



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Bases cerebrales del Sistema de Aproximación
Numérica: Estudio de localización con
magnetoencefalografía

*Brain bases of the Approximate Number System:
Magnetoencephalography localization study*

Autor

Mike Kenneth Pilicita Marqués

Directora

Elena Salillas Pérez

Grado en Psicología

Año 2021-2022



**Facultad de
Ciencias Sociales
y Humanas - Teruel**
Universidad Zaragoza

Bases cerebrales del Sistema de Aproximación Numérica: Estudio de localización con magnetoencefalografía

RESUMEN

El cerebro humano posee capacidades numéricas innatas que se apoyan en sistemas de representación que sirven como base para operaciones más complejas, como el Approximate Number System (ANS). Se utilizó la magnetoencefalografía (MEG) en 6 participantes durante una tarea de comparación de patrones de puntos en la que debían señalar el patrón con más cantidad de puntos de determinado color. El objetivo era contrastar los resultados obtenidos con MEG con los obtenidos en literatura previa con métodos de encefalografía y resonancia magnética funcional, y comprobar cuál era la correlación entre las zonas del cerebro al variar entre ratios, así como establecer la secuencia temporal de las activaciones. Se observó que las zonas de activación eran similares a estudios anteriores y se establecieron ventanas temporales para definir el curso de las activaciones, encontrando actividad temprana en lóbulo temporal derecho, seguido de activaciones en el parietal derecho (más concretamente en la zona conocida como IPS, muy relacionada con el procesamiento numérico) y finalmente en el lóbulo frontal superior izquierdo, seguramente debido a algún proceso como la memoria de trabajo.

PALABRAS CLAVE

Magnetoencefalografía, ANS, ratio, numerosidad, tarea de comparación numérica.

*Brain bases of the Approximate Number System:
Magnetoencephalography localization study*

ABSTRACT

Human brain has innate numerical abilities that are supported by representation systems that serve as the basis for more complex operations, such as Approximate Number System (ANS). Magnetoencephalography (MEG) was used on 6 participants during a dot pattern comparison task in which they had to choose the pattern with the most dots of a given color. The objective was to contrast the results obtained with MEG with those obtained in previous literature with functional magnetic resonance imaging and electroencephalography methods, and to verify the correlation between brain areas when varying between ratios, as well as establish the temporal sequence of activations. It was observed that the activation zones were similar to previous studies and temporary windows were established to define the course of the activations, finding early activity in the right temporal lobe, followed by activations in the right parietal (specifically in the area known as IPS, closely related to numerical processing) and finally in the left superior frontal lobe, probably due to some process such as working memory.

KEY WORDS

Magnetoencephalography, ANS, ratio, numerosity, numerosity comparison task.

INTRODUCCIÓN

El cerebro humano posee capacidades innatas para el procesamiento de los números y de las cantidades. Es tanto así que se han observado estas habilidades en niños que aún no estaban en edad escolar ni tenían aún habilidades lingüísticas, e incluso en animales sin previo entrenamiento en este tipo de operaciones (Dehane et al, 2003). Estas habilidades son básicas en el día a día. Incluyen tareas sencillas como la captura de numerosidad en un conjunto pequeño de ítems (subitización) o la comparación aproximada de la numerosidad entre conjuntos de elementos (por ejemplo, con dos cuencos con caramelos). Otras tareas comunes requieren un aprendizaje y procesamiento de mayor complejidad como las operaciones aritméticas. Todos estos procesos tienen su base en áreas concretas del cerebro (Dehane et al, 2003).

Mientras que a veces, las tareas numéricas nos resultan extremadamente sencillas, en otras ocasiones nos resultan más complicadas, debido a que el procesamiento de los números se apoya en sistemas de representación con una evolución ontogenética incremental. Es decir, existen sistemas esenciales para el procesamiento numérico que son la base de funciones numéricas más complejas (Feigenson et al., 2004). En el dominio numérico las más complejas dependen de otras más sencillas y posiblemente innatas. Si fallan esas habilidades esenciales, fallará el funcionamiento numérico más complejo. Esto se observa en dificultades del aprendizaje como la discalculia del desarrollo o en la acalculia adquirida (Álvarez y Brotóns, 2018).

