

Transformaciones Laplacianas como Técnica de Localización de Regiones de Actividad Cortical en Sujetos Sordos

J.C. Romo-Flores¹, R. Ranta^{2,3}, A.A. González-Garrido¹, H. Vélez-Pérez⁴, V.D. Ruiz-Stovel¹, R. Romo-Vázquez^{4*}

¹Maestría en Ciencia del Comportamiento, orientación Neurociencia, Instituto de Neurociencias, CUCBA, Universidad de Guadalajara, Jalisco, México

²Centre de Recherche en Automatique de Nancy, Université de Lorraine, Nancy, Francia

³Centre Hospitalier Régional Universitaire de Nancy, Hôpital Central, Nancy Cedex, Francia

⁴Departamento de Ciencias Computacionales, CUCEI, Universidad de Guadalajara, Jalisco, México

* rebeca.romo@academicos.udg.mx

Resumen— La discriminación vibrotáctil representa una alternativa viable para entrenar pacientes con sordera congénita bilateral profunda en la adquisición del lenguaje. Sin embargo, se conoce poco sobre las modificaciones en la dinámica temporal de los sustratos neurales involucrados en este entrenamiento específico, en parte debido a las limitaciones de los métodos tradicionales de análisis de la actividad eléctrica cerebral (EEG).

En el presente trabajo se presenta la implementación de una metodología para la localización de cambios en la actividad cerebral a nivel cortical basada en el análisis del EEG, empleando operadores laplacianos para obtener reconstrucciones espacio-temporales en modelos cefálicos de geometría realista y poder comparar el efecto del entrenamiento en discriminación vibrotáctil en sordos profundos prelinguales y controles normoyentes, mientras realizaban una tarea de discriminación por esta vía sensorial de tonos puros.

A partir de los operadores y modelos utilizados se demostró un efecto distintivo del entrenamiento sobre la activación de zonas temporo-parietales específicas en sujetos sordos, que concuerda con hallazgos previos usando métodos en imágenes y que se han asociado al procesamiento de características de estímulos auditivos. Este resultado sugiere interesantes perspectivas prácticas para el estudio de la dinámica neurofuncional temporal del aprendizaje discriminativo vibrotáctil en este tipo de pacientes.

Palabras clave— **Electroencefalografía (EEG), Localización de Fuentes, Potenciales Relacionados con Eventos (PREs), Sordera, Transformación laplaciana.**

I. INTRODUCCIÓN

La actividad cerebral puede ser medida por diversas técnicas, cada una provista de características diferentes, particularmente en lo que se refiere a su resolución temporo-espacial, pero que permiten obtener información distintiva de la actividad cerebral y sus sustratos neurales. Sin embargo, ninguna de las técnicas actuales de registro permite medir, por sí misma, los cambios de la actividad cerebral en diferentes instantes de tiempo y la posición exacta en donde ocurrieron.

La limitación antes expresada ha incentivado la búsqueda y desarrollo de diversas herramientas y algoritmos basados en técnicas de alta resolución temporal que permiten de identificar áreas cerebrales asociadas a la actividad medida por los electrodos sin necesidad de someter a los sujetos a técnicas más costosas y complejas de alta resolución espacial

o a métodos de medición invasivos. Cuando se trata de registros electroencefalográficos (EEG), el uso de herramientas como las descritas pretende resolver el problema inverso del EEG, que se refiere a la localización de dipolos de actividad partiendo de una técnica de alta resolución temporal y reconstrucción de mapas topográficos aproximados que, si bien constituyen una buena primera aproximación, su naturaleza de no unicidad obliga a tomar ciertas suposiciones *a priori* para obtener la solución que mejor ajuste las fuentes localizadas al registro original.

Una herramienta que permite localizar posibles regiones de actividad al realizar una tarea cognitiva o motora es conocida como transformación laplaciana, en donde se utiliza un operador diferencial de segundo orden que relaciona el potencial eléctrico detectado por cualquier electrodo (a su vez relacionado a una corriente eléctrica producida en un conductor dentro de la cabeza) con una función de superficie, como la superficie cortical [6, 9, 10].

Los operadores laplacianos pueden usarse en bases de datos limitadas y permiten corregir la ubicación desigual de la referencia al momento de adquirir un EEG, así como la suma no algebraica de potenciales eléctricos registrada en cada electrodo debido a procesos que ocurren en regiones circunvecinas cuando se realiza una tarea [7].

