

LIBRO DE ACTAS

INGENIERIA BIOMEDICA *avanzando hacia el futuro*

Ciudad Real, 21 - 23 noviembre de 2018



CASEIB

2018

XXXVI

Congreso Anual
de la Sociedad
Española de
Ingeniería
Biomédica





CASEIB

2018

XXXVI

Congreso Anual
de la Sociedad
Española de
Ingeniería
Biomédica

LIBRO DE ACTAS



Ciudad Real, 21 - 23 de noviembre

Libro de Actas del XXXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica
Libro de Actas CASEIB 2018

Los contenidos de esta publicación han sido evaluados por el Comité Científico que en ella se relaciona y según el procedimiento que se recoge en caseib.es/2018/

Editores técnicos:

Jesús Salido Tercero
Óscar Déniz Suárez

Editores científicos:

M^a del Milagro Fernández Carrobles
M^a Gloria Bueno García

Diseño gráfico:

Dora Isabel Sierra Palacio

Editorial:

Ediciones VISILAB
Avda. Camilo José Cela 3, 13005-Ciudad Real, España.
19 de noviembre de 2018
visilab.etsii.uclm.es

ISBN: 978-84-09-06253-9



CASEIB 2018

XXXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica

Se distribuye bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-No Comercial-Sin Obra Derivada 4.0 Internacional.

Sesión: Neuroingeniería

Aplicabilidad de Leap Motion Controller para el tratamiento de los déficits motores en pacientes tetrapléjicos	191
Localización de fuentes cerebrales para la caracterización de la demencia debida a enfermedad de Alzheimer	195
Interfaz tiflotécnica para explorar espacios interiores desde un único punto de observación	199
Design and implementation of a Virtual Reality platform for Upper Limb rehabilitation.....	203
Modelado computacional de bobinas para estimulación magnética transcraneal	207

Sesión: Biofotónica

Methodology to improve optical hyperthermia technique application in biological samples using Silica	213
Análisis de propiedades espectroscópicas de fluoróforos utilizados en el diagnóstico clínico	217
Innovative multiphotonic endoscope to address technological challenges in current colonoscopy procedure	221

Sesión: Sesión Póster II

Estudio de la evolución temporal de la resistencia antimicrobiana de gérmenes en la unidad de cuidados intensivos.....	227
Análisis de biomarcadores qEEG para la detección de convulsiones en neuropatologías de tipo epiléptico	231
A new virtual reality based environment for surgical training	235

Sesión: Premio José M^a Ferrero

Estudio del efecto de la conducción de volumen en medidas de conectividad funcional derivadas de la coherencia	241
New approaches to cancer treatment: microwire-based magnetic hyperthermia	245
Caracterización de la apnea del sueño infantil mediante nuevas bandas espectrales del EEG	249
Estudio de nuevos hidrogeles basados en mezclas de poli (vinil alcohol) (PVA) y quitosano (CS) reforzados con partículas inorgánicas de vidrio bioactivo.....	253
Diseño y desarrollo de un sistema para la detección automática de sangre en imágenes de cápsula endoscópica.....	257

Localización de fuentes cerebrales para la caracterización de la demencia debida a enfermedad de Alzheimer

V. Rodríguez-González¹, J. Poza¹, C. Gómez¹, P. Núñez¹, S. J. Ruiz-Gómez¹, A. Maturana¹, R. Hornero¹

¹ Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid, Valladolid, España, victor.rodriguez@gib.tel.uva.es

Resumen

En este estudio se han caracterizado los cambios que la demencia y el deterioro cognitivo leve (DCL) debidos a enfermedad de Alzheimer (EA) producen en las fuentes cerebrales. Para ello, se aplicó el método de localización de fuentes conocido como *standardized Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography* (sLORETA) y se calculó la potencia relativa por bandas a nivel de fuentes cerebrales y a nivel de sensor. Los resultados mostraron que las principales diferencias entre sujetos de control y pacientes con DCL por EA aparecen en la banda zeta. Asimismo, se ha demostrado que los valores de potencia relativa se ven poco afectados por los efectos de conducción de volumen, especialmente en las zonas frontal y occipital. Por tanto, podemos concluir que las alteraciones que provoca la demencia debida a EA comienzan afectando a los ritmos zeta, y que los valores de potencia relativa a nivel de sensor son capaces de cuantificar de manera razonable la activación de los osciladores neuronales a diferente frecuencia.

1. Introducción

La demencia debida a la enfermedad de Alzheimer (EA) es una enfermedad neurodegenerativa que provoca alteraciones cognitivas, conductuales y funcionales de manera gradual [1]. Por otro lado, el deterioro cognitivo leve (DCL) por EA presenta síntomas alejados del envejecimiento normal, sin llegar a cumplir los requisitos para ser considerado demencia, por lo que se le considera un estado prodrómico de la EA [1]. La demencia debida a EA constituye el tipo de demencia más común del mundo occidental, habiendo adquirido un gran impacto social, económico y clínico en nuestra sociedad. Se estima que en 2015 afectaba a 47 millones de personas y que se llegará a los 132 millones en 2050 [2]. En España la demencia debida a EA afecta a 900.000 personas, lo cual supone un impacto económico estimado de unos 22.000 millones de euros al año [3].

