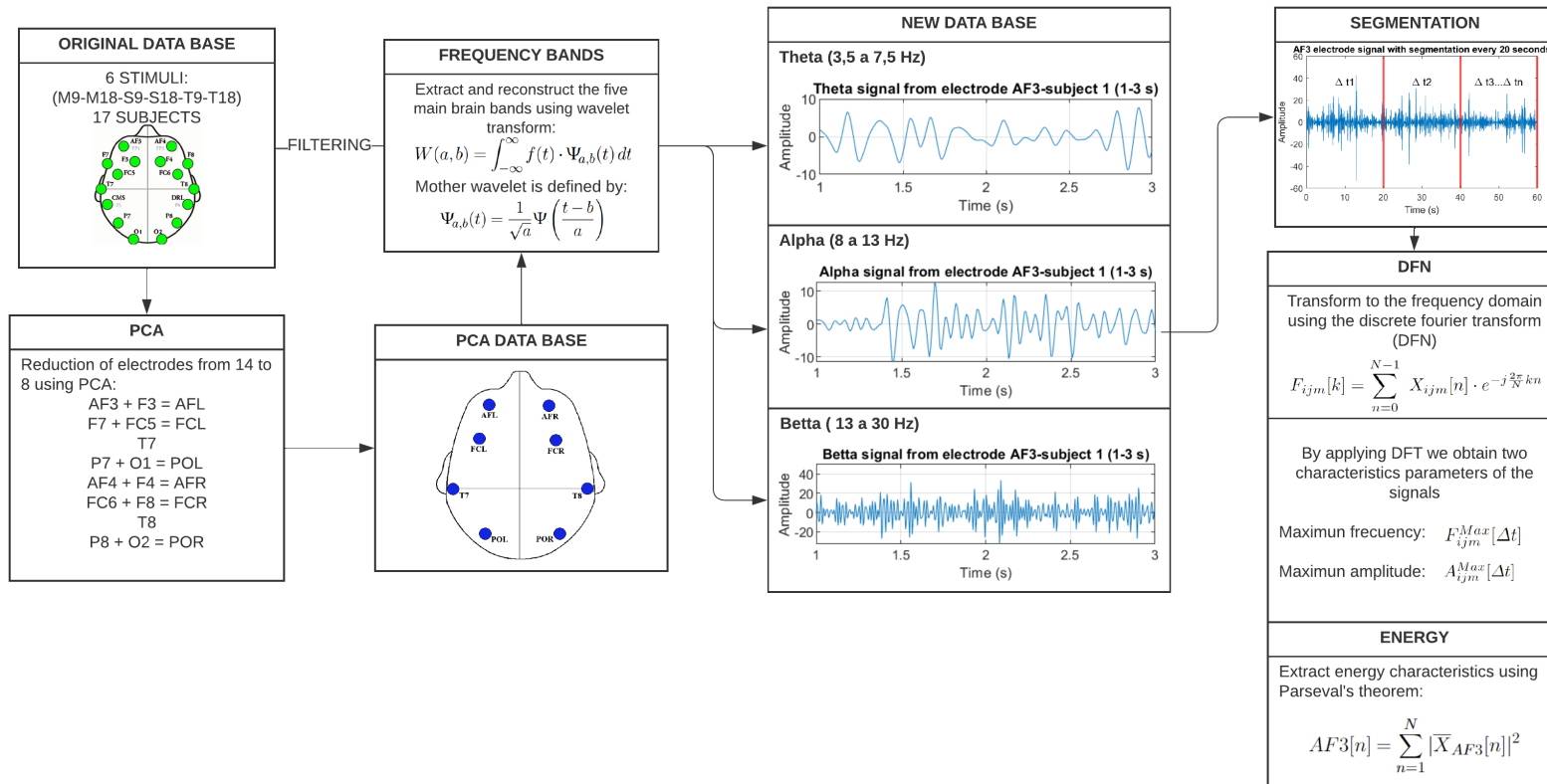


Figura 3

Esquema de las etapas de procesamiento de señales EEG llevadas a cabo para el análisis de energía, frecuencia y amplitud en un grupo de señales sin estimulación y otro de señales adquiridas bajo estimulación BB.

## 5.1. Base de datos EEG

Para el desarrollo de este trabajo, contamos con una base de datos conformada por señales EEG de 17 sujetos voluntarios que cursaban el nivel de inglés A1, quienes fueron completamente informados de los motivos de la investigación y firmaron un consentimiento informado antes de la adquisición de las señales. La preparación de los sujetos, con la colocación de electrodos, se realizó en los 5 minutos previos a la clase. Se diseñó una clase específica con una duración de 15 minutos, en la que se registraron las señales EEG, pero no se aplicó ninguna estimulación auditiva. Posteriormente, se llevó a cabo una evaluación de la clase. En una sesión diferente, en un día distinto, se procedió a realizar el mismo proceso; sin embargo, en esta ocasión, los sujetos recibieron una estimulación auditiva durante la clase de inglés.

La base de datos está conformada por las señales EEG de 14 electrodos: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, y AF4. Por ejemplo, para el electrodo AF3, tenemos 17 señales.

$$\begin{array}{ccc}
 \text{AF3} & \text{T7} & \text{AF4} \\
 \left[ \begin{array}{c} E1X1_{AF3}[n] \\ E1X2_{AF3}[n] \\ \dots \\ E1X17_{AF3}[n] \end{array} \right] & \left[ \begin{array}{c} E1X1_{T7}[n] \\ E1X2_{T7}[n] \\ \dots \\ E1X17_{T7}[n] \end{array} \right] & \dots \left[ \begin{array}{c} E1X1_{AF4}[n] \\ E1X2_{AF4}[n] \\ \dots \\ E1X17_{AF4}[n] \end{array} \right]
 \end{array}$$

Donde  $X1$  representa el número de sujeto,  $n$  representa cada una de las muestras de la señal y el subíndice  $E1$  indica el estímulo que se ha aplicado. Las señales EEG fueron registradas con una frecuencia de muestreo de 128 Hz y la duración de la misma varía entre sujetos. Cada sujeto cuenta con 7 registros de señales EEG, una de referencia registrada sin estimulación auditiva y seis registros, una con cada una de las siguientes estimulaciones: Música 9 Hz (M-9), Música 18Hz (M-18), Sonata 9Hz (S-9), Sonata 18Hz (S-18), Tono 9Hz (T-9), Tono 18Hz (T-18).

## 5.2. Bandas de frecuencia

La transformada Wavelet se puede aplicar a la señal normalizada a través de un bloque específico. Este bloque permite extraer y reconstruir las cinco principales ondas cerebrales: Delta, Theta, Alpha, Beta y Gamma. La transformada Wavelet está definida por [Saritha, Sukanya, y Murthy \(2008\)](#).

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \Psi_{a,b}(t) dt, \quad (1)$$

Donde  $f(t)$  es la señal de EEG y la wavelet madre está definida por:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (2)$$

Donde  $a$  y  $b$  son los parámetros de traslación y escala. En este estudio se utilizó la wavelet Symlet 6, según [E. L. Lema-Condo y cols. \(2017\)](#).

Una vez extraídas las bandas de frecuencia de interés, Alpha, Beta y Theta, de los los 17 pacientes con cada uno de los electrodos y bajo cada una de las estimulaciones, obtenemos una nueva base de datos compuesta por todas las señales mencionadas anteriormente.

### 5.3. Análisis espectral

Considerando que el análisis espectral se refiere a la representación gráfica o análisis de la distribución de energía de una señal en función de su frecuencia y tiempo, se realizó dicho análisis en dos partes. Primero, el análisis de la actividad frecuencial se llevó a cabo aplicando la Transformada Discreta de Fourier (DFT):

$${}_{E1}F1_{AF3}[k] = \sum_{n=0}^{N-1} {}_{E1}X1_{AF3}[n] \cdot e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad \text{para } n = 0, 1, 2, \dots, N-1, \quad (3)$$

donde:  $F1[k]$  es la transformada de Fourier discreta de  $X1[n]$  en cada frecuencia discreta  $k$ . Para este ejemplo usamos  $X1A[n]$  correspondiente a la señal EEG del sujeto 1 de la banda Alpha.  $N$  es el número de muestras total de la señal.

Por otro lado, para el análisis de energía se utilizó el teorema de Parseval haciendo uso de la siguiente formula:

$$AF3[n] = \sum_{n=1}^N |\bar{X}_{AF3}[n]|^2 \quad (4)$$

donde  $AF3[n]$  es la energía de  $AF3$ , fragmentando  $X_{AF3}[n]$  en segmentos de 20s.

Dado que la clase de inglés en la que se registraron las señales EEG tuvo una duración de varios minutos, utilizamos una herramienta de segmentación temporal para analizar el comportamiento espectral en periodos más pequeños de tiempo ( $\Delta t$ ). Las pruebas se realizaron tomando una ventana de  $\Delta t = 20$  segundos de duración. Sobre cada una de estas ventanas se aplicaron la ecuación 3 y la ecuación 4.

Para un mejor análisis de los datos, los resultados obtenidos en energía, expresados en

microvoltios cuadrados , se han normalizado en una escala de 1 a 10. Esta normalización se realizó tomando en cuenta los valores mínimos y máximos de energía para cada banda de frecuencia: Theta (14300 - 688000), Alpha (10030 - 284600) y Beta (6500 - 197000 ).