Estos operadores minimizan algunos defectos en el acondicionamiento de las señales del registro, al mismo tiempo que permiten localizar regiones que posean características estadísticamente comparables. La metodología propuesta pretende otorgar información sobre los cambios electrocerebrales de la población, considerando características espaciales y temporales de la actividad eléctrica cerebral.

II. METODOLOGÍA

A. Base de datos

Se analiza una base de datos que contiene el registro de EEG y una matriz de marcas de 10 sujetos sordos bilaterales profundos prelinguales y 10 sujetos controles normo-oyentes en dos condiciones (antes y después de un entrenamiento conductual en discriminación vibrotáctil). Cada EEG tiene una duración aproximada de 5 minutos y fue tomado con una

frecuencia de muestreo de 200 Hz en los sitios F3, F4, F7, F8, C3, C4, T7, T8, P3, P4, P7, P8, O1, O2, Fz, Cz y Pz del cuero cabelludo, siguiendo el SI 10/20, con referencias cortocircuitadas en las apófisis mastoides.

B. Tarea experimental

Paradigma *oddball* de discriminación de tonos puros usando un dedal de estimulación vibrotáctil en la yema del dedo índice derecho de los participantes, consistente de 150 estímulos totales que comprendieron una relación de 80% estímulos frecuentes a 900Hz y 20% estímulos infrecuentes a 700Hz, ambos con duración de 250ms e intervalo interestímulo de 1500ms. Cuando era detectado un estímulo infrecuente, el sujeto debía presionar un botón con el dedo índice izquierdo. La tarea fue realizada por cada participante antes y después de un entrenamiento corto de sustitución sensorial por estimulación vibrotáctil.

C. Entrenamiento

Se emplearon 5 sesiones de 1 hora para aprender a utilizar un dedal de sustitución sensorial por estimulación vibrotáctil, ajustado a la yema del dedo índice derecho de cada participante. El entrenamiento hacía énfasis en el reconocimiento vibrotáctil de características del sonido como frecuencia y duración de tonos puros y complejos.

D. Adquisición de potenciales relacionados con eventos

El registro de cada participante fue seccionado en segmentos de 1500ms, tomándose 11 que contuvieran estímulos infrecuentes a los que se respondió correctamente y que estuviesen libres de artefactos oculares, con el fin de promediarlos y distinguir un componente común de los PREs (específicamente P300) en cada sujeto. Una vez obtenido el PRE individual, se realizaron procesos de sustracción de media (para eliminar la referencia), y filtrado de la señal (con filtro Butterworth pasa-bandas de segundo orden de 0.5Hz a 15Hz, como se presenta en [2]). Se realizó el gran promedio de estos PREs para obtener el P300 por grupo y condición. Todo el procesamiento *offline* a partir de este momento se realizó usando la plataforma MATLAB.

E. Transformaciones laplacianas y análisis estadísticos

Usando un operador diferencial de orden 2 [6, 9, 10], se realizó la transformación laplaciana del PRE adquirido en cada condición, con el objetivo de revelar aquellas regiones corticales que pudieran relacionarse con la ejecución de la tarea cognitiva mencionada. Dicha transformación tiene como fundamento teórico la ecuación mostrada en (1),

$$Lap = \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} \approx A * \Phi_i. \quad (1)$$

En donde $\partial^2 \Phi / \partial$ es la derivada de orden 2 del voltaje registrado en las coordenadas (x,y) de una superficie plana

(aproximación local de la superficie del cuero cabelludo); A es un operador lineal constante dependiente de la resistencia, grosor y conductividad del cuero cabelludo y Φ_i es la densidad de la fuente de corriente en la superficie cortical debajo del electrodo [4, 8]. Esta sección fue realizada usando comandos del *toolbox* SSLTool de MATLAB.

Se calcularon y evaluaron características de las señales obtenidas luego de la transformación laplaciana, como el punto de amplitud máxima en el dominio temporal, la energía en el dominio temporal, la densidad espectral de potencia en dominio de la frecuencia (PSD), la latencia del pico máximo de amplitud y un análisis de componentes principales (PCA) para evaluar el primer componente de cada canal de registro. Dichas características fueron comparadas estadísticamente entre grupos y condiciones utilizando estadística no paramétrica por prueba de rango con signo de Wilcoxon. La metodología propuesta y detallada en los puntos anteriores se resume en la Fig. 1.

