



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO
ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS
SUPERIORES JURIQUILLA



LICENCIATURA EN NEUROCIENCIAS

MODELOS COMPUTACIONALES I

5° SEMESTRE

Proyecto: Análisis de un Dataset

MOSQUEDA RAMIREZ OMAR JOEL

30 DE NOVIEMBRE DEL 2025

Resumen.

Este trabajo presenta un análisis de señales EEG para Interfaces Cerebro-Computadora (BCI), enfocándose en la distinción y eficacia entre Movimiento Imaginario (MI) y Movimiento Ejecutado (MA). Se utilizó el dataset *EEG Motor Movement/Imagery Database* de PhysioNet. La metodología se centró en el análisis de conectividad utilizando un umbral (*threshold*) de 0.58 y un filtrado del 70% para las conexiones más relevantes pues se buscaba los nodos más conectados tanto del Movimiento Imaginario como del Movimiento Ejecutado. Se sacaron las métricas de todos los ensayos Motores e Imaginarios y se pondero en una gráfica global de cada grupo. Los resultados para el Imaginario Fcz, C1 , Cp1, Cpz, P1 y Motor: Pz, P1,Cp1, Cpz, C1 confirman una mayor precisión en la corteza motora tanto de MA como MI, el movimiento imaginario es más frontal , sin perder la zona de activación de la corteza motora, en la MA se ve más activación por la zona somatosensorial por la retroalimentación constante de las vías sensoriales para la propiocepción que requiere el movimiento como dice la literatura.

1. Introducción

Las Interfaces Cerebro-Máquina (BCI) basadas únicamente en EEG suelen presentar porcentajes de aciertos limitados, oscilando entre el 60-80%, lo que ha impulsado la búsqueda de sistemas híbridos (por ejemplo, combinando EEG con cortezas visuales).

Estos sistemas son especialmente útiles para personas que no pueden interactuar de ninguna forma con su entorno (Pj, Síndrome de enclaustramiento (LIS) o accidentes cerebro vasculares). Sin embargo para alcanzar a utilizarlas tiene que haber un periodo de entrenamiento¹. De los mas usados estan el Movimiento Ejecutado (MA) y el Movimiento Imaginario (MI). La precisión promedio del BCI encontrada por Blokland y otros (2014) fue del 79% para tareas de MA y del 70% para tareas de MI. Aunque la MA tiene resultados mejores se utiliza el imaginario por tres razones:

- Similitud Neural: El MI activa las mismas áreas corticales que la ejecución motora (Jeannerod, 2001).
- Señal Limpia: Genera patrones de activación sin los artefactos que causa la contracción muscular total o parcial (Pfurtscheller & Neuper, 2001).
- Aprendizaje: Normalmente para las personas que no pueden moverse pedirles que traten de hacerlos genera frustración y sentimientos negativos, con lo que el MI genera Neurofeedback sin la frustración de intentar un movimiento físico fallido (Wolpaw et al., 2002).

Los BCI actualmente presentan porcentajes de aciertos muy buenos (el 60-80%), sin embargo, la literatura menciona que los sistemas BCI personalizados son los sistemas verdaderamente funcionales. Por lo que es estudio personalizado de los nodos más conectados y fuertes en una tarea, son cruciales para tener una BCI funcional.

2. Descripción del experimento y del dataset seleccionado

- Para este estudio se seleccionó el conjunto de datos público EEG Motor Movement/Imagery Database (PhysioNet).
- Sujetos: El dataset consta de 109 voluntarios.
- Configuración: Registro de 64 canales EEG (Sistema 10-20) a una frecuencia de muestreo de 160 Hz. (Y un electrodo de referencia en la oreja).
- Actividad realizada (Protocolo): Cada sujeto realizó 14 ensayos experimentales:
- Dos corridas de referencia (ojos abiertos y cerrados).
- Cuatro tareas divididas en:
 1. Abrir y cerrar el puño izquierdo o derecho (Real).
 2. Imaginar abrir y cerrar el puño izquierdo o derecho (Imaginario).

3. Abrir y cerrar ambos puños o ambos pies (Real).
4. Imaginar abrir y cerrar ambos puños o ambos pies (Imaginario).

Nota: Cada tarea se repitió 3 veces dando un total de 12 ensayos funcionales por sujeto.

3. Metodología

Descripción lógica de los métodos:

Se realizó un análisis de conectividad funcional sobre las señales EEG. Para filtrar el ruido y conservar solo las conexiones neuronales más significativas, se establecieron criterios de umbralización específicos:

- Selección de Umbral (Threshold): Se aplicó un valor de $th = 0.58$. (La mayoría de las conexiones estaban en 0.2)
- Inferencia y Porcentaje de Conexiones: Aunque la literatura menciona que es aceptable rangos entre 30-80%, para este trabajo se seleccionó conservar el 70% de las conexiones más fuertes (descartando el análisis con 50% y 60% tras pruebas preliminares).

Convierte el diccionario de datos brutos (ensayo_dict) en una lista de DataFrames de pandas, Creamos una matriz de conectividad a partir de la lista de 109 sujetos. Después para ver que todo estuviera bien con la tabla y percentiles de 50%, 60% y 70%.

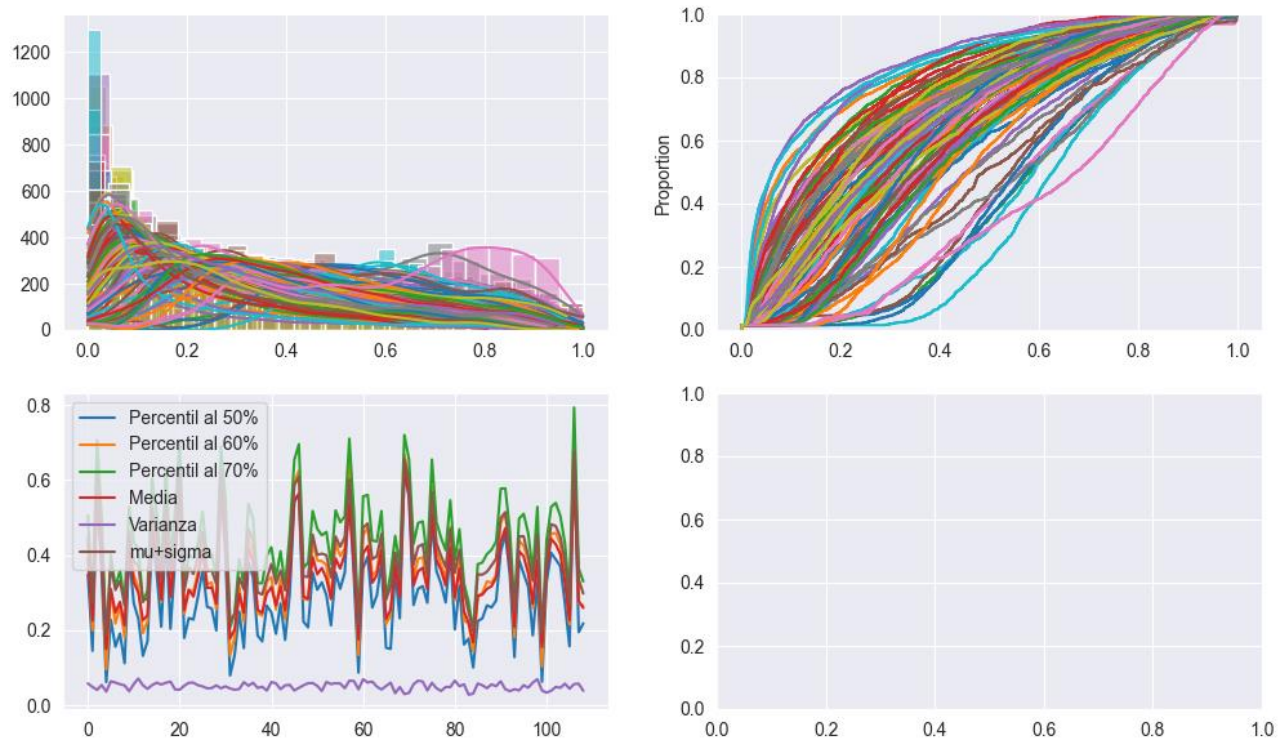


Fig1. Graficas donde se ve la distribución de datos.

La mayoría de las conexiones están alrededor de 0.0 - 0.2. La ECDF muestra la mayor parte de conexiones son débiles. Estadísticas son estables entre sujetos, no tienes outliers extremos. Entonces escogimos el 0.58 th y 70% tras consultar la literatura, era algo aceptable y aunque los grafos 2D se veían castigados yo quería ver los nodos más conectados. Esto lo repetimos varias veces pero no tenía sentido hacerlo en todos los ensayos porque si iba hacer un grafo de todo el grupo Motor e imaginario iba a utilizar los mismos parámetros.

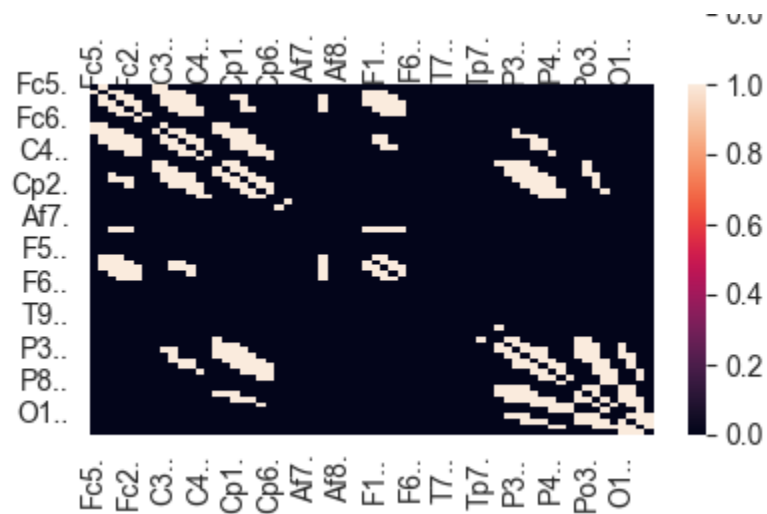


Fig. 2. Mapa de calor de las conexiones con el umbral $th_{0.58}$ y 70% de los sujetos

Luego con el mapa de calor se veía castigado, pero aun así estábamos dentro del rango y solo quería ver los nodos más conectados.

Luego convertir de dataframe a grafo, calculamos las métricas como el Clustering , Longitud Media del Camino, Coeficiente de Mundo Pequeño, Comunidades, Betweenness y Diccionario de Grados, esto para los 12 ensayos (Motores 6, Imaginarios 6).

Luego hicimos promedio al ser DataFrames de pandas con los mismos índices (canales), podemos sumarlos y dividir.

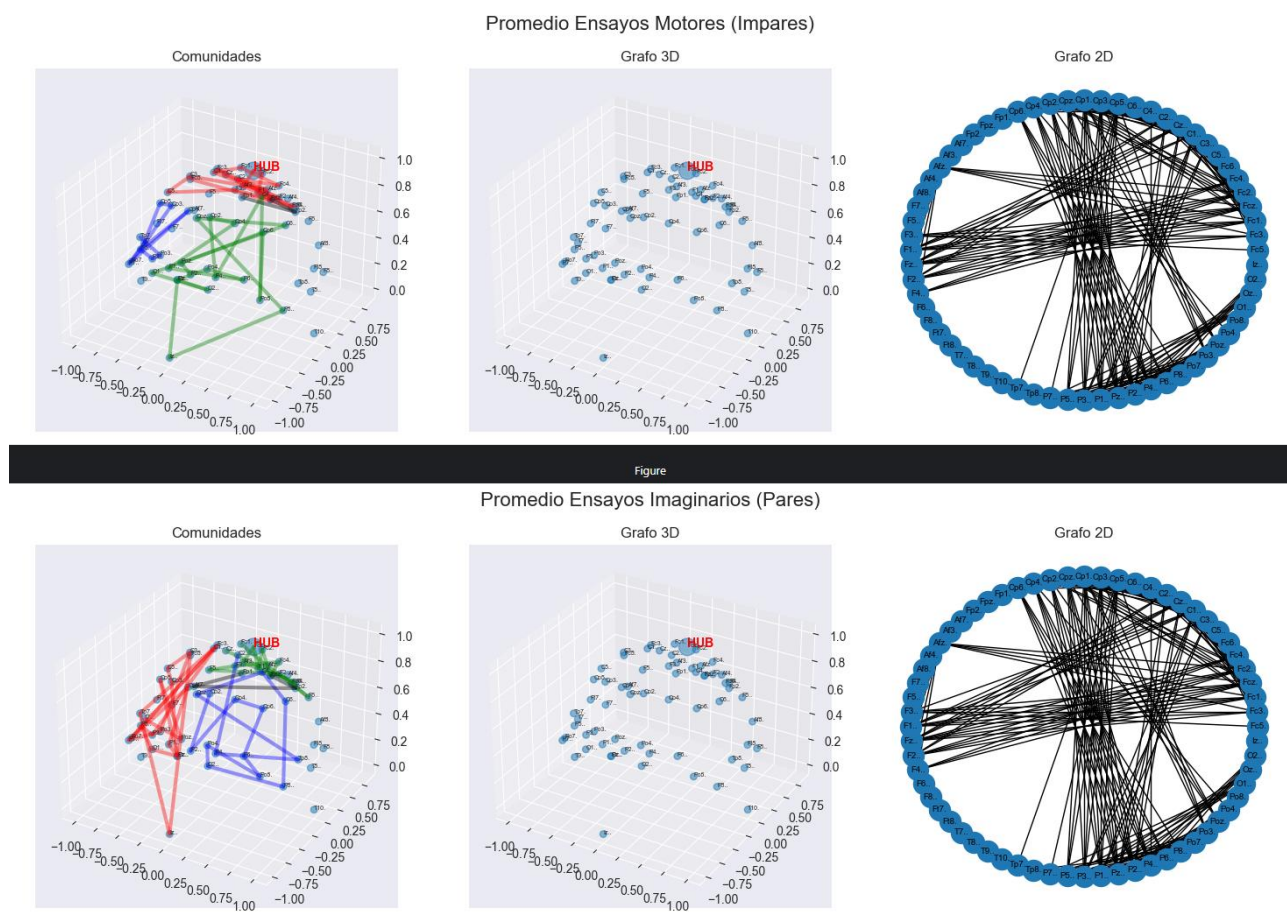
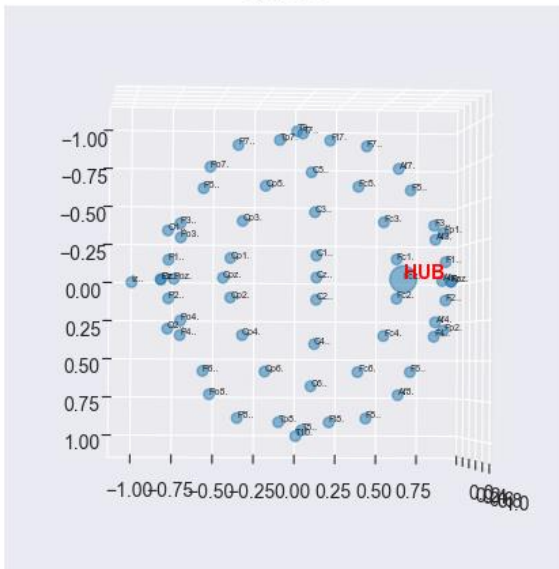


Fig 3. Graficas de los grupos Motor e Imaginario.

Luego dio como resultado unos grafos muy parecidos casi iguales, incluso el HUB estaba en el mismo lugar (lo cual tiene sentido si hablamos que estaba en la corteza motora, como decía la literatura tanto la imaginaria y motora reclutan las mismas áreas por eso se utiliza para BCI). Por lo que cheque si eran los mismos valores restando los promedios y si había una diferencia. Por lo que no eran los mismos. Pero estos gráficos no me decían nada ya que pensé que al haber aumentado tanto los umbrales pude quitar pequeñas diferencias como decía en la literatura que la tarea imaginaria era más prefrontal. Por lo que quise ampliar el rango de nodos que podría observar, no solo el HUB escogí los 5 primeros.

Promedio Ensayos Motores (Impares)

Grafo 3D



Promedio Ensayos Imaginarios (Pares)

Grafo 3D

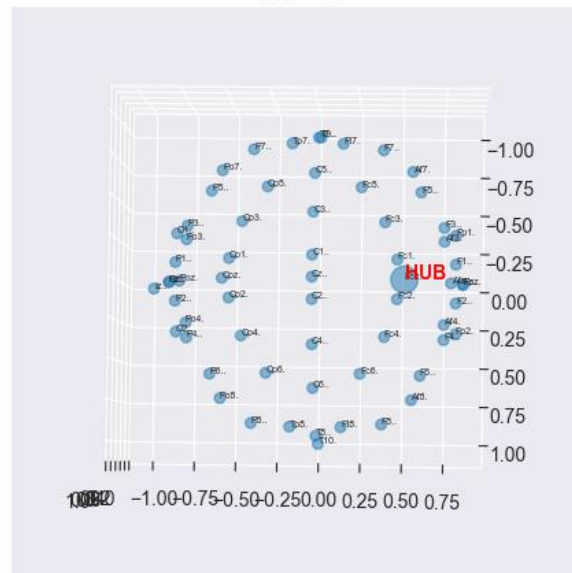


Fig 4. Graficas 3D donde se puede ver que el HUB es el mismo para los dos grupos de todos los sujetos.

Promedio Imaginario (3D) - Top 5 Activos

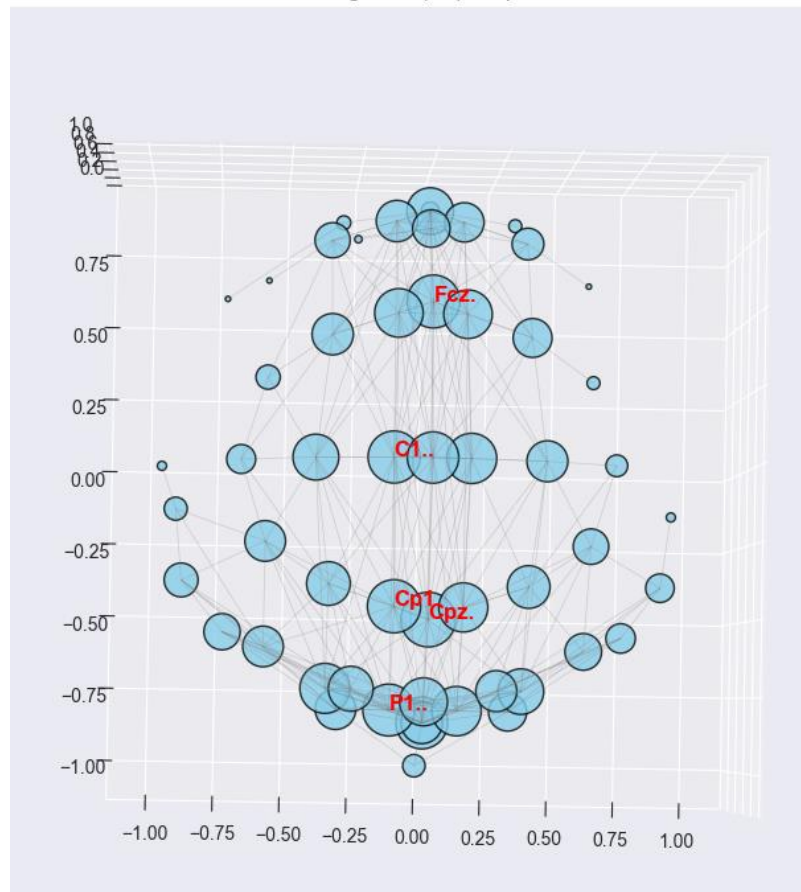


Fig 5. Grafica de los nodos mas conectados (Grado) del promedio del grupo Imaginario.

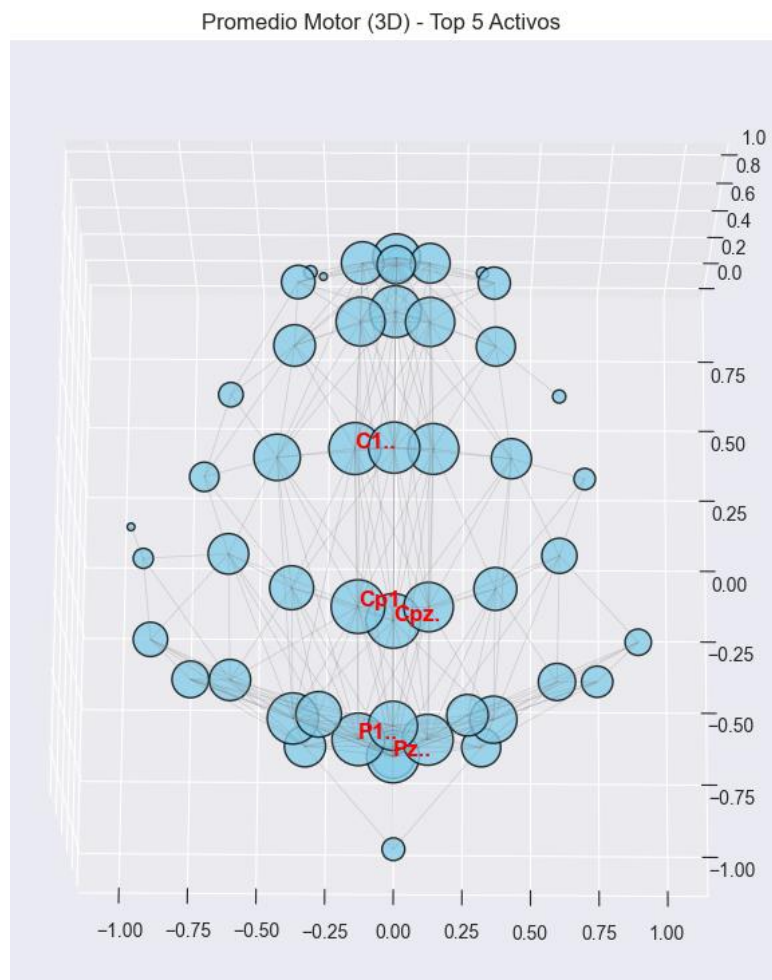


Fig 5. Grafica de los nodos más conectados (Grado) del promedio del grupo Imaginario.

Referencias.

Dataset: <https://physionet.org/content/eegmmidb/1.0.0/>

Chen, Y., Zhao, Z., Liu, Y., & Zhang, J. (2021). Differences in evaluation metrics for motor imagery and motor attempt based on EEG. *Frontiers in Neurobotics*, 15, 706630.

<https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.706630>

(Nota: Este es el artículo del enlace que proporcionaste, el cual corresponde a "El estudio actual").

Jeannerod, M. (2001). Neural simulation of action: The possibilities and limits. *NeuroImage*, 14(1), S103-S109. <https://doi.org/10.1006/nimg.2001.0832>

Miller, K. J., Schalk, G., Fetz, E. E., den Nijs, M., Ojemann, J. G., & Rao, R. P. (2010). Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online control. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(9), 4430-4435. <https://doi.org/10.1073/pnas.0913697107>.

Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113(6), 767-791.

[https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(02\)00057-3](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00057-3)

Biasiucci, A., Leeb, R., Iturrate, I., Perdakis, S., Al-Khodairy, A., Corbet, T., ... & Millán, J. D. R. (2018). Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery in chronic stroke survivors. *Nature Communications*, 9(1), 2421. <https://doi.org/10.1038/s41467-018-04673-z>