Las alteraciones asociadas a la demencia debida a EA provocan cambios en la actividad eléctrica cerebral. Por ello, el análisis de la actividad electroencefalográfica (EEG) puede ayudarnos a comprender mejor cómo esta patología afecta al cerebro de los pacientes. Sin embargo, las señales EEG se ven afectadas por los efectos de conducción de volumen debidos a la variabilidad de la permeabilidad eléctrica de los tejidos de la cabeza (materia gris, cráneo, cuero cabelludo, etc.) [4]. Proyectando las señales a nivel de fuente, se eliminan los efectos de esa distorsión [4].

Existen diversos métodos de localización de fuentes, que se agrupan en dos familias: *Equivalent Current Dipole*, donde las fuentes son un número limitado de generadores discretos; y *Linear Distributed* (LD), donde los

generadores son continuos, ocupando todo el volumen disponible [4]. En este estudio se seleccionó: *standardized Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography* (sLORETA), que pertenece a la familia de los métodos LD. Se ha escogido este procedimiento por sus adecuados resultados, su sencillez y por ser uno de los métodos más empleados en estudios EEG [5].

Una manera sencilla de cuantificar las alteraciones que la demencia debida a EA provoca sobre las señales EEG, consiste en calcular la potencia relativa (RP, *relative power*) asociada a las oscilaciones neuronales que conforman la actividad cerebral. Esta medida ha sido ampliamente estudiada, tanto a nivel de sensor como a nivel de fuente, para caracterizar las alteraciones asociadas a la demencia por EA [6]. Para analizar la robustez de la RP frente a los efectos de conducción de volumen, se han comparado los resultados obtenidos a nivel de fuente y a nivel de sensor obteniéndose así una cuantificación objetiva del impacto de los efectos de conducción de volumen sobre esta medida. Solo se ha encontrado un artículo que haya hecho este tipo de análisis, pero se centró en estudiar medidas de acoplamiento entre electrodos y parámetros de red [7]. De esta manera, este es el primer estudio en analizar el impacto de los efectos de conducción de volumen sobre medidas de activación de sensores individuales.

2. Materiales y métodos

2.1. Sujetos

Inicialmente, se incluyeron en el estudio 76 sujetos, de los cuales 16 fueron descartados por un nivel de ruido y artefactos excesivos en el EEG. El resto de participantes se dividen en: 18 sujetos de control, 10 pacientes con DCL por EA y 32 pacientes con demencia debida a EA. En la Tabla 1 se pueden ver las características sociodemográficas de la base de datos. No se obtuvieron diferencias significativas entre grupos al comparar edad (p -valor > 0.05 , test de Kruskal-Wallis) y sexo (p -valor > 0.05 , test Chi-cuadrado). Los enfermos fueron diagnosticados según los criterios del *National Institute on Aging and Alzheimer's Association*. Todos los participantes y sus cuidadores fueron informados sobre la investigación y el protocolo del estudio y dieron su consentimiento escrito e informado. El Comité Ético de la Universidad de Oporto (Portugal) aprobó el estudio de acuerdo con el Código Ético de la Asociación Médica Mundial (Declaración de Helsinki).

2.2. Registros electroencefalográficos

El registro de las señales EEG se llevó a cabo con un sistema de 19 canales (Nihon Kohden Neurofax JE-

	EA	DCL	Control
Participantes (H:M)	32 (27:5)	10 (8:2)	18 (9:9)
Edad (años)	80 [75, 86.5]	81.5 [78, 87]	76 [73, 82]
Educación (A:B)	27:5	8:2	9:9
MMSE	14 [7, 19.5]	24 [23, 25]	29 [28, 30]

Tabla 1. Datos socio-demográficos de la base de datos. Mediana \pm rango intercuartil. EA: pacientes de Alzheimer; DCL: pacientes con deterioro cognitivo leve; C: controles; H: hombre; M: mujer; A: educación primaria o inferior; B: educación secundaria o superior; MMSE: Mini-Mental State Examination.

921A), posicionados estos de acuerdo al sistema internacional 10-20: F_{p1}, F_{p2}, F_z, F₃, F₄, F₇, F₈, C_z, C₃, C₄, T₃, T₄, T₅, T₆, P_z, P₃, P₄, O₁ y O₂. Se empleó una frecuencia de muestreo de 500 Hz para registrar 5 min. de actividad EEG basal, mientras los sujetos se encontraban relajados, con los ojos cerrados, despiertos e inmóviles. Para prevenir la somnolencia, se monitorizaron los registros en tiempo real. Ninguno de los sujetos del estudio tomaba medicamentos que pudieran influir en las señales EEG en el momento de registro.

A continuación, las señales EEG se preprocesaron de acuerdo a los siguientes pasos: (i) filtro de ranura a 50 Hz y filtro paso banda con ventana de Hamming entre 0.4 y 98 Hz; (ii) análisis de componentes independientes para eliminar artefactos; (iii) segmentación en épocas de 5 segundos; (iv) rechazo visual de artefactos; (v) selección y promediado en frecuencia de las primeras 6 épocas consecutivas sin artefactos.

2.3. Standardized Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography (sLORETA)

sLORETA es un método de localización de fuentes basado en un modelo de fuentes linealmente distribuidas [8]. Restringe las soluciones basándose en el hecho de que la actividad de generadores neuronales cercanos está correlada; es decir, busca la solución que maximiza la sincronización en potencia de los generadores neuronales vecinos [8]. Además, sLORETA aplica ciertas restricciones fisiológicas sobre las fuentes calculadas, para reducir los errores que se producen [8]. sLORETA se enfrenta a un problema indeterminado para llevar a cabo la reconstrucción de fuentes. La función de coste que minimiza para restringir las soluciones es [8]:

$$\min_{\mathbf{S}} \|\mathbf{X} - \mathbf{L}\mathbf{S}\|^2 + \lambda \|\mathbf{S}\|^2, \text{ con } \mathbf{X} = \mathbf{L}\mathbf{S}, \quad (1)$$

donde $\lambda \geq 0$ es un parámetro de regularización, \mathbf{S} es la distribución de las fuentes cerebrales, \mathbf{X} es la distribución eléctrica en los electrodos y \mathbf{L} una matriz de $n_e \times 3m$, con n_e el número de electrodos y m el número de fuentes que estamos considerando.

sLORETA usa una regularización de Tikhonov-Phillips de orden cero, la cual nos da una solución al problema indeterminado anterior [4]:

$$\mathbf{s}_i = \mathbf{L}_i^T [\mathbf{L}_i \mathbf{L}_i^T + \lambda_i \mathbf{I}]^{-1} \mathbf{X} = \mathbf{R}_i \mathbf{S}, \quad (2)$$

donde \mathbf{I} es la matriz identidad, \mathbf{s}_i indica las posibles fuentes (fuentes candidatas), \mathbf{S} indica las fuentes actuales y \mathbf{R}_i es la matriz de resolución que se define de la siguiente manera [4]:

$$\mathbf{R}_i = \mathbf{L}_i^T [\mathbf{L}_i \mathbf{L}_i^T + \lambda_i \mathbf{I}]^{-1} \mathbf{L}_i \quad (3)$$

sLORETA trabaja con 6237 fuentes, lo que nos da una resolución espacial de 5 mm³ [4].

Los análisis realizados en este estudio se han llevado a cabo mediante el software gratuito “Loreta-Key” [8] y MATLAB®.

2.4. Potencia relativa (RP)

A partir de las señales EEG registradas a nivel de electrodo y las activaciones a nivel de fuente, se calculó la RP para caracterizar el espectro de potencia. La RP se define como la potencia espectral en una banda concreta, dividida entre la potencia en todo el espectro:

$$RP_{f_1, f_2} = \frac{\sum_{f_1}^{f_2} X[f]}{\sum_f X[f]} \quad (4)$$

donde $X[f]$ es la densidad espectral de potencia, f_1 y f_2 identifican, respectivamente, la frecuencia inicial y final de cada banda y $\sum_f X[f]$ representa el sumatorio en todo el espectro de interés. Las bandas empleadas fueron: δ (2-4 Hz), θ (4-8 Hz), α_1 (8-10.5 Hz), α_2 (10.5-13 Hz), β_1 (13-20 Hz), β_2 (20-30 Hz) y γ (30-40 Hz) [9, 10].

2.5. Análisis estadístico

En primer lugar, se llevó a cabo un análisis exploratorio de la RP calculada a nivel de fuente y de sensor, evaluando la normalidad con un test de Lilliefors y la homocedasticidad con un test de Bartlett. Los resultados indicaban que los datos no eran homocedásticos, por lo que se aplicó una transformación logarítmica sobre los mismos. Tras ello, se evaluó si existían diferencias significativas entre grupos mediante un test ANOVA, aplicándose una corrección de Bonferroni por las 7 bandas empleadas. Finalmente, se analizó la relación entre la RP a nivel de fuente y de sensor mediante la correlación de Spearman, con el fin de ver relaciones tanto lineales y no lineales.

3. Resultados

La Figura 1 muestra la RP por banda y por región de interés (ROI) a nivel de fuente y a nivel de sensor. Se han definido 5 ROIs (frontal, central, parietal, occipital y temporal) en base a estudios previos [6,9,10]. Se observa que conforme aumenta la frecuencia, se produce una reducción progresiva de la RP en los tres grupos del estudio. Asimismo, se puede ver cómo los enfermos con demencia debida a EA presentan valores mayores de RP en comparación con los otros dos grupos en las bandas δ y θ y para todas las ROI, tanto a nivel de fuente como a nivel de sensor. En el resto de bandas esta tendencia se invierte, los enfermos con demencia debida a EA obtienen valores de RP inferiores respecto a los pacientes con DCL por EA y a los sujetos de control en todas las ROI, de nuevo tanto a nivel de fuente como a nivel de sensor. En la Tabla 2 se puede ver las comparaciones en las que estas diferencias resultan estadísticamente significativas.

En el caso de la comparación entre sujetos de control y pacientes con DCL por EA, la Figura 1 muestra que, tanto

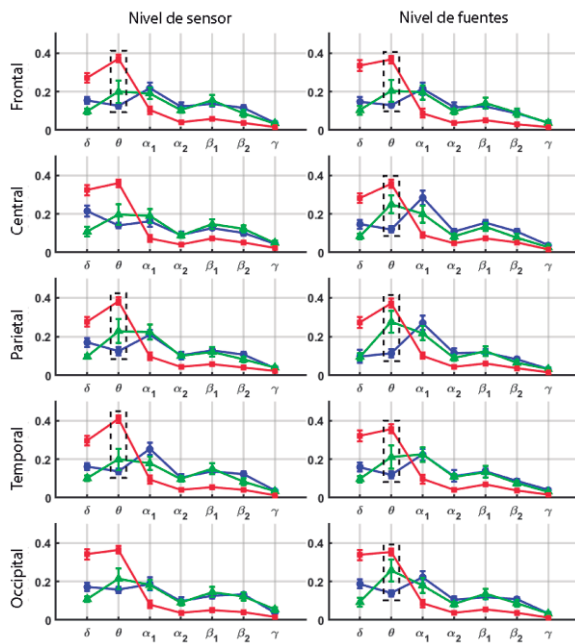


Figura 1. Potencia relativa a nivel de sensor y a nivel de fuente. La línea azul representa a los sujetos de control, la verde a los pacientes con DCL por EA y la roja a los pacientes con demencia debida a EA. Sólo se marcan las diferencias estadísticamente significativas entre sujetos de control y DCL por EA.

a nivel de sensor como a nivel de fuente, existen diferencias significativas entre ambos grupos en la banda θ . En el resto de las bandas, los niveles de RP se mantienen muy cercanos entre ambas. Dichas diferencias aparecen a nivel de sensor en las ROI frontal, parietal y temporal, mientras que a nivel de fuentes todas las ROI presentan diferencias significativas.

En la Figura 2 se muestra el coeficiente de correlación de Spearman, ρ , por banda y por ROI. Este nos informa de un grado de relación elevado entre la potencia relativa a nivel de sensor y a nivel de fuente. Las zonas frontal y occipital presentan las correlaciones más grandes, con valores cercanos a 0.97. Respecto a la frecuencia destaca que las bandas δ y γ presentan una correlación menor que el resto. Todos los p -valores asociados a estos coeficientes eran menores que 0.0001. En la Figura 3, podemos apreciar los diagramas de dispersión para la banda θ en las zonas frontal y occipital. En ellos se puede observar que existe una importante relación lineal positiva entre nivel de fuente y nivel de sensor.

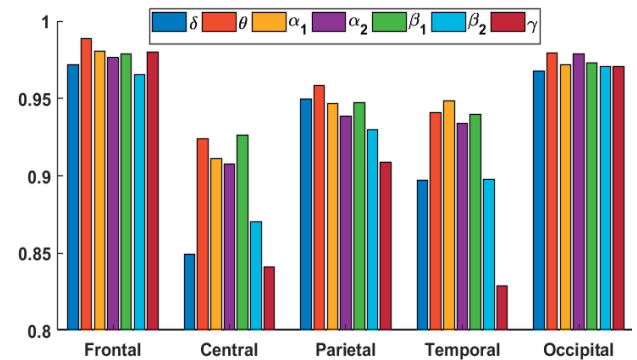


Figura 2. Coeficiente ρ por ROI y banda de frecuencia.

4. Discusión y conclusiones

4.1. Discusión

En la RP se aprecia una lentificación progresiva de los ritmos cerebrales conforme la demencia debida a la EA aparece. Esta lentificación es una de las consecuencias conocidas que la demencia debida a la EA provoca sobre los ritmos cerebrales [11]. Dicha lentificación ha sido comprobada por otros estudios, que observaron una relación directa entre el grado de lentificación y la progresión de la enfermedad medida a través del MMSE [9,11].

Se han obtenido diferencias significativas entre sujetos de control y pacientes con DCL por EA en la banda θ . Además, también se observa que aparecen diferencias entre estos grupos en bandas de alta frecuencia, concretamente, en la banda β_2 a nivel de sensor, y en la α_1 a nivel de fuente. Varios estudios han obtenido resultados similares, tanto a nivel de fuente como a nivel de sensor, llegando a proponer un biomarcador para detectar la demencia debida a EA consistente en el ratio entre la RP en las bandas θ y α [10,12]. Nuestros resultados van en concordancia con estos, pues se aprecia un aumento de la RP a frecuencias bajas, y una disminución a frecuencias altas con la aparición de la demencia debida a EA.

Se ha comprobado que las zonas menos afectadas por los efectos de conducción de volumen son las ROI frontal y occipital. Esto podría deberse a que los electrodos frontopolares están en contacto directo con la piel y no con el cuero cabelludo, mientras que, en la zona occipital, el cráneo afecta menos a las señales EEG. También se ha observado que la correlación entre RP a nivel de fuente y a nivel de sensor presentaba una dependencia con la

		Nivel de sensor							Nivel de fuentes cerebrales						
		δ	θ	α_1	α_2	β_1	β_2	γ	δ	θ	α_1	α_2	β_1	β_2	γ
Frontal	C vs DCL	1	0.023	1	0.399	1	0.522	1	1	0.016	1	0.0334	1	1	1
	DCL vs EA	0.002	0.022	0.011	0.056	0.008	0.066	0.338	0.003	0.058	0.026	0.088	0.012	0.027	0.201
	C vs EA	0.014	<0.001	0.008	<0.001	<0.001	<0.001	0.031	0.019	<0.001	0.002	<0.001	<0.001	<0.001	0.048
Central	C vs DCL	0.314	0.148	1	1	1	1	1	1	0.012	1	1	1	1	
	DCL vs EA	0.004	0.016	0.015	0.021	0.015	0.041	0.393	0.005	0.094	0.008	0.088	0.085	0.635	1
	C vs EA	0.497	<0.001	0.023	<0.001	<0.001	<0.001	0.094	0.060	<0.001	0.001	<0.001	<0.001	0.001	0.352
Parietal	C vs DCL	0.073	0.016	1	0.586	1	0.312	1	1	0.003	1	0.256	1	0.508	1
	DCL vs EA	<0.001	0.188	0.003	0.026	0.065	0.619	1	0.011	0.504	0.003	0.122	0.154	0.966	1
	C vs EA	0.201	<0.001	0.007	<0.001	<0.001	<0.001	0.207	0.033	<0.001	0.002	<0.001	<0.001	0.001	0.467
Temp.	C vs DCL	1	0.034	1	1	1	0.405	1	1	0.014	1	0.670	1	0.356	1
	DCL vs EA	0.007	0.018	0.027	0.045	0.004	0.051	0.265	0.006	0.255	0.017	0.036	0.008	0.618	1
	C vs EA	0.032	<0.001	0.005	<0.001	<0.001	<0.001	0.002	0.058	<0.001	0.003	<0.001	<0.001	<0.001	0.078
Occip.	C vs DCL	0.882	0.070	1	1	1	0.741	1	1	0.464	0.016	1	0.701	1	0.521
	DCL vs EA	0.002	0.050	0.010	0.039	0.004	0.022	0.135	0.003	0.216	0.014	0.052	0.009	0.078	0.395
	C vs EA	0.039	<0.001	0.016	<0.001	<0.001	<0.001	0.0161	0.096	<0.001	0.006	<0.001	<0.001	<0.001	0.020

Tabla 2. P-valores corregidos por Bonferroni tras aplicar los test ANOVA “post-hoc” a nivel de sensor y a nivel de fuente. Los valores marcados en negrita indican que en esa comparación se han encontrado diferencias significativas ($\alpha = 0.05$).

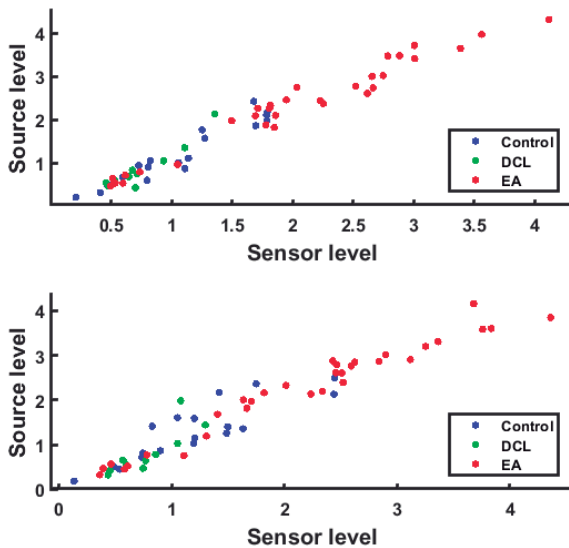


Figura 3. Diagramas de dispersión para la banda θ y las ROI frontal (arriba) y occipital (abajo).

frecuencia, deduciéndose que las frecuencias más altas se ven más afectadas por los efectos de conducción de volumen. Esto podría explicarse de acuerdo a la constante de propagación electromagnética en medios con pérdidas, donde las ondas de mayor frecuencia se ven más afectadas por las pérdidas del medio [5]. La banda δ presenta una correlación menor, posiblemente debido a que es la banda más afectada por el ruido de baja frecuencia.

La RP ha demostrado ser muy robusta frente a los efectos de conducción de volumen. Solo se conoce otro estudio que realice comparaciones entre medidas a nivel de sensor y a nivel de fuentes que, de manera similar al presente análisis, obtuvo una alta correlación entre medidas de acoplamiento global; si bien, esta correlación disminuía al calcular diversos parámetros de red, especialmente aquellos medidos sobre el *Minimum Spanning Tree* [7].

4.2. Limitaciones y líneas futuras

La primera limitación del estudio es su reducido tamaño muestral, especialmente en el grupo de pacientes con DCL por EA. Por ello, se está trabajando en aumentar el tamaño de la base de datos. En segundo lugar, sería interesante evaluar otras medidas para verificar cómo se ven afectadas por los efectos de conducción de volumen. Finalmente, se podría completar el estudio empleando diversas técnicas de localización de fuentes para ver similitudes y diferencias entre ellas.

4.3. Conclusiones

Nuestros resultados indican que, tras localizar las fuentes cerebrales activas durante el estado de reposo, éstas se ven alteradas con la aparición del DCL por EA, fundamentalmente en la banda θ , para después extenderse por todo el espectro cuando el DCL por EA evoluciona a demencia. Las zonas frontal y occipital son las menos afectadas por los efectos de conducción de volumen, probablemente debido a características fisiológicas. Además, a frecuencias bajas esta distorsión es menor, lo cual implica una dependencia respecto de la frecuencia de análisis.

Hasta donde tenemos conocimiento, este es el primer estudio en analizar cómo afectan los efectos de conducción de volumen sobre una medida de activación en sensores individuales.

Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado por Comisión Europea y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) bajo el proyecto ‘Análisis y correlación entre el genoma completo y la actividad cerebral para la ayuda en el diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer’ (‘Interreg V-A España-Portugal, POCTEP 2014-2020’), y por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades y el FEDER bajo el proyecto DPI2017-84280-R. S. J. Ruiz-Gómez y P. Núñez disfrutaron de una beca predoctoral cofinanciada por la Junta de Castilla y León y el Fondo Social Europeo.

Referencias

- [1] J. L. Cummings *et ál.*, La neuropsiquiatría de la enfermedad de Alzheimer y demencias relacionadas. *Atlas Medical Publishing*, 2004 (ISBN: 1-84184-219-2).
- [2] M. Prince *et ál.*, World Alzheimer Report 2015: The Global Impact of Dementia - An analysis of prevalence, incidence, cost and trends. *Alzheimer's Disease International*, 2015.
- [3] Economist Intelligence Unit. Assessing the Socioeconomic Impact of Alzheimer's Disease in western Europe and Canada, 2017.
- [4] S. Saney and J. Chambers, EEG Signal Processing. *Wiley*, 2007 (ISBN: 978-0-470-02581-9).
- [5] M. A. Jatou *et ál.*, A survey of methods used for source localization using EEG signals. *Biomed. Signal Process. Control*, vol 11, no 1, 2014, pp. 42-52.
- [6] C. Babiloni *et ál.*, Cortical sources of resting state EEG rhythms are related to brain hypometabolism in subjects with Alzheimer's disease: an EEG-PET study. *Neurobiol. Aging*, vol. 48, no. 13, 2016, pp. 122-134.
- [7] M. Lai *et ál.*, “A Comparison Between Scalp- And Source-Reconstructed EEG Networks,” *bioRxiv*, 2017.
- [8] R. D. Pascual-Marqui, Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details. *Methods Find. Exp. Clin. Pharmacol.*, vol. 24, no. 4, 2002, pp. 5-12.
- [9] C. Babiloni *et ál.*, Cortical Sources of Resting State EEG Rhythms are Sensitive to the Progression of Early Stage Alzheimer's Disease. *J. Alzheimer's Dis.*, vol. 34, no. 4, 2013, pp. 1015-1035.
- [10] C. Babiloni *et ál.*, Cortical sources of resting state electroencephalographic alpha rhythms deteriorate across time in subjects with amnesic mild cognitive impairment. *Neurobiol. Aging*, vol. 35, no. 1, 2014, pp. 130-142.
- [11] J. Dauwels *et ál.*, Slowing and Loss of Complexity in Alzheimer's EEG: Two Sides of the Same Coin?. *Int. J. Alzheimers. Dis.*, vol. 2011, no. 1, 2011, pp. 1-10.
- [12] G. Fahimi *et ál.*, Index of theta/alpha ratio of the quantitative electroencephalogram in Alzheimer's disease: A case-control study. *Acta Med. Iran.*, vol. 55, no. 8, 2017, pp. 502-506.

ÍNDICE DE AUTORES

A

Abella, M.	15
Acha, B.	349
Aguado, A. M.	299
Agudo, E.	213
Alberdi, A.	267, 271
Alberich-Bayarri, A.	21
Alberola-López, C.	3
Alberola-Rubio, J.	165, 335
Alcaraz, R.	103, 107, 115
Alfieri, D.	221
Alonso, E.	375
Álvarez, D.	249
Álvarez, M.	191
Álvarez-Rodríguez, J.	47, 227
Aragón-Basanta, E.	155
Aramendía-Vidaurreta, V.	7
Aramendi, E.	93, 375
Arana, S.	245
Arbide, N.	221
Arce-Diego, J. L.	217, 231
Arnau, M. A.	339
Artola, G.	271
Atienza, F.	119

B

Bachiller, P.	71
Bailón, R.	97, 111
Bain, J.	221
Barrenechea, M.	267, 271
Barroso-García, V.	249
Bastarrika, G.	7
Battisti, M.	371
Belda-Lois, J. M.	155
Bellino, G.	371
Benalcazar-Parra, C.	335
Benito, A.	323
Benítez, R.	291
Bermejo-Peláez, D.	33, 307
Blanco, F.	57
Blanco, J.	287
Borràs, M.	295
Bosch, I.	21
Bote-Curiel, L.	221
Bueno, A.	21
Bueno, G.	353, 361

Bustos, P.	71
------------	----

C

Caffarena, G.	311
Callejón, M. A.	141, 207
Calvo, G.	311
Camara, O.	299
Camba, D.	235
Cambrodi, R.	295
Campisi, J.	245
Campos-Blanco, A.	39
Cano, J.	137
Carnero, M. C.	51
Carreres, J.	21
Carro, J.	125
Casanova, O.	213
Caulier-Cisterna, R.	85
Cerpa, A.	323
Ceruelo, S.	191
Chacón-Solano, E.	275
Chil, R.	261
Chinellato, E.	267
Chmarra, M. K.	175
Cicchi, R.	221
Clariá, F.	295
Climent, A. M.	119
Cobo, A.	65, 199
Colomer, A.	345, 357
Conti, C. J.	275
Costa, V.	89
Costoya, A.	119
Crestelo-Moreno, F.	145
Cretu, C.	261
Crispi, F.	111

D

Dankelman, J.	175
Davis, M.	235
Díaz-Carnicero, J.	43
de Felipe, A.	335
de la Cruz, J. E.	129
de los Reyes, A.	191, 203
de Potter, T.	299
de Vargas, G.	213
del-Ama, A. J.	151, 155
del Campo, F.	249
del Pozo, F.	199

del Río, M.	275	Gómez, A.	51
Deniz, O.	353, 361	Gómez, C.	195, 241
Descò, M.	15, 261	Gómez, E. J.	161, 175, 235
di Noia, F.	221	Gómez-Gómez, E.	231
Di Stasi, L. L.	145	Gómez, J. C.	129, 185
Donoso, V.	379	Gomis-Tena, J.	137
E		González, A.	275, 379
Elola, A.	375	González del Río, R.	279
Errarte, A.	271	Gozal, D.	249
Escobar, F.	339	Guerrero, J.	371
Esparza, M.	107	Guerrero, S.	275
Esteban, F. M.	57, 71	Guerrón, N.	65, 199
Estradé, S.	287	Guillem, M. S.	119
Estrada, L. C.	367	Gutiérrez, A.	319
Expósito, A.	217	Gutiérrez, D.	175
F		Gutiérrez, G. C.	249
Fajas-Majó, A.	287	Gutiérrez, L.	11
Fanjul-Vélez, F.	217, 231	Gutiérrez-Martín, A.	151, 203
Fernández, A.	299	Guzmán-García, C.	175
Fernández-Seara, M. A.	7	H	
Ferrer, A.	379	Hübner, T.	75
Filguieras-Rama, D.	11	Hernando, D.	97
Franco, P.	207	Hernando, M. E.	39, 75
Freixa, X.	299	Hernández-Lorca, M.	271
G		Hernández, R.	253
Galella, S.	303	Hornero, R.	25, 29, 61, 195, 241, 249
Gallego, J.	361	I	
Garatachea, N.	97	Iniesta-Chamorro, J. M.	39, 75
García-Alberola, A.	85	Irusta, U.	93, 375
García-Carmona, R.	311, 315	Isasi, I.	93
García-Casado, J.	165, 335	Isusquiza, E.	271
García-León, D.	11	Izeta, A.	327
García, M.	25, 29, 103, 275	Izquierdo, F. J.	39
García-Morata, F. J.	345, 357	J	
García-Ojalvo, J.	303	Jané, R.	367
García-Osés, A.	7	Jauregui, R.	283
García-Pardo, J. G.	345, 357	Jiménez, J.	25, 29
García-Sáez, G.	39, 75	Juhos, K.	175
Garrido, J.	97	K	
Genua, I.	299	Kheirandish-Gozal, L.	249
Gil-Agudo, A.	151, 191, 203	L	
Gimeno, J. R.	379	Laguna, P.	111
Giménez, M.	33, 307		
Glover, B.	221		

Larcher, F.	275	Negoita, A.	175
Larraga-García, B.	151	Nevárez, A.	257
Ledesma-Carbayo, M. J.	33, 307	Nir, S.	181
Lejardi, A.	253	Nohales, F. J.	165
Lérida-García, J.	47, 227	Noorda, R. A.	257
Liberos, A.	119	Noriega-Casuso, S.	231
Lizarbe-Sancha, S.	245	Nuevo, M.	283
Llopis-Lorente, J.	137	Núñez-García, M.	299
López, D.	379	Núñez, P.	57, 71, 195, 241
López, J.	161		
López-Laval, I.	97	O	
López, M. I.	25, 29	Olaizola-Rodrigo, C.	331
López-Saratxaga, C.	221	Olivares, A. L.	299
Lozano-Berrio, V.	151	Olsen, J. A.	93
Lozano, V.	191	Ontiveros-Ravel, J. A.	161
M		Opisso, E.	161
Mancha, E.	129, 185	Oropesa, I.	175, 235
Martinena, E.	57, 71	Ortega, J. F.	171, 221
Martín, C.	65	Ortigosa, N.	111
Martín, M.	319	Ortuño, J. E.	33, 307
Martín-Montero, A.	241, 249	P	
Martínez-Agüero, S.	47, 227	Pagador, J. B.	57, 71, 129, 185, 221
Martínez, C.	15	Palacio, L. C.	133
Martínez-Cagigal, V.	61	Pavone, F. S.	221
Martínez de Apellániz, I.	245	Pedraza, A.	353
Martínez, I.	315	Peiró, F.	287
Martínez-Iniesta, M.	115	Perales, A.	335
Maturana-Candelas, A.	195, 241	Perea, M.	107
McVeigh, E. R.	33, 307	Pérez-Benito, D.	261
Mijangos, C.	253	Pérez-Gandía, C.	39, 75
Mill, J.	299	Pérez, V.	291
Mir, M.	287	Picón, A.	221, 375
Mitxelena-Iribarren, O.	245, 331	Plancha, E.	107
Monasterio, V.	125	Polo, F.	221
Monteiro-Pereira, R.	367	Pons, P.	257
Mora-Jiménez, I.	47, 227	Pons, V.	257
Moya-Sáez, E.	3	Poza, J.	195, 241, 249
Moyano-Cuevas, J. L.	57, 71	Prat, S.	283
Mujika, M.	245	Prats-Boluda, G.	165, 335
Muñoz-Barrutia, A.	279	Prats, J. M.	379
Muñoz, J.	79	Prieto, I.	327
Muñoz-Romero, S.	85	Pueyo, E.	125
N		Puig, M.	283
Naranjo, V.	257, 345, 357	R	
Narayan, S. M.	119	Ramos, M.	213

Ramírez, O.	89	Sepúlveda, A.	111
Raya, R.	89	Sepúlveda, D.	203
Reches, M.	181	Serrano, C.	349
Reina, J.	141, 207	Serrano, J.	65, 199, 213
Rieta, J. J.	103, 107, 115	Silva, E.	299
Roca-González, J.	145	Soguero-Ruiz, C.	47, 227
Roca-González, J. L.	145	Solesio-Jofre, E.	271
Ródenas, J.	103, 115	Solleder, P.	221
Rodríguez, D.	283	Soria, F.	129
Rodríguez-González, V.	195, 241	Soriano, I.	161
Rodríguez-López, M.	111	Suardíaz-Muro, J.	145
Rodríguez, M.	235	Suárez, A.	349
Rodríguez-Matas, J. F.	125	Swiderska-Chadaj, Z.	361
Rodrigo, M.	119		
Rojo-Álvarez, J. L.	85	T	
Romero, L.	137, 339	Tapia-Galisteo, J.	39, 75
Romero, R.	25, 29	Tarazona, M.	165
Ros, D.	287	Teare, J.	221
Rosado, A.	371	Tejero, L.	141
Roycroft, B.	221	Tiu, C.	175
Royuela-del-Val, J.	3	Tobajas, A.	323
Ruiz-Gómez, S. J.	195, 241, 249	Tobón, C.	133
		Tormos, J. M.	161
S		Torres, A.	367
Sabrià, J.	291	Torres-Simón, A.	279
Sadaba, N.	79	Torruella, P.	287
Saiz, J.	133, 137, 339	Trenor, B.	137
Sakaltras, N.	15		
Salas, M.	191	U	
Sales-Maicas, M. A.	345, 357	Udias, J. M.	261
Samitier, J.	287	Ugarte, J. P.	133
Sampol, G.	295	Urendes, E.	311, 315
Sánchez, C.	315	Urgeles, D.	39
Sánchez-González, P.	161, 175, 235	Usó-Talamantes, R.	43
Sánchez-Margallo, F. M.	57, 129, 171, 175, 185, 221		
Sánchez-Margallo, J. A.	171	V	
Sánchez, O.	253	Vallverdú, M.	295
Sánchez, P.	379	Vaquerizo, F.	249
Sánchez-Peralta, L. F.	175	Vaquero, J. J.	261, 279
Sánchez-Rexach, E.	181	Vaquero, N.	57
Sanromán-Junquera, M.	85	Varela, I.	267
Santamaría-Vázquez, E.	61	Vasile, A.	261
Sanz-Estébanez, S.	3	Vázquez, A.	161
Sarasua, J. R.	79, 181, 253	Vidorreta, M.	7
Sarlabous, L.	367	Vila-Cha, C.	57
Schiaffino, L.	371	Villarroya, O.	303
		Vivas-Consuelo, D.	43

W

Wéber, G.

175

Wik, L.

93

Y

Yagüe, C.

299

Ye-Lin, Y.

165, 335

Yndriago, L.

327

Z

Zeinoun, M.

213

Zhukov, A.

245

Zhukova, V.

245

Zlotnik, A.

43

Zorio, E.

339, 379

Zuza, E.

79



**CASEIB
2018
XXXVI**

Congreso Anual
de la Sociedad
Española de
Ingeniería
Biomédica