#### 5.4. Análisis de componentes principales (PCA)

El Análisis de Componentes Principales (PCA) es una herramienta estadística utilizada para la reducción de dimensionalidad, la comprensión de datos, la extracción de características y la visualización de datos [Kurita \(2019\)](#). En nuestro estudio, utilizamos PCA para reducir la dimensionalidad de nuestra base de datos de 14 electrodos a 8 electrodos por sujeto. Para cada sujeto, seleccionamos pares de electrodos circundantes y aplicamos PCA para combinar sus señales. Cada señal EEG se representó como una serie temporal  $X_{AF3}[n]$ , donde  $x$  denota el sujeto,  $AF3$  el electrodo y  $n$  denota el número total de muestras de tiempo. Para cada par de electrodos, centralizamos las señales restando la media de cada señal:

$$cent(X_{AF3}[n]) = X_{AF3}[n] - \bar{X}_{AF3}[n] \quad (5)$$

Se formaron pares de electrodos circundantes:  $AFL = (AF3 + F3)$ ,  $FCL = (F7 + FC5)$ ,  $POL = (P7 + O1)$ ,  $AFR = (AF4, F4)$ ,  $FCR = (FC6 + F8)$ ,  $POR = (O2 + P8)$ .  $T7$  y  $T8$  quedan libres al no tener electrodos circundantes. Las señales de cada par se concatenan para formar una nueva matriz de datos:

$$\begin{array}{cc} \text{AFL} & \text{POR} \\ \left[ \begin{array}{cc} cent(X_{AF3}[n_1]) & cent(X_{F3}[n_1]) \\ cent(X_{AF3}[n_2]) & cent(X_{F3}[n_2]) \\ \vdots & \vdots \\ cent(X_{AF3}[N]) & cent(X_{F3}[N]) \end{array} \right] & \cdots & \left[ \begin{array}{cc} cent(X_{O2}[n_1]) & cent(X_{P8}[n_1]) \\ cent(X_{O2}[n_2]) & cent(X_{P8}[n_2]) \\ \vdots & \vdots \\ cent(X_{O2}[N]) & cent(X_{P8}[N]) \end{array} \right] \end{array}$$

Posteriormente, se calculó la matriz de covarianza  $\Sigma$  de la matriz de datos centralizados:

$$\Sigma = \frac{1}{n-1} AFL^n AFL \quad (6)$$

Se realizó la descomposición en valores propios (eigenvalue decomposition) de la matriz de covarianza  $\Sigma$ :

$$\Sigma = V \Lambda V^n \quad (7)$$

Aquí,  $V$  es la matriz de vectores propios (autovectores) y  $\Lambda$  es la matriz diagonal de valores propios (autovalores). Se ordenaron los valores propios en orden descendente y se seleccionó el vector propio correspondiente al mayor valor propio, este vector propio representa la dirección de máxima varianza en los datos. La proyección de los datos originales sobre este vector propio se calculó como:

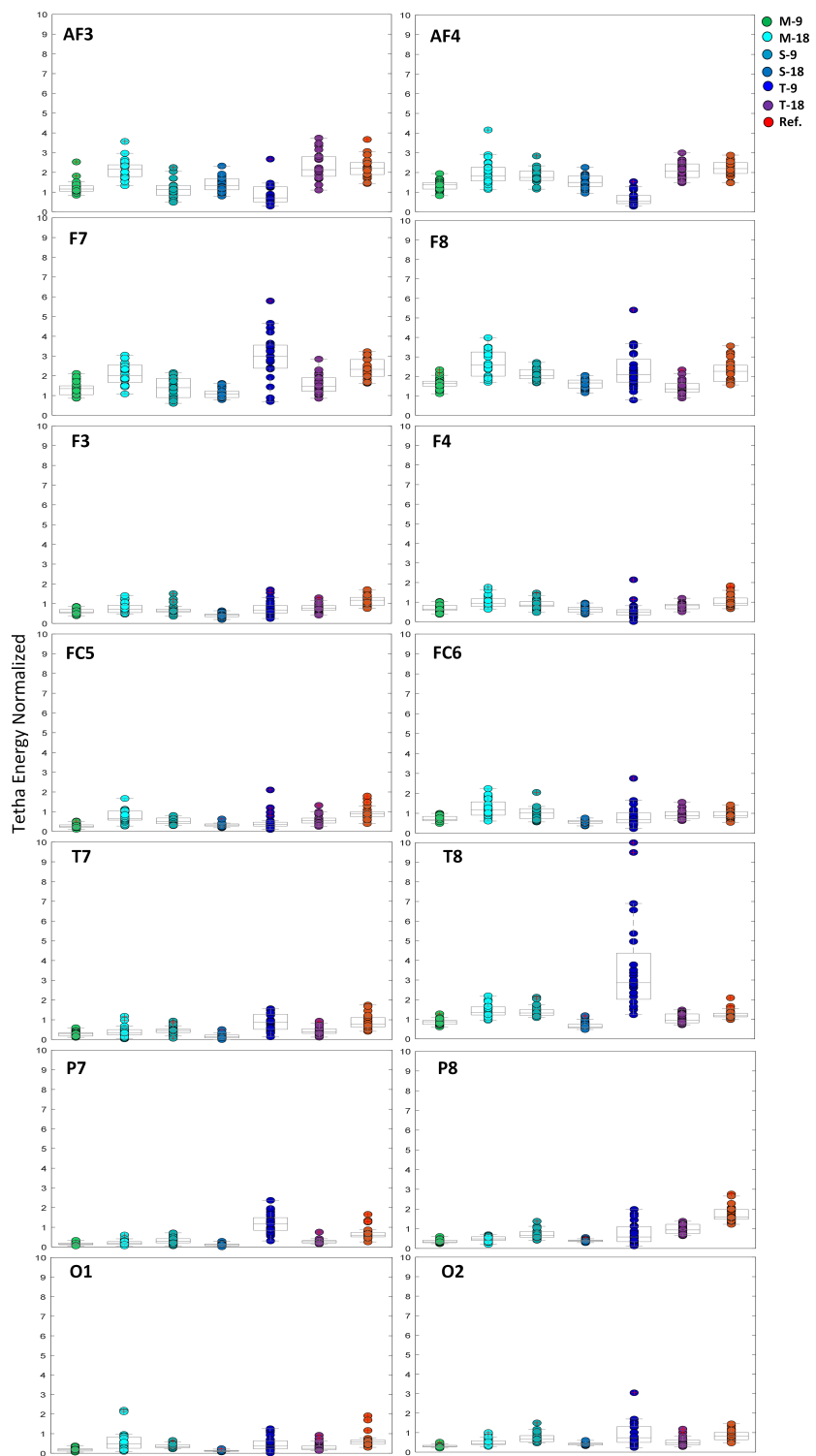
$$Y = (AFL)V_1 \quad (8)$$

donde  $V_1$  es el vector propio correspondiente al mayor valor propio. Finalmente, la nueva señal combinada  $Y$  para cada par de electrodos representa la primera componente principal y se considera como la señal representativa del par. Este proceso se repitió para todos los pares de electrodos, en todos los sujetos y considerando todos los estímulos, resultando en un conjunto reducido de señales EEG con 8 electrodos en lugar de los 14 originales. Una vez obtenida esta base de datos, se vuelve a descomponer las señales mediante la transformada wavelet para obtener las bandas de frecuencia de interés: Alpha, Beta Y Theta.

## 6. Resultados

Los resultados del estudio se presentan para cada uno de los estímulos en las distintas bandas (Theta, Alpha y Beta), como se muestra gráficamente en las Figuras 4, 5 y 6. Los valores de la mediana de la energía y los intervalos de confianza se contrastan entre los grupos sin estimulación y con estimulación, reflejando diferencias significativas en varios de los electrodos.

Estas diferencias significativas, independientemente de si implican un aumento o una disminución de la energía, proporcionan una visión detallada de cómo los estímulos auditivos afectan la actividad cerebral en diferentes bandas de frecuencia. Estos resultados se detallan en las Tablas 1, 2 y 3 correspondientes a cada una de las figuras, diferenciadas por bandas de frecuencia.



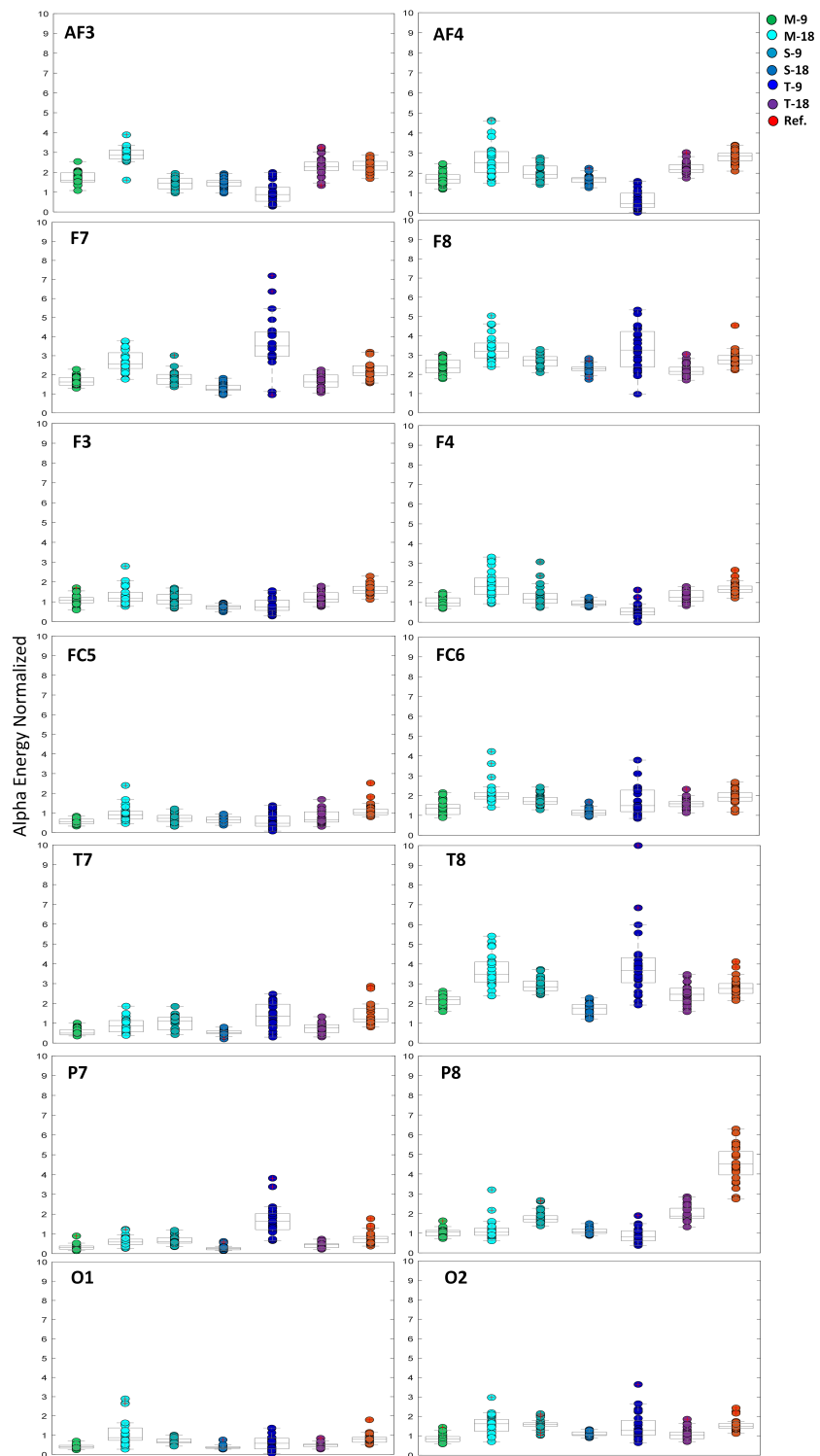
**Figura 4**

*Resultados del cálculo de la energía en la banda Theta, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo.*

Theta Energy Normalized							
Electrode	Binaural Stimulation			Electrode	Binaural Stimulation		
	Reference	M-9	M-18		Reference	M-9	M-18
AF3	2.19 (1.89 - 2.50)	1.15 (1.04 - 1.32)**	2.15 (1.78 - 2.38)	AF4	2.19 (1.95 - 2.50)	1.37 (1.15 - 1.48)**	1.81 (1.56 - 2.26)
F7	2.32 (1.97 - 2.82)	1.34 (1.04 - 1.49)**	2.00 (1.65 - 2.55)	F8	2.26 (1.73 - 2.57)	1.65 (1.49 - 1.75)**	2.58 (2.01 - 3.25)*
F3	1.17 (0.90 - 1.31)	0.57 (0.53 - 0.70)**	0.70 (0.54 - 0.95)**	F4	0.95 (0.83 - 1.21)	0.63 (0.57 - .84)**	0.94 (0.77 - 1.16)
FC5	0.89 (0.75 - 0.99)	0.26 (0.21 - 0.33)**	0.65 (0.57 - 1.03)	FC6	0.89 (0.79 - 1.08)	0.66 (0.62 - 0.84)**	1.16 (0.90 - 1.57)*
T7	0.79 (0.63 - 1.11)	0.30 (0.17 - 0.34)**	0.32 (0.23 - 0.50)**	T8	1.17 (1.12 - 1.30)	0.87 (0.73 - 0.94)**	1.34 (1.21 - 1.63 )*
P7	0.59 (0.51 - 0.73)	0.15 (0.11 - 0.20)**	0.20 (0.13 - 0.27)**	P8	1.59 (1.47 - 1.97)	0.33 (0.29 - 0.41)**	0.48 (0.40 - 0.59)**
O1	0.56 (0.45 - 0.68)	0.17 (0.10 - 0.23)**	0.46 (0.25 - 0.82)	O2	0.81 (0.63 - 1.01)	0.29 (0.26 - 0.34)**	0.43 (0.38 - 0.58)**
		<b>S-9</b>	<b>S-18</b>			<b>S-9</b>	<b>S-18</b>
AF3	2.19 (1.89 - 2.50)	1.13 (0.84 - 1.34)**	1.34 (1.11 - 1.67)**	AF4	2.19 (1.95 - 2.50)	1.75 (1.59 - 2.07)**	1.49 (1.28 - 1.82)**
F7	2.32 (1.97 - 2.82)	1.39 (0.89 - 1.87)**	1.08 (0.90 - 1.22)**	F8	2.26 (1.73 - 2.57)	2.03 (1.87 - 2.35)	1.66 (1.39 - 1.81)**
F3	1.17 (0.90 - 1.31)	0.63 (0.57 - 0.72)**	0.41 (0.34 - 0.47)**	F4	0.95 (0.83 - 1.21)	0.85 (0.77 - 1.02)*	0.63 (0.48 - 0.73)**
FC5	0.89 (0.75 - 0.99)	0.50 (0.39 - 0.67)**	0.32 (0.27 - 0.38)**	FC6	0.89 (0.79 - 1.08)	1.01 (0.73 - 1.23)	0.57 (0.50 - 0.64)**
T7	0.79 (0.63 - 1.11)	0.45 (0.35 - 0.52)**	0.12 (0.07 - 0.23)**	T8	1.17 (1.12 - 1.30)	1.31 (1.19 - 1.49)	0.59 (0.55 - 0.74 )**
P7	0.59 (0.51 - 0.73)	0.28 (0.20 - 0.42)**	0.11 (0.05 - 0.15)**	P8	1.59 (1.47 - 1.97)	0.65 (0.56 - 0.85)**	0.38 (0.34 - 0.42)**
O1	0.56 (0.45 - 0.68)	0.33 (0.28 - 0.43)**	0.12 (0.09 - 0.14)**	O2	0.81 (0.63 - 1.01)	0.65 (0.53 - 0.84)	0.41 (0.35 - 0.45)**
		<b>T-9</b>	<b>T-18</b>			<b>T-9</b>	<b>T-18</b>
AF3	2.19 (1.89 - 2.50)	0.71 (0.50 - 1.27)**	2.13 (1.79 - 2.79)	AF4	2.19 (1.95 - 2.50)	0.53 (0.42 - 0.83)**	2.06 (1.74 - 2.43)
F7	2.32 (1.97 - 2.82)	2.99 (2.37 - 3.55)*	1.46 (1.21 - 1.90)**	F8	2.26 (1.73 - 2.57)	2.09 (1.70 - 2.87)	1.36 (1.18 - 1.63)**
F3	1.17 (0.90 - 1.31)	0.68 (0.55 - 0.90)**	0.77 (0.66 - 0.90)**	F4	0.95 (0.83 - 1.21)	0.49 (0.34 - 0.61)**	0.81 (0.66 - 0.89)**
FC5	0.89 (0.75 - 0.99)	0.34 (0.27 - 0.47)**	0.53 (0.42 - 0.67)**	FC6	0.89 (0.79 - 1.08)	0.68 (0.51 - 1.02)	0.88 (0.74 - 1.08)
T7	0.79 (0.63 - 1.11)	0.87 (0.51 - 1.21)	0.39 (0.31 - 0.54)**	T8	1.17 (1.12 - 1.30)	2.85 (2.01 - 4.37)**	0.94 (0.82 - 1.27 )*
P7	0.59 (0.51 - 0.73)	1.17 (0.84 - 1.49)**	0.26 (0.20 - 0.32)**	P8	1.59 (1.47 - 1.97)	0.58 (0.34 - 1.11)**	0.93 (0.75 - 1.22)**
O1	0.56 (0.45 - 0.68)	0.36 (0.22 - 0.64)	0.25 (0.18 - 0.37)**	O2	0.81 (0.63 - 1.01)	0.74 (0.49 - 1.31)	0.45 (0.36 - 0.61)**

**Tabla 1**

Resultados de energía en Theta expresados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. \* para p-value < 0,05, \*\* para p-value < 0.001 .



**Figura 5**

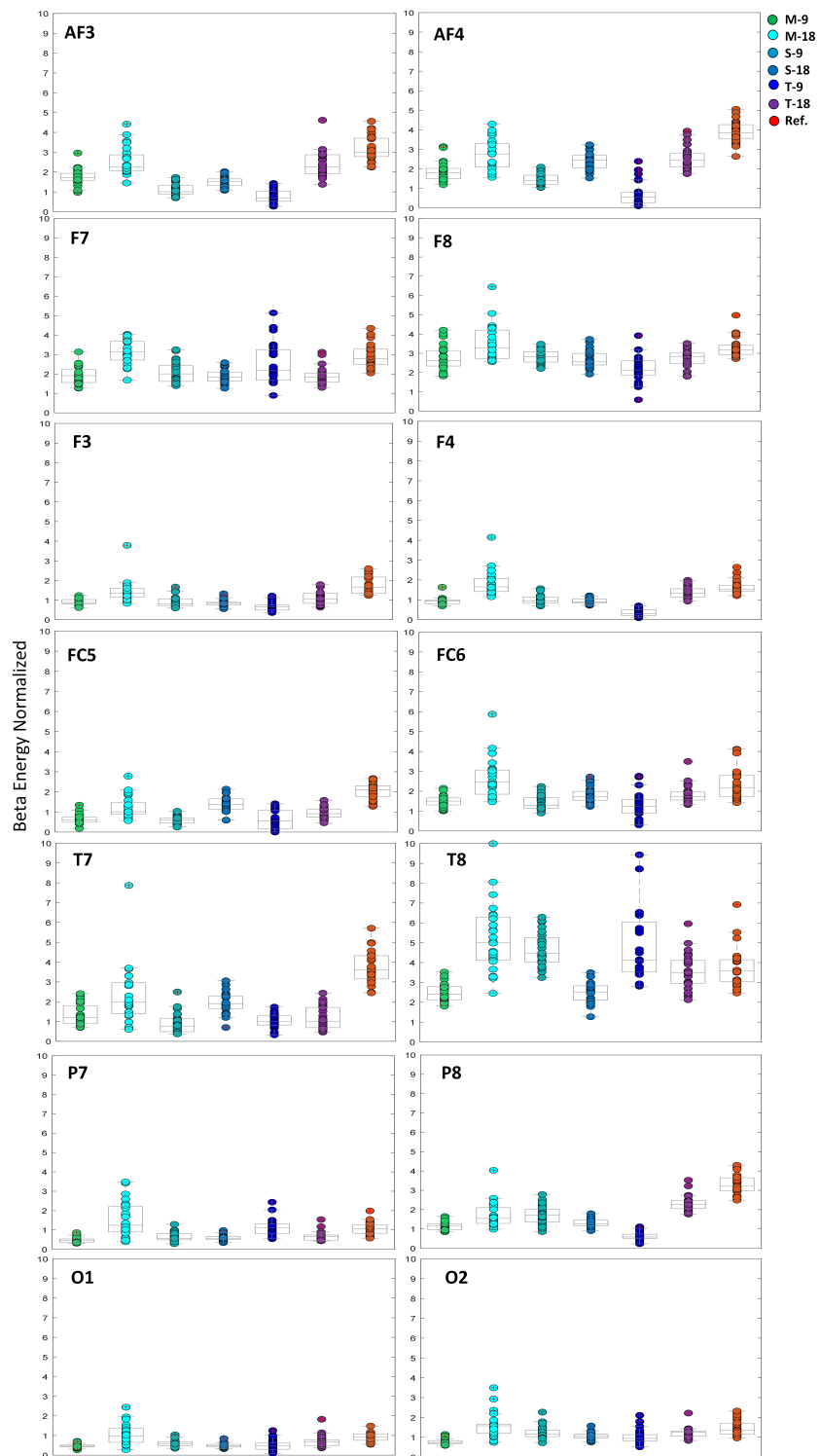
*Resultados del cálculo de la energía en la banda Alpha, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo*