Realizar operaciones matemáticas y procesos numéricos implica un primer reconocimiento de cantidades para luego aplicar una serie de secuencias lógicas con las que obtengamos un resultado (García-Sanz et al., 2022). Estudios previamente realizados, dan evidencia de la posible existencia de al menos dos sistemas esenciales para el procesamiento de los números (Feigenson et al., 2004). Uno de ellos es el Sistema Aproximado del Número (ANS), un sistema de representación aproximada de magnitudes numéricas y grandes numerosidades, compartido por niños y adultos. En él, este tipo de discriminación se ve caracterizado por dos propiedades:

- (1) Su dependencia de la ratio. La discriminación entre dos estímulos está sujeta a un límite de ratio
- (2) La solidez de esta dependencia de la ratio entre unas modalidades y otras, siendo el límite igual entre ellas (visual, auditiva, táctil...)

Este sistema está fuertemente asociado con el Segmento Horizontal del Surco Intraparietal o HIPS (Feigenson et al., 2004). Esta zona es la principal fuente de activación que se encuentra en estudios de neuroimagen del procesamiento de números. Se ha observado su activación cuando se realizan tareas comparativas para las que es necesario acceder a una escala numérica, así como cuando se requiere una representación cuantitativa de los números para una operación aritmética, teniendo más activación cuando se trabaja con las magnitudes que cuando simplemente se leen números (Dehane et al., 2003). Este sistema sin duda está caracterizado por sus límites. A medida que la numerosidad aumenta, lo hace también la imprecisión con la que este sistema procesa la información, siguiendo la Ley de Weber (Hyde, 2011). Así, teniendo en cuenta los efectos combinados que la magnitud y la distancia tienen en la discriminación, podemos decir que esta es menos rápida y precisa para ratios de 8:10 que 2:4 debido al efecto de magnitud, y también para ratios de 8:10 que de 8:12, debido al efecto de distancia (Rapin, 2016).

Existe una diferencia de opiniones entre los autores que opinan que ANS procesa únicamente números grandes, relacionando la representación de números pequeños con un “sistema de individuación paralelo”, mientras que otros autores han encontrado indicios de activaciones de ANS también para el procesamiento de pequeñas cantidades, estando ambos puntos de vista respaldados empíricamente. Sin embargo, los estudios más recientes vinculan esta discrepancia a el hecho de que un sistema y otro no están especializados en números grandes o pequeños en sí, sino que son variables implicadas en el proceso de selección atencional las que determinan el uso de uno u otro, atribuyéndose la diferencia a cambios en la distribución y mantenimiento de la atención espacial (Hyde y Spelke, 2012).

La mayoría de los estudios que han explorado las bases cerebrales del sistema ANS han utilizado la resonancia magnética funcional (fMRI) (Dehaene et al., 2003). Existen escasos trabajos utilizando electroencefalografía (EEG). Ambas técnicas ofrecen, respectivamente, resolución espacial (fMRI) o resolución temporal (EEG). En el presente estudio se utiliza la magnetoencefalografía (MEG) para arrojar precisión espaciotemporal en el estudio de este sistema numérico fundamental. La magnetoencefalografía (MEG) a diferencia del electroencefalograma (EEG) tiene una señal menos distorsionada, debido a que las señales eléctricas registradas en EEG sufren de mayor distorsión en su paso del córtex al sensor, como la piel, el cráneo etc. Esto no es así en la señal electromagnética que la MEG registra. Además, la MEG tiene una mayor resolución espacial y permite realizar una mejor selección de las fuentes dada esta menor distorsión en la señal (da Silva, 2013). Respecto a la

resonancia magnética funcional (fMRI), la principal diferencia con MEG es la procedencia de la señal electromagnética, siendo en el caso de la primera el origen el consumo de oxígeno y la presencia de niveles de desoxihemoglobina debido a cambios vasculares, y en el caso de la última los campos magnéticos resultado de la actividad neuronal (Hall et al., 2014). En suma, la escala temporal de la fMRI ronda los dos segundos, sin embargo con la MEG tenemos una resolución del milisegundo.

El objetivo último de este estudio es descubrir cómo es la evolución temporal del efecto de ratio y estimar cuáles son las estructuras cerebrales implicadas en la diferenciación y representación de cantidades. Se espera que la MEG, frente a EEG, permita describir de forma novedosa este curso temporal de activaciones cerebrales durante la resolución de tareas numéricas, en este caso, de comparación de cantidades y de estimación de qué cantidad es mayor. Nuestra variable independiente será la ratio entre cantidades y mediremos la actividad magnética elicitada por las distintas ratios, así como las fuentes cerebrales responsables de dicha actividad magnética a lo largo del tiempo.