III. RESULTADOS

Se obtuvo un PRE promedio para cada una de las 4 condiciones mostradas en la Fig. 1. Se computó un laplaciano de superficie interpolando los potenciales eléctricos del EEG sobre una superficie plana estandarizada de cabeza para cada condición, obteniendo resultados como los de la Fig. 2.

A. Transformaciones laplacianas

Las transformaciones laplacianas fueron graficadas utilizando una geometría cefálica realista como la mostrada en la Fig. 3. Las posiciones de los electrodos del SI 10/20 fueron ajustadas usando coordenadas del modelo estandarizado de cabeza Colin27 [5]. En colores cálidos se observan las fuentes corticales que presentan mayor densidad de corriente actual y en colores fríos pueden observarse los sumideros de corriente. La escala está representada en unidades de densidad de corriente actual (CSD) [6].

B. Análisis estadísticos

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas al hacer comparaciones por electrodo entre los sujetos sordos y controles antes del entrenamiento. La región parietal derecha (P4) de los sujetos sordos presentó una mayor amplitud ($p=0.009$) y PSD ($p=0.009$) con relación a la misma región de los sujetos control, así como una mayor latencia para alcanzar el punto máximo de amplitud ($p=0.019$), que pudiera ser indicativo de que antes de realizar el entrenamiento, los sujetos sordos tardan más que los controles en procesar las características de los estímulos vibrotáctiles. En la región fronto-central derecha (F4) solo se encontró una diferencia significativa en el análisis de PCA en los sujetos sordos con relación a F4 de los sujetos control ($p=0.048$).

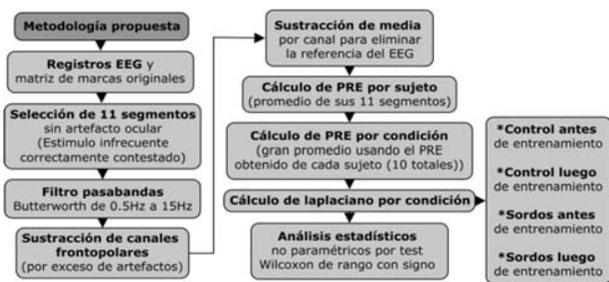


Fig. 1. Metodología propuesta

Cuando se comparó a la población de sordos antes y después del entrenamiento, se encontraron diferencias significativas en las regiones de los electrodos P4, T8 y P3. En regiones parietales y temporales derechas (P4 y T8) se encontró mayor amplitud al realizar la tarea ya que se había realizado el entrenamiento ($p=0.019$) así como una tendencia en la PSD de P4 ($p=0.064$), todo lo cual sugiere el reclutamiento de más recursos neurales focalizados en esas regiones al momento de prestar atención, procesar el estímulo y dar una respuesta luego del entrenamiento. Diferencias significativas también fueron encontradas en la región parietal izquierda (P3) al momento de comparar la PSD de dicha región antes y después del entrenamiento, encontrando mayor potencia en la segunda condición ($p=0.048$). Una tendencia también fue encontrada en este mismo electrodo al evaluar la amplitud de la actividad registrada, encontrando mayor amplitud luego del entrenamiento ($p=0.064$).

No se encontraron diferencias significativas en los normoyentes para ninguna de las características evaluadas al comparar su ejecución antes y después del entrenamiento. Al contrastar las características electrofisiológicas de sordos y controles post-entrenamiento, todas las diferencias encontradas entre ellos replicaron aquellas halladas en el grupo de sordos por efecto del entrenamiento, por lo que las diferencias intergrupales podrían imputarse a los cambios ocurridos en los sujetos sordos por efecto del entrenamiento.

IV. DISCUSIÓN

La implementación de una técnica de transformación laplaciana permite observar de forma focalizada lo que está sucediendo a nivel cortical al momento de ejecutar una tarea, evitando tomar en cuenta para el análisis y descripción de los grupos de interés la información que haya sido percibida por un electrodo, pero que no pertenezca a las regiones que se encuentran inmediatamente debajo del mismo.