Alpha Energy Normalized							
Electrode	Binaural Stimulation			Electrode	Binaural Stimulation		
	Reference	M-9	M-18		Reference	M-9	M-18
AF3	2.34 (2.10 - 2.55)	1.59 (1.51 - 1.97)**	2.85 (2.66 - 3.13)**	AF4	2.86 (2.61 - 2.99)	1.68 (1.50 - 1.92)**	2.53 (2.04 - 3.07)
F7	2.09 (1.96 - 2.47)	1.62 (1.45 - 1.86)**	2.57 (2.33 - 3.15)**	F8	2.74 (2.54 - 2.97)	2.32 (2.07 - 2.74)**	3.18 (2.85 - 3.18)**
F3	1.55 (1.43 - 1.78)	1.08 (0.94 - 1.21)**	1.16 (1.02 - 1.48)**	F4	1.67 (1.52 - 1.83)	0.97 (0.80 - 1.23)**	1.80 (1.40 - 2.24)
FC5	1.01 (0.90 - 1.19)	0.54 (0.44 - 0.68)**	0.91 (0.68 - 1.09)	FC6	1.92 (1.71 - 2.14)	1.35 (1.04 - 1.55)**	1.94 (1.82 - 2.16)
T7	1.19 (1.06 - 1.78)	0.49 (0.41 - 0.67)**	0.85 (0.56 - 1.13)**	T8	2.76 (2.51 - 3.01)	2.20 (1.94 - 2.35)**	3.48 (3.07 - 4.10)**
P7	0.74 (0.55 - 0.87)	0.29 (0.22 - 0.39)**	0.58 (0.46 - 0.73)	P8	4.51 (3.95 - 5.14)	1.06 (0.85 - 1.14)**	1.04 (0.89 - 1.25)**
O1	0.78 (0.63 - 0.89)	0.39 (0.32 - 0.47)**	0.87 (0.73 - 1.37)	O2	1.47 (1.38 - 1.64)	0.83 (0.70 - 0.96)**	1.61 (1.23 - 1.84)
		<b>S-9</b>	<b>S-18</b>			<b>S-9</b>	<b>S-18</b>
AF3	2.34 (2.10 - 2.55)	1.44 (1.16 - 1.69)**	1.48 (1.30 - 1.58)**	AF4	2.86 (2.61 - 2.99)	1.93 (1.75 - 2.36)**	1.72 (1.54 - 1.78)**
F7	2.09 (1.96 - 2.47)	1.81 (1.50 - 2.02)**	1.24 (1.18 - 1.45)**	F8	2.74 (2.54 - 2.97)	2.75 (2.41 - 2.92)	2.29 (2.19 - 2.38)**
F3	1.55 (1.43 - 1.78)	1.07 (0.89 - 1.37)**	0.75 (0.63 - 0.81)**	F4	1.67 (1.52 - 1.83)	1.15 (0.95 - 1.46)**	0.93 (0.85 - 1.09)**
FC5	1.01 (0.90 - 1.19)	0.72 (0.57 - 0.87)**	0.64 (0.51 - 0.79)**	FC6	1.92 (1.71 - 2.14)	1.68 (1.56 - 1.91)*	1.11 (1.00 - 1.25)**
T7	1.19 (1.06 - 1.78)	1.01 (0.55 - 1.30)**	0.52 (0.46 - 0.65)**	T8	2.76 (2.51 - 3.01)	2.84 (2.65 - 3.14)	1.77 (1.45 - 1.95)**
P7	0.74 (0.55 - 0.87)	0.59 (0.53 - 0.81)	0.26 (0.19 - 0.30)**	P8	4.51 (3.95 - 5.14)	1.71 (1.57 - 1.88)**	1.06 (0.98 - 1.21)**
O1	0.78 (0.63 - 0.89)	0.65 (0.58 - 0.80)*	0.35 (0.31 - 0.39)**	O2	1.47 (1.38 - 1.64)	1.57 (1.48 - 1.67)	1.05 (1.01 - 1.20)**
		<b>T-9</b>	<b>T-18</b>			<b>T-9</b>	<b>T-18</b>
AF3	2.34 (2.10 - 2.55)	0.88 (0.54 - 1.25)**	2.26 (2.07 - 2.51)	AF4	2.86 (2.61 - 2.99)	0.49 (0.29 - 1.00)**	2.18 (2.04 - 2.42)**
F7	2.09 (1.96 - 2.47)	3.51 (2.96 - 4.25)**	1.62 (1.35 - 1.99)**	F8	2.74 (2.54 - 2.97)	3.26 (2.37 - 4.22)*	2.15 (2.00 - 2.37)**
F3	1.55 (1.43 - 1.78)	0.73 (0.56 - 1.08)**	1.13 (0.97 - 1.46)**	F4	1.67 (1.52 - 1.83)	0.51 (0.36 - 0.70)**	1.25(1.06 - 1.60)**
FC5	1.01 (0.90 - 1.19)	0.47 (0.32 - 0.84)**	0.66 (0.53 - 1.06)**	FC6	1.92 (1.71 - 2.14)	1.49 (1.18 - 2.27)	1.58 (1.44 - 1.71)**
T7	1.19 (1.06 - 1.78)	1.34 (0.87 - 1.96)	0.77 (0.52 - 0.93)**	T8	2.76 (2.51 - 3.01)	3.68 (3.05 - 4.32)**	2.47 (2.14 - 2.78)*
P7	0.74 (0.55 - 0.87)	1.65 (1.21 - 2.03)**	0.45 (0.31 - 0.49)**	P8	4.51 (3.95 - 5.14)	0.81 (0.61 - 1.12)**	1.86 (1.75 - 2.26)**
O1	0.78 (0.63 - 0.89)	0.57 (0.28 - 0.84)*	0.48 (0.40 - 0.53)**	O2	1.47 (1.38 - 1.64)	1.26 (1.03 - 1.78)	1.04 (0.85 - 1.19)**

**Tabla 2**

Resultados de energía en Alpha expresados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural  $M =$  música,  $S =$  sonata y  $T =$  tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. \* para  $p\text{-value} < 0,05$ , \*\* para  $p\text{-value} < 0.001$  .



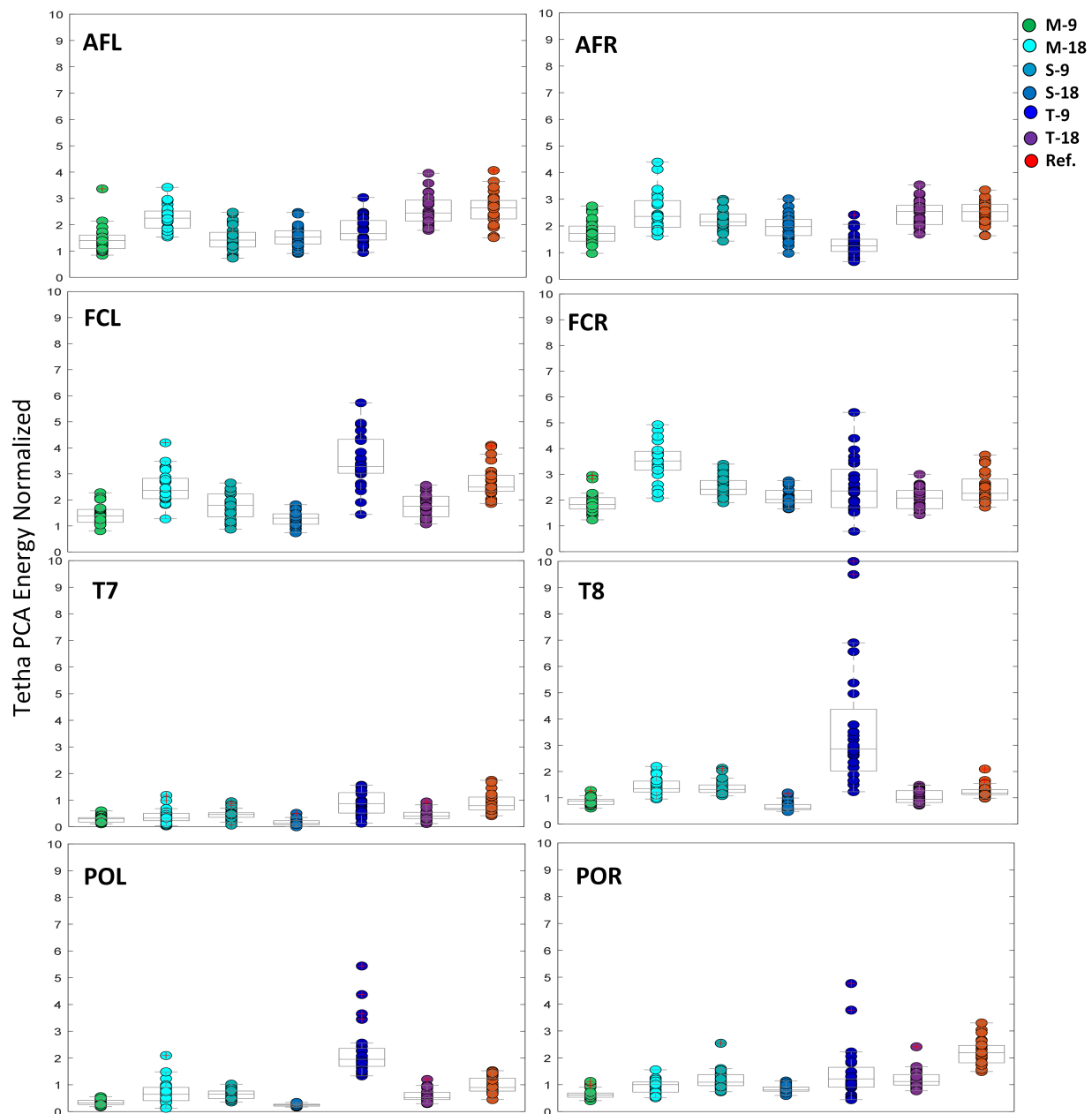
**Figura 6**

*Resultados del cálculo de la energía en la banda Beta, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo.*

Beta Energy Normalized							
Electrode	Binaural Stimulation			Electrode	Binaural Stimulation		
	Reference	M-9	M-18		Reference	M-9	M-18
AF3	2.99 (2.77 - 3.70)	1.73 (1.58 - 1.94)**	2.27 (2.07 - 2.86)**	AF4	3.84 (3.52 - 4.26)	1.78 (1.48 - 2.02)**	2.76 (2.09 - 3.29)**
F7	2.79 (2.49 - 2.47)	1.91 (1.55 - 2.23)**	3.12 (2.71 - 3.67)	F8	3.16 (2.93 - 3.42)	2.61 (2.33 - 3.14)*	3.28 (2.72 - 4.20)
F3	1.66 (1.33 - 2.17)	0.87 (0.80 - 1.02)**	1.33 (1.15 - 1.60)*	F4	1.52 (1.42 - 1.73)	0.95 (0.79 - 1.00)**	1.65 (1.41 - 2.07)
FC5	2.10 (0.48 - 0.74)	0.54 (0.44 - 0.68)**	1.01 (0.87 - 1.46)**	FC6	2.18 (1.72 - 2.79)	1.50 (1.30 - 1.66)**	2.45 (1.84 - 3.06)
T7	1.19 (0.89 - 1.79)	0.49 (0.41 - 0.67)**	1.99 (1.40 - 2.96)**	T8	3.58 (3.05 - 4.14)	2.40 (2.12 - 2.78)**	5.02 (4.12 - 6.29)**
P7	0.45 (0.35 - 0.53)	0.29 (0.22 - 0.39)**	1.24 (0.89 - 2.21)*	P8	3.21 (2.96 - 3.64)	1.14 (0.96 - 1.26)**	1.54 (1.28 - 2.10)**
O1	0.93 (0.75 - 1.08)	0.45 (0.42 - 0.50)**	0.96 (0.65 - 1.35)	O2	1.34 (1.14 - 1.69)	0.73 (0.68 - 0.73)**	1.57 (1.19 - 1.65)
		<b>S-9</b>	<b>S-18</b>			<b>S-9</b>	<b>S-18</b>
AF3	2.99 (2.77 - 3.70)	1.00 (0.87 - 1.32)**	1.53 (1.32 - 1.65)**	AF4	3.84 (3.52 - 4.26)	1.41 (1.20 - 1.67)**	2.45 (2.04 - 2.69)**
F7	2.79 (2.49 - 2.47)	2.00 (1.61 - 2.42)**	1.82 (1.62 - 2.09)**	F8	3.16 (2.93 - 3.42)	2.82 (2.54 - 3.08)**	2.55 (2.39 - 2.69)**
F3	1.66 (1.33 - 2.17)	0.81 (0.72 - 1.06)**	0.83 (0.74 - 0.88)**	F4	1.52 (1.42 - 1.73)	0.94 (0.82 - 1.14)**	0.89 (0.84 - 1.04)**
FC5	2.10 (1.76 - 2.30)	0.58 (0.44 - 0.70)**	1.37 (1.11 - 1.65)**	FC6	2.18 (1.72 - 2.79)	1.27 (1.13 - 1.68)**	1.72 (1.54 - 1.99)**
T7	3.59 (3.14 - 3.32)	0.75 (0.48 - 1.14)**	1.89 (1.65 - 2.28)**	T8	3.58 (3.05 - 4.14)	4.47 (4.02 - 5.26)**	1.52 (2.10 - 2.83)**
P7	1.05 (0.82 - 1.27)	0.57 (0.48 - 0.68)**	0.57 (0.50 - 0.65)**	P8	3.21 (2.96 - 3.64)	1.70 (1.35 - 2.02)**	1.26 (1.15 - 1.44)**
O1	0.93 (0.75 - 1.08)	0.58 (0.48 - 0.68)**	0.46 (0.40 - 0.54)**	O2	1.34 (1.14 - 1.69)	1.15 (1.03 - 1.35)	1.04 (0.96 - 1.14)**
		<b>T-9</b>	<b>T-18</b>			<b>T-9</b>	<b>T-18</b>
AF3	2.99 (2.77 - 3.70)	0.69 (0.52 - 1.03)**	2.25 (1.91 - 2.87)**	AF4	3.84 (3.52 - 4.26)	0.56 (0.27 - 0.79)**	2.45 (2.09 - 2.78)**
F7	2.79 (2.49 - 2.47)	2.19 (1.67 - 3.24)	1.83 (1.58 - 2.05)**	F8	3.16 (2.93 - 3.42)	2.12 (1.84 - 2.60)**	2.84 (2.46 - 3.00)**
F3	1.66 (1.33 - 2.17)	0.66 (0.48 - 0.74)**	1.06 (0.82 - 1.34)**	F4	1.52 (1.42 - 1.73)	0.30 (0.20 - 0.48)**	1.34(1.14 - 1.55)*
FC5	2.10 (1.76 - 2.30)	0.56 (0.14 - 1.08)**	0.91 (0.74 - 1.12)**	FC6	2.18 (1.72 - 2.79)	1.22 (0.88 - 1.59)**	1.72 (1.55 - 1.95)*
T7	3.59 (3.14 - 3.32)	0.98 (0.82 - 1.28)**	1.01 (0.69 - 1.71)**	T8	3.58 (3.05 - 4.14)	4.11 (3.52 - 6.05)*	3.50 (2.95 - 4.10)
P7	1.05 (0.82 - 1.27)	1.09 (0.80 - 1.31)	0.66 (0.47 - 0.73)**	P8	3.21 (2.96 - 3.64)	0.58 (0.51 - 0.73)**	2.26 (2.05 - 2.47)**
O1	0.93 (0.75 - 1.08)	0.48 (0.29 - 0.60)**	0.66 (0.49 - 0.77)*	O2	1.34 (1.14 - 1.69)	0.94 (0.80 - 1.13)**	1.26 (1.04 - 1.31)*

**Tabla 3**

Resultados de energía en Beta expresados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural  $M =$  música,  $S =$  sonata y  $T =$  tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. \* para  $p\text{-value} < 0,05$ , \*\* para  $p\text{-value} < 0.001$  .



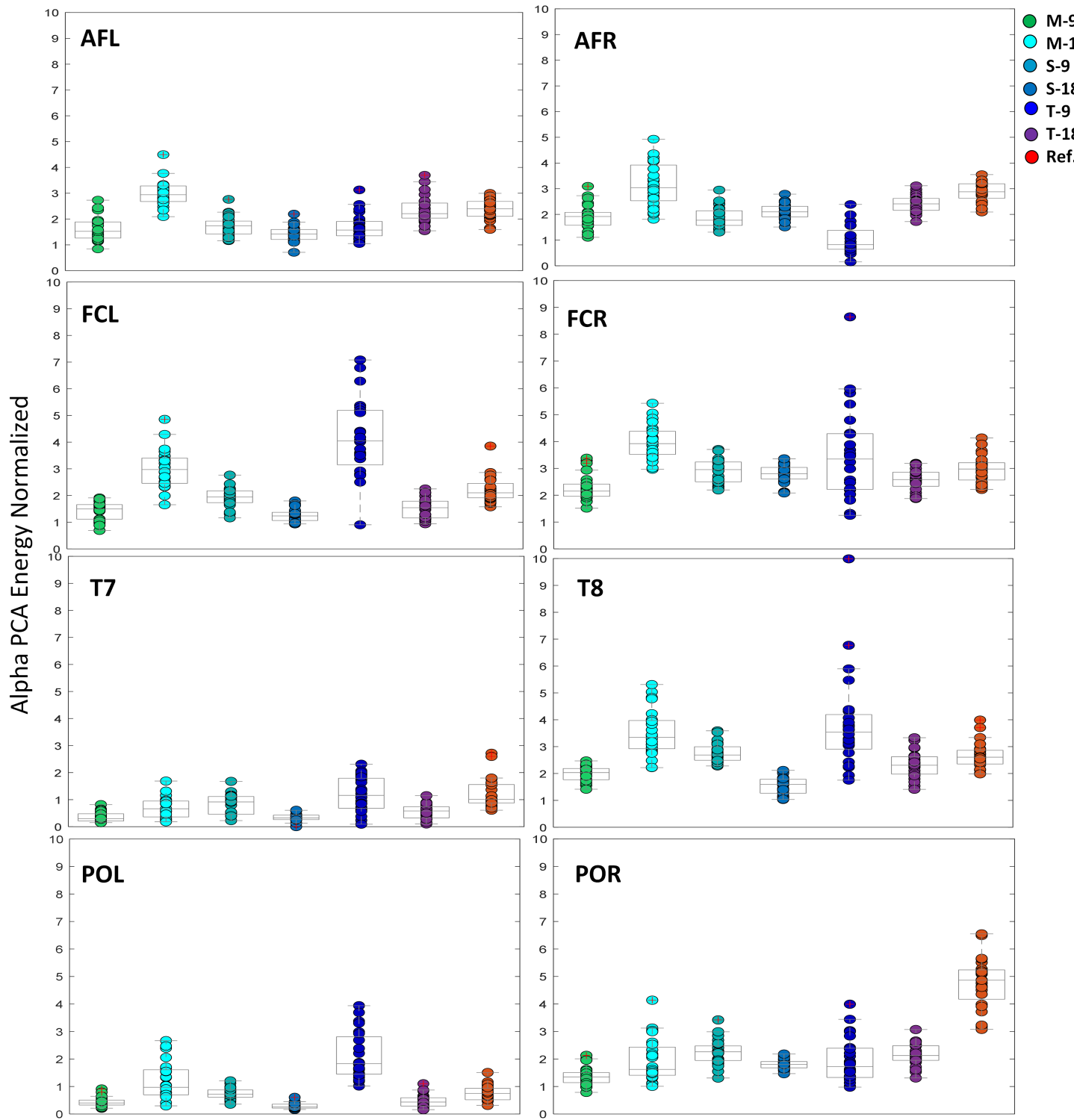
**Figura 7**

*Resultados del cálculo de la energía en la banda Theta aplicando PCA, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo*