Así, la tarea utilizada consiste en diferenciar dos numerosidades (patrones de puntos) diferenciados por determinadas ratios. La literatura existente sugiere que el lóbulo parietal responde diferencialmente a estas ratios. Específicamente, se asocia la comparación de números grandes al surco parieto-occipital (Hyde, 2011). Estudios con fMRI de alta intensidad muestran también activación en lóbulo parietal superior derecho con patrones de puntos con cantidades de 1 a 7 puntos (Rapin, 2016). Sin embargo, se desconoce con precisión espaciotemporal la secuencia temporal de la actividad de estas áreas y otras áreas de asociación relevantes (ej. áreas prefrontales).

En suma, planteamos un estudio *preliminar* sobre la localización y curso temporal de las áreas cerebrales responsables del sistema ANS. Ello se medirá a través de la manipulación de la ratio, esencial en este sistema. Con la metodología propuesta seremos capaces de dar una primera respuesta a las siguientes preguntas:

- ¿Qué áreas del cerebro se correlacionan en su activación con la ratio entre dos numerosidades? Es decir, si manipulamos la ratio entre dos numerosidades, ¿se observan activaciones dependientes de dicha variación en ratio?
- ¿Se limitan estas activaciones al lóbulo parietal o bien observamos una orquestación entre distintas zonas del cerebro?
- En caso de activaciones distantes en espacio, ¿cuál es su secuencia temporal?

Nótese que el presente estudio es un primer análisis de una submuestra de participantes. Por otro lado, una muestra así reducida ya nos permitirá conocer la robustez de los efectos y sensibilidad de nuestra tarea.

MÉTODO

Participantes

Los datos previamente adquiridos de seis participantes fueron seleccionados al azar entre una muestra más amplia ($n = 16$). La submuestra se compuso de 2 hombres y 4 mujeres, todos ellos de habla italiana, entre 23 y 25 años. Los participantes fueron informados acerca del estudio y se les pidió que firmaran un consentimiento informado. Ninguno de los participantes tenía antecedentes de problemas auditivos, psiquiátricos, neurológicos, ni de abuso de sustancias ni los sufría en el momento de la realización del estudio. Además, ninguno de ellos había cursado ningún grado o especialización de matemáticas, siendo todos graduados o estudiantes de psicología. El estudio fue aprobado por el Comité Ético del IRCCS Hospital San Camilo de Venecia, y posteriormente admitido por el comité ético de la CE, que financió el estudio (MSCA Actions – Horizon Europe).

Procedimiento y estímulos

Distintos patrones de puntos distribuidos en un área rectangular constante con fondo de color gris, rellenos de puntos amarillos y azules. Fueron generados con la herramienta Panamath utilizando el mismo perímetro para todos los patrones, variando en ellos únicamente el tamaño de los puntos para controlar el área relativa entre las dos numerosidades y evitar así que el participante se base en el área y no en la numerosidad en sus juicios.

A los participantes se les presentaba en una pantalla un área cuadrada que contenía dentro de sus límites distintas cantidades de puntos amarillos y puntos azules. En total, los participantes realizaron la tarea con 108 patrones de puntos diferentes. Se dividieron para el análisis en tres rangos de ratio (R1, R2, R3)¹. Había 36 ítems por cada ratio o condición. Los ratios seguían una gradación en la dificultad de la discriminabilidad entre numerosidades (R1

¹ El experimento original suponía el uso de cuatro ratios, sin embargo, los ratios seguían una gradación lineal más proporcional si se eliminaba la ratio 2. Es decir que la gradación $R1 > R3 > R4$ era lineal con ratios muy similares entre R1 y R2 y entre R2 y R3. Por ese motivo se eliminó la R2 en el presente estudio.

> R2 > R3). Además, cada patrón era presentado por una duración distinta a los participantes dependiendo de su edad, teniendo una ligera mayor duración conforme la edad del participante aumentaba. La tarea se presentaba en promedio durante 700 ms, y después se presentaba un estímulo de refresco durante 200 ms para evitar la persistencia del estímulo (*after-effect*, REF). Los participantes debían apretar uno de dos botones, dependiendo si había una mayor cantidad de puntos de color azul o amarillo, siendo el 50% de todos los ensayos de un color y el otro 50% del otro.



Figura 1- Estímulos utilizados. Donde se ejemplifica la variación en ratio en los estímulos

Adquisición de datos

Adquisición de datos MRI

Los seis participantes disponían de datos de resonancia magnética "T1-weighted". Las MRI se tomaron con un escáner 3T Ingenia ex Philips. También se realizó un escaneo sagital en 3D de "T1 weighted-3D-TFE" con los siguientes parámetros: tiempo de repetición = 8.3ms; tiempo de echo = 4.1ms; ángulo de giro = 8; resolución de matriz adquirida = 288 Å~288; grosor de corte = 0.87mm.

Adquisición datos MEG

Las grabaciones fueron tomadas con sistema MEG de 275 gradiómetros. Se realizaron en una habitación tranquila protegida magnéticamente con sistema CTF-MEG. Antes de entrar a la habitación los participantes requirieron de una preparación inicial. Se les colocaron tres bobinas para monitorizar la posición de la cabeza durante la MEG, y seis electrodos para el registro del oculograma vertical (VEOG) y horizontal (HEOG), así como del electrocardiograma (montaje bipolar) para la detección y corrección de parpadeos y latidos que pudieran alterar la señal magnética. Por último, se registró entre 60 y 70 puntos en la cabeza, definiendo la forma de la cabeza, la nariz y las cejas utilizando el hardware "Fast-Track Polhemus" conectado al software de digitalización de Brainstorm.

Durante la sesión experimental cada participante permaneció sentado, con la cabeza estabilizada mediante un casco de goma espuma y la posición de esta en constante monitorización mediante "CTF Continuous Head Localization System (con movimientos nunca mayores a 5mm). Para mostrar los estímulos se utilizó un proyector con una pantalla situada a 40 cm del rostro del participante, con un ángulo visual de aproximadamente 2.5°. La señal continua de la MEG se obtuvo con un sistema de cabeza completa de 275 canales (CTF-MEG) y fue muestreado a 1200Hz con un filtro online a 400Hz. Los datos en principio se almacenaron como series concatenadas de fragmentos de 1 segundo unidas como una única fila continua, y se transformaron a señal continua para los análisis. Una corrección de gradiente de tercer orden fue también aplicada en tiempo real para incrementar la sensibilidad de los sensores a las señales débiles y para permitir que se pueda limpiar el sonido ambiental. El sistema CTF se ubicó dentro de la habitación protegida para una mejor reducción del sonido. Cada una de las sesiones de MEG duraron aproximadamente 9 minutos.

Análisis de datos

Espacio sensor

Los datos del experimento fueron procesados mediante el software Brainstorm a través de MatLab. Los datos sin procesar se filtraron primero con un paso de banda entre 0.1 y 30 Hz. Se identificaron y corrigieron los artefactos de movimientos oculares verticales (parpadeos) y horizontales, así como los de los latidos de corazón con SSP (signal-space projection) gracias a las señales de electrooculogramas y cardiogramas recogidas durante la tarea, eliminando antes los artefactos simultáneos. Tras el proceso de limpieza de la señal se inspeccionó de forma visual cada una de las señales para comprobar que no hubiera más artefactos o que la señal estuviera muy distorsionada, tras lo cual se retiraron los datos de un participante antes del análisis debido al mal estado de la señal y también varios ensayos para distintas condiciones de algunos participantes. Con esto, se obtuvieron una media de 33.83 ensayos para la condición R1, 32 para R2 y 32 para R3. Se importaron en la base de datos las distintas condiciones con una línea de tiempo de -100 ms a 700 ms. Después se realizó una media de los valores obtenidos en la magnetoencefalografía en cada condición (Campos Relacionados con Eventos – ERFs). En base a la inspección visual de los ERFs, se establecieron 3 ventanas principales en las que se podía percibir un efecto de escala entre las condiciones de acuerdo a la ratio de cada una, es decir, la dificultad que había en cada condición para identificar de qué color había más puntos, siendo la condición R1 la que tenía una ratio más bajo (mayor dificultad) y la R3 la que tenía un ratio más alto (menor

dificultad). Las ventanas de interés fueron las situadas entre 120 y 150 ms, 150 y 190 ms. Además, la última ventana fue ampliada y desplazada en una tercera entre 170 y 200 ms.