Consideramos que esta técnica ha sido determinante para el tratamiento de las señales de EEG obtenidas ya que, cuando se realizaron las comparaciones estadísticas entre grupos y condiciones utilizando los PREs originales [3],

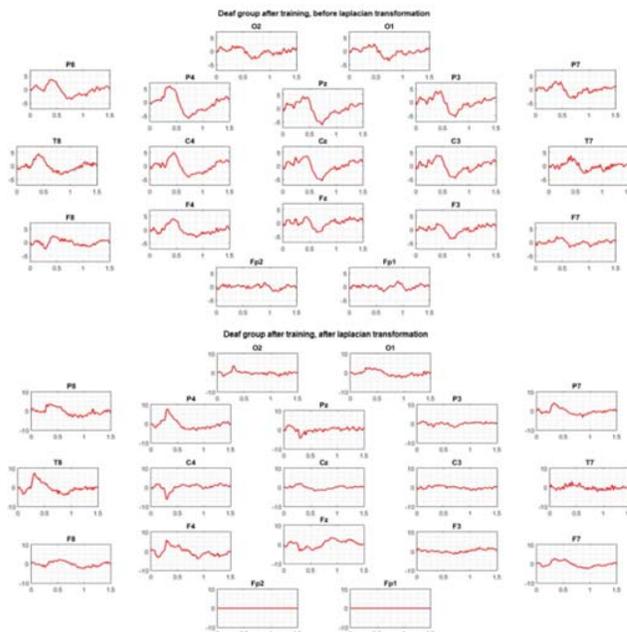


Fig. 2. Topografía de PREs antes y después de la transformación laplaciana en el grupo de sordos posterior al entrenamiento. En el eje X se grafica el tiempo (segundos) y en el eje Y la amplitud (milivolts).

considerando la distribución topográfica del voltaje en los PREs observados en la Fig. 2, no se encontraron diferencias significativas más allá de las asociadas a la amplitud de P300 en regiones parietales. La implementación de la metodología que proponemos, sin embargo, permitió evidenciar diferencias en regiones parietales, temporales y frontales que brindan más información sobre la naturaleza de los cambios sucedidos en los sujetos sordos por efecto del entrenamiento.

Las áreas en las que ocurrieron cambios significativos se han asociado al procesamiento de características específicas básicas del sonido como el tono, volumen y duración (áreas temporo-parietales [3]), así como al procesamiento de orden superior de estímulos somatosensitivos como estímulos vibratorios (áreas centro-parietales [1]) y de memoria de trabajo (área frontal derecha), por lo que es probable que a causa del entrenamiento, los sujetos sordos se hayan familiarizado con las características de las vibraciones y aprendido a discriminar entre estímulos similares a los que debían responder de formas distintas, procesando la información en áreas asociativas somatosensitivas, pero incluyendo áreas típicamente asociadas (en normo-oyentes) al procesamiento del sonido, lo cual pudiera significar una “extensión” funcional de las áreas somatosensitivas por reclutamiento de áreas de la corteza temporal para mejorar la identificación y procesamiento de estímulos vibrotáctiles que pudieran tener una representación auditiva, como se discute en [1].

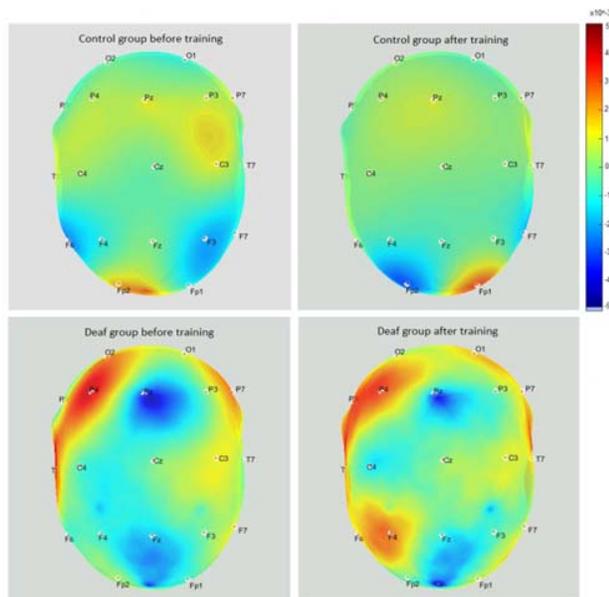


Fig. 3. Comparación de transformaciones laplacianas (en unidades CSD) entre condiciones, mostrando las regiones de actividad cortical relacionadas a la realización de la tarea en el instante de mayor amplitud (muestra 86 post estímulo a los 430ms, mostrando una P300 tardía como se reportó en [3]).