PCA Theta Energy Normalized							
Electrode	Binaural Stimulation			Electrode	Binaural Stimulation		
	Reference	M-9	M-18		Reference	M-9	M-18
AFL	2.64 (2.22 - 2.94)	1.45 (1.15 - 1.65)**	2.30 (1.92 - 2.56)*	AFR	2.53 (2.17 - 2.81)	1.76 (1.48 - 2.04)**	2.40 (1.99 - 2.99)
FCL	2.48 (2.32 - 2.94)	1.44 (1.19 - 1.68)**	2.41 (2.09 - 2.87)	FCR	2.26 (2.00 - 2.81)	1.88 (1.70 - 2.14)**	3.56 (3.20 - 3.93)**
T7	0.79 (0.63 - 1.11)	0.36 (0.23 - 0.40)**	0.38 (0.29 - 0.56)**	T8	1.17 (1.12 - 1.30)	0.93 (0.79 - 1.00)**	1.40 (1.27 - 1.68)*
POL	0.89 (0.76 - 1.24)	0.38 (0.32 - 0.48)**	0.70 (0.46 - 0.95)*	POR	2.18 (1.81 - 2.46)	0.67 (0.59 - 0.74)**	1.05 (0.77 - 1.15)**
		<b>S-9</b>	<b>S-18</b>			<b>S-9</b>	<b>S-18</b>
AFL	2.64 (2.21 - 2.92)	1.46 (1.20 - 1.76)**	1.58 (1.32 - 1.82)**	AFR	2.53 (2.17 - 2.81)	2.20 (2.05 - 2.49)*	2.02 (1.69 - 2.29)**
FCL	2.48 (2.32 - 2.94)	1.84 (1.40 - 2.27)**	1.35 (1.12 - 1.51)**	FCR	2.26 (2.00 - 2.81)	2.47 (2.26 - 2.80)	2.07 (1.93 - 2.43)*
T7	0.79 (0.63 - 1.11)	0.51 (0.41 - 0.58)**	0.18 (0.14 - 0.29)**	T8	1.17 (1.12 - 1.30)	1.37 (1.25 - 1.54)	0.65 (0.61 - 0.80)**
POL	0.89 (0.76 - 1.24)	0.70 (0.54 - 0.82)**	0.30 (0.26 - 0.33)**	POR	2.18 (1.81 - 2.46)	1.14 (1.01 - 1.43)**	0.85 (0.81 - 0.96)**
		<b>T-9</b>	<b>T-18</b>			<b>T-9</b>	<b>T-18</b>
AFL	2.64 (2.21 - 2.92)	1.71 (1.47 - 2.20)**	2.49 (2.18 - 2.97)	AFR	2.53 (2.17 - 2.81)	1.30 (1.09 - 1.55)**	2.59 (2.10 - 2.82)
FCL	2.48 (2.32 - 2.94)	3.32 (3.06 - 4.35)**	1.80 (1.40 - 2.18)**	FCR	2.26 (2.00 - 2.81)	2.40 (1.76 - 3.23)	2.13 (1.72 - 2.42)**
T7	0.79 (0.63 - 1.11)	0.92 (0.57 - 1.33)	0.45 (0.37 - 0.60)**	T8	1.17 (1.12 - 1.30)	2.90 (2.06 - 4.40)**	1.00 (0.87 - 1.32)**
POL	0.89 (0.76 - 1.24)	2.00 (1.74 - 2.40)**	0.58 (0.50 - 0.77)**	POR	2.18 (1.81 - 2.46)	1.27(0.95 - 1.69)**	1.17 (1.04 - 1.43)**

**Tabla 4**

*Resultados de energía en Theta mediante PCA representados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural M = música, S = sonata, y T = tono con una frecuencia de 9 o 18 Hz. \* para p-value < 0,05, \*\* para p-value < 0.001.*



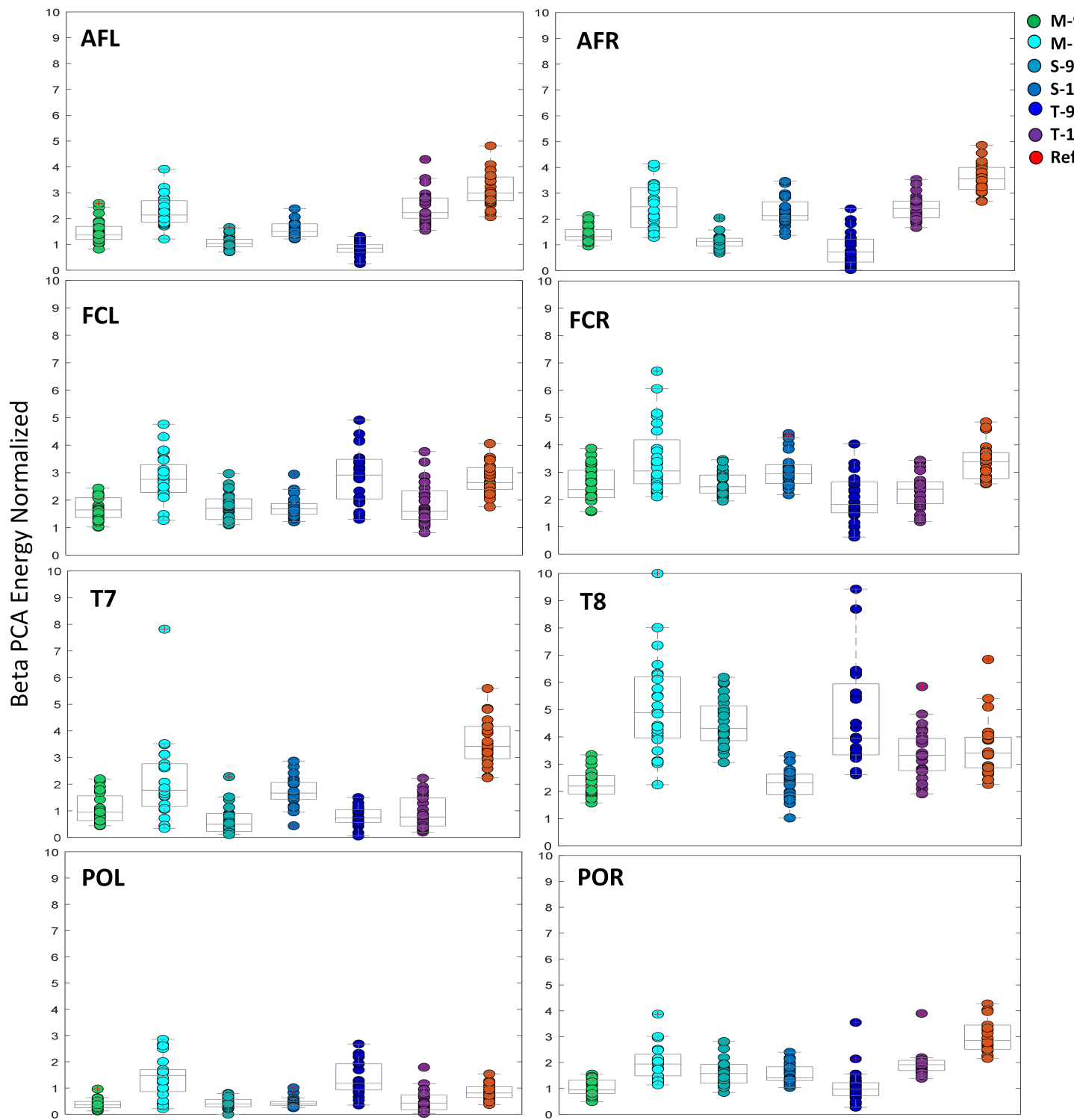
**Figura 8**

*Resultados del cálculo de la energía en la banda Alpha aplicando PCA, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo.*

PCA Alpha Energy Normalized							
Electrode	Binaural Stimulation			Electrode	Binaural Stimulation		
	Reference	M-9	M-18		Reference	M-9	M-18
AFL	2.55 (2.27 - 2.83)	1.70 (1.44 - 2.05)**	3.08 (2.83 - 3.42)**	AFR	3.02 (2.78 - 3.33)	2.08 (1.75 - 2.24)**	3.18 (2.68 - 4.05)
FCL	2.26 (2.08 - 2.61)	1.67 (1.29 - 1.83)**	3.12 (2.61 - 3.54)**	FCR	3.12 (2.72 - 3.35)	2.31 (2.12 - 2.57)**	4.05 (3.65 - 4.50)**
T7	1.19 (1.06 - 1.73)	0.49 (0.41 - 0.67)**	0.85 (0.55 - 1.13)**	T8	2.76 (2.51 - 3.01)	2.20 (1.94 - 2.34)**	3.48(3.07 - 4.10)**
POL	0.94 (0.71 - 1.12)	0.60 (0.52 - 0.70)**	1.15 (0.89 - 1.78)*	POR	4.97 (4.29 - 5.34)	1.52 (1.32 - 1.68)**	1.79 (1.58 - 2.59)**
		<b>S-9</b>	<b>S-18</b>			<b>S-9</b>	<b>S-18</b>
AFL	2.55 (2.27 - 2.83)	1.91 (1.60 - 2.08)**	1.60 (1.38 - 1.77)**	AFR	3.02 (2.78 - 3.33)	1.94 (1.74 - 2.30)**	2.26 (2.07 - 2.47)**
FCL	2.26 (2.08 - 2.61)	2.11 (1.90 - 2.34)*	1.41 (1.24 - 1.55)**	FCR	3.12 (2.72 - 3.35)	3.10 (2.65 - 3.38)	2.95 (2.75 - 3.18 )
T7	1.19 (1.06 - 1.73)	1.10 (0.65 - 1.30)*	0.52 (0.46 - 0.62)**	T8	2.76 (2.51 - 3.01)	2.84 (2.65 - 3.14)	1.77 (1.44 - 1.95)**
POL	0.94 (0.71 - 1.12)	0.91 (0.80 - 1.06)	0.46 (0.41 - 0.55)**	POR	4.97 (4.29 - 5.34)	2.42 (2.11 - 2.63)**	1.97 (1.85 - 2.07)**
		<b>T-9</b>	<b>T-18</b>			<b>T-9</b>	<b>T-18</b>
AFL	2.55 (2.27 - 2.83)	1.74 (1.52 - 2.07)**	2.37 (2.20 - 2.77)	AFR	3.02 (2.78 - 3.33)	1.01 (0.83 - 1.55)**	2.56 (2.32 - 2.77)**
FCL	2.26 (2.08 - 2.61)	4.17 (3.29 - 5.29)**	1.71 (1.34 - 1.95)**	FCR	3.12 (2.72 - 3.35)	3.48 (2.37 - 4.41)	2.73 (2.49 - 3.00)*
T7	1.19 (1.06 - 1.73)	1.34 (0.87 - 1.96)	0.77 (0.52 - 0.93)**	T8	2.76 (2.51 - 3.01)	3.68 (3.05 - 4.31)*	2.46 (2.14 - 2.77)*
POL	0.94 (0.71 - 1.12)	2.00 (1.62 - 2.95)**	0.63 (0.48 - 0.78)**	POR	4.97 (4.29 - 5.34)	1.89 (1.50 - 2.55)**	2.29 (2.11 - 2.64)**

**Tabla 5**

Resultados de energía en Alpha mediante PCA representados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural  $M = música$ ,  $S = sonata$ , y  $T = tono$  con una frecuencia de 9 o 18 Hz. \* para  $p\text{-value} < 0,05$ , \*\* para  $p\text{-value} < 0.001$ .



**Figura 9**

*Resultados del cálculo de la energía en la banda Beta aplicando PCA, considerando las seis estimulaciones auditivas representadas con diferentes colores y la señal de referencia a la derecha de cada gráfico con color rojo*



PCA Beta Energy Normalized							
Electrode	Binaural Stimulation			Electrode	Binaural Stimulation		
	Reference	M-9	M-18		Reference	M-9	M-18
AFL	3.17 (2.88 - 3.78)	1.59 (1.42 - 1.92)**	2.35 (2.08 - 2.89)**	AFR	3.72 (3.33 - 4.16)	1.55 (1.41 - 1.81)**	2.68 (1.89 - 3.39)**
FCL	2.83 (2.59 - 3.37)	1.87 (1.60 - 2.30)**	2.95 (2.48 - 3.47)	FCR	3.55 (2.96 - 3.88)	2.57 (2.27 - 3.26)**	3.23 (2.77 - 4.34)
T7	3.59 (3.14 - 4.32)	1.19 (0.89 - 1.79)**	1.99 (1.40 - 2.96)**	T8	3.58 (3.05 - 4.14)	2.40 (2.12 - 2.78)**	5.02 (4.12 - 6.29)**
POL	1.06 (0.89 - 1.29)	0.61 (0.51 - 0.74)**	1.71 (1.11 - 1.92)*	POR	3.04 (2.71 - 3.62)	1.18 (1.05 - 1.56)**	2.16 (1.71 - 2.52)**
		<b>S-9</b>	<b>S-18</b>			<b>S-9</b>	<b>S-18</b>
AFL	3.17 (2.88 - 3.78)	1.27 (1.14 - 1.43)**	1.73 (1.55 - 2.01)**	AFR	3.72 (3.33 - 4.16)	1.36 (1.19 - 1.49)**	2.34 (2.17 - 2.86)**
FCL	2.83 (2.59 - 3.37)	1.93 (1.53 - 2.26)**	1.91 (1.71 - 2.09)**	FCR	3.55 (2.96 - 3.88)	2.67 (2.44 - 3.09)**	3.12 (2.78 - 3.45)
T7	3.59 (3.14 - 4.32)	0.75 (0.48 - 1.14)**	1.89 (1.65 - 2.28)**	T8	3.58 (3.05 - 4.14)	4.47 (3.02 - 5.26)*	2.52 (2.10 - 2.83)**
POL	1.06 (0.89 - 1.29)	0.64 (0.54 - 0.82)**	0.65 (0.60 - 0.74)**	POR	3.04 (2.71 - 3.62)	1.80 (1.44 - 2.14)**	1.64 (1.54 - 2.05)**
		<b>T-9</b>	<b>T-18</b>			<b>T-9</b>	<b>T-18</b>
AFL	3.17 (2.88 - 3.78)	1.10 (0.94 - 1.23)**	2.43 (2.23 - 2.99)**	AFR	3.72 (3.33 - 4.16)	0.97 (0.59 - 1.46)**	2.61 (2.26 - 2.89)**
FCL	2.83 (2.59 - 3.37)	3.10 (2.26 - 3.66)	1.82 (1.53 - 2.55)**	FCR	3.55 (2.96 - 3.88)	2.03 (1.74 - 2.84)**	2.58 (2.07 - 2.85)**
T7	3.59 (3.14 - 4.32)	0.98 (0.82 - 1.28)**	1.01 (0.69 - 1.71)**	T8	3.58 (3.05 - 4.14)	4.11 (3.52 - 6.05)*	3.50 (2.95 - 2.30)
POL	1.06 (0.89 - 1.29)	1.42 (1.17 - 2.14)**	0.68 (0.44 - 0.98)*	POR	3.04 (2.71 - 3.62)	1.21 (0.96 - 1.45)**	2.13 (1.91 - 2.30)**

**Tabla 6**

Resultados de energía en Beta mediante PCA representados como mediana e intervalo de confianza. Estimulación binaural  $M = \text{música}$ ,  $S = \text{sonata}$ , y  $T = \text{tono}$  con una frecuencia de 9 o 18 Hz. \* para  $p\text{-value} < 0,05$ , \*\* para  $p\text{-value} < 0.001$ .

El análisis estadístico de los resultados obtenidos en este estudio, ha contribuido a identificar los cambios producidos por las seis estimulaciones BB aplicadas a los sujetos durante el proceso de aprendizaje de inglés. El análisis de las señales nos permitió identificar, que estimulación ha impactado más a las señales EEG, en cada uno de los electrodos y en tres bandas de frecuencia: Theta, Alpha y Beta. Adicionalmente, este estudio evaluó la aplicación de PCA sobre la base de datos original para conocer si los cambios en energía y frecuencia son visibles luego de realizar una reducción espacial del número de electrodos.

En los resultados obtenidos en nuestro estudio hemos encontrado que en las 3 bandas de frecuencia hay variación significativa de energía en casi todos los electrodos, como se puede apreciar en las Tablas 1, 2 y 3. Esto demuestra que la estimulación auditiva a través de la aplicación de seis distintas BB, genera un cambio significativo en todos los electrodos. El análisis que se desarrolló, abordó las estimulaciones y los electrodos, en donde se evidenció un aumento significativo de la energía al contrastarla con la referencia, esto en cada una de las bandas estudiadas.

En nuestro estudio, aunque se observaron cambios significativos con un valor  $p < 0.01$  en diversos electrodos en cada banda de frecuencia, no se han tenido en cuenta aquellos cuyo valor de mediana de energía es menor a la referencia. Esto se consideró debido a que nos hemos centrado en analizar los registros donde la estimulación BB produjo un incremento de la amplitud de la señal, es decir, donde la señal EEG presentó un incremento de energía. Adicionalmente, se excluyeron del análisis los resultados de los electrodos T7 y T8. Aunque se identificaron aumentos de energía en estos electrodos, no se aplicó PCA por lo tanto, estos electrodos no se incluyen dentro del análisis subyacente.

## 6.1. Análisis en la banda Theta

Para la banda Theta, los electrodos F7, FC5, T7, P7, O1, FC6, F8 y T8 (ver Tabla 1), mostraron un aumento en energía, aunque solo F7, P7, FC6 y F8 presentaron una diferencia significativa. Las estimulaciones predominantes en los cambios fueron M-18 y T-9.

En cuanto a los resultados obtenidos al aplicar PCA (ver Tabla 4), se evidenció un aumento de energía en FCL y F7 en comparación con su referencia durante la estimulación T-9. En la misma línea, POL mostró un incremento de energía al igual que el electrodo P7 durante la misma estimulación T-9. En FCR, los dos electrodos que lo conforman (FC6 y F8) presentaron un aumento de energía con la estimulación M-18 y este incremento es visible también en FCR. En la misma banda de frecuencia, se encontraron dos casos con aumento de energía inusual, AFR en la estimulación T-18 y en FCR con la estimulación T-9. Para ambos casos

los resultados en los electrodos AF4, F4, FC6 y F8 no presentaron un aumento de energía (ver Tabla 1). Si bien, estos electrodos no presentaron un aumento significativo se ven reflejados como un aumento de energía en AFR y FCR no significativamente distintos como se aprecia en la Tabla 4.

Desde la perspectiva del cambio frecuencial, se analizaron solo los electrodos en los que aumentó la energía significativamente. Por lo que se pudo notar un aumento de frecuencia en los electrodos FCL y F7, y lo contrario en POL y P7. Para el estímulo M-18, los electrodos FCR, FC6 y F8 también exhibieron un aumento de frecuencia.

## **6.2. Análisis en la banda Alpha**

En la banda Alpha, los electrodos AF3, F7, F4, T7, P7, O1, FC6, F8 y T8 presentaron un aumento de energía en relación con la referencia, según se observa en la Tabla 2 y de estos, los electrodos AF3, F7, P7 y F8 mostraron diferencia estadísticamente significativo. En la Tabla 5, observamos que el electrodo AFL y su electrodo de origen AF3, muestran un aumento significativo de energía con el estímulo M-18. Algo similar sucede con FCL y el electrodo F7 pero con el estímulo T-9. Adicionalmente, se observó un comportamiento similar en POL y P7 con el estímulo T-9. Para el electrodo FCR se puede apreciar un aumento de energía significativo en F8 con la estimulación M-18 y T-9. Si bien es cierto existen electrodos como O1 y F4 que presentan aumento de energía pero este no es significativo.

Analizando el cambio de frecuencia para la banda Alfa, los electrodos AFL y AF3 muestran una disminución de frecuencia con el estímulo M-18 y lo opuesto en FCL y F7. Con la estimulación T-9 se observó una disminución de frecuencia en FCL y F7, al igual que en los electrodos POL y P7. Finalmente, FCR, FC6 y F8 evidencian un aumento de frecuencia en el estímulo M-18.

## **6.3. Análisis en la banda Beta**

En la banda Beta se evidenciaron cambios significativos en un número menor de electrodos. Los electrodos F7, P7, O1, F4, FC6, F8 y T8 presentaron un aumento en su energía como se puede apreciar en la Tabla 2 y solo los electrodos P7 y O1 mostraron un aumento estadísticamente significativo, convirtiéndolos en los focos de nuestro análisis. Estos electrodos se reflejaron de manera notable en el análisis de PCA especialmente en el estímulo M-18 donde se observó un aumento de energía significativa estadísticamente.

En esta banda, al analizar nuestros electrodos de interés nos hemos percatado que tanto

para los aumento de energía de P7 y O1 la frecuencia aumentó, a diferencia que para el resultado de PCA en el electrodo POL en donde la frecuencia ha reducido en el estímulo M-18 siendo el único cambio de frecuencia en esta banda.

Este análisis nos permitió detectar que la dirección del cambio se mantiene consistente en nuestros electrodos con mayor diferencia estadística al pasar al PCA. Así, los cambios en frecuencia se reflejan en la energía del PCA: una disminución de frecuencia en un electrodo se traduce en una disminución de energía en el PCA.

## 7. Conclusiones

Este proyecto se centró en analizar la variación espectral en las bandas de frecuencia Theta, Alpha y Beta en una base de datos de señales EEG registradas durante estimulaciones auditivas binaurales, en el contexto del aprendizaje de una segunda lengua. Los resultados revelaron cambios significativos en varios electrodos de estas bandas debido a la BB, destacando los estímulos M-18 y T-9 como los más efectivos.

En la banda Theta, los electrodos F7, P7, FC6 y F8 mostraron diferencias significativas en energía, influenciando de manera notable los resultados del PCA. Se observó un aumento de energía en estos electrodos bajo las estimulaciones T-9 y M-18.

En la banda Alpha, los electrodos AF3, F7, P7 y F8 presentaron cambios estadísticamente significativos, convirtiéndose en los puntos de interés principal para el análisis de PCA. Los cambios observados reflejaron un comportamiento consistente en la energía de los electrodos obtenidos PCA.

En la banda Beta, se encontraron los cambios menos significativos. Solo los electrodos P7 y O1 presentaron diferencias estadísticamente significativas, siendo los electrodos clave en el análisis del PCA para esta banda de frecuencia.