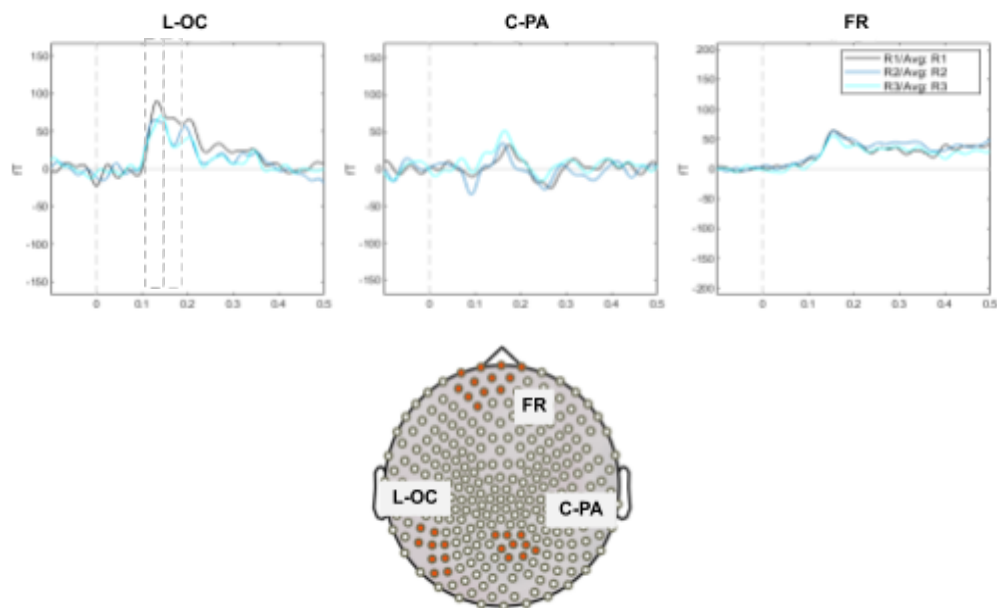


Figura 2 – Espacio Sensores: Análisis visual de los ERFs para las tres ratios de las diferentes condiciones. La dificultad es mayor en R1, seguida por R2 y siendo R3 la condición con menos dificultad

Espacio fuente

Se utilizó el software de Freesurfer para definir la geometría de la superficie del cortex a partir de la MRI estructural, reduciendo los vértices a cerca de 15000 para facilitar el análisis y alineando la misma con los sensores según los puntos de la cabeza previamente digitalizados.

El método utilizado para estimar los dipolos distribuidos en el córtex fue una estimación en profundidad de norma mínima ponderada (dw-MNE). Antes de calcular dw-MNE para cada participante y cada media de las condiciones, se obtuvo una matriz de covarianza de ruido con respecto a la línea de base de estos promedios. Se utilizó un método de *esferas sobrepuestas* para estimar el modelo directo. El método inverso dw-MNE fue escogido antes que otros filtros espaciales adaptativos para mejorar la detección de las contribuciones esperadas de distintas fuentes simultáneas. La función utilizada incluía ponderación profunda para corregir el sesgo de MNE en fuentes superficiales. Se calculó dw-MNE para cada milisegundo (desde -100 hasta 1000 ms) en la superficie del córtex. Los mapas de fuentes fueron normalizados (puntuación Z menos la línea de base), se registraron

en una anatomía estándar ICBM152, se suavizaron espacialmente (5 mm) y se utilizaron para los análisis de grupo. Se estimó además la fuente responsable de la señal ERF a partir de las medias de los ERFs por condición y sujeto.

Los análisis estadísticos se realizaron mediante el software SPM12 con pruebas t de Student de segundo nivel. Las fuentes promedio dentro de las ventanas temporales de interés (establecidas tras inspección visual de los ERFs) fueron exportadas como imágenes nifti para cada sujeto y condición. Utilizando pruebas de segundo nivel en SPM12, se aplicó una correlación en función de los ratios correspondientes a las condiciones. Por tanto, los efectos mostrados indican mayor activación a menor ratio entre los dos conjuntos de puntos.

RESULTADOS

En la ventana entre los 120 ms y los 150 ms, se obtienen las activaciones indicadas en la tabla 1. El cluster de activación más extensa e intensa (625 voxels) se observa en el giro temporal inferior y en el giro temporal medio, seguido de otra activación menor en el giro postcentral (273 voxels), todas ellas en el hemisferio derecho.

En la tabla 2 se muestran los datos obtenidos para la ventana 150-190. Se encuentra la máxima extensión (717 voxels) en el lóbulo parietal inferior, abarcando el giro angular y el supramarginal. Se observa también activaciones menores en el lóbulo parietal inferior del hemisferio izquierdo (IPS)

Respecto a la ventana entre 170 y 200 ms (tabla 3), la mayor activación, con 112 voxels, se encuentra en el giro superior frontal izquierdo, seguida de activaciones menores en giro temporal medio y superior del hemisferio derecho (85 voxels) y giros supramarginal y angular izquierdos (65 voxels).

Tabla 1 - 120 – 150 ms.

Área	BA	Extensión (vóxeles)	t	Z	Valor p	x,y,z (mm)
HD						
Giro temporal inferior	20	625	2.40	2.24	0.013	49 0 -35
Giro temporal medio	21					
Giro temporal medio	22	156	02.01	1.91	0.028	58 -42 6
Giro precentral	6	176	1.86	1.78	0.037	53 -10 31
Giro postcentral	1	273	1.85	1.77	0.038	34 -34 72

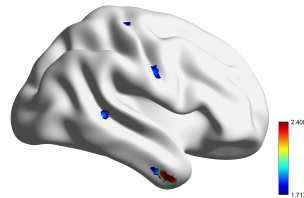
Tabla 2 - 150 – 190 ms.

	Área	BA	Extensión (vóxeles)	T	Z	Valor p	x,y,z {mm}
HD	Parietal inferior: Giro supramarginal	40	717	2.67	2.46	0.007	25 -36 58
	Giro Angular	39					
	Giro supramarginal Giro angular	40 39	298	2.18	2.05	0.02	57 -45 28
	Giro precentral	8	134	02.02	1.92	0.027	27 -27 54
HI	Precúneo		111	1.95	1.86	0.032	-20 -65 21
	Surco intraparietal		31	1.80	1.73	0.042	-32 -51 43

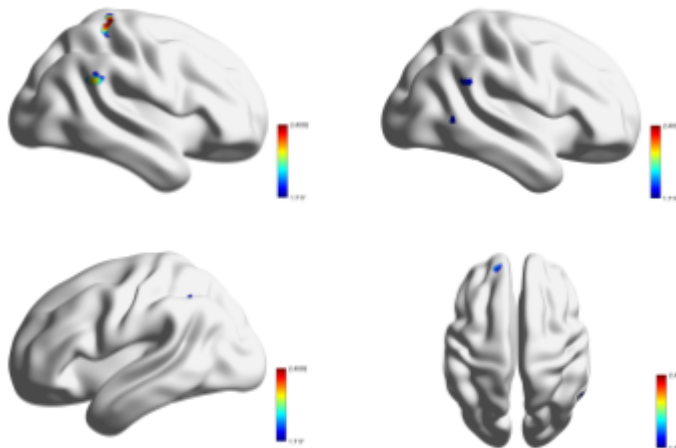
Tabla 3 - 170-200 ms.

	Área	BA	Extensión (vóxeles)	T	Z	Valor p	x,y,z {mm}
HI	Giro frontal superior	9	112	1.88	1.80	0.036	-17 52 30
	Giro supramarginal Giro angular	40 39	65	1.82	1.75	0.040	58 -47 27
	Giro temporal medio y superior	22	85	1.80	1.73	0.042	66 -41 7
HD							

Actividad temporal temprana



Exploración M200 (P200)



DISCUSIÓN

A modo de resumen, encontramos una sucesión de activaciones a lo largo del tiempo empezando desde el lóbulo temporal derecho (más concretamente, giros precentral y temporal medio y superior), a el lóbulo parietal derecho y surco intraparietal izquierdo (zona conocida como IPS), hasta llegar a una fuerte activación en lóbulo frontal superior izquierdo con activación más leve en parietal inferior derecho.

Es fácil de esta forma localizar temporalmente y observar la implicación que el lóbulo frontal tiene conforme llegamos a los 200 ms. (P200) a la vez que observamos la activación de IPS izquierdo, lo que puede ser la consecuencia observable de la implicación del efecto que tiene la escala de ratios sobre el cerebro, relación observada en investigaciones previas (Liu et. al, 2018).

Además, el hecho de que la activación en IPS esté sucedida por activación en áreas frontales nos da una pista de que posiblemente tras el procesamiento de las magnitudes numéricas se lleve a cabo, como es de esperar, ciertos procesos ejecutivos de tipo más consciente. O bien, podría relacionarse con la misma decisión de comparación, de la decisión de qué botón presionar ya que se sabe que para tareas de comparación de cantidades numéricas se emplean áreas prefrontales para mantener la información en la memoria de trabajo y tener control entre cognición y acción (Nieder y Miller, 2004).