Que el entrenamiento no haya producido diferencias significativas en el grupo control podría sugerir que las áreas cerebrales implicadas en la ejecución de la tarea ya son utilizadas para discriminar características auditivas, por lo que es difícil para los controles abstraer dichas características en estímulos inusuales, como es el caso de los estímulos vibrotáctiles.

Si bien esta técnica de localización de regiones de actividad sirve como una aproximación conservadora de las regiones asociadas, así como de las características que varían en determinadas condiciones (ej. aprendizaje con base en entrenamiento), aún es necesario trabajar con otras técnicas de procesamiento de señales que permitan describir la dinámica cerebral y la causalidad entre sucesos y regiones (ej. análisis de conectividad), con el fin de describir más detalladamente lo que ocurre con el procesamiento cognitivo de este grupo experimental cuando se procesan estímulos informativos por una vía sensorial alternativa.

V. CONCLUSIÓN

Un operador laplaciano es una herramienta que permite evidenciar las regiones corticales activadas al ejecutar una tarea cuando, por la naturaleza de los registros de EEG, se tienen pocos electrodos y/o pocos ensayos, al eliminar desventajas como la posición de la referencia y la suma de actividades acaecidas en regiones corticales circunvecinas.

Se demuestra que existen cambios en la activación topográfica cortical (principalmente de regiones tempo-

parietales en sordos, antes y después de un periodo corto de entrenamiento, lo que concuerda con lo obtenido en estudios previos [1,3]), así como en la amplitud, potencia y latencia de las señales provenientes de regiones temporal derecha y parietales implicadas en el reconocimiento y procesamiento de características básicas del sonido y que no se hallan en los controles normoyentes por efecto del entrenamiento.

RECONOCIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT), por su extraordinaria ayuda para financiar mi estudio de posgrado nacional y estancia en el extranjero, sin la que no me habría sido posible desarrollar e implementar las técnicas utilizadas en este trabajo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Auer Jr ET, Bernstein LE, Sungkarat W y Singh M. Vibrotactile activation of the auditory cortices in deaf versus hearing adults. *Neuroreport*. 18(7): 645-648, 2007. DOI: 10.1097/WNR.0b013e3280d943b9
- [2] Bougrain L, Saavedra C y Ranta R. "Finally, what is the best filter for P300 detection?" En TOBI Workshop III-Tools for Brain-Computer Interaction, Würzburg, Alemania, Marzo de 2012. <hal-00756669>
- [3] González-Garrido AA, Ruiz-Stovel VD, Gómez-Velázquez FR, Vélez-Pérez H, Romo-Vázquez R, Espinoza-Valdez A, et al. Vibrotactile discrimination training affects brain connectivity in profoundly deaf individuals. *Frontiers in human neuroscience*. 11, 28: 2017. DOI: 10.3389/fnhum.2017.00028
- [4] Hjorth, B. An on line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 39: 526-530, 1975. DOI: 10.1016/0013-4694(75)90056-5
- [5] Holmes CJ, Hoge R, Collins L, Woods R, Toga AW y Evans AC. Enhancement of MR images using registration for signal averaging. *Journal of computer assisted tomography*. 22(2): 324-333, 1998. DOI: 10.1097/00004728-199803000-00032
- [6] Jurcak V, Tsuzuki D, y Dan I. F0/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems. *Neuroimage*. 34(4): 1600-1611, 2007. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2006.09.024
- [7] Kayser J, y Tenke CE. Issues and considerations for using the scalp surface laplacian in EEG/ERP research: a tutorial review. *International Journal of Psychophysiology*. 97(3): 189-209, 2015. DOI: 10.1016/j.ijpsycho.2015.04.012
- [8] Nunez PL, y Srinivasan R. "High-resolution EEG" en *Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG*. 2da edición. Oxford University Press, USA, 2006, ch. 8, pp. 313-352.
- [9] Perrin F, Pernier J, Bertrand O y Echallier JF. Spherical splines for scalp potential and current density mapping. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 72(2): 184-187, 1989. DOI: 10.1016/0013-4694(89)90180-6
- [10] Perrin F, Pernier J, Bertrand O y Echallier JF. Corrigenda EEG 02274. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 76, 565, 1990.