En conclusión este estudio ha demostrado que la estimulación BB tiene un impacto significativo en las señales de electroencefalografía en sujetos durante el proceso de aprendizaje de inglés. , lo cual sugiere que las estimulaciones T-9 y M-18 generan cambios sustanciales en la actividad cerebral.

Finalmente, el PCA demostró ser efectivo en capturar los electrodos con mayores diferencias significativas, manteniendo la misma dirección de cambio observada en las frecuencias y energías. Esto confirma que el PCA es una herramienta valiosa para identificar y analizar las alteraciones espectrales inducidas por la estimulación auditiva binaural en señales EEG.

## 8. Recomendaciones

Aspectos éticos: Se recomienda considerar los aspectos éticos relacionados con el uso de los resultados obtenidos, como la privacidad de los datos de los pacientes y el consentimiento informado.

Técnicas avanzadas de visualización cerebral: Para mejorar la precisión y profundidad del análisis de ondas cerebrales, se recomienda la utilización de técnicas de visualización con mayor resolución, como la resonancia magnética funcional (fMRI). Estas técnicas pueden proporcionar una imagen más detallada de la actividad cerebral, lo cual puede enriquecer los hallazgos del estudio, permitiendo explorar de mejor manera las zonas del cerebro que se llegan a activar durante la estimulación.

Exploración de nuevas técnicas NIBS: Se sugiere la exploración de nuevas técnicas de estimulación cerebral no invasiva para complementar y potencialmente mejorar los resultados obtenidos con los BB. La investigación en este campo podría descubrir métodos más efectivos para influir en la actividad cerebral y el aprendizaje.

Aumento del tamaño de la muestra: Para mejorar la precisión de los resultados, se recomienda realizar experimentos con un mayor número de sujetos bajo las mismas condiciones, con la finalidad de incrementar la base de datos de estudio.

Estudios comparativos futuros: Para futuros estudios, se sugiere diseñar un experimento que compare dos grupos distintos de personas que cumplan con las mismas características (nivel de inglés, edad, etc.). Uno de los grupos recibiría la estimulación con BB, mientras que el otro no recibiría ningún tipo de estimulación. Evaluar los resultados académicos de ambos grupos permitiría comprobar la efectividad de los BB en el aprendizaje de un nuevo idioma. Dado que ambos grupos estarían recibiendo clases de inglés, cualquier diferencia en los resultados podría atribuirse al uso de BB, proporcionando una medida clara de su impacto en el aprendizaje.

## Referencias

- Abutalebi, J., Rosa, P. A. D., Ding, G., Weekes, B., Costa, A., y Green, D. W. (s.f.). Language proficiency modulates the engagement of cognitive control areas in multilinguals. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.cortex.2012.08.018> doi: 10.1016/j.cortex.2012.08.018
- Aparecido-Kanzler, S., Cidral-Filho, F. J., y Prediger, R. D. (2021). Effects of binaural beats and isochronic tones on brain wave modulation: Literature review. *Revista mexicana de neurociencia*, 22(6), 238–247.
- Balboa-Bandeira, Y., Zubiaurre-Elorza, L., Ibarretxe-Bilbao, N., Ojeda, N., y Pena, J. (2021). Effects of transcranial electrical stimulation techniques on second and foreign language learning enhancement in healthy adults: A systematic review and meta-analysis. *Neuropsychologia*, 160, 107985.
- Borges, L. R., Arantes, A. P. B. B., y Naves, E. L. M. (2023). Influence of binaural beats stimulation of gamma frequency over memory performance and eeg spectral density. En *Healthcare* (Vol. 11, p. 801).
- Bueno-Palomeque, F., Lema-Condo, E., Castro-Villalobos, S., Serpa-Andrade, L., y Ordonez-Morales, E. (2018). Variation of the eeg-energy in a second language class. En *Neurotechnix 2018-proceedings of the 6th international congress on neurotechnology, electronics and informatics* (pp. 41–45).
- Carreras, J. L., Castejón, M. J. P., y Pascual, A. M. J. (2003). Pet en oncología. *Nuclear España: Revista de la Sociedad Nuclear española*(233), 29–33.
- Cepeda-Zapata, L. K., Corona-González, C. E., Alonso-Valerdi, L. M., y Ibarra-Zarate, D. I. (2023). Binaural beat effects on attention: a study based on the oddball paradigm. *Brain Topography*, 36(5), 671–685.
- Díaz, P. (2008). Implicancias de las técnicas de medición de la actividad cerebral en la cognición:¿ el tiempo o el espacio? *revista de Psicología*, 17(1), 87–100.
- Engelbregt, H., Barmentlo, M., Keeser, D., Pogarell, O., y Deijen, J. B. (2021). Effects of binaural and monaural beat stimulation on attention and eeg. *Experimental brain research*, 239(9), 2781–2791.
- Filmer, H. L., Mattingley, J. B., y Dux, P. E. (2020). Modulating brain activity and behaviour with tdc: Rumours of its death have been greatly exaggerated. *Cortex*, 123, 141–151.
- First, E. E. (2023). Ef epi: Ef english proficiency index: A ranking of 100 countries and regions by english skills: Ef education first.
- Gazzaniga, M. S., Ivry, R. B., y Mangun, G. R. (2002). Cognitive neuroscience: The biology

- of the mind . new york: W. w. *Norton & Company*, 199, 166.
- Guijarro, J. A. R. (2007). Tomografía por emisión de positrones (pet): evolución y futuro. *Radiobiología*, 7, 148–156.
- Hall, J. E. (2011). *Guyton y hall. tratado de fisiología médica*. Elsevier Health Sciences.
- Klichowski, M., Wicher, A., Kruszwicka, A., y Golebiewski, R. (2023). Reverse effect of home-use binaural beats brain stimulation. *Scientific Reports*, 13(1), 11079.
- Kurita, T. (2019). Principal component analysis (pca). *Computer vision: a reference guide*, 1–4.
- Lema-Condo, E., Méndez-Alvarado, D., Bueno-Palomeque, F., Ordoñez-Morales, E., y Serpa-Andrade, L. (2023). Eeg signals variation under stroboscope and binaural sound stimulations. En *International congress on information and communication technology* (pp. 877–882).
- Lema-Condo, E. L., Bueno-Palomeque, F. L., Castro-Villalobos, S. E., Ordonez-Morales, E. F., y Serpa-Andrade, L. J. (2017). Comparison of wavelet transform symlets (2-10) and daubechies (2-10) for an electroencephalographic signal analysis. En *2017 ieee xxiv international conference on electronics, electrical engineering and computing (intercon)* (pp. 1–4).
- Lim, S., Yeo, M., y Yoon, G. (2019). Comparison between concentration and immersion based on eeg analysis. *Sensors*, 19(7), 1669.
- Long, Y., Zhong, M., Aili, R., Zhang, H., Fang, X., y Lu, C. (2023). Transcranial direct current stimulation of the right anterior temporal lobe changes interpersonal neural synchronization and shared mental processes. *Brain Stimulation*, 16(1), 28–39.
- Lowie, W., y Verspoor, M. (2015, 3). Variability and variation in second language acquisition orders: A dynamic reevaluation. *Language Learning*, 65, 63-88. doi: 10.1111/lang.12093
- Pastor, J., y Sola, R. (2002). Fundamentos biofísicos de la magnetoencefalografía. *Rev Neurol*, 34(865), 70.
- Polanía, R., Nitsche, M. A., y Ruff, C. C. (2018). Studying and modifying brain function with non-invasive brain stimulation. *Nature neuroscience*, 21(2), 174–187.
- Ramos-Argüelles, F., Morales, G., Egozcue, S., Pabón, R., y Alonso, M. (2009). Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. En *Anales del sistema sanitario de navarra* (Vol. 32, pp. 69–82).
- Rankhambe, D., Ainapure, B. S., Appasani, B., y Jha, A. V. (2023). A flower pollination algorithm-optimized wavelet transform and deep cnn for analyzing binaural beats and anxiety. *AI*, 5(1), 115–135.
- Robison, M. K., Obulasetty, M., Blais, C., Wingert, K. M., y Brewer, G. A. (1234). The

effect of binaural beat stimulation on sustained attention. *Psychological Research*, 86. Descargado de <https://doi.org/10.1007/s00426-021-01524-3> doi: 10.1007/s00426-021-01524-3

- Rose, D. H., y Strangman, N. (2007). Universal design for learning: Meeting the challenge of individual learning differences through a neurocognitive perspective. *Universal access in the information society*, 5, 381–391.
- Saritha, C., Sukanya, V., y Murthy, Y. N. (2008). Ecg signal analysis using wavelet transforms. *Bulg. J. Phys.*, 35(1), 68–77.
- Shan, Y., Wang, H., Yang, Y., Wang, J., Zhao, W., Huang, Y., ... others (2023). Evidence of a large current of transcranial alternating current stimulation directly to deep brain regions. *Molecular Psychiatry*, 1–9.
- Shiradkar, S., Rabelo, L., Alasim, F., y Nagadi, K. (2021). Virtual world as an interactive safety training platform. *Information*, 12(6), 219.
- Soleimani, G., Nitsche, M. A., Bergmann, T. O., Towhidkhah, F., Violante, I. R., Lorenz, R., ... others (2023). Closing the loop between brain and electrical stimulation: towards precision neuromodulation treatments. *Translational psychiatry*, 13(1), 279.
- Tyng, C. M., Amin, H. U., Saad, M. N. M., y Malik, A. S. (2017). The influences of emotion on learning and memory. *The Influences of Emotion on Learning and Memory. Front. Psychol*, 8, 1454. Descargado de [www.frontiersin.org](http://www.frontiersin.org) doi: 10.3389/fpsyg.2017.01454
- Velasco, P. M. G. (2013). *Influencia de la estimulación sonora binaural en la generación de ondas cerebrales* (Tesis Doctoral no publicada). Universidad Complutense de Madrid.
- Vernon, D. (2009). *Human potential: Exploring techniques used to enhance human performance*. Routledge.
- Wan, B., y Guo, J. (2020). Learning immersion assessment model based on multi-dimensional physiological characteristics. En *2020 IEEE International Conference on Power, Intelligent Computing and Systems (ICPICS)* (pp. 87–90).
- Yang, J., Gates, K. M., Molenaar, P., y Li, P. (2014). Neural changes underlying successful second language word learning: An fmri study. Descargado de <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneuroling.2014.09.0040911-6044/> doi: 10.1016/j.jneuroling.2014.09.004