

Actividad eléctrica cerebral: métodos de registro y análisis y sus implicaciones en la organización funcional del cerebro

Brain electrical activity: recording and analysis methods and its implications in the brain's functional organization

Sergio Rivera-Tello
Vladimir Huerta-Chávez
Julieta Ramos-Loyo*

Instituto de Neurociencias, Centro Universitario de Ciencias Biológicas y Agropecuarias,
Universidad de Guadalajara, Guadalajara, Jalisco, México.

*Autor para correspondencia: julieta.ramos@academicos.udg.mx

Resumen

El electroencefalograma (EEG) es una técnica no invasiva que permite evaluar la actividad eléctrica cerebral. Esta ha sido de gran utilidad a lo largo de los años para evaluar la organización funcional del cerebro, tanto en poblaciones sanas como en aquellas con diversas patologías. El objetivo de esta revisión es brindar un panorama general del EEG, incluyendo el origen neurofisiológico de la actividad eléctrica cerebral, las bandas de frecuencia que la componen y los métodos de análisis comúnmente aplicados en la investigación. Todavía hay mucho que conocer acerca del significado de los cambios que se generan en los distintos ritmos cerebrales en función de la edad, durante el procesamiento de información, así como sus alteraciones en patologías específicas.

Palabras clave: EEG, ritmos cerebrales, actividad eléctrica cerebral, análisis EEG.

Abstract

The electroencephalogram (EEG) is a non-invasive technique that allows the evaluation of brain electrical activity. It has been advantageous over the years to assess the brain's functional organization in healthy populations and those with various pathologies. This review aims to provide a general overview of the EEG, including the neurophysiological origin of brain electrical activity, the component frequency bands, and the analysis methods commonly applied in research. There is still a lot to know about the meaning of the changes generated in the different brain rhythms related to age during information processing, as well as their alterations in specific pathologies.

Keywords: EEG, brain rhythms, brain electrical activity, EEG analysis.

Aspectos generales del EEG

La electroencefalografía (EEG) es una de las técnicas más utilizadas para el estudio de la actividad cerebral. Tiene aplicaciones principalmente en la clínica, la investigación y las interfaces cerebro-máquina. El EEG es una técnica no-invasiva que permite la adquisición en tiempo real de la actividad eléctrica cerebral. Su alta resolución temporal, facilidad de uso y bajo costo sitúan al EEG como una de las técnicas preferidas para observar los cambios en la organización funcional del cerebro. Además, proporciona información sobre la dinámica cerebral involucrada en funciones cognitivas específicas (Lopes da Silva, 2013).

Esta técnica consiste en la colocación de electrodos sobre la superficie del cuero cabelludo para detectar las señales eléctricas producidas por el cerebro. La señal es registrada por medio de un electroencefalógrafo, el cual permite filtrar y amplificar la señal. La amplificación de la señal es de gran importancia, debido a que ésta lidia con una gran resistencia conformada anatómicamente por las meninges, el hueso craneal y el cuero cabelludo que disminuyen su voltaje al orden de los microvoltios. Una vez amplificada la señal pasa por una serie de filtros que van a delimitarla en un rango de frecuencias de interés específico. Tradicionalmente, se deja pasar la señal oscilatoria entre .01 y 40 Hz o ciclos por segundo. Además, con el avance de la tecnología y los sistemas digitales, los equipos de registro del EEG han pasado de ser instrumentos analógicos, es decir que realizan un registro continuo en la amplitud y en el tiempo de la señal, a ser instrumentos digitales, es decir que muestrean una serie de puntos con valores discretos. Este muestreo de la señal se realiza a través de un dispositivo del equipo que se denomina convertidor análogo-digital (CAD). En la configuración del registro se debe definir la frecuencia de muestreo, que señala cuántos puntos o valores por segundo se van a guardar. En la investigación, generalmente se utiliza una frecuencia de muestreo de 500 Hz, es decir, se toman 500 puntos en un segundo. Sin embargo, este parámetro puede cambiar dependiendo de la resolución deseada a través del tiempo. Una vez que la señal es digitalizada se guarda en una computadora para posteriormente

analizarla con métodos cuantitativos.

Cuando se realiza un registro de EEG es importante considerar los factores que pueden inducir ruido en la señal, mismos que pueden dificultar la interpretación clínica o el posterior análisis cuantitativo. Por consiguiente, un parámetro importante a considerar es la impedancia de los electrodos. La impedancia eléctrica es la oposición al paso de corriente, mientras más alta es, más se atenúa la señal detectada. Una buena práctica es tratar de registrar la señal con una impedancia por debajo de los 10 kOhms en cada electrodo. Para lograr esto, generalmente se limpia la superficie del cuero cabelludo para eliminar la grasa. Además, se controla la temperatura del cuarto de registro de tal manera que se evite la sudoración.

Un registro de EEG generalmente tiene un orden espacial en todo el cuero cabelludo. Los electrodos son distribuidos a través de la cabeza y son ordenados de manera equidistante (Figura 1.a). La práctica común es seguir el Sistema Internacional 10-20 (Jasper, 1958) o 10-10, el cual consiste en colocar los electrodos a una distancia de 10% ó 20% de la longitud total que hay entre el entrecejo (nasion) y la curvatura posterior de la cabeza (inion). El número de electrodos a registrar puede variar según el objetivo del registro, sin embargo, en la práctica clínica usualmente se utilizan entre 20 y 32 electrodos. Cuando se hacen registros con fines de investigación, el número de electrodos se puede incrementar hasta 128 o más, según sea la resolución espacial deseada.

Otro aspecto fundamental que se tiene que considerar durante un registro de EEG es el tipo de montaje. Cada señal registrada es producto de la diferencia entre dos electrodos. Cuando se registra la diferencia de voltaje entre dos electrodos colocados en regiones activas se denomina registro bipolar. Mientras tanto, el denominado montaje monopolar registra la diferencia de potencial entre un electrodo ubicado en zona activa de interés y uno usado como referencia, el cual se coloca en un área relativamente neutra. Generalmente, las referencias más utilizadas son los lóbulos de las orejas, aunque también en ocasiones se utiliza una referencia promedio de todos los electrodos.

Cómo se origina la actividad EEG

El cerebro está conformado por millones de neuronas interconectadas entre sí que producen potenciales eléctricos. Esta actividad puede ser detectada a través

del EEG. Estos electrodos detectan dipolos eléctricos que son producidos por poblaciones neuronales situadas perpendicularmente a la superficie de la cabeza, principalmente por neuronas piramidales ubicadas entre las capas 3 y 5 de la corteza. Estos campos eléctricos son el resultado de señales electroquímicas que se transmiten de una neurona a otra. Sin embargo, cuando millones de estas neuronas generan campos eléctricos de manera simultánea, éstos llegan a ser lo suficientemente grandes para ser detectados por el EEG (Cohen, 2017).

Una de las principales características de la actividad eléctrica cerebral es su capacidad oscilatoria. Esta actividad rítmica es impulsada por fluctuaciones en la excitabilidad de las poblaciones neuronales y esto es debido a que las neuronas reciben continuamente numerosos impulsos, excitadores o inhibidores, que generan cambios en la polaridad y la amplitud. Estas fluctuaciones son provocadas por el intercambio iónico entre las neuronas y este flujo de corriente provoca estados de hiper- y des-polarización que a su vez inducen estados cíclicos de los campos eléctricos (Buzsáki, 2006). La velocidad de estos cambios de polaridad determina la frecuencia del campo eléctrico, mostrando así un comportamiento oscilatorio de la actividad eléctrica. Además, se ha observado que

las neuronas por sí mismas tienen la capacidad intrínseca de oscilar a una frecuencia preferida (Llinás, 1988). Esta propiedad oscilatoria individual de las neuronas puede verse reflejada en núcleos específicos con una frecuencia dominante, estos núcleos “marcapasos”, pueden a su vez sincronizar otras regiones de la corteza, y de esta manera propician una actividad oscilatoria. La actividad oscilatoria del cerebro puede originarse desde una célula única hasta ensamblajes neuronales y redes complejas.

El cerebro al ser un sistema dinámico oscila continuamente a distintas frecuencias, las cuales constituyen funciones específicas en el cerebro. Las oscilaciones neurales no sólo representan correlatos de la función cerebral, sino también son un vínculo entre varias estructuras necesarias para indicar el desempeño de las funciones cerebrales (Başar *et al.*, 2016). Cuando el cerebro participa en funciones como el procesamiento sensorial, la dirección de la atención, la orientación en el espacio, el almacenamiento de información y la preparación del movimiento ocurren cambios en la dinámica eléctrica, en donde ciertas frecuencias de oscilación se vuelven predominantes (Buzsaki *et al.*, 2013). Las oscilaciones neurales tienen funciones importantes que se han mantenido y conservado a lo largo de la evolución, en donde

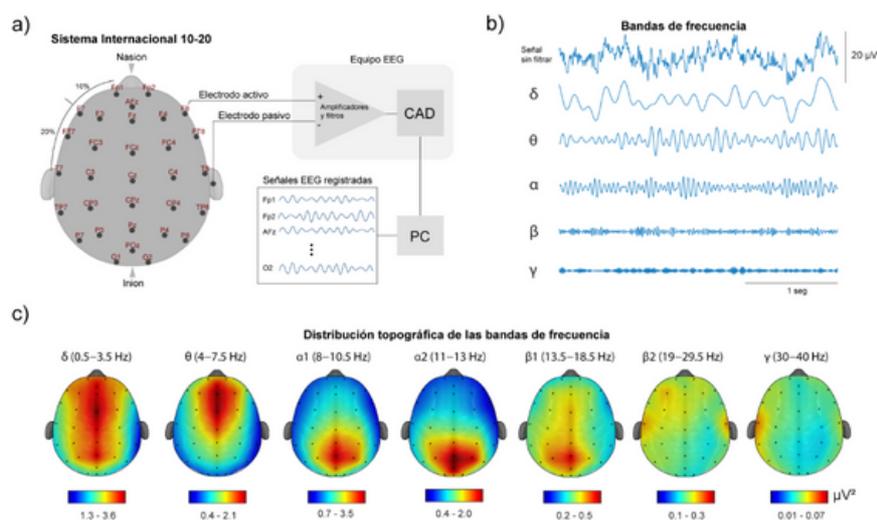


Figura 1. **a)** Diagrama simplificado de un registro de EEG. **b)** Señal de EEG original que incluye todas las bandas de frecuencia y filtrada en las distintas bandas de frecuencia que la componen: delta (δ), theta (θ), alfa (α), beta (β) y gamma (γ). **c)** Distribución topográfica de la potencia absoluta para cada banda de frecuencia. Las gráficas muestran el promedio de la potencia absoluta de 28 personas en estado de reposo con los ojos abiertos. Los colores cálidos indican mayor potencia y los fríos menor potencia. (Figura de elaboración propia. Mapas topográficos obtenidos de Rivera Tello, 2020). CAD= convertidor analógico/digital. PC=computadora.

existe una organización jerárquica de tal manera que, la fase de los ritmos lentos puede modular la amplitud de los ritmos más rápidos (Buszaki *et al.*, 2013).

Bandas de frecuencia

La actividad EEG ha sido clasificada en rangos de frecuencias. Las bandas más comunes son: delta (0.2-3.5 Hz), theta (4-7.5Hz), alfa (8-12.5 Hz), beta (13-29 Hz) y gamma (30-90 Hz). Cada banda de frecuencia muestra características de amplitud, frecuencia, morfología y distribución y participan de manera diferencial en distintas funciones cerebrales. Existe una relación inversa entre la frecuencia y la amplitud de las bandas, es decir las bandas más lentas tienen una mayor amplitud y las rápidas una menor amplitud (Figura 1.b). También es importante señalar que la proporción de las bandas cambia con el desarrollo del sistema nervioso, de tal manera que conforme los niños crecen disminuyen las frecuencias lentas (delta y theta) y se incrementan las rápidas (alfa y beta) (Clarke *et al.*, 2001). De esta manera, la actividad eléctrica cerebral es un indicador del grado de desarrollo cerebral en los niños. Así mismo, la distribución topográfica de cada ritmo brinda información sobre la localización de los generadores, que en adulto sano muestra una distribución particular (Figura 1.c).

Delta

La banda delta oscila en frecuencias menores a 3.5 Hz y muestra la amplitud de mayor tamaño. Visualmente, se observa en las fases tres y cuatro del sueño, en estados de coma, lesiones cerebrales y epilepsia de pequeño mal. Su distribución espacial se observa preferentemente en regiones anteriores. El principal generador es el tálamo, al ser inhibido por neuronas retículo-talámicas. Sin embargo, también se ha observado que la corteza tiene la capacidad de generar en forma intrínseca ondas lentas de menos de 1 Hz (Buzsáki, 2006; Sanei y Chambers, 2007; Tatum *et al.*, 2008). De igual forma, se ha observado que se genera en la corteza cingulada (Knyazev, 2007). Esta banda se ha relacionado con estados motivacionales y procesos inhibitorios (Harmony, 2013).

Theta

La banda theta oscila en frecuencias de 4 a 7.5 Hz. Por

inspección visual se observa en las etapas de sueño uno, dos, tres y de movimientos oculares rápidos (MOR) (Buzsáki, 2006; Sanei y Chambers, 2007; Tatum *et al.*, 2008). A nivel del análisis cuantitativo, se observa por ejemplo en pacientes con depresión y con Trastorno por déficit de atención e hiperactividad (Abhang *et al.*, 2016). Las neuronas de la corteza prefrontal, cortezas sensoriales e hipocampo oscilan principalmente a esta frecuencia. Está asociada a mecanismos de plasticidad cerebral, memoria y emoción. El principal generador de las ondas theta es el hipocampo, el cual es sincronizado por el septum medial y el núcleo anterior del tálamo (Buzsáki, 2002; Ketz *et al.*, 2015). La banda theta localizada en la corteza prefrontal se ha relacionado con procesos de atención focalizada y es el principal ritmo responsable de la generación del potencial P300 (Basar *et al.*, 1999).

Alfa

La banda alfa oscila entre las frecuencias de 8 y 12.5 Hz, se observa predominantemente en regiones parieto-occipitales. Tiene una morfología característica en forma de trenes o husos. A nivel visual se ha asociado a estados de relajación, principalmente con los ojos cerrados. Sin embargo, existen nuevas propuestas en donde se sugiere que alfa está relacionado con el bloqueo de información sensorial irrelevante (Weisz *et al.*, 2011), el control cognitivo de tipo top-down (Klimesch *et al.*, 2007), la atención selectiva (Foxe y Snyder, 2011), la retención de información (Wianda y Ross, 2019; Klimesch *et al.*, 2007) y ante la expectativa de producir una respuesta (Basar *et al.*, 1997). Este ritmo es el más predominante y su principal generador a nivel occipital es el núcleo pulvinar del tálamo, el cual sincroniza a la corteza debido a un proceso de inhibición y modulación en la entrada de información sensorial (Ketz *et al.*, 2015).

Beta

La banda beta oscila entre frecuencias de 13 y 29 Hz y se observa principalmente, en regiones frontocentrales y temporales. Se observa predominantemente en estados de vigilia y durante la etapa del sueño MOR (García-Rill *et al.*, 2016).

Inicialmente, se asoció con un estado de reactividad hacia estímulos externos y su presencia se refirió como una desincronización cortical. Se ha asociado al alertamiento tónico provocado por la desincronización del sistema reticular activador ascendente (Moruzzi y Magoun, 1949). Este ritmo es generado por toda la corteza y estructuras subcorticales como el núcleo subtalámico, los ganglios basales, el tálamo medial dorsal, el núcleo pedunculopontino y el bulbo olfatorio. Principalmente, se ha relacionado con procesos atencionales, el control motor, la percepción y el pensamiento lógico. Este ritmo se puede a su vez subdividir en tres: beta lento (12-15 Hz) relacionado a una concentración interna, beta medio (15-20 Hz) asociado a incrementos de ansiedad, y beta rápido (13-40 Hz) relacionado a estrés, ansiedad, paranoia e incremento en el nivel de alertamiento (Abhang *et al.*, 2016). Además, al ritmo beta se le ha asociado con el mantenimiento de un estado sensoriomotor y cognitivo (Engels y Fries, 2010).

Gamma

La banda gamma oscila entre las frecuencias de 30 a 200 Hz y tiene la menor amplitud. Todas las neuronas bajo ciertas condiciones son capaces de generar oscilaciones gamma. Por esta razón, se ha relacionado con diversos procesos como la percepción, la atención, la memoria, la conciencia y la plasticidad (Buzsáki, 2006; Sanei y Chambers, 2007; Tatum *et al.*, 2008). Particularmente, la frecuencia de 40 Hz se ha relacionado con el procesamiento sensorial en áreas corticales específicas, memoria en el hipocampo y atención en áreas frontales (Basar *et al.*, 1999). Además, se ha encontrado que este ritmo tiene relevancia durante los procesos de memoria de trabajo, ya que se ha visto que este ritmo acopla su amplitud con la fase de theta durante el mantenimiento de los elementos a recordar (Axmacher *et al.*, 2009).

Métodos de análisis de señales EEG

Las señales EEG poseen características únicas que las vuelven complejas de analizar. Existen diversos métodos para analizar las señales oscilatorias del EEG, que son muy utilizadas en el campo de las

neurociencias para indicar cambios fisiológicos y funcionales del cerebro que no son detectables a simple vista. Para ello, se utilizan métodos de análisis cuantitativos y de series de tiempo que también son utilizados en áreas como la física, la economía y la computación.

Uno de los requisitos para analizar las señales de EEG es realizar un preprocesamiento y limpieza de la señal, esto debido a que es común que la señal esté contaminada con ruido eléctrico y artefactos como los parpadeos, el movimiento muscular o la señal cardíaca. Es por ello que suelen utilizarse métodos de filtrado digital y de eliminación de artefactos a partir de métodos como el análisis de componentes independientes (ICA) antes de utilizar cualquier método cuantitativo.

El análisis cuantitativo del EEG nos proporciona información relacionada con los parámetros que se pueden medir de las señales. Un ejemplo es el nivel energético de la actividad eléctrica cerebral, el cual es cuantificado por la potencia. Al estudiar la potencia de señales eléctricas, a veces se requiere de estudiar incrementos muy particulares que se desenvuelven en el tiempo. Los métodos de análisis de la potencia y de tiempo-frecuencia son útiles para observar cambios en la dinámica cerebral.

Potencia absoluta y relativa

El cálculo de la potencia se obtiene a partir de una serie de funciones matemáticas que extraen la información de la señal que viene en el dominio del tiempo y esa información es transformada al dominio de las frecuencias. Al asumir que cualquier señal de EEG está compuesta por la suma de señales sinusoidales, la transformada rápida de Fourier (1) permite separar una señal oscilatoria discreta de EEG en los componentes frecuenciales que la constituyen y calcular su espectro de potencia. El espectro de potencia indica la amplitud al cuadrado de la actividad rítmica de una serie de tiempo en función de la frecuencia (Kramer, 2013).

$$X(k) = \sum_{j=1}^n X(j) e^{-j\left(\frac{2\pi}{N}\right)nk} \quad (1)$$

Para poder llevar a cabo el análisis de potencia, generalmente se selecciona un número determinado de segmentos pequeños de la señal de EEG (1 s).

Dichos segmentos no deben contener ruido ni artefactos provenientes de otras fuentes como los movimientos oculares o la actividad muscular, ya que sesgarían el resultado de la potencia. Posteriormente, se calcula la transformada de Fourier para cada segmento. Una vez obtenido el espectro de Fourier se calcula la potencia de la señal a partir del promedio de valores comprendidos dentro de un rango de frecuencias determinado.

El análisis de potencia absoluta nos permite observar la cantidad de energía total contenida dentro de un rango espectral, ésta es medida a través de microvolts al cuadrado (μV^2). En cambio, la potencia relativa representa la contribución proporcional de la energía de cada banda a la energía total del espectro, ésta se calcula al dividir la potencia absoluta de cada banda entre la potencia absoluta total.

Análisis Tiempo-Frecuencia

El análisis de tiempo-frecuencia nos permite observar las señales tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia de manera simultánea. Muchas señales de interés como el habla, la música, así como la actividad eléctrica cerebral tienen frecuencias que cambian con respecto al tiempo, por lo que esta técnica es ideal para ver la dinámica espectral de las series de tiempo del EEG. Una de las maneras de calcular la representación de una señal en un espectrograma (Figura 2) es a través de la transformada Wavelet (2), la cual extrae una señal “envolvente” que representa la potencia de la señal a través del tiempo. Además, es común que a la envolvente se le aplique una corrección de línea base, para garantizar la visualización del espectrograma relacionado a un evento específico (Granschamp y Delorme, 2011).

$$\gamma(s, \tau) = \int f(t) \psi_{s, \tau}(t) dt \quad (2)$$

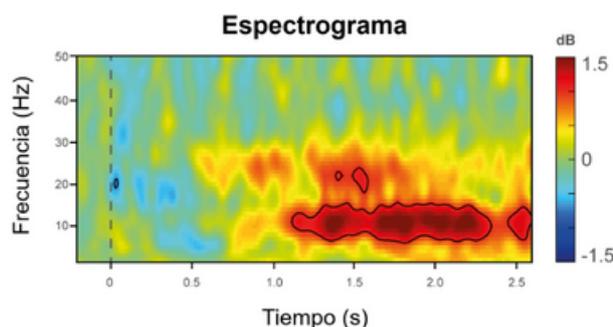


Figura 2. Espectrograma de la actividad EEG. Ejemplo de la representación gráfica de un análisis de tiempo-frecuencia, en donde los colores cálidos representan los incrementos de la potencia a través del tiempo para cada frecuencia a partir de un evento, línea punteada. (Figura de elaboración propia. Datos obtenidos de Rivera Tello, 2020).

Conectividad funcional: correlación y coherencia

El cerebro humano es una estructura compleja en donde existen grupos neuronales que suelen comunicarse entre sí, es decir, posee una compleja red de vías conectadas que comunican diferentes áreas cerebrales entre sí. Se piensa que una forma de comunicación dentro de las redes cerebrales es a través de sus propiedades eléctricas, en donde a través de la sincronización de oscilaciones eléctricas ocurre un intercambio de información coherente. Sólo cuando existen grupos neuronales que oscilan de manera coherente y sincronizada es que pueden comunicarse de manera efectiva, ya que las ventanas de entrada y salida de ambos grupos están abiertas al mismo tiempo (Fries, 2005). Esta actividad sincrónica dentro de la red neuronal puede ser detectada con la información electrofisiológica proporcionada por el EEG a partir de dependencias estadísticas y usando un análisis de conectividad de redes (Bowyer, 2016).

Las neuronas tienen la capacidad de producir actividad rítmica en los potenciales de membrana a través de la descarga de actividad eléctrica oscilatoria a distintas frecuencias. Cuando dos neuronas mantienen conexiones sinápticas acopladas mutuamente promueven la sincronía de fase, la coherencia y la correlación, como resultado de esto existen grupos neuronales sincronizados que forman redes funcionales (Sporns, 2010).

Tradicionalmente, la conectividad funcional del EEG utiliza la correlación o la coherencia entre las señales de distintos electrodos para establecer una posible conexión entre regiones cerebrales. Estos métodos se utilizan partiendo de la premisa de que cuando dos regiones cerebrales tienen una actividad similar, es porque posiblemente están conectadas entre sí.

El método de correlación indica la sincronización entre señales de EEG. Generalmente se utiliza el coeficiente de correlación de Pearson (3) para obtener la similitud entre dos señales de EEG, en donde se calcula el coeficiente entre dos señales A y B punto a punto a través de la serie de tiempo. La correlación tiene valores entre -1 y 1, en donde 1 indica que sí existe una sincronización entre dos señales, 0 ninguna relación y -1 una relación inversa.

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right) \quad (3)$$

Mientras que la correlación mide el grado de sincronía a través del tiempo, la coherencia lo mide dentro del dominio de las frecuencias. La coherencia (4) es una función de frecuencia con valores de 0 a 1 que indica que tan bien una señal x corresponde a una señal y en cada frecuencia.

$$C_{xy}(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)} \quad (4)$$

Con ambos métodos es posible obtener matrices de sincronía entre pares de electrodos (Figura 3.a) y pueden ser utilizados posteriormente, para realizar un mapa o red que muestre la organización de la conectividad funcional (Figura 3.b). Para este fin, generalmente se traza una red de sólo aquellas dependencias estadísticas que sean más altas que un valor umbral.

Conclusiones

La electroencefalografía cada día confirma su utilidad como una de las mejores técnicas para el estudio de la actividad cerebral. Por una parte, está su uso clínico como herramienta de diagnóstico en distintas patologías, como por ejemplo, la epilepsia, los trastornos de sueño, los estados de anestesia o la muerte cerebral. Por otra parte, su aplicación en la investigación, en donde con la ayuda de distintos tipos de métodos de análisis cuantitativos es posible encontrar patrones de actividad que por inspección visual son difíciles de observar. Algunos de estos métodos permiten evaluar la potencia de los ritmos cerebrales y la conectividad funcional en distintas condiciones patológicas como el trastorno por déficit de atención e hiperactividad, la esquizofrenia y el autismo, entre otros. También es de utilidad para explorar los ritmos cerebrales, sus generadores, las redes funcionales y la dinámica eléctrica durante el desarrollo cerebral y el procesamiento cognitivo y emocional.

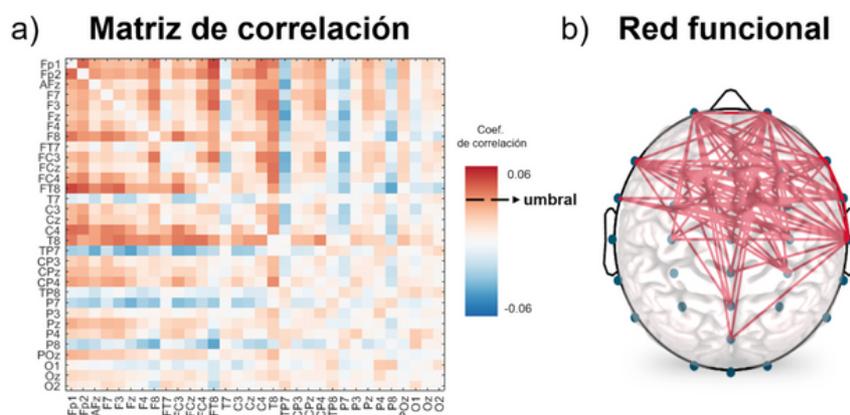


Figura 3. Análisis de conectividad funcional. a) La matriz de correlación indica el grado de sincronía entre electrodos (32 x 32 electrodos), los colores cálidos indican mayor correlación. b) Representación de un grafo de la red funcional que se obtiene a partir de la selección de valores que sobrepasan un umbral. (Figura de elaboración propia. Datos obtenidos de Rivera Tello, 2020).

Literatura citada

- Abhang, P. A., Gawali, B. W., y Mehrotra, S. C. (2016). Technical aspects of brain rhythms and speech parameters. *Introduction to EEG-and speech-based emotion recognition*, 51-79.
- Axmacher, N., Henseler, M. M., Jensen, O., Weinreich, I., Elger, C. E., y J. Fell. (2010). Cross-frequency coupling supports multi-item working memory in the human hippocampus. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(7), 3228-3233. <https://doi.org/10.1073/pnas.0911531107>
- Basar, E., Basar-Eroglu, C., Karakas, S., y M. Schürmann. (1999). Oscillatory brain theory: a new trend in neuroscience. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 18(3), 56-66. doi: 10.1109/51.765190.
- Başar, E., Gölbaşı, B. T., Tülay, E., Aydın, S., y C. Başar-Eroğlu. (2016). Best method for analysis of brain oscillations in healthy subjects and neuropsychiatric diseases. *International Journal of Psychophysiology*, 103, 22-42. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.02.017>
- Başar, E., Schürmann, M., Başar-Eroglu, C., y S. Karakaş. (1997). Alpha oscillations in brain functioning: an integrative theory. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1-3), 5-29. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(97\)00753-8](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(97)00753-8)
- Bowyer, S. M. (2016). Coherence a measure of the brain networks: past and present. *Neuropsychiatric Electrophysiology*, 2(1), 1-12. <https://doi.org/10.1186/s40810-015-0015-7>
- Buzsáki, G. (2002). Theta oscillations in the hippocampus. *Neuron*, 33(3), 325-340. [https://doi.org/10.1016/S0896-6273\(02\)00586-X](https://doi.org/10.1016/S0896-6273(02)00586-X)
- Buzsaki, G. (2006). *Rhythms of the Brain*. Oxford University Press.
- Buzsáki, G., N. Logothetis y W. Singer. (2013). Scaling brain size, keeping timing: evolutionary preservation of brain rhythms. *Neuron*, 80(3), 751-764. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.10.002>
- Clarke, A. R., Barry, R. J., McCarthy, R., y M. Selikowitz (2001). Age and sex effects in the EEG: development of the normal child. *Clinical Neurophysiology*, 112(5), 806-814. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(01\)00488-6](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(01)00488-6)
- Cohen, M. X. (2017). Where does EEG come from and what does it mean? *Trends in Neurosciences*, 40(4), 208-218. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2017.02.004>
- Engel, A. K., y P. Fries. (2010). Beta-band oscillations—signaling the status quo? *Current Opinion in Neurobiology*, 20(2), 156-165. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2010.02.015>
- Foxe, J. J., y A.C. Snyder. (2011). The role of alpha-band brain oscillations as a sensory suppression mechanism during selective attention. *Frontiers in Psychology*, 2, 154. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2011.00154>
- Fries, P. (2005). A mechanism for cognitive dynamics: neuronal communication through neuronal coherence. *Trends in Cognitive Sciences*, 9(10), 474-480. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2005.08.011>
- Garcia-Rill, E., D'Onofrio, S., y Mahaffey, S. (2016). Bottom-up gamma: the pedunclopontine nucleus and reticular activating system. *Translational Brain Rhythmicity*, 1(2), 49. <https://doi.org/10.15761/TBR.1000109>
- Grandchamp, R., y Delorme, A. (2011). Single-trial normalization for event-related spectral decomposition reduces sensitivity to noisy trials. *Frontiers in Psychology*, 2, 236. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2011.00236>
- Harmony, T. (2013). The functional significance of delta oscillations in cognitive processing. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 7, 83. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00083>
- Jasper, H.H. (1958). The Ten-Twenty Electrode System of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- Ketz, N. A., Jensen, O., y O'Reilly, R. C. (2015). Thalamic pathways underlying prefrontal cortex—medial temporal lobe oscillatory interactions. *Trends in Neurosciences*, 38(1), 3-12. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2014.09.007>
- Klimesch, W., Sauseng, P., y Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: the inhibition-timing hypothesis. *Brain Research Reviews*, 53(1), 63-88. <https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2006.06.003>

- Knyazev, G. G. (2007). Motivation, emotion, and their inhibitory control mirrored in brain oscillations. *Neuroscience y Biobehavioral Reviews*, 31(3), 377-395. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2006.10.004>
- Kramer, M. A. (2013). An introduction to field analysis techniques: The power spectrum and coherence. *The Science of Large Data Sets: Spikes, Fields, and Voxels*; J. E., Ed, 18-25.
- Llinás, R. R. (1988). The intrinsic electrophysiological properties of mammalian neurons: insights into central nervous system function. *Science*, 242(4886), 1654-1664. doi: 10.1126/science.3059497
- Lopes da Silva, F. (2013). EEG and MEG: relevance to neuroscience. *Neuron*, 80(5), 1112-1128. <https://doi.org/10.1016/j.neuron.2013.10.017>
- Moruzzi, G., y Magoun, H. W. (1949). Brain stem reticular formation and activation of the EEG. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1(1-4), 455-473. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(49\)90219-9](https://doi.org/10.1016/0013-4694(49)90219-9)
- Rivera Tello, S. (2020). *Efecto del tempo musical sobre la percepción del tiempo y la actividad eléctrica cerebral*. Tesis de maestría, Universidad de Guadalajara, Guadalajara, México.
- Sanei, S., y Chambers, J. A. (2007). Introduction to EEG. *EEG Signal Processing*, 1-34. <https://doi.org/10.1002/9780470511923.ch1>
- Sporns, O. (2010). *Networks of the Brain*. MIT press.
- Tatum IV, W. O. (2021). *Handbook of EEG interpretation*. Springer Publishing Company.
- Weisz, N., Hartmann, T., Müller, N., Lorenz, I., y Obleser, J. (2011). Alpha rhythms in audition: cognitive and clinical perspectives. *Frontiers in Psychology*, 2, 73. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2011.00073>
- Wianda, E., y Ross, B. (2019). The roles of alpha oscillation in working memory retention. *Brain and Behavior*, 9(4), e01263. <https://doi.org/10.1002/brb3.1263>