Otro aspecto a destacar en los datos es el patrón de activaciones entre hemisferios. Se observa que hay primero una activación en parietal derecho, por lo que quizá, la ruta mediante la cuál el cerebro realiza aproximación numérica necesite en primer lugar del parietal derecho, para posteriormente orquestrarse con el parietal izquierdo. Esta zona parietal izquierda precede al frontal izquierdo en activación. Por lo que podemos especular que la información procesada en parietal pasa luego a un nivel superior en áreas frontales. Algo interesante a explorar sería la conectividad funcional real entre estas dos áreas y también la conectividad funcional interhemisférica. Es decir, si esta sucesión de activaciones se produce de forma sistemática a lo largo del tiempo en diferentes ensayos.

Pese a todo esto y como ya se ha mencionado, este es un estudio preliminar que sirve como base para la futura investigación de las áreas del cerebro implicadas en ANS. Con más sujetos se podría determinar con más exactitud cuáles son estas áreas concretas, ya que con sólo 6 sujetos ya somos capaces de ver la tendencia de reacción cerebral que se ha observado

en estudios previos con métodos de observación con menos resolución tanto temporal como espacial. De esta forma, se podrán establecer también ventanas temporales más pequeñas y concretas para observar de forma clara el curso temporal y espacial de las activaciones paso por paso y conocer la conectividad funcional real de cada una de las estructuras implicadas en ANS.

REFERENCIAS

- Álvarez, C. D. L. P., & Brotóns, E. B. (2018). Dislexia y discalculia: una revisión sistemática actual desde la neurogenética. *Universitas Psychologica*, 17(3)
- da Silva, F. L. (2013). EEG and MEG: relevance to neuroscience [EEG y MEG: relevancia para la neurociencia]. *Neuron*, 80(5), 1112-1128.
- Dehaene, S., Piazza, M., Pinel, P., & Cohen, L. (2003). Three parietal circuits for number processing [Tres circuitos parietales para el procesamiento numérico]. *Cognitive neuropsychology*, 20(3-6), 487-506.
- Feigenson, L., Dehaene, S., & Spelke, E. (2004). Core systems of number [Sistemas centrales del número]. *Trends in cognitive sciences*, 8(7), 307-314.
- Garcia-Sanz, S., Ghotme, K. A., Hedmont, D., Arévalo-Jaimes, M. Y., Kadosh, R. C., Serra-Grabulosa, J. M., & Redolar-Ripoll, D. (2022). Use of transcranial magnetic stimulation for studying the neural basis of numerical cognition: a systematic review [Uso de estimulación magnética transcraneal para el estudio de las bases neurales de la cognición numérica: Una revisión sistemática]. *Journal of Neuroscience Methods*, 109485.
- Hall, E. L., Robson, S. E., Morris, P. G., & Brookes, M. J. (2014). The relationship between MEG and fMRI [La relación entre MEG y fMRI]. *Neuroimage*, 102, 80-91.
- Hyde, D. C. (2011). Two systems of non-symbolic numerical cognition [Dos sistemas de cognición de números no simbólicos]. *Frontiers in human neuroscience*, 5, 150.
- Hyde, D. C., & Spelke, E. S. (2012). Spatiotemporal dynamics of processing nonsymbolic number: An event-related potential source localization study [Dinámicas espacio temporales del procesamiento de números no simbólicos: estudio de localización de fuentes potenciales relacionadas con eventos]. *Human brain mapping*, 33(9), 2189-2203.
- Liu, R., Schunn, C. D., Fiez, J. A., & Libertus, M. E. (2018). The integration between nonsymbolic and symbolic numbers: evidence from an EEG study [La integración entre números simbólicos y no simbólicos: evidencia de un estudio de EEG]. *Brain and Behavior*, 8(4), e00938.
- Nieder, A., & Miller, E. K. (2004). A parieto-frontal network for visual numerical information in the monkey [Red parieto-frontal para información numérica visual en el mono]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 101(19), 7457-7462.

- Rapin, I. (2016). Dyscalculia and the calculating brain [La discalculia y el cerebro calculador]. *Pediatric neurology*, 61, 11-20.