



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRÁFICA EN MOVIMIENTOS IMAGINARIOS DE MANOS Y LENGUA

AUTOR: ESTEBAN BULLÓN TARRASÓ

TUTORA: YIYAO YE LIN

COTUTOR: FRANCISCO JAVIER GARCÍA CASADO

Curso Académico: 2019-20

Gracias a mis tutores y a Gema por su inestimable ayuda, por mantenerme entretenido durante la cuarentena y por su paciencia cuando me ponía exquisito con los aspectos formales del trabajo.

Y gracias a mis amigos, con los que he tenido el placer de compartir trinchera durante cuatro años para llegar hasta aquí juntos. BioR.

RESUMEN

La disfagia es una patología que se define como la incapacidad de realizar la deglución del alimento correctamente. Se calcula que esta enfermedad es padecida por una de cada diecisiete personas a lo largo de su vida. Su mayor índice de prevalencia se encuentra en la población anciana y los pacientes que padecen enfermedades neurológicas previas. Ninguna técnica ha conseguido tratar de manera completamente exitosa la enfermedad.

En el presente trabajo se propone la utilización de las interfaces cerebro-computadora para la neurorehabilitación de la disfagia mediante *neurofeedback*, técnica que ha demostrado ser efectiva en la rehabilitación de la capacidad motora. Estudios previos muestran la estrecha relación neuronal que existe entre la deglución y el movimiento de lengua. Por consiguiente, el objetivo de este trabajo es la caracterización de la señal electroencefalográfica de los movimientos imaginarios de lengua para su posterior uso en la neurorehabilitación de la disfagia. Para comprobar que la metodología seguida es la correcta, se caracterizó previamente la señal para el movimiento imaginario de mano derecha, al disponer de una literatura más extensa de este movimiento.

El trabajo realizado se ha dividido en dos enfoques diferentes. Mediante el Análisis de Componentes Independientes, se ha realizado un primer estudio que únicamente contenía las componentes asociadas a la corteza motora primaria. Los resultados obtenidos para la mano derecha respaldan la literatura. En el movimiento de lengua, se ha observado que tres sujetos presentan sincronizaciones de ambas bandas de frecuencias estudiadas (alfa y beta) en ambos hemisferios, dos sujetos que presentan desincronizaciones para la banda alfa y uno menos para la banda beta. Los demás sujetos presentan simultáneamente una desincronización y una sincronización en cada hemisferio.

El segundo enfoque contenía todas las componentes de origen cerebral y ha demostrado que existen otras áreas involucradas, como las áreas de asociación heteromodal, que poseen una gran implicación en los movimientos imaginarios de lengua desencadenados por un estímulo visual.

Palabras clave: deglución, disfagia, interfaces cerebro-computadora, neurorehabilitación, movimientos imaginarios, mano derecha, lengua, electroencefalografía, sincronización.

RESUM

La disfàgia és una patologia que es defineix com la incapacitat de realitzar la deglució de l'aliment correctament. Es calcula que una de cada dèssset persones pateix aquesta malaltia al llarg de la seua vida. L'índex més alt de prevalença es troba a la població anciana i als pacients que pateixen malalties neurològiques prèvies. Cap tècnica ha aconseguit tractar de manera completament exitosa la malaltia.

En el present treball es proposa la utilització de les interfícies cervell-ordinador per a la neurorehabilitació de la disfàgia mitjançant el *neurofeedback*, tècnica que ha demostrat ser efectiva en la rehabilitació de la capacitat motora. Estudis previs mostren l'estreta relació neuronal que existeix entre la deglució i el moviment de llengua. Per consegüent, l'objectiu d'aquest treball és la caracterització del senyal de l'electroencefalograma dels moviments imaginaris de llengua per al seu posterior ús en la neurorehabilitació de la disfàgia. Per comprovar que la metodologia emprada és la correcta, es caracteritzarà prèviament el senyal del moviment imaginari de la mà dreta, ja que es disposa d'una literatura més extensa d'aquest moviment.

El treball realitzat s'ha dividit en dos enfocaments diferents. Mitjançant l'Anàlisi de Components Independents, s'ha realitzat un primer estudi que únicament contenia les components associades a l'escorça motora primària. Els resultats obtinguts per a la mà dreta donen suport a la literatura. En el moviment de llengua, s'ha observat que tres subjectes presenten sincronitzacions d'ambdues bandes estudiades (alfa i beta) en tots dos hemisferis, dos subjectes que presenten dessincronitzacions per a la banda alfa i un menys per a la banda beta. Els altres subjectes presenten simultàniament una dessincronització i una sincronització en cada hemisferi.

El segon enfocament contenia totes les components d'origen cerebral i ha demostrat que existeixen altres àrees involucrades, com les àrees d'associació heteromodal, que posseeixen una gran implicació en els moviments imaginaris de llengua desencadenats per un estímul visual.

Paraules clau: deglució, disfàgia, interfícies cervell-ordinador, neurorehabilitació, moviments imaginaris, mà dreta, llengua, electroencefalografia, sincronització.

ABSTRACT

Dysphagia is a pathology that is defined as the disability to swallow food correctly. It is estimated that this disease is suffered by one in seventeen people throughout their life. Its highest prevalence rate is found in the elderly population and patients with previous neurological diseases. No technique has been able to successfully treat the disease.

The present work proposes the use of Brain-Computer Interfaces in the neurorehabilitation of dysphagia through neurofeedback, a technique that has previously proved its effectiveness in the rehabilitation of motor ability. Previous studies show the close relationship between swallowing and tongue movements. Therefore, the aim of this work is to study the tongue imagery movements through electroencephalography for its later use in neurorehabilitation of dysphagia. In order to verify that the methodology followed is the correct one, the signal of the right-hand imagery movement was previously studied, since there is a more extensive literature on this movement available.

The work has been divided into two different approaches. Through the Independent Component Analysis, a first study was carried out with just the components associated with the primary motor cortex. The results obtained for the right hand support the literature. In tongue movement, three subjects show synchronizations of both frequency bands (alpha and beta) in both hemispheres, two subjects show desynchronizations of the alpha band and one less for the beta band. The other subjects show simultaneously a desynchronization and a synchronization in each hemisphere.

The second approach was carried out with all the brain-located components and shows evidence of the activity in other areas, like the heteromodal association areas, which share an important implication in the execution of imagery movements after a visual stimulus.

Key words: swallowing, dysphagia, brain-computer interfaces, neurorehabilitation, imagery movements, right hand, tongue, electroencephalography, synchronization.

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- I. Memoria
- II. Presupuesto

ÍNDICE DE LA MEMORIA

CAPÍTULO 1.	INTRODUCCIÓN	2
1.1	La deglución.....	2
1.1.1	Fase oral	2
1.1.2	Fase faríngea	3
1.1.3	Fase esofágica.....	4
1.2	La disfagia	4
1.2.1	Prevalencia y coste sanitario	5
1.2.2	Diagnóstico	6
1.2.3	Tratamiento.....	8
1.3	El sistema nervioso.....	9
1.3.1	Introducción al sistema nervioso central	9
1.3.2	La corteza cerebral	10
1.3.3	Potencial de acción y potencial postsináptico	11
1.4	La neurorehabilitación mediante interfaces cerebro-computadora	12
1.4.1	El neurofeedback.....	12
1.4.2	Interfaces cerebro-computadora	12
1.4.3	Electroencefalografía	14
1.4.4	Movimientos imaginarios.....	16
CAPÍTULO 2.	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	18
CAPÍTULO 3.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	20
3.1	Base de datos	20
3.2	Preprocesado.....	21
3.2.1	Filtrado inicial y eliminación de ensayos artefactados.....	21
3.2.2	Análisis de Componentes Independientes	21

3.2.3	Identificación de componentes cerebrales	23
3.3	Extracción de características	28
3.3.1	Cálculo del ERP y análisis tiempo-frecuencia	28
3.3.2	Cálculo del ERD/ERS	28
3.3.3	Obtención de los mapas topográficos.....	29
CAPÍTULO 4.	RESULTADOS.....	32
4.1	Movimiento imaginario de mano derecha.....	33
4.2	Movimiento imaginario de lengua	51
4.3	Resumen.....	69
CAPÍTULO 5.	DISCUSIÓN.....	71
5.1	Estudio de las componentes en M1 asociadas a la actividad motora.....	71
5.1.1	Desincronización en el hemisferio contralateral durante el MI de mano derecha.....	71
5.1.2	(De)sincronización en el hemisferio ipsilateral durante el MI de mano derecha	72
5.1.3	(De)sincronización en ambos hemisferios durante el MI de lengua.....	72
5.1.4	Comparación entre los movimientos imaginarios de mano derecha y lengua.....	73
5.2	Estudio de todas las componentes asociadas a la actividad cerebral.....	74
CAPÍTULO 6.	CONCLUSIONES	76
CAPÍTULO 7.	LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS	77
CAPÍTULO 8.	BIBLIOGRAFÍA	78

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1.	Necesidad del presupuesto	2
2.	Costes parciales	2
2.1	Cuadro de precios: mano de obra.....	2
2.2	Cuadro de precios: <i>hardware</i>	2
2.3	Cuadro de precios: <i>software</i>	3
3.	Presupuesto total	3

Índice de figuras

FIGURA 1. (A) CORTE SAGITAL DE LA CAVIDAD BUCOFARÍNGEA CON LAS ESTRUCTURAS INVOLUCRADAS EN LA DEGLUCIÓN SEÑALADAS. (B) DIVISIÓN MÁS PRECISA DE LAS TRES ÁREAS QUE CONFORMAN LA FARINGE. EXTRAÍDAS DE [5]. ...	2
FIGURA 2. (A) POSICIÓN ANATÓMICA DURANTE LA FASE ORAL. (B) POSICIÓN ANATÓMICA DURANTE LA FASE FARÍNGEA. (C) POSICIÓN ANATÓMICA DURANTE LA FASE ESOFÁGICA. EXTRAÍDA DE [6].	3
FIGURA 3. VISUALIZACIÓN DE TODO EL PROCESO DEGLUTORIO DIFERENCIANDO LAS 3 FASES QUE LO FORMAN. EXTRAÍDO DE [7].	4
FIGURA 4. DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÉTODO DE EXPLORACIÓN CLÍNICA VOLUMEN-VISCOSIDAD (MECV-V). EXTRAÍDA DE [20].	7
FIGURA 5. POSICIÓN ANATÓMICA DE LOS ÓRGANOS QUE COMPONEN EL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL. EXTRAÍDA DE [29].	9
FIGURA 6. MAPA DE LAS ÁREAS DE BRODMANN Y SU FUNCIÓN PRINCIPAL ASOCIADA. EXTRAÍDA DE [33].	10
FIGURA 7. FORMA DEL POTENCIAL DE ACCIÓN RESPECTO AL TIEMPO DE UNA NEURONA EN UN PUNTO DE SU MEMBRANA. EXTRAÍDA DE [36].	11
FIGURA 8. ESQUEMA DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA. EXTRAÍDA Y TRADUCIDA DE [45].	13
FIGURA 9. ESQUEMA DE TODOS LOS POSIBLES ELECTRODOS ESTANDARIZADOS QUE PUEDEN EMPLEARSE EN UN SISTEMA DE EEG. EXTRAÍDA DE [46].	14
FIGURA 10. EJEMPLO IDEAL DE UNA INTERFERENCIA CONSTRUCTIVA Y OTRA DESTRUCTIVA. EXTRAÍDA DE [47].	15
FIGURA 11. ESQUEMA DEL “HOMÚNCULO DE PENFIELD”. SE PUEDE OBSERVAR COMO LAS ÁREAS DESTINADAS A LA LENGUA (“TONGUE”) Y A LA DEGLUCIÓN (“SWALLOWING”) SE ENCUENTRAN MUY PRÓXIMAS ENTRE SÍ. EXTRAÍDA DE [54].	17
FIGURA 12. ESQUEMA TEMPORAL DEL PARADIGMA DE CADA ENSAYO. EXTRAÍDA DE [58].	20
FIGURA 13. ESQUEMA DEL MONTAJE DE LOS ELECTRODOS. EXTRAÍDA DE [58].	21
FIGURA 14. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA COMBINACIÓN LINEAL DE LAS FUENTES EN LOS ELECTRODOS. EXTRAÍDA DE [62].	22
FIGURA 15. (A) MAPA DE LA PROYECCIÓN DE LA COMPONENTE DE LA ACTIVIDAD MOTORA. (B) PSD DE DICHA COMPONENTE. NÓTESE EN (A) LA PROYECCIÓN SOBRE EL ELECTRODO C3 Y EN (B) LOS PICOS EN LAS FRECUENCIAS 10 Y 21 HZ QUE PERTENECEN A LAS BANDAS ALFA Y BETA RESPECTIVAMENTE.....	24
FIGURA 16. (A) PROYECCIONES TÍPICAS DE COMPONENTES INDEPENDIENTES ASOCIADAS AL EOG. LA PARTE SUPERIOR CORRESPONDE A UNA PROYECCIÓN DE LA INTERFERENCIA POR PARPADEO. EN LA INFERIOR, DEBIDO AL MOVIMIENTO LATERAL DE LOS OJOS. (B) MAPA DE LA AMPLITUD DE LA SEÑAL FRENTE AL TIEMPO PARA CADA UNO DE LOS ENSAYOS Y LA MEDIA DE TODOS ELLOS. CORRESPONDEN A LA PROYECCIÓN DE LA COMPONENTE QUE CONTIENE EL EOG SOBRE EL ELECTRODO Fz. SE MUESTRA COMO LÍNEA VERTICAL DISCONTINUA LA APARICIÓN (SEGUNDO 1) Y DESAPARICIÓN (SEGUNDO 7) DE LA CRUZ DE FIJACIÓN.	25
FIGURA 17. (A) MAPA REPRESENTANDO LA PROYECCIÓN DE UNA COMPONENTE QUE PROVIENE DEL RUIDO DEL ELECTRODO CP1. (B) PSD DE LA COMPONENTE.	26
FIGURA 18. (A) MAPA DE LA PROYECCIÓN DE UNA COMPONENTE DE ORIGEN MUSCULAR. (B) PSD DE LA COMPONENTE.	26
FIGURA 19. (A) MAPA DE LA PROYECCIÓN DE LA COMPONENTE. (B) PSD DE UNA COMPONENTE IDENTIFICADA COMO ARTEFACTO. (C) AMPLITUD DE LA SEÑAL TRAS PROYECTAR LA COMPONENTE EN EL ELECTRODO Cz PARA CADA INSTANTE DE TIEMPO (EJE X) Y PARA CADA ENSAYO (EJE Y). SE PUEDE OBSERVAR QUE LA COMPONENTE PRESENTA UNA ACTIVIDAD MUCHO MAYOR EN UNOS ENSAYOS QUE EN OTROS.	27

FIGURA 20. ESQUEMA DEL PROCEDIMIENTO SEGUIDO PARA LA OBTENCIÓN DE LOS RESULTADOS.....	31
FIGURA 21. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 1. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	33
FIGURA 22. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	34
FIGURA 23. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 1 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	34
FIGURA 24. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 2. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	35
FIGURA 25. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	36
FIGURA 26. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 2 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	36
FIGURA 27. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 3. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	37
FIGURA 28. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	38
FIGURA 29. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 3 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	38
FIGURA 30. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 4. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	39
FIGURA 31. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	40
FIGURA 32. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 4 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	40
FIGURA 33. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 5. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSD DE LA COMPONENTE DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	41
FIGURA 34. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	42

FIGURA 35. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 5 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	42
FIGURA 36. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 6. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	43
FIGURA 37. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	44
FIGURA 38. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 6 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	44
FIGURA 39. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 7. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	45
FIGURA 40. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	46
FIGURA 41. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 3 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	46
FIGURA 42. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 8. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	47
FIGURA 43. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	48
FIGURA 44. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 8 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	48
FIGURA 45. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 9. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	49
FIGURA 46. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	50
FIGURA 47. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE MANO DERECHA DEL SUJETO 9 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	50
FIGURA 48. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 1. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	51
FIGURA 49. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN	

TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	52
FIGURA 50. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 1 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	52
FIGURA 51. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 2. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDS DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	53
FIGURA 52. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	54
FIGURA 53. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 2 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	54
FIGURA 54. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 3. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDS DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	55
FIGURA 55. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	56
FIGURA 56. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 3 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	56
FIGURA 57. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 4. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDS DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	57
FIGURA 58. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	58
FIGURA 59. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 4 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	58
FIGURA 60. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 5. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSD DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	59
FIGURA 61. (A) ERPS DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	60
FIGURA 62. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 5 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	60
FIGURA 63. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 6. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDS DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	61

FIGURA 64. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	62
FIGURA 65. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 6 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	62
FIGURA 66. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 7. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	63
FIGURA 67. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	64
FIGURA 68. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 7 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	64
FIGURA 69. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 8. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	65
FIGURA 70. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	66
FIGURA 71. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 8 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	66
FIGURA 72. (A) MAPA TOPOGRÁFICO DE LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES OBTENIDAS MEDIANTE EEGLAB DEL SUJETO 9. SE MARCAN EN ROJO LAS CONSIDERADAS COMO ARTEFACTOS Y, EN VERDE, LAS CORRESPONDIENTES A LA CORTEZA MOTORA. (B) PSDs DE LAS COMPONENTES DE LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA.	67
FIGURA 73. (A) ERPs DE AMBOS ELECTRODOS. (B) ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA. SE MARCA CON UNA LÍNEA DISCONTINUA EL MOMENTO DE LA ORDEN (“CUE”) PREVIA A EJECUTAR EL MOVIMIENTO. (C) EVOLUCIÓN TEMPORAL DEL ERD/ERS. A PARTIR DE -1s (“CUE”) SE MARCAN EN ROJO LOS TRAMOS CON ERS ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO Y EN AZUL LOS TRAMOS CON ERD ESTADÍSTICAMENTE SIGNIFICATIVO.....	68
FIGURA 74. MAPAS TOPOGRÁFICOS DE LAS BANDAS ALFA Y BETA CORRESPONDIENTES AL MOVIMIENTO DE LENGUA DEL SUJETO 9 DURANTE LOS SEGUNDOS POSTERIORES A LA ORDEN.	68

Índice de tablas

TABLA 1. CAUSAS MÁS COMUNES DE LOS TIPOS DE DISFAGIA. EXTRAÍDA Y TRADUCIDA DE [2].	5
TABLA 2. MEDIANA DE LOS ERD/ERS (%) DE LA BANDA ALFA EN CADA TRAMO DE UN SEGUNDO DESDE QUE SE DA LA ORDEN HASTA EL DESCANSO PARA EL MOVIMIENTO IMAGINARIO DE MANO DERECHA EN TODOS LOS SUJETOS.	69
TABLA 3. MEDIANA DE LOS ERD/ERS (%) DE LA BANDA BETA EN CADA TRAMO DE UN SEGUNDO DESDE QUE SE DA LA ORDEN HASTA EL DESCANSO PARA EL MOVIMIENTO IMAGINARIO DE MANO DERECHA EN TODOS LOS SUJETOS.	69
TABLA 4. MEDIANA DE LOS ERD/ERS (%) DE LA BANDA ALFA EN CADA TRAMO DE UN SEGUNDO DESDE QUE SE DA LA ORDEN HASTA EL DESCANSO PARA EL MOVIMIENTO IMAGINARIO DE LENGUA EN TODOS LOS SUJETOS.	70
TABLA 5. MEDIANA DE LOS ERD/ERS (%) DE LA BANDA BETA EN CADA TRAMO DE UN SEGUNDO DESDE QUE SE DA LA ORDEN HASTA EL DESCANSO PARA EL MOVIMIENTO IMAGINARIO DE MANO DERECHA EN TODOS LOS SUJETOS.	70
TABLA 6. NÚMERO DE COMPONENTES INDEPENDIENTES IDENTIFICADAS EN LA CORTEZA MOTORA PRIMARIA Y ASOCIADAS A DICHA ACTIVIDAD EN CADA SUJETO PARA LOS MOVIMIENTOS DE MANO DERECHA Y LENGUA. SE ENCUENTRAN SOMBRADOS LOS SUJETOS EN LOS QUE EL NÚMERO DE COMPONENTES EXTRAÍDAS COINCIDE.	73

MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 La deglución

La deglución es un proceso que engloba una serie de eventos a través de los cuales el alimento introducido en la cavidad bucal es preparado para su ingesta y transportado hacia el estómago para llevar a cabo su digestión. Debido a que las fases y los eventos que componen el proceso se superponen en el tiempo durante la deglución, se suelen distinguir bajo el convenio de la posición anatómica del bolo [1]. Utilizando este criterio, se pueden diferenciar tres fases que conforman la deglución, conocidas como fases oral, faríngea y esofágica. Las fases se explican a continuación.

1.1.1 Fase oral

Esta fase comienza cuando el alimento es insertado en la boca. Puede dividirse a su vez en una etapa preparatoria y una etapa de transporte [2]. Durante la primera etapa, el alimento es transformado mediante acción mecánica y química en el bolo, que será transportado a la orofaringe en la segunda etapa. En este transporte, varios músculos linguales se ven involucrados para conseguir desplazar el bolo, que se encuentra situado originalmente en la parte anterior de la lengua, a su parte posterior e introducirlo en la faringe [1]. Para lograrlo, la punta de la lengua se alza hasta hacer contacto con el paladar rígido, desplazando mediante la presión el bolo hacia la parte posterior. El bolo es propulsado conforme la lengua ejerce presión, inicialmente sobre el paladar rígido y, finalmente, sobre el paladar blando. Al mismo tiempo que esto sucede, la parte posterior de la lengua se acomoda formando un canal en forma de U y el paladar blando se eleva para ampliar la cavidad de la orofaringe sellando el acceso a la nasofaringe, forzando así que el bolo se desplace hacia la laringofaringe [3] [4], dando pie a la siguiente fase. Una descripción anatómica más detallada se puede encontrar en la Figura 1.

Los eventos que ocurren durante la fase oral y marcan el inicio de la deglución suceden de manera voluntaria. Este aspecto es muy importante porque demuestra la implicación de la corteza cerebral en el proceso y la posibilidad de rehabilitar a un individuo que ha perdido la capacidad de deglutir correctamente por causas neurológicas, como se explicará posteriormente.

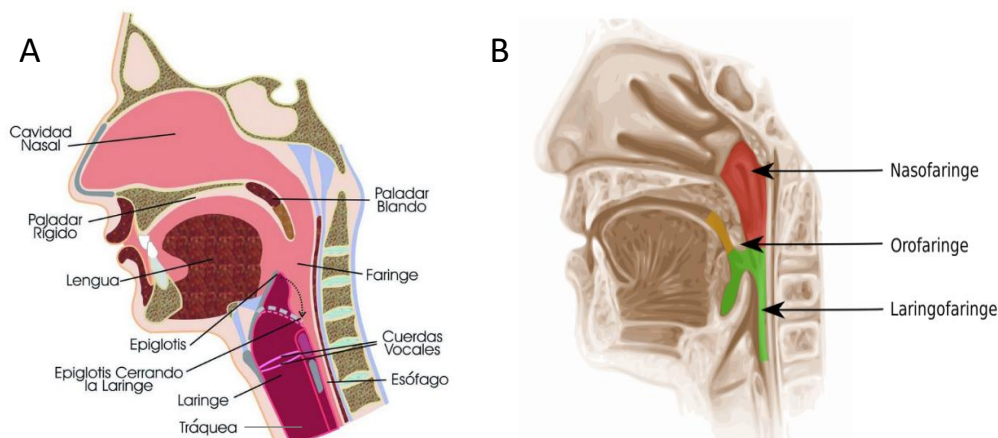


Figura 1. (A) Corte sagital de la cavidad bucofaríngea con las estructuras involucradas en la deglución señaladas. (B) División más precisa de las tres áreas que conforman la faringe. Extraídas de [5].

1.1.2 Fase faríngea

Las fases oral y faríngea se suceden en un tiempo que depende del estado del alimento. En el caso de ser un líquido, la fase faríngea sucede inmediatamente. No obstante, si se trata de un bolo sólido, este se va acumulando en la orofaringe antes de proceder a la fase faríngea, produciendo un retraso en la deglución de tiempo variable (entre 5 y 10 segundos, aproximadamente). Durante este tiempo, conforme se va formando el bolo en la primera etapa de la fase oral, este se transporta a la orofaringe, donde se acumula hasta que el individuo decide tragar voluntariamente.

Durante esta fase, el bolo se desplaza a lo largo de la faringe para ser introducido en el esófago a través del esfínter esofágico superior (EES). Con la posición del paladar elevado para acumular el bolo en la orofaringe y sellar la nasofaringe (como se aprecia en la Figura 2B), el bolo se introduce en la faringe y desciende hacia el EES mediante la presión producida por la contracción peristáltica de arriba abajo [4].

Cabe destacar que esta fase es crítica debido a la posibilidad de que el bolo se introduzca en las vías respiratorias a través de la laringe. Varios mecanismos forman parte de esta fase para evitar que el desvío del alimento se produzca: las cuerdas vocales (falsas y verdaderas) y la epiglotis [1], [2]. Los músculos de la laringe tienen una gran importancia en la coordinación y sincronización de estos mecanismos con el paso del bolo durante la fase faríngea [4]. En la Figura 2B se puede observar la posición de la epiglotis durante el transcurso de la fase faríngea.

Cuando el bolo llega a la hipofaringe, el EES se encuentra relajado y las contracciones peristálticas impulsan el bolo a través de él. Además, dichas contracciones terminan con la relajación del esfínter, que vuelve a cerrarse, terminando así la fase faríngea, que dura aproximadamente 0,6 segundos [4]. En la Figura 2 se puede visualizar con más detalle los cambios estructurales descritos en esta fase.

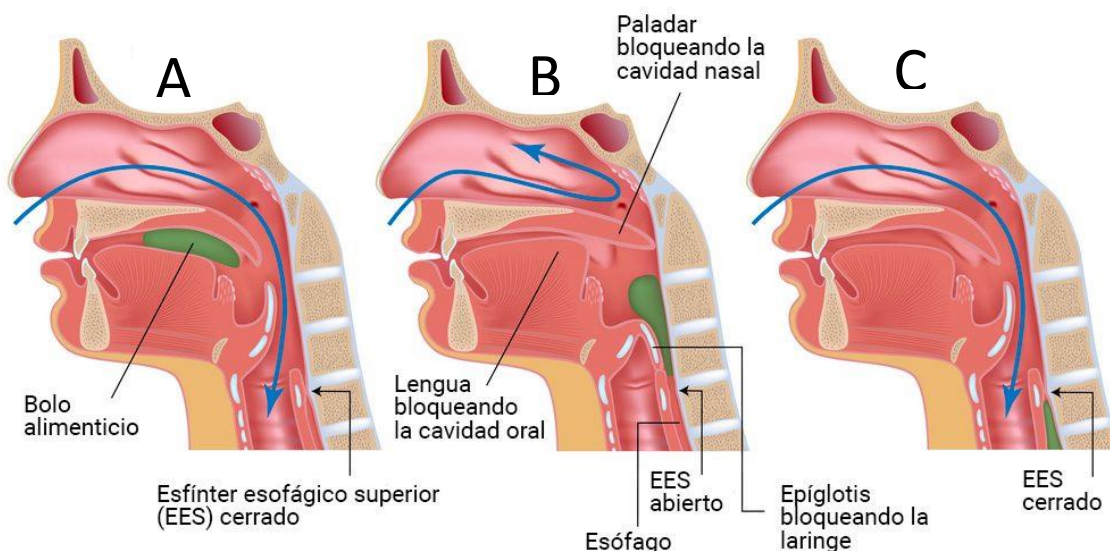


Figura 2. (A) Posición anatómica durante la fase oral. (B) Posición anatómica durante la fase faríngea. (C) Posición anatómica durante la fase esofágica. Extraída de [6].

1.1.3 Fase esofágica

En esta fase, el bolo propulsado a través del EES desciende por el esófago hasta llegar al esfínter esofágico inferior. Este esfínter se encuentra originalmente cerrado para evitar la regurgitación, pero se relaja durante la deglución para permitir el paso del bolo al estómago [2]. El traslado del bolo a través del esófago se realiza nuevamente mediante peristalsis, desencadenada por la sensación recogida por las terminaciones nerviosas en las paredes del esófago que detectan la presencia del bolo, con ayuda de la gravedad (en el caso de que el tronco se encuentre erguido). Por esta razón, los movimientos musculares de esta fase son plenamente involuntarios, producidos como actos reflejos. El recorrido del bolo a lo largo del esófago dura aproximadamente 10 segundos [4].

En la Figura 3 se pueden observar gráficamente las fases que componen la deglución.

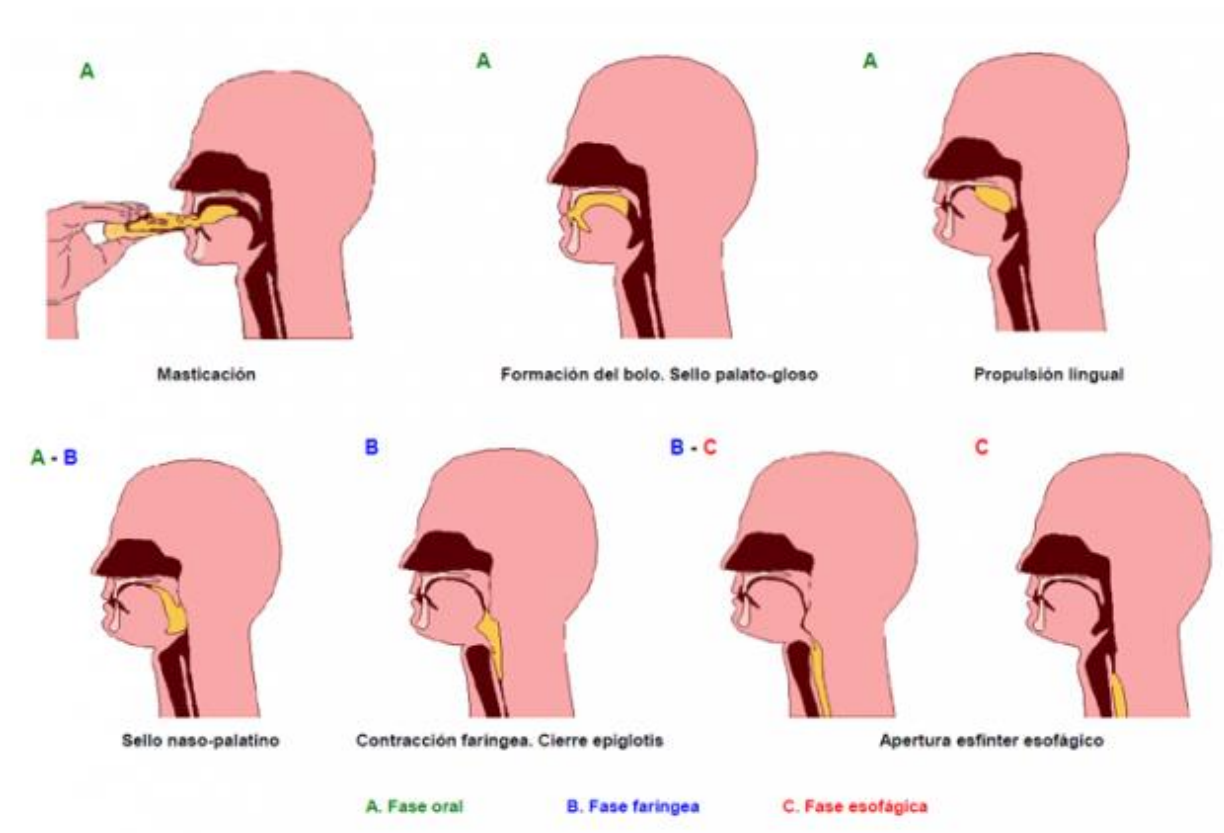


Figura 3. Visualización de todo el proceso deglutorio diferenciando las 3 fases que lo forman. Extraído de [7].

1.2 La disfagia

La dificultad o incapacidad de realizar una deglución sana, como la descrita en el apartado anterior, recibe el nombre de disfagia. Según la Organización Mundial de Gastroenterología, uno de cada 17 individuos padece esta patología a lo largo de su vida [8]. Se trata de una enfermedad cuya población de mayor riesgo es la tercera edad, debido a que es el grupo de mayor prevalencia para enfermedades neurodegenerativas, accidentes cerebrovasculares y patologías oncológicas, que son las causas principales de la disfagia [9].

Entre las consecuencias que provoca la disfagia a los pacientes se encuentran algunas más graves como puede ser la deshidratación, la malnutrición o problemas respiratorios debido al paso del alimento a las vías respiratorias (como neumonía), que podrían llegar a provocar la muerte [4]; y otros más leves que suponen una reducción de la calidad de vida [10] como el aislamiento o la dependencia para alimentarse.

Existen diferentes criterios para clasificar la disfagia que padece un paciente: según el área afectada (disfagia orofaríngea o esofágica), según el estado de los alimentos que producen la disfagia (disfagia a sólidos, líquidos o mixta) y según la causa que la provoca (disfagia funcional/neurológica o estructural). Acorde al tercer criterio, en la Tabla 1 se muestran las causas más comunes que provocan cada tipo de disfagia.

Origen neurológico	Lesión estructural	Otros
Infarto cerebral	Tiromegalia	Disfagia psicógena
Infarto del tronco encefálico	Hiperostosis cervical	Distrofia muscular
Hemorragia intracraneal	Membranas congénitas	Polimiositis
Enfermedad de Parkinson	Divertículo de Zenker	Resección quirúrgica
Esclerosis múltiple	Ingesta de alimento cáustico	Medicación
Enfermedad de la motoneurona	Neoplasia	
Poliomielitis		
Demencia		
Miastenia grave		
Accidente cerebrovascular		

Tabla 1. Causas más comunes de los tipos de disfagia. Extraída y traducida de [2].

1.2.1 Prevalencia y coste sanitario

Se han realizado varios estudios para cuantificar la prevalencia de la disfagia en la población mundial. No obstante, estos valores varían en gran medida dependiendo la población de estudio (varía con factores como la edad, si padecen patologías previas o no, si están institucionalizados...) y el método de diagnóstico empleado [11], [12]. Aun así, como se ha mencionado anteriormente, se calcula que uno de cada 17 individuos padece disfagia en algún momento de su vida [8] y que afecta a un 3% de la población general [11].

La población que más se ve afectada por esta patología son los individuos de la tercera edad (mayores de 65 años). Esto se debe a que es la población con mayor riesgo de padecer enfermedades neurológicas u oncológicas que pueden causar disfagia, además de padecerlas con mayor severidad. Según [12], después de padecer un accidente cerebrovascular, los pacientes presentan disfagia en un 43-60% de los casos. Las lesiones hemisféricas izquierdas se han asociado a una disfagia durante la fase

oral, mientras que lesiones en el hemisferio contrario afectan normalmente a la fase faríngea [13]. En enfermedades neurodegenerativas como la enfermedad de Parkinson o Alzheimer, los pacientes presentan disfagia con una frecuencia de entre el 35 y 50% de los casos, apareciendo secuencialmente conforme avanza la enfermedad. Por otro lado, los pacientes que han padecido un tumor en la cabeza o el cuello también presentan una disfagia en el 59% de los casos aproximadamente. En el caso de la población anciana que padece disfagia sin haber padecido previamente ninguna patología que la pudiera causar, es debido a la degeneración motora y nerviosa asociada a la vejez y recibe el nombre de presbifagia [14], [15]. En total, se calcula que más de 30 millones de individuos pertenecientes a la tercera edad padecen algún tipo de disfagia o presbifagia en Europa [9].

En el caso de España, se calcula que un 67% de la población anciana con alguna de las patologías mencionada anteriormente padece disfagia. El problema se magnifica al considerar la velocidad a la que aumenta la proporción de la población mayor de 65 años, que antes del 2020 se acercaba al 20% según el Instituto Nacional de Estadística [16].

Anteriormente, se han mencionado las consecuencias que supone no tratar la disfagia. Como esta enfermedad suele coexistir con la enfermedad principal causante de la disfagia, sus efectos se traducen mayoritariamente en alargar la estancia hospitalaria de los pacientes debida a la enfermedad principal. Un estudio denominado *National Hospital Discharge Survey* [17] recoge que, en Estados Unidos en 2005 y 2006, la disfagia aumentó el periodo de hospitalización en un 40%. Además, un estudio en el mismo país aseguró que los pacientes con disfagia supusieron un sobrecoste de 5.271€ (6.243\$) en comparación con los que no padecían la enfermedad. Un estudio danés, centrándose solamente en la población anciana, calculó un sobrecoste anual para los pacientes que padecían disfagia de aproximadamente 3.677€ (27.347 kr). Por otro lado, en España se llevó a cabo el estudio PREDyCES [18], reflejando un aumento de 3 días en la estancia hospitalaria media para los pacientes con disfagia (5,4 días en el caso de que fueran mayores de 70 años) y un coste de $8.004 \pm 5854€$ por noche y por paciente que padece disfagia frente al $6.967 \pm 5630€$ de los que no la padecen [11].

1.2.2 Diagnóstico

El diagnóstico de la enfermedad se puede realizar empleando diferentes técnicas. En primer lugar, se comienza con una anamnesis centrada principalmente en revisar el historial clínico del paciente (en busca de una enfermedad que pueda ser causa de una disfagia) y se le pide que describa la dificultad que presenta durante la deglución. Esto último se puede realizar mediante un cuestionario [19] que incluya información como la presencia de aspiraciones, tos, dolor al tragar, la duración de las comidas... A continuación, se puede realizar alguna prueba para observar la capacidad deglutoria del paciente, como la prueba del agua o el método de exploración clínica volumen-viscosidad (MECV-V).

La prueba del agua consiste en administrar mediante una jeringa 10 ml de agua y observar síntomas como babeo, tos, disfonía o el número de degluciones. Si no presenta ninguno, se concluye que el individuo está sano. Esta prueba se realiza repetidas veces en diferentes momentos del día y durante varios días. Debido a que la prueba incluye la ingesta de líquidos, que es el tipo de bolo más frecuente en las aspiraciones, puede presentar un peligro para el paciente. Además, es poco representativa en la determinación de la efectividad de la deglución. Por ambas razones, actualmente los profesionales se decantan por el segundo método.

El MECV-V consiste en administrar varios bolos, variando el volumen y la viscosidad de los mismos. Los volúmenes que se introducen son de 5, 10 y 20 ml; y la viscosidad puede ser néctar, líquida o pudding, variándolas en este orden. A diferencia de la prueba del agua, al comenzar el MECV-V mediante el bolo de néctar se puede comprobar si el bolo líquido podría presentar un peligro para el paciente. De ser así, esta viscosidad se omitiría y se pasaría directamente al pudding. Además, al variar las propiedades del bolo se obtiene una mayor información de la eficacia de la deglución. En la Figura 4 se puede observar un diagrama del MECV-V [20]. Sin embargo, la valoración de la severidad de la disfagia sigue siendo poco representativa ya que el diagnóstico se realiza meramente observando los síntomas que presenta el paciente durante la deglución.

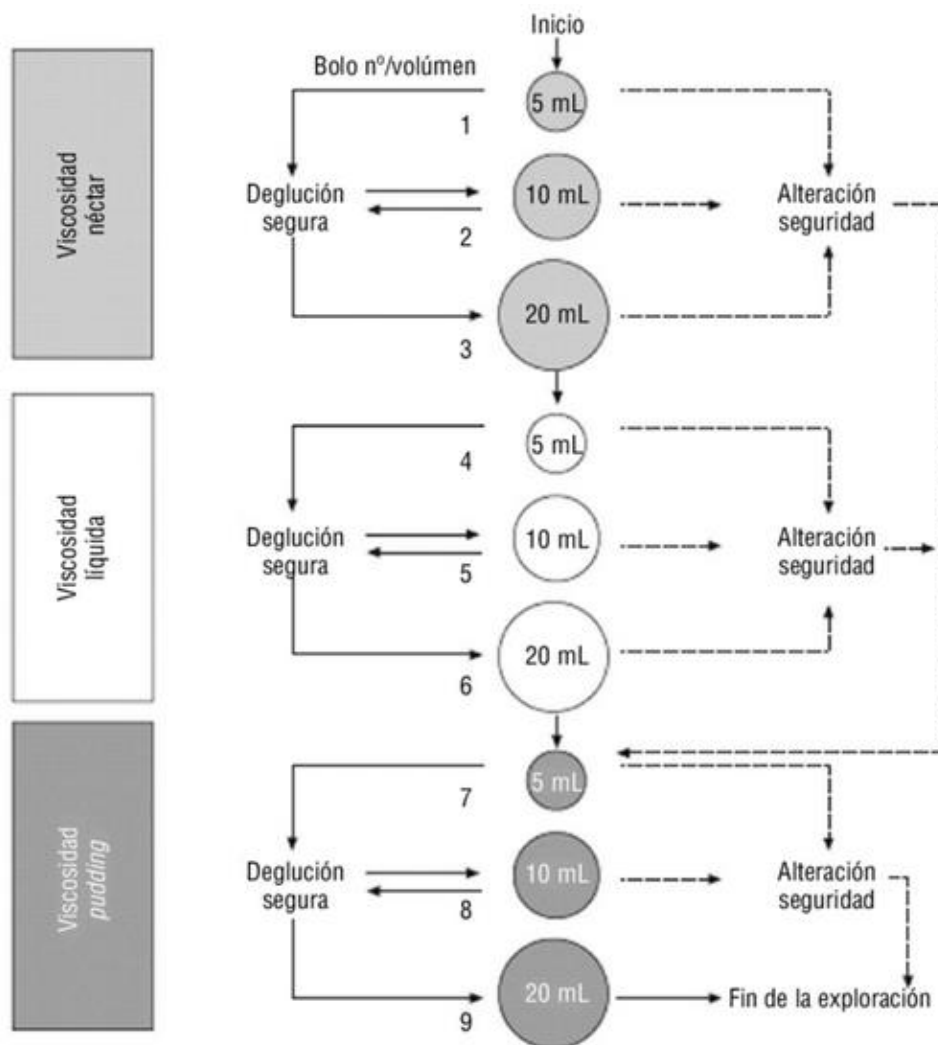


Figura 4. Diagrama de flujo del método de exploración clínica Volumen-Viscosidad (MECV-V). Extraída de [20].

Por último, el diagnóstico se puede complementar con una exploración instrumental. Las más comunes son la videofluoroscopia (VFS) o la videoendoscopia de la deglución (*Fiberoptic endoscopic evaluation of swallowing* o FEES) [20]. Como cabría esperar, ambos métodos son definitivos en la valoración de la deglución de los pacientes. No obstante, resultan molestos y son más costosos.

1.2.3 Tratamiento

El tratamiento de la disfagia depende en gran medida de la causa que la provoca. Los tratamientos pueden ser conductuales, médicos o quirúrgicos, siendo preferidos los primeros por su reducido coste y riesgo. No obstante, existen casos, la mayor de ellos clasificados como disfgias estructurales, que requieren de intervención médica o quirúrgica por la incapacidad de ser solucionados mediante la terapia conductual [1]. Estos casos no son de interés en nuestro estudio, por lo que nos centraremos en las disfgias funcionales mayoritariamente.

La terapia conductual puede dividirse en tratamientos compensatorios y (neuro)rehabilitación. Los primeros engloban todas las adaptaciones que puede llevar a cabo el propio paciente con un esfuerzo mínimo para mejorar la calidad de su deglución. Entre los factores que el paciente puede modificar se encuentran la dieta, la postura y la higiene. Se trata del tratamiento más utilizado para los pacientes que sufren disfagia funcional [21]. Sin embargo, cabe destacar que este tratamiento suele ir acompañado de una reducción en la calidad de vida y que será necesario durante el resto de la vida del paciente si no se busca una solución definitiva.

Por otro lado, la rehabilitación y neurorrehabilitación requieren un mayor esfuerzo y constancia por parte del paciente, además de que su impacto tarda más tiempo en verse reflejado, obligando al paciente a seguir una terapia conductual hasta que la rehabilitación haga efecto. No obstante, se ha demostrado que este tratamiento puede mejorar la calidad de vida e incluso la salud del paciente, suponiendo la desaparición de la disfagia en los casos más leves, como la presbifagia [1]. Entre los métodos de rehabilitación se encuentran los ejercicios para fortalecer los músculos involucrados en la deglución, como por ejemplo los ejercicios de lengua [22] y cuello [23].

La neurorrehabilitación engloba una serie de técnicas orientadas a que el individuo recupere la capacidad motora centradas en modificar las conexiones neuronales que transcurren en el sistema nervioso. Estas técnicas pueden ser muy variadas y alcanzan diferentes grados de complejidad. Un ejemplo de neurorrehabilitación de sencilla implementación sería aplicar estímulos de diferentes tipos en el paciente durante la deglución. Varios estudios han reportado la eficacia de enlazar un estímulo con la deglución para reducir el tiempo de transición entre la fase oral y faríngea, uno de los síntomas más comunes en la disfagia [24]. Gracias a la estimulación térmica [24], [25] se demuestra que la aplicación de un estímulo frío antes de la deglución reduce considerablemente el tiempo entre ambas fases. Esta estimulación puede acompañarse de una estimulación táctil, gustatoria o ambas simultáneamente [26]. También se ha reportado que una estimulación gustatoria, con una diferencia notoria para el sabor agrio [27] y ácido [28], puede ayudar en la deglución.

No obstante, las técnicas descritas anteriormente no han demostrado ser muy efectivas en la rehabilitación de los pacientes con disfagia. Una técnica de mayor complejidad, que sí ha demostrado resultados exitosos en la recuperación de la capacidad motora en las extremidades de los pacientes, es la implementación de interfaces cerebro-computadora para la neurorrehabilitación mediante *neurofeedback*. En esta técnica se profundizará más adelante, en el apartado 1.4.2.

Cabe destacar que la rehabilitación de la disfagia mediante *neurofeedback* es posible debido a que la deglución es una acción que se inicia voluntariamente. Los movimientos voluntarios son dirigidos por la corteza cerebral, ubicada en el sistema nervioso central. El *neurofeedback* nos permite incidir sobre los procesos mentales que ocurren durante la deglución para así poder rehabilitar la disfagia. Por lo tanto, es necesario una comprensión previa del sistema nervioso y, concretamente, de la corteza

cerebral, antes de explicar la neurorrehabilitación mediante *neurofeedback*. Cabe destacar que tan solo en las fases oral y faríngea suceden eventos voluntarios durante la deglución, por lo que esta técnica está focalizada en tratar la disfagia que afecta únicamente a estas dos fases, conocida como disfagia orofaríngea.

1.3 El sistema nervioso.

1.3.1 Introducción al sistema nervioso central

El sistema nervioso es una estructura compleja que tiene una gran variedad de funciones. Por un lado, es el encargado de recoger la información que obtenemos a través de los sentidos, procesarla y generar una respuesta que transmite posteriormente a los músculos pertinentes para realizar una acción. Además, también es el encargado de realizar procesos cognitivos como el pensamiento, la memoria, el aprendizaje, el razonamiento lógico... No obstante, solo la primera función es de interés en este estudio y será desarrollada a continuación.

El sistema nervioso está subdividido en el sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP). El primero de ellos es el encargado de llevar a cabo el procesamiento de la información y desarrollar una respuesta; el segundo es el encargado de transmitir dicha información desde los sentidos hasta el SNC y, posteriormente, transmitir la respuesta generada por este al músculo u órgano pertinente. Toda la información es procesada y transmitida mediante impulsos eléctricos que recorren las neuronas.

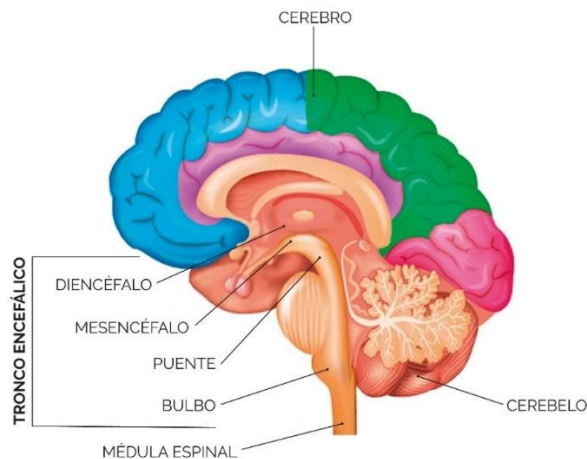


Figura 5. Posición anatómica de los órganos que componen el sistema nervioso central. Extraída de [29].

El SNC puede ser dividido a su vez en el encéfalo, formado por el cerebro, el cerebelo y el tronco del encéfalo; y la médula espinal. En la Figura 5 se puede observar la posición de cada uno de estos órganos. Entre los procesos en los que el tronco del encéfalo está involucrado se encuentra el de los reflejos. Como se ha mencionado anteriormente en el apartado 1.1, el proceso deglutorio engloba una serie de eventos que suceden como reflejos de manera involuntaria. Es por ello por lo que originalmente se atribuía la deglución enteramente al tronco encefálico. Sin embargo, estudios

recientes han demostrado que la corteza cerebral también juega un papel importante en dicho proceso [30], [31].

1.3.2 La corteza cerebral

La corteza cerebral es la capa más exterior que envuelve al cerebro y tiene asociada las funciones más complejas y sofisticadas del sistema nervioso como la percepción de los sentidos, la toma de decisiones o los movimientos voluntarios. Esta capa está subdividida a su vez en varias regiones, conocidas como áreas de Brodmann [32], que tienen asociada una función principal. Un mapa de estas áreas se observa en la Figura 6.

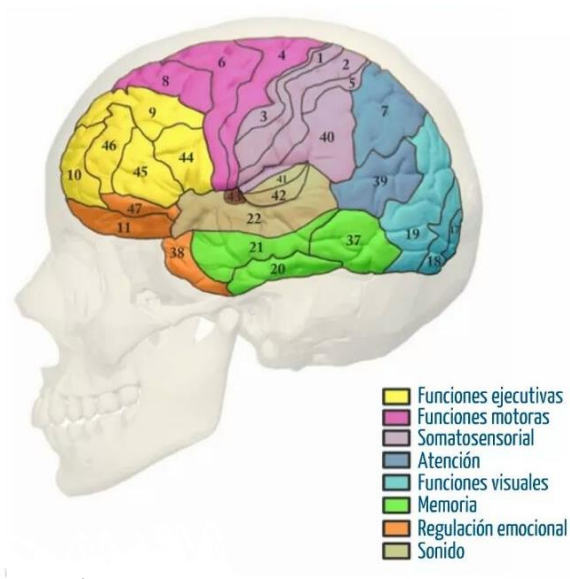


Figura 6. Mapa de las áreas de Brodmann y su función principal asociada. Extraída de [33].

Las áreas que han demostrado estar involucradas en la deglución son la corteza motora primaria (también conocida como M1) y la corteza motora secundaria, correspondientes a las áreas de Brodmann 4 y 6 respectivamente. La localización de estas áreas se puede observar en la Figura 6. Por un lado, M1 se encarga de generar los impulsos eléctricos que desencadenarán los movimientos voluntarios que el individuo realiza. Por el otro, la corteza motora secundaria engloba regiones de menor tamaño como el área premotora o el área motora suplementaria, que sirven para planificar y coordinar varios movimientos complejos al mismo tiempo.

Otra región de importancia, no para el proceso deglutorio sino para el estudio que se va a realizar, es la que contiene las áreas de asociación heteromodal, correspondientes a las áreas de Brodmann 7, 39 y 40. La función de estas áreas consiste en coordinar la respuesta motora frente a estímulos captados por los sentidos, como los visuales o auditivos.

Una propiedad de la corteza cerebral de especial interés por ser uno de los pilares de la neurorrehabilitación es la plasticidad neuronal. Se trata de la capacidad de nuestro sistema nervioso central, y en especial, de la corteza cerebral, para reorganizar su estructura y conexiones neuronales.

Esta reorganización está asociada a diferentes factores, pero siempre orientada a mejorar la adaptación del individuo a su entorno.

Existen varios estudios sobre el funcionamiento de la plasticidad neuronal. En [34] se expuso cómo la pérdida de uno de los sentidos supone la reorganización del área que originalmente pertenecía a dicho sentido para adaptarla a otro que le vaya a permitir al individuo adaptarse mejor (por ejemplo, en el caso de un invidente, el córtex visual es tomado por el córtex auditivo y somatosensorial). En [35] se explica la reorganización funcional en la corteza motora después de un infarto isquémico. Es por ello por lo que se considera que esta propiedad se puede explotar para tratar a los pacientes que padecen disfagia, permitiéndoles recuperar el control de la deglución.

1.3.3 Potencial de acción y potencial postsináptico

Como se ha comentado anteriormente, la comunicación y el procesamiento de la información en el sistema nervioso sucede en forma de impulsos eléctricos.

Debido a las concentraciones de los iones (partículas con carga eléctrica no nula) que se encuentran dentro y fuera de la neurona, aparece una diferencia de potencial entre ambos lados de la misma. Cuando la neurona no recibe ningún estímulo y el gradiente de concentraciones está en equilibrio, la membrana de la neurona se encuentra en su potencial de reposo.

No obstante, al recibir un estímulo eléctrico, se puede perturbar el equilibrio de concentraciones provocando el influjo o eflujo de los iones. Debido a ello, el potencial de membrana se dispara en forma de lo que se denomina potencial de acción. A este proceso se le conoce como despolarización. El potencial de acción que aparece en una región de la membrana provoca un desbalance en las concentraciones de iones de las regiones subyacentes, que terminan por despolarizarse también. De esta forma, el potencial de acción se propaga por toda la neurona. El potencial en un mismo punto de la membrana a lo largo del tiempo tiene la forma de la Figura 7.

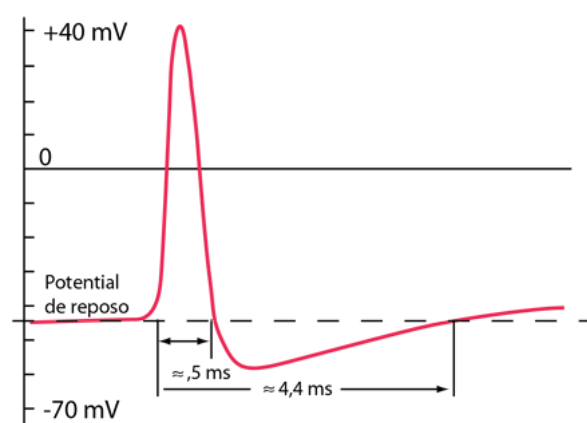


Figura 7. Forma del potencial de acción respecto al tiempo de una neurona en un punto de su membrana. Extraída de [36].

Cuando el potencial de acción alcanza el punto de unión entre la neurona que está recorriendo y la siguiente, la despolarización libera unas biomoléculas denominadas neurotransmisores, que son

captados por la siguiente neurona. Estos provocan una variación en el potencial de membrana de la segunda neurona que podría volver a propagarse en forma de potencial de acción. A la conexión entre las neuronas se le denomina sinapsis y, al potencial provocado en la segunda neurona, potencial postsináptico.

1.4 La neurorehabilitación mediante interfaces cerebro-computadora

1.4.1 *El neurofeedback*

El *neurofeedback* es una técnica que consiste en mostrar constantes fisiológicas extraídas del sistema nervioso durante la realización de una actividad para así aprender a controlarlas y mejorar su rendimiento realizando dicha actividad [37]. Esta técnica es de especial interés en la aceleración de la plasticidad neuronal [38].

Como se ha mencionado anteriormente, esta propiedad de la corteza cerebral le permite reestructurar sus conexiones neuronales para adaptarse al entorno o realizar una acción. Debido a que el ser humano no posee la capacidad de influir de forma directa y específica sobre los patrones de sus ondas cerebrales ni sobre sus conexiones neuronales, este proceso es muy lento e incluso a veces imposible de conseguir para un individuo por sí solo. No obstante, se ha demostrado que, gracias a la visualización en tiempo real de las constantes cerebrales, el individuo puede aprender a controlarlas y modificarlas, desencadenando así la plasticidad neuronal [37].

Además, la técnica del *neurofeedback* está basada en el condicionamiento operante. Mediante un refuerzo positivo o negativo otorgado al paciente cada vez que realiza una respuesta correcta o incorrecta, el paciente desarrolla un aprendizaje asociativo que le permitirá realizar la respuesta correcta con mayor eficacia la próxima vez [39]. Se ha demostrado que son más efectivas las recompensas positivas que las negativas. Mediante la realización consecutiva de sesiones de *neurofeedback*, el paciente aprende a realizar una tarea de manera óptima, ayudando a su neurorehabilitación.

Existen estudios donde el *neurofeedback* se han utilizado para ayudar en la recuperación del movimiento de las extremidades como en [40]–[42]. Todos estos estudios utilizan los movimientos imaginarios, que se explicarán en el siguiente apartado. Debido a la utilidad que ha mostrado esta tecnología en la neurorehabilitación de los movimientos de las extremidades, se considera que puede ser de gran utilidad en los pacientes con disfagia [31], [43].

1.4.2 *Interfaces cerebro-computadora*

Las interfaces cerebro-computadora (ICC) es una tecnología que se está extendiendo cada vez más en los últimos años debido a los avances en el análisis de señales biomédicas y en computación. Las ICC consisten en crear un nuevo canal a través del que comunicarse e interactuar con el entorno sin la necesidad de utilizar el sistema neuromuscular. Por esta razón, su uso está especialmente indicado para aquellas personas cuyo sistema nervioso ha sido dañado, provocándoles una discapacidad motora [44].

Una ICC consta de varias partes, esquematizadas en la Figura 8:

- **Adquisición de la señal:** el objetivo de la ICC es emplear las señales que emite el paciente para desencadenar una respuesta. Por lo tanto, el primer paso será recopilar la señal y digitalizarla para su posterior análisis. Ejemplos de sistemas de adquisición serían la electroencefalografía (EEG), que se explicará en el siguiente apartado, o la magnetoencefalografía (MEG).
- **Procesamiento de la señal:** en esta etapa, la señal digitalizada es preprocesada (en el caso de ser necesario) para, a continuación, realizar una extracción de características que contendrá la información codificada de la orden que ha dado el sujeto. Las características que se pueden extraer de una señal son múltiples y depende del sistema de adquisición y de las respuestas que puede realizar la ICC. Estas características se pueden encontrar en el dominio temporal, espectral o ambos simultáneamente.
- **Algoritmo de decisión:** una ICC puede estar orientada a única posible respuesta o a varias posibles. Tanto si tiene que decidir entre realizar dicha única respuesta o no, como elegir entre cual de todas las respuestas ejecutar, necesita un algoritmo que le permita decodificar la información extraída de la señal del sujeto y realizar así la orden correcta. Este algoritmo suele consistir en un clasificador que diferencia entre tantas clases como posibles respuestas puede realizar la ICC. Previamente, el clasificador es entrenado con un conjunto de datos de entrenamiento para después poder clasificar los nuevos datos que reciba durante el uso de la ICC. Para que la decisión tomada sea la correcta, no solo el clasificador tiene que estar bien entrenado; se ha demostrado que el uso de ICC requiere de una habilidad por parte del sujeto que también se puede entrenar, obteniendo así mejores resultados.
- **Respuesta:** la ICC lleva a cabo la acción seleccionada mediante el algoritmo del paso anterior. Esta acción se puede reflejar de distintas formas, como mostrar información por una pantalla o realizar un movimiento mediante un dispositivo electrónico conectado a la ICC. Mediante las respuestas adecuadas, la ICC puede acelerar el proceso de plasticidad neuronal mencionado anteriormente. La utilización de las ICC con este fin recibe el nombre de *neurofeedback*, comentado anteriormente [38], [44].

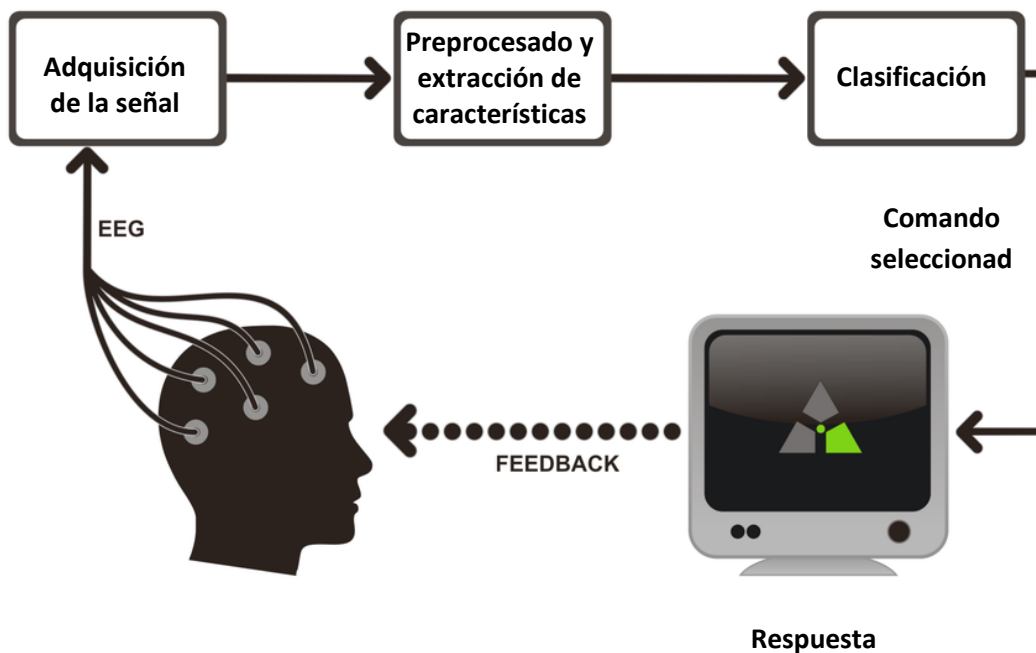


Figura 8. Esquema de una interfaz cerebro-computadora. Extraída y traducida de [45].

1.4.3 Electroencefalografía

La electroencefalografía (EEG) consiste en la adquisición de señales bioeléctricas de origen cerebral. Se trata de una técnica idónea para el estudio de la actividad cerebral. En primer lugar, posee una gran resolución temporal (del orden de milisegundos) con un coste económico mucho menor al de otras técnicas. Por otro lado, se trata de una técnica no invasiva, lo que ofrece comodidad al sujeto; además de no exponerlo a ningún tipo de radiación ionizante. Tampoco requiere ninguna infraestructura de gran tamaño a diferencia de otras técnicas, por lo que se puede realizar en cualquier lugar. Por todas estas razones, la electroencefalografía es una técnica muy adecuada para el estudio del proceso deglutorio y la disfagia.

Esta técnica consiste en colocar una serie de electrodos a lo largo del cuero cabelludo (directamente en contacto con la piel o empleando un casco) para recoger la actividad cerebral en forma de señal eléctrica. Como se ha explicado en el apartado 1.3.3, la información se transmite a través de los potenciales de acción. Estos potenciales de acción se proyectan en los electrodos que se encuentran en el cuero cabelludo. El electroencefalograma se obtiene al representar a lo largo del tiempo la diferencia entre el potencial medido en cada electrodo y uno de referencia, que generalmente se obtiene mediante otro electrodo situado en alguna parte del cuerpo. El número de electrodos, su disposición y el potencial utilizado como referencia dependen del estudio que se pretenda realizar. En la Figura 9 se muestran los electrodos que se pueden emplear en un montaje de EEG y sus nombres.

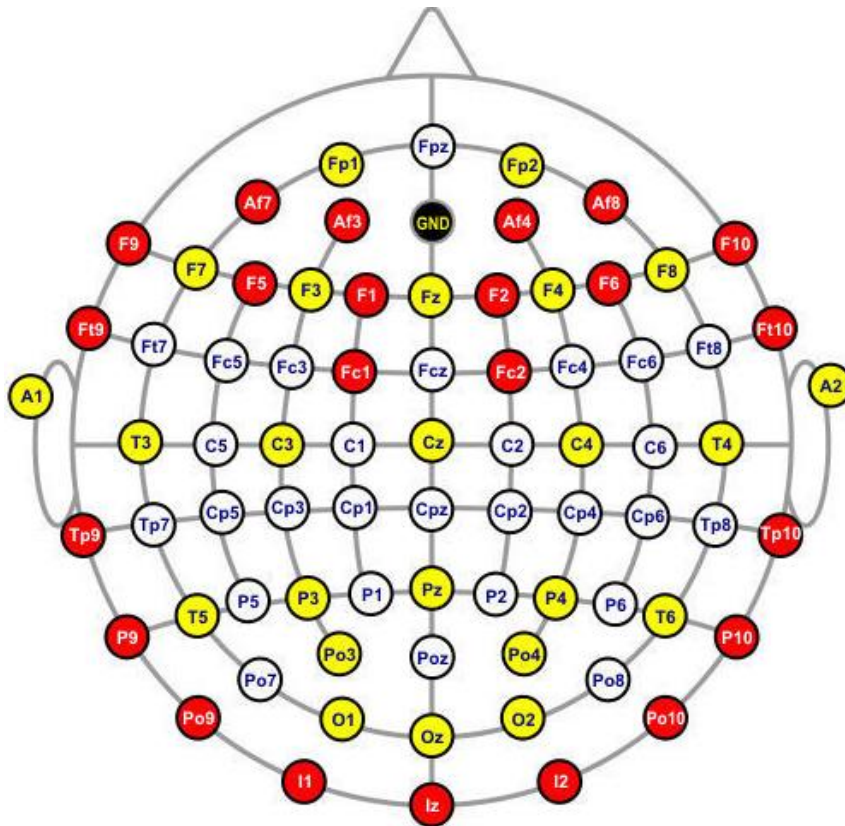


Figura 9. Esquema de todos los posibles electrodos estandarizados que pueden emplearse en un sistema de EEG. Extraída de [46].

Los potenciales de acción que se transmiten a través de las neuronas pueden tener distintos patrones (normalmente en forma de oscilaciones) y ritmos (las frecuencias con las que estos potenciales de acción se disparan en cada neurona). El EEG¹ en cada electrodo es la suma de todos estos potenciales de acción atenuados que llegan hasta él y puede resultar en una señal confusa. No obstante, las oscilaciones de varias neuronas pueden sincronizarse, obteniendo así una señal resultante más clara y de mayor amplitud. A este fenómeno se le conoce como interferencia constructiva. Por otro lado, si las neuronas se desincronizan, pueden dar lugar a una interferencia destructiva, obteniendo una señal resultante de menor amplitud. En la Figura 10 se puede observar un caso ideal de interferencia constructiva y destructiva. Sin embargo, cabe destacar que nunca existe una sincronización (o desincronización) perfecta donde las ondas están perfectamente alineadas ni que suceda en todas las neuronas de una misma región al mismo tiempo.

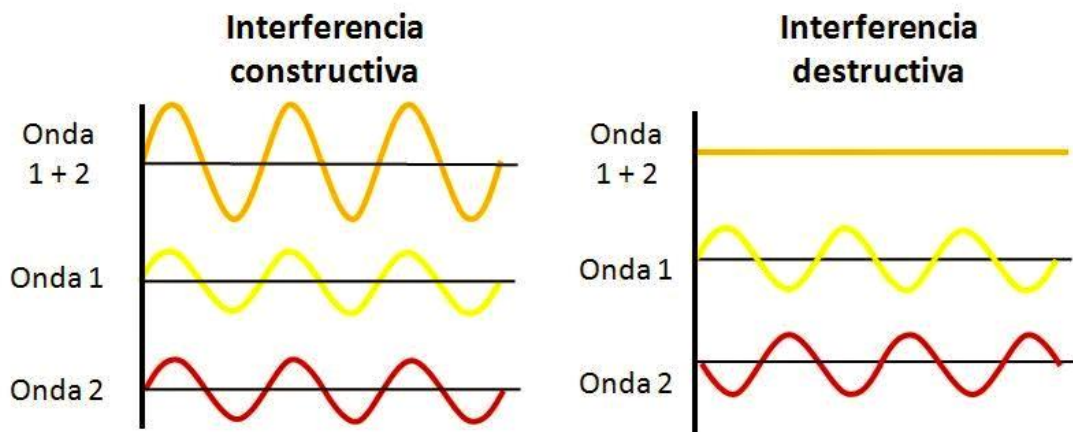


Figura 10. Ejemplo ideal de una interferencia constructiva y otra destructiva. Extraída de [47].

La señal de EEG posee un rango de frecuencias que se extiende hasta los 100 Hz. Este rango de frecuencias está subdividido en bandas con diferentes intervalos de frecuencias. Las bandas de las que se compone el EEG son las bandas delta (<4 Hz), theta (4-8 Hz), alfa (8-12 Hz), beta (12-30 Hz) y gamma (30-100 Hz). Algunos estudios varían los extremos de los intervalos de alguna de las bandas (como, por ejemplo, extendiendo la banda alfa hasta los 13 Hz) o subdividen las bandas mencionadas en intervalos más cortos, dependiendo del estudio en cuestión. A partir de los 100 Hz se considera que la señal no posee más información relevante. Las sincronizaciones (o desincronizaciones) que se producen por el fenómeno mencionado anteriormente suceden en el intervalo de una de estas bandas de frecuencias y se suele referir a ellas como (de)sincronización² de la banda. Por ejemplo, como se explicará con mayor profundidad en el apartado 1.4.4, el movimiento de mano provoca una desincronización de las bandas alfa y beta. Por esta razón se considera que el EEG contiene una gran cantidad de información en la dimensión espectral.

¹ Las siglas EEG se utilizan indistintamente para referirse a la técnica (electroencefalografía) como a la señal (electroencefalograma).

² El término (de)sincronización se utiliza varias veces a lo largo del trabajo. Hace referencia a que puede ser tanto una desincronización como a una sincronización.

1.4.4 Movimientos imaginarios

Cualquier movimiento voluntario necesita un proceso mental previo a su realización. Un movimiento imaginario (MI) consiste en llevar a cabo dicho proceso mental sin llegar a realizar el movimiento físico en cuestión. Como los pacientes a los que va dirigida la neurorrehabilitación mediante ICC han visto alterada su capacidad motora pero no la mental, esta clase de movimientos es de especial interés a la hora de desarrollar una ICC. Las señales producidas por la imaginación del movimiento se pueden emplear para comunicar órdenes a la ICC y que esta desencadene una respuesta.

Existen dos tipos de MI, los visuales y los kinestésico. Los primeros consisten en visualizar el movimiento que se desea realizar, pudiendo ser en 1ª persona (interno) o en 3ª (externo). Por otro lado, los MI kinestésicos consisten en imaginar la sensación de realizar dicho movimiento y siempre son internos. Qué tipo de MI aplicar durante la neurorrehabilitación tiene que ser estudiado para cada caso [48].

Varios estudios han demostrado que los MI guardan estrecha relación con los movimientos reales. En primer lugar, se ha demostrado que las áreas activadas durante la ejecución de un movimiento real (MR) en la corteza motora primaria (M1) son las mismas que en los MI. M1 se encuentra en el área de Brodmann número 4 (como se ha explicado anteriormente en el apartado 1.3.2) y está subdividida para cada movimiento corporal siguiendo el esquema del “homúnculo de Penfield” [49] (Figura 11). Además, otras áreas involucradas poseen patrones similares para ambos tipos de movimiento, como el área motora suplementaria y el área premotora [50]. En el caso de las señales, los patrones que producen ambos tipos de movimiento han demostrado tener la misma forma, pero no la misma amplitud. Por lo general, la aparición de ciertos patrones en los MI se produce de manera más lenta y termina con una amplitud menor que en el caso de un MR. Este suceso se debe principalmente a la dificultad de realizar un MI en comparación con la de realizar un MR [50]. No obstante, se ha demostrado que mediante el entrenamiento, el sujeto puede adquirir habilidad e incluso superar la amplitud de los patrones del MR mediante un MI [51]. Por último, existe una diferencia fundamental entre los MR y los MI que cabe mencionar: mientras los MR en las extremidades activan únicamente el hemisferio contralateral³ al movimiento, los MI pueden activar ambos [52], [53].

En el caso de desarrollar una ICC para la neurorrehabilitación de la disfagia, será conveniente estudiar los MI de la lengua. En el apartado 1.1 se ha reflejado la importancia que poseen los movimientos de lengua durante el proceso deglutorio. Además, varios estudios demuestran que ambas acciones comparten activaciones en las mismas áreas del cerebro, siendo la principal M1 [30], [31]. En la Figura 11 se puede observar su proximidad espacial.

³ Los prefijos “*contra-*” e “*ipsi-*” se utilizan en medicina para hacer referencia a “contrario” o “mismo” respectivamente. De esta forma, para el movimiento de mano derecha, el hemisferio contralateral hace referencia al izquierdo y, el ipsilateral, al derecho.

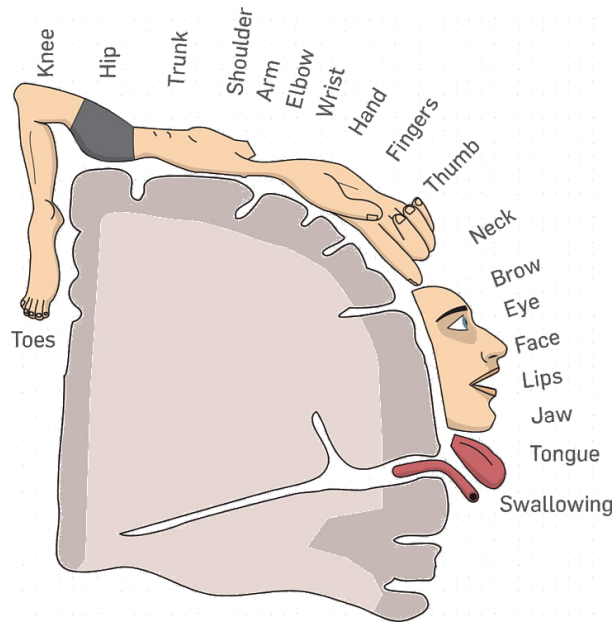


Figura 11. Esquema del "homúnculo de Penfield". Se puede observar como las áreas destinadas a la lengua ("Tongue") y a la deglución ("Swallowing") se encuentran muy próximas entre sí. Extraída de [54].

Tanto los movimientos de las extremidades como los de lengua se han estudiado previamente. Originalmente se reportó que tanto el MR como el MI de las manos suponen una desincronización en las bandas alfa y beta en el hemisferio contralateral a la mano que se desea mover instantes previos a comenzar el movimiento, que se puede prolongar hasta después de cesar el movimiento en el caso de la banda alfa. En la banda beta, sin embargo, tras la realización del movimiento es común observar una sincronización [53], [55]. No obstante, como ya se ha mencionado anteriormente, en los MI existe la posibilidad de que también se active el hemisferio ipsilateral, produciendo una desincronización o incluso una sincronización en M1. Al extender el estudio a otros movimientos como el de lengua, se pueden presenciar sincronizaciones durante la realización del movimiento en ambas bandas [56], [57], pese a que siga siendo más común la desincronización [31].

CAPÍTULO 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Como se ha expuesto en los apartados anteriores, la disfagia es una patología que afecta a un gran número de individuos en todo el mundo y que supone un elevado coste económico para el sistema de salud. Adicionalmente, los tratamientos que actualmente se emplean son en su mayoría de carácter compensatorio y, como se ha explicado en el apartado 1.2.3, este tratamiento dura el resto de la vida del paciente e implica una pérdida de la calidad de vida. Por otro lado, las técnicas de diagnóstico empleadas comúnmente son los cuestionarios y pruebas como el MECV-V, que están limitadas a observar únicamente los síntomas que presenta el paciente durante la deglución y que no hacen explícita la enfermedad hasta que ya ha alcanzado cierto grado de severidad, puesto que los síntomas pueden tardar en manifestarse.

Por todas estas razones y por el empleo de esta misma técnica en estudios sobre otras enfermedades que presentan disfunciones motoras, se ha considerado que el EEG podría ser una potente herramienta tanto en el diagnóstico prematuro como en el tratamiento de la disfagia. Por un lado, mediante el análisis de las señales cerebrales de un paciente obtenidas durante la deglución, se pueden buscar discrepancias que aparezcan entre él y los sujetos sanos antes incluso de que se empiecen a manifestarse los síntomas de la disfagia. Gracias a un diagnóstico prematuro, se puede buscar un tratamiento que impida o ralentice la progresión de la disfagia hacia grados de mayor severidad e incluso llegar a eliminarla por completo. Esta técnica utilizada en el diagnóstico estaría especialmente indicada para los pacientes que padecen enfermedades neurodegenerativas que potencian la aparición de la disfagia, como la enfermedad de Parkinson. Por otro lado, el EEG puede aplicarse en el tratamiento mediante *neurofeedback*, como se ha explicado en el apartado 1.4. Esta técnica ya se ha empleado anteriormente en la neurorrehabilitación del movimiento de las extremidades, obteniendo buenos resultados. Además, a diferencia de los tratamientos conductuales, el *neurofeedback* puede conseguir que el paciente no tenga que alterar su estilo de vida para siempre.

No obstante, para que el EEG alcance a ser utilizado en este ámbito, se requiere una mayor comprensión de los eventos que suceden en la corteza motora durante la deglución y el movimiento de lengua. A diferencia del movimiento de extremidades y especialmente de la mano derecha, existen pocos estudios sobre las áreas corticales que se activan durante la deglución y el movimiento de lengua. Anteriormente, se ha demostrado que la deglución y el movimiento de lengua comparten áreas de activación en la corteza cerebral [30]. Esto se debe a la importancia e implicación que posee la lengua durante la primera fase de la deglución. Es por ello por lo que se considera que una mejor comprensión del movimiento voluntario de lengua ayudaría en la investigación de la deglución y la disfagia.

Existen estudios que han reportado que el movimiento de lengua, tanto imaginario como real, supone una variación en la sincronización de las bandas alfa y beta que se produce en las áreas de activación. Sin embargo, se ha demostrado que existen casos en los que se trata de una mayor sincronización y otros en los que aparece una desincronización. Además, existe discrepancia entre la frecuencia con la que suceden ambas y se desconoce con qué puede estar relacionada esta variabilidad [56], [57].

Por estas razones, en el presente Trabajo de Fin de Grado (TFG) se tiene como objetivo caracterizar los movimientos imaginarios de lengua empleando el EEG. Además, se propone emplear el Análisis de

Componentes Independientes (explicado en el siguiente apartado) para poder estudiar, en primer lugar, únicamente los sucesos del área motora primaria que están relacionados con el movimiento imaginario de lengua. Esta herramienta se había empleado con anterioridad en la extracción de características para la clasificación de movimientos imaginarios, pero no para el estudio concreto del movimiento de lengua [31]. Posteriormente, se extiende el estudio a otras áreas que pueden estar involucradas en el movimiento, como el área motora secundaria. Para reflejar la sincronización o la desincronización de las bandas, se utiliza el parámetro *event-related (de)synchronization* (ERD/ERS) por haber demostrado en estudios anteriores su utilidad a la hora de representar estos sucesos [53], [55], [56]. Para poder comprobar que la metodología empleada es la correcta, en el TFG también se incluye un estudio del movimiento imaginario de mano derecha, que posee una literatura mucho más extensa que permitirá contrastar los resultados obtenidos.

CAPÍTULO 3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Base de datos

Se cuenta con una base de datos extraída de “*BCI Competition IV*” [58]. Esta base de datos consiste en señales de EEG obtenidas de 9 pacientes en dos sesiones diferentes. Durante la recogida de las señales, los sujetos debían imaginar uno de los 4 posibles movimientos que aparecía por pantalla (mano izquierda o derecha, pies y lengua). Cada una de las sesiones consta de 288 ensayos, 72 para cada uno de los posibles movimientos. En cada ensayo, el siguiente movimiento a imaginar es elegido de manera aleatoria. En la competición original, los participantes tenían como objetivo clasificar cada ensayo en el movimiento correspondiente que el sujeto estaba imaginando. El paradigma para cada uno de los ensayos se explica a continuación.

Para el estudio, se ha considerado el inicio del tramo de imaginación del movimiento como el instante $t = 0$ s. Al comienzo de cada ensayo (segundo -3), sonaba un pitido seguido de la aparición de una cruz de fijación en la pantalla (“*Fixation cross*”, FC) para indicar el inicio del ensayo y reducir el impacto del EOG en la señal. En el segundo -1, se mostraba el siguiente movimiento a imaginar de entre los 4 posibles durante 1,25 segundos (“*Cue*”). Los participantes debían imaginar ese movimiento durante 3 segundos mientras la cruz de fijación se mantuviera en la pantalla (“*Motor imagery*”, MI⁴). Al segundo 3 desde el comienzo de la imaginación del movimiento, la cruz desaparecía indicando al sujeto que debía cesar en el movimiento y los sujetos podían descansar entre 1,5 y 2,5 segundos antes del comienzo del siguiente ensayo (“*Break*”). Un esquema del paradigma se muestra en la figura siguiente.

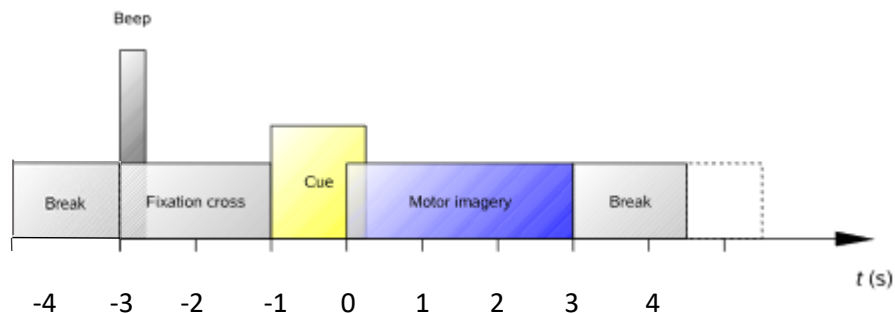


Figura 12. Esquema temporal del paradigma de cada ensayo. Extraída de [58].

Para la recogida de los datos se emplearon 22 electrodos de Ag/AgCl. Se colocaron siguiendo el esquema de la Figura 13, con una distancia de 3,5 cm entre cada uno de ellos. Los mastoides izquierdo y derecho se usaron como referencia y masa, respectivamente. La señal fue filtrada con un paso banda

⁴ Se emplea la misma sigla para referirse al tramo del paradigma y a los movimientos imaginarios indistintamente por hacer referencia al mismo fenómeno.

entre 0,5 Hz y 100 Hz, además de un filtro Notch en 50 Hz para la eliminación de la interferencia de red. La frecuencia de muestreo fue de 250 Hz.

Para el estudio que se ha desarrollado, se extrajeron todos los ensayos asociados a movimientos de mano derecha y lengua, que estaban etiquetados para la competición. Además, también estaban etiquetados los ensayos que contenían artefactos. Esto permitió diferenciarlos y no incluirlos en el estudio. Los fragmentos para el estudio debían extenderse desde un segundo antes del inicio del ensayo hasta un segundo después de la imaginación del movimiento, siendo por tanto de una duración total de 8 segundos.

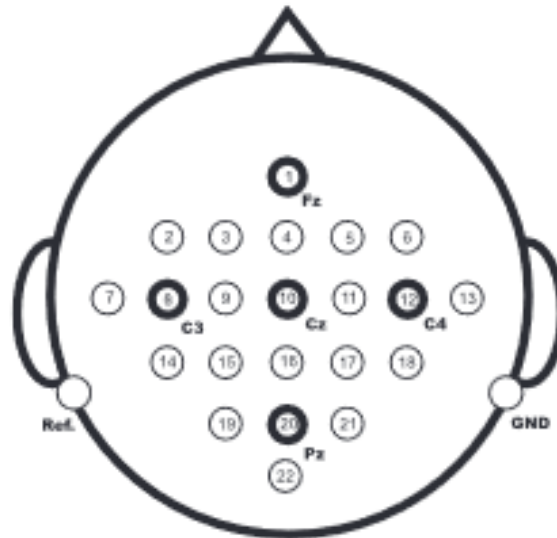


Figura 13. Esquema del montaje de los electrodos. Extraída de [58].

3.2 Preprocesado

3.2.1 Filtrado inicial y eliminación de ensayos artefactados.

Todo el apartado de “Análisis de datos” se ha realizado mediante el entorno de programación ofrecido por MATLAB [59]. Dado que en la literatura se han reportado que las bandas de frecuencia de interés durante movimientos reales y/o imaginarios son la banda alfa (8-15 Hz) y beta (15-30 Hz), se aplicó a cada sesión de registro un filtro bidireccional paso banda Butterworth de orden 10 entre 5 y 45 Hz. Tras filtrar la señal se extrajeron todos los ensayos correspondientes a un mismo movimiento imaginario (mano derecha o lengua), obteniendo los tramos de 8 segundos mencionados en el apartado anterior.

3.2.2 Análisis de Componentes Independientes

El Análisis de Componentes Independientes (en inglés, *Independent Component Analysis*, conocido comúnmente como ICA) [60] es una técnica que permite descomponer las señales obtenidas mediante varios electrodos en las fuentes independientes que originan dichas señales. Cada fuente genera una señal independiente que se propaga hasta llegar a la superficie de la cabeza. Cada electrodo recibe la combinación de varias señales que son recogidas por el sistema de adquisición. Una explicación gráfica

del problema se puede observar en la Figura 14. El origen de dichas fuentes puede encontrarse en el córtex cerebral, ya sea en un área de interés o no para el estudio que se esté desarrollando, o incluso de zonas externas del cerebro, como sucedería en el caso de que la señal de EEG contuviera interferencias del movimiento ocular. Por esta razón, se considera que ICA es una potente herramienta a la hora de filtrar la señal de diferentes orígenes fisiológicos y eliminar los artefactos e interferencias [61].

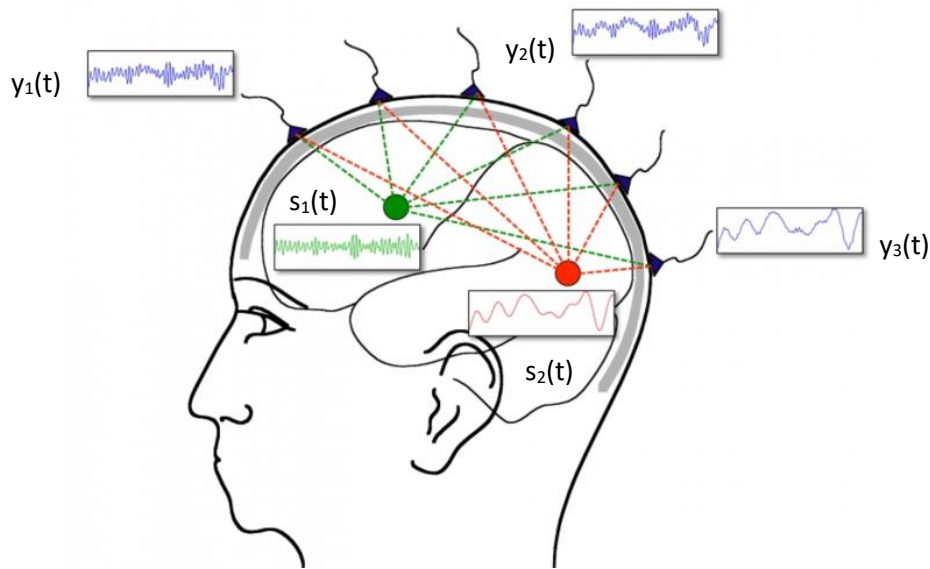


Figura 14. Representación gráfica de la combinación lineal de las fuentes en los electrodos. Extraída de [62].

Considerando en la imagen anterior $y_i(t)$ como la señal recogida mediante electroencefalografía en cada uno de los electrodos y $s_j(t)$ como la señal originada en cada una de las fuentes, podemos representar las señales $y(t)$ como una combinación lineal de cada una de las fuentes $s(t)$. La señal se podría descomponer como:

$$\begin{aligned}
 y_1(t) &= w_{11}s_1(t) + w_{12}s_2(t) + w_{13}s_3(t) + \dots + w_{1j}s_j(t) \\
 y_2(t) &= w_{21}s_1(t) + w_{22}s_2(t) + w_{23}s_3(t) + \dots + w_{2j}s_j(t) \\
 &: \\
 y_i(t) &= w_{i1}s_1(t) + w_{i2}s_2(t) + w_{i3}s_3(t) + \dots + w_{ij}s_j(t)
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

De esta forma, la señal completa quedaría representada como

$$Y = WS, \tag{2}$$

donde W sería la matriz de coeficientes w_{ij} . Despejando S , la ecuación quedaría como

$$W^{-1}Y = S \tag{3}$$

Por lo tanto, el objetivo es obtener la matriz de pesos W^{-1} para poder resolver la ecuación anterior y calcular así las fuentes S . Se han diseñado varios algoritmos que permiten resolver dicho problema. Uno de ellos es el de Información-Maximización (comúnmente denominado *Infomax*) [63], implementado en EEGLAB [64], una extensión desarrollada para MATLAB y que utilizamos para descomponer las señales. Este algoritmo se centra en maximizar la información mutua del resultado de la descomposición S y los canales originales Y , ya que como se explica en [63] es equivalente a minimizar la información mutua entre cada par de fuentes en S , asegurando así la independencia entre las componentes obtenidas. Existen otros algoritmos que permiten realizar el Análisis de Componentes Independientes, como SOBI o fastICA. No obstante, debido a que *Infomax* ha presentado mejores resultados en la clasificación de movimientos a través de ICC [65], en el estudio se decidió utilizar este algoritmo.

Una vez las componentes independientes son obtenidas, mediante EEGLAB se puede visualizar distinto tipo de información de cada una de ellas. Gracias a esta información, podemos averiguar qué componentes son de origen cerebral y cuáles no lo son. Una vez se han eliminado las componentes que no son de interés, se pueden “retroproyectar” (*back-projection*) las componentes remanentes para formar de nuevo la señal original en cada uno de los electrodos sin las componentes no deseadas. Este proceso se puede realizar fácilmente una vez se ha obtenido W [66], ya que es equivalente a realizar el cálculo de la ecuación (2).

3.2.3 Identificación de componentes cerebrales

El estudio se realizó desde dos enfoques. El primero consistió en examinar únicamente las componentes que corresponden a los movimientos imaginarios de mano derecha y lengua que se concentraran en M1. Con ello se pretendía caracterizar cómo eran dichas componentes en el dominio temporal y en tiempo-frecuencia, utilizando el movimiento de mano derecha para comprobar que respaldaba la literatura y estudiando, posteriormente, los movimientos de lengua. Este enfoque se realizó únicamente para los electrodos C3 y C4, por ser los electrodos más cercanos a las zonas de activación de dichos movimientos en M1 [49] y por haber formado parte de múltiples estudios para estos mismos movimientos [56], [57]. El segundo enfoque consistió en mantener todas las componentes de origen cerebral, eliminando únicamente las interferencias descritas en este apartado. Mediante este método, se pretendía comprobar el resultado de proyectar todas estas componentes y extender el análisis tiempo-frecuencia a toda la superficie.

Para realizar el proceso de selección/eliminación y retroproyección mencionado anteriormente, existen varios modelos de clasificación automática que permiten realizar la distinción entre componentes cerebrales y artefactos, como por ejemplo “ICLabel” [67], implementado también en EEGLAB. No obstante, para este estudio se inspeccionaron visualmente cada una de las componentes para determinar si correspondían a actividad motora, una interferencia o un artefacto, de acuerdo con los criterios que se explican a continuación.

- **Componentes pertenecientes a la corteza motora primaria**

En primer lugar, para este estudio fue pertinente separar solo las componentes independientes (IC) correspondientes a la corteza motora primaria y que estuvieran asociadas a actividad motora. Estas

componentes se reconocieron por estar proyectadas en torno a los electrodos C5, C3, C1, C2, C4 y C6; además de poseer picos bien definidos en sus respectivas gráficas de la densidad espectral en potencia (en inglés, *Power Spectral Density*, abreviado como PSD) ubicados en la banda alfa (8-15 Hz) y beta (15-30 Hz). Este patrón ya se ha utilizado anteriormente para identificar componentes asociadas a la actividad motora en estudios relacionados con la clasificación de movimientos de extremidades empleando una ICC [68]. En la siguiente figura se muestra un ejemplo de las componentes identificadas con este criterio.

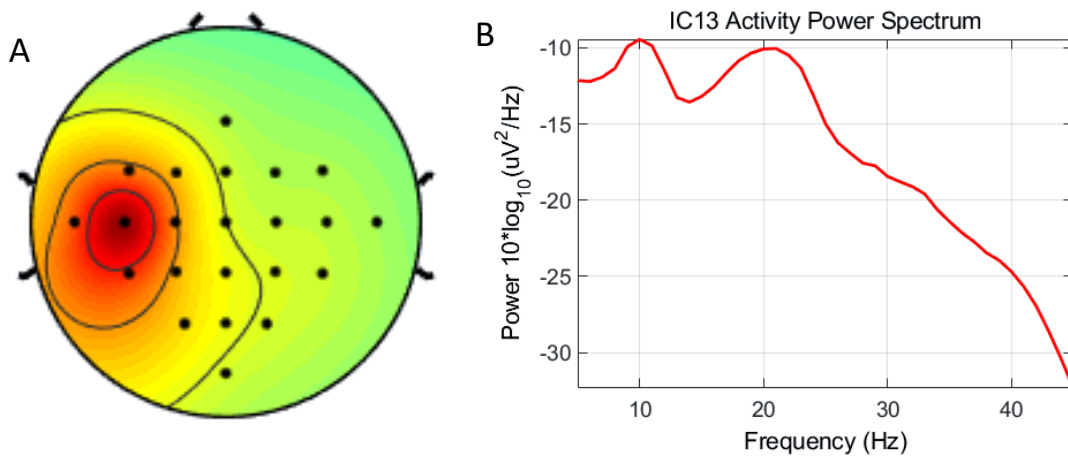


Figura 15. (A) Mapa de la proyección⁵ de la componente de la actividad motora. (B) PSD de dicha componente. Nótese en (A) la proyección sobre el electrodo C3 y en (B) los picos en las frecuencias 10 y 21 Hz que pertenecen a las bandas alfa y beta respectivamente.

- **Identificación de interferencias y ruido**

Por otro lado, la aplicación de ICA también permite identificar y eliminar las componentes que contenían interferencias o artefactos. La interferencia más reconocible y que poseen las señales de la mayoría de los sujetos es la correspondiente al electrooculograma (EOG). Es bien sabido que las señales provenientes del movimiento de los ojos o al parpadeo pueden propagarse hasta los electrodos utilizados para la obtención del EEG, mostrando así cambios bruscos en la amplitud de la señal. Como se ha explicado anteriormente en el paradigma, cada ensayo comienza con una cruz de fijación (FC) para que el sujeto no desvíe la mirada de la pantalla, disminuyendo así el impacto de esta interferencia. Sin embargo, sigue siendo necesario minimizar la influencia del EOG por dos razones. La primera es que al extender el estudio al segundo anterior y posterior de cada ensayo donde no aparece la cruz de fijación, la ausencia de este artefacto no está garantizada; y la segunda es que, pese a que la cruz de fijación prevenga el movimiento voluntario del globo ocular, se pueden seguir produciendo parpadeos que inserten artefactos en la señal. Teniendo en cuenta esta información, las componentes correspondientes al EOG son fácilmente reconocibles. Serán aquellas que posean una proyección frontal intensa además de poseer más energía en los tramos de descanso antes y después de cada

⁵ Para los mapas de proyecciones se utiliza un código de colores donde se representa en rojo el área con la máxima proyección y en azul el área con la mínima proyección.

ensayo. En la Figura 16 se pueden observar ejemplos de la interferencia del EOG. Nótese que en la Figura 16B aparecen oscilaciones de gran amplitud en los tramos donde no se encuentra la cruz de fijación (del segundo 0 al 1 y del 7 al 8), pero que desaparecen en el tramo en el que sí aparece la cruz por pantalla (del segundo 1 al 7).

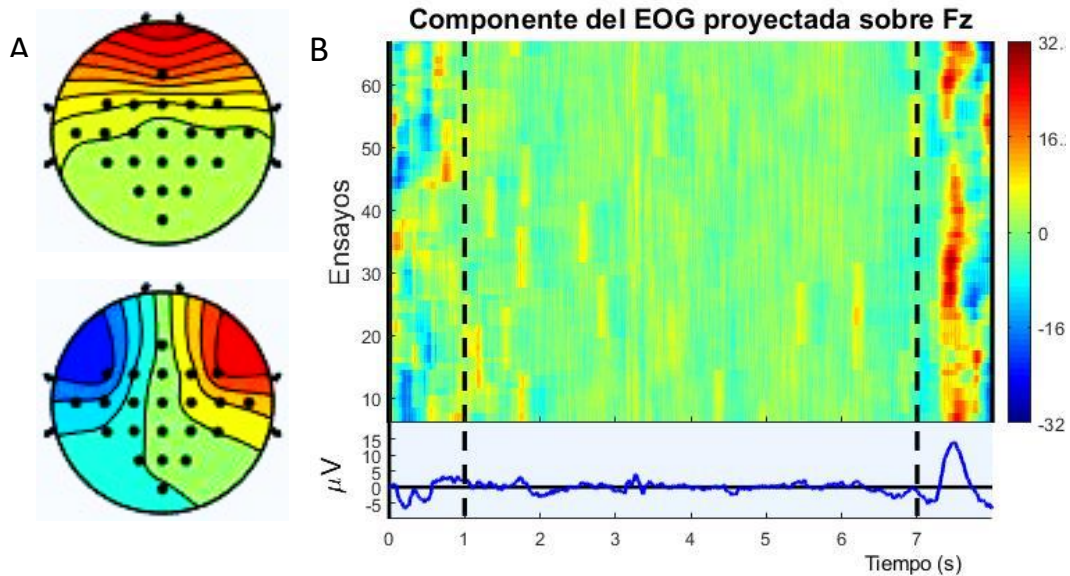


Figura 16. (A) Proyecciones típicas de componentes independientes asociadas al EOG. La parte superior corresponde a una proyección de la interferencia por parpadeo. En la inferior, debido al movimiento lateral de los ojos. (B) Mapa de la amplitud de la señal frente al tiempo para cada uno de los ensayos y la media de todos ellos. Corresponden a la proyección de la componente que contiene el EOG sobre el electrodo Fz. Se muestra como línea vertical discontinua la aparición (segundo 1) y desaparición (segundo 7) de la cruz de fijación.

Otra interferencia en la señal que se puede distinguir fácilmente es la que proviene del ruido de los electrodos. Todos los electrodos presentan una base de ruido en el EEG. No obstante, alguno de estos electrodos puede presentar un ruido excesivo debido a su mala colocación o su desplazamiento durante el ensayo. Estas componentes presentan un mapa donde la proyección está concentrada sobre un único electrodo (como se aprecia en la Figura 17A) y no posee frecuencias de interés en su PSD. Además, las PSDs de las componentes asociadas al ruido de un electrodo suelen mostrar una curva descendente de poca pendiente (como se aprecia en la Figura 17B) o incluso de pendiente nula.

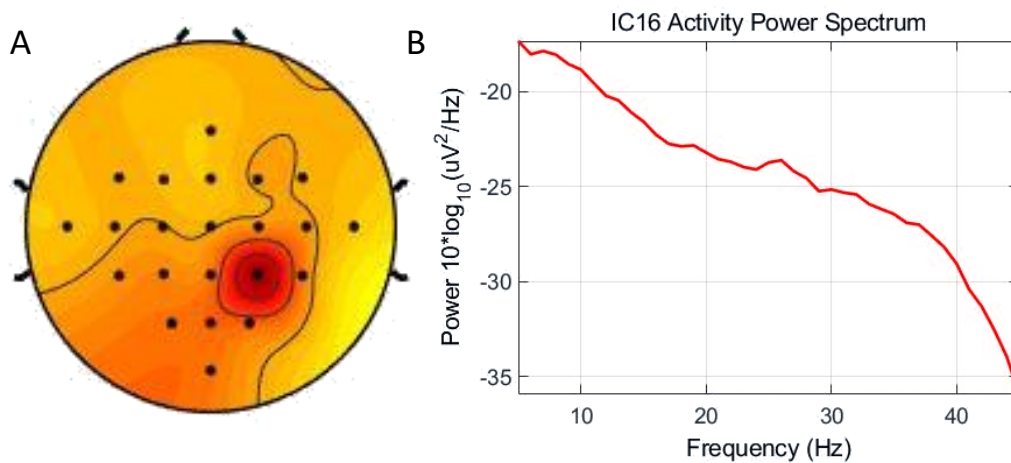


Figura 17. (A) Mapa representando la proyección de una componente que proviene del ruido del electrodo CP1. (B) PSD de la componente.

También existen otras interferencias menos reconocibles, como las provenientes del electromiograma (EMG) que se corresponden a la actividad bioeléctrica de origen muscular. Las componentes atribuidas a estas fuentes están localizadas fuera del área cubierta por los electrodos (como se aprecia en la Figura 18A). Además, no poseen picos característicos del EEG en su PSD, sino que su potencia disminuye lentamente (de una forma similar a la interferencia del ruido de electrodo pero presentando en ocasiones picos abruptos, como se aprecia en la Figura 18B), conteniendo más energía que la que correspondería a una señal cerebral en frecuencias altas [61]. Esto es debido a que el EMG puede contener frecuencias de hasta 500 Hz (dependiendo del músculo del que provenga la señal). Mediante el filtrado previo que se ha mencionado en el apartado 3.2.1, se atenúa en gran medida la interferencia del EMG. No obstante, el EEG y el EMG siguen compartiendo parte del rango de frecuencias, por lo que es necesario eliminar dichas interferencias.

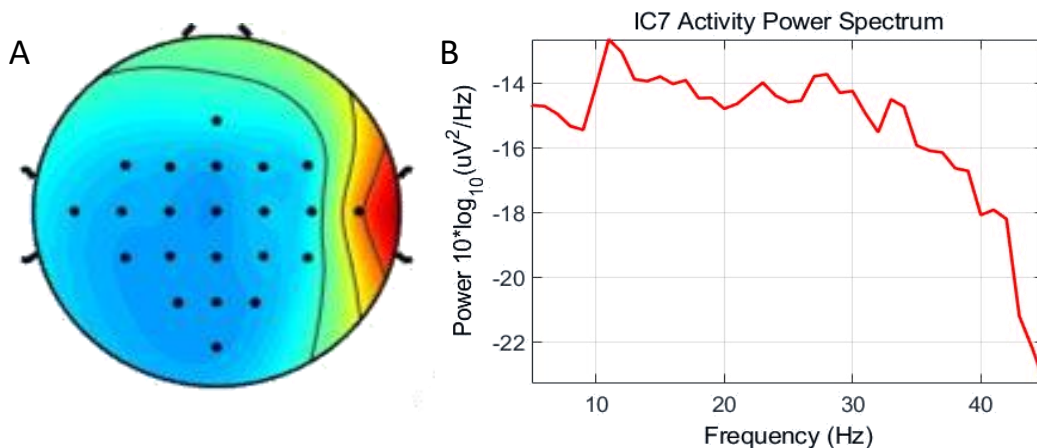


Figura 18. (A) Mapa de la proyección de una componente de origen muscular. (B) PSD de la componente.

Por último, pueden aparecer componentes de origen desconocido pero que, tras inspeccionar visualmente toda la información que contienen, se puede deducir claramente que corresponden a ruido en la señal. Ejemplos de estas componentes serían las que poseen mapas topográficos y PSDs que no corresponden a un EEG común, o las que presentan una gran diferencia entre las señales de varios ensayos. Por ejemplo, en la Figura 19 podemos apreciar que la PSD tiene una forma anómala (crece la potencia continuamente hasta la banda beta y apenas posee potencia en la banda theta). Además, en la Figura 19C se muestra cómo es dicha componente proyectada en el electrodo Cz para cada uno de los ensayos. En esta gráfica se puede observar cómo en la mayoría de los ensayos la señal es casi nula (como en los ensayos del 1 al 10), pero existen ensayos donde se observan grandes oscilaciones de amplitud (como en el ensayo 24). Esto carece de sentido ya que el paradigma es el mismo en todos los ensayos. Por todas estas razones, esta y otras componentes que presentaban propiedades anómalas fueron eliminadas.

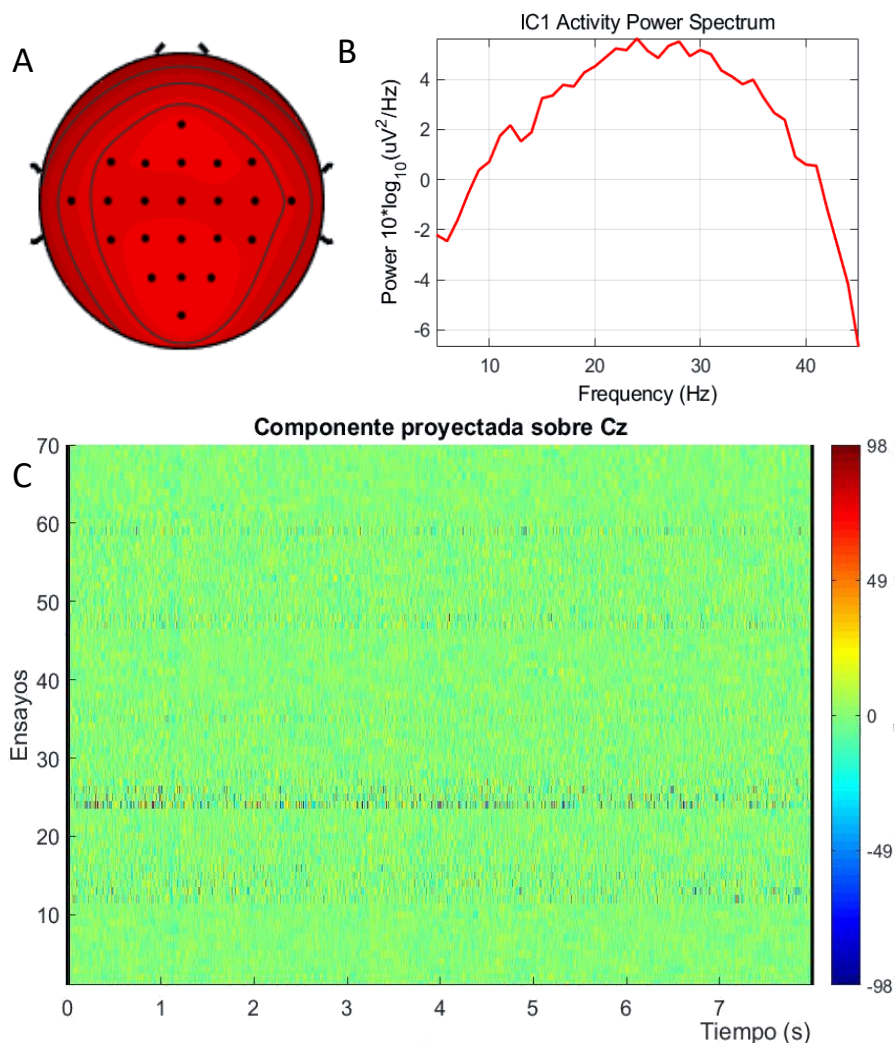


Figura 19. (A) Mapa de la proyección de la componente. (B) PSD de una componente identificada como artefacto. (C) Amplitud de la señal tras proyectar la componente en el electrodo Cz para cada instante de tiempo (eje X) y para cada ensayo (eje Y). Se puede observar que la componente presenta una actividad mucho mayor en unos ensayos que en otros.

3.3 Extracción de características

3.3.1 Cálculo del ERP y análisis tiempo-frecuencia

Una vez obtenidas las señales conteniendo solamente las componentes asociadas a la actividad motora para todos los ensayos no artefactados, se procedió a calcular el *event related potential* (ERP). El ERP fue calculado como la media de todos los ensayos para cada instante.

Los mapas tiempo-frecuencia son una representación tridimensional donde se representa la energía (utilizando mapas de colores) de cada frecuencia (eje Y) en cada instante de tiempo (eje X). Se pueden obtener de distintas maneras. En el presente estudio, su obtención se realizó calculando primero el espectrograma para cada uno de los ensayos empleando una ventana deslizante Hamming de 1 segundo y un 80% de solapamiento. A continuación, se extrajo la magnitud del espectrograma, se elevó al cuadrado y se promedió entre todos los ensayos. Por último, la señal resultante de la media de todos los ensayos se normalizó empleando la media en el tramo inicial de la señal, correspondiente al primer tramo de 'Break' (de -4 a -3 segundos) en cada frecuencia.

Tanto el ERP como el análisis tiempo-frecuencia se calcularon únicamente para el primer enfoque del estudio, donde solo se incluyen las componentes asociadas a la actividad motora en M1. Por esta razón, dichos cálculos se realizaron para los electrodos C3 y C4, los electrodos situados sobre esta parte de la corteza motora.

3.3.2 Cálculo del ERD/ERS

En el apartado 1.4.4 se ha explicado que los movimientos pueden provocar una sincronización o desincronización en las bandas alfa y beta. Esta (des)sincronización fue cuantificada por primera vez por [69] y recibió el nombre de *event-related (de)synchronization* (ERD/ERS⁶). El ERD/ERS debe reflejar la disminución (ERD) o el aumento (ERS) de la potencia en cada instante de tiempo respecto al tramo seleccionado para la normalización.

Este cálculo se realizó tanto para la banda alfa "extendida" (8-15 Hz) como para la beta "disminuida" (15-30 Hz) por separado, por lo que previamente se filtraron todos los ensayos con un filtro Butterworth paso banda para las frecuencias correspondientes, bidireccional y de quinto orden. La decisión de extender y disminuir las bandas estandarizadas se tomó en función de estudios previos que habían seguido el mismo procedimiento [56], [70], y con el objetivo de reflejar mejores resultados de acuerdo con el análisis tiempo-frecuencia del apartado anterior.

Para cuantificar el ERD/ERS, se realizaron los siguientes pasos. Primero, se elevó la señal de cada uno de los ensayos al cuadrado para obtener la potencia y se realizó la media entre todos los ensayos para cada instante de tiempo. A continuación, se calculó la media de la potencia en el periodo de normalización. Para este estudio, se consideró como tramo de normalización nuevamente el segundo antes de comenzar el ensayo (-4 a -3 segundos), como se ha observado previamente en otros estudios similares [57], [42]. A continuación, se sustrajo y se normalizó la señal en cada instante de tiempo

⁶ Las siglas ERD/ERS representan la magnitud que se pretende cuantificar y que puede recibir ambos nombres (ERD o ERS) en función del signo resultante (como se explica más adelante). En ningún momento representa el cociente entre un ERD y un ERS.

utilizando la media calculada en el paso anterior, obteniendo así el ERD/ERS en cada uno de los electrodos para cada sujeto. Este método está extendido entre la comunidad científica [56], [57], [70]. Matemáticamente, quedaría expresado de la siguiente manera:

$$M_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_{ij}^2 \quad (4)$$

$$REF = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k M_j \quad (5)$$

$$ERP_{V_j}(\%) = \left(\frac{M_j - REF}{REF} \right) \times 100 \quad (6)$$

Donde y_{ij} es la muestra j de la señal extraída del ensayo i , N es el número de ensayos y k el tamaño de la ventana usada como periodo de normalización, que en nuestro caso es 250 al tratarse del primer segundo de la señal. M_j es la media de la potencia en cada instante j , REF es la media de la potencia M_j en el tramo de normalización y ERP_{V_j} (*event-related power variation*) representa el aumento (ERS, correspondiente a $ERP_{V_j} > 0$) o disminución (ERD, correspondiente a $ERP_{V_j} < 0$) de la potencia en el instante j . Además, para facilitar la visualización de los resultados, antes de representar las gráficas se realizó una media móvil con una ventana de 0,2 segundos a lo largo de cada uno de los ERD/ERS calculados.

Debido al ruido de fondo que poseen las señales de EEG, es complicado determinar si un descenso (o aumento) de la potencia es relevante y causado por el movimiento imaginario del sujeto. Para verificar la diferencia estadísticamente significativa de los ERD/ERS, se realizó la prueba de suma de rangos Wilcoxon (también conocido como prueba U de Mann-Whitney) [71]. Con esta prueba se pretende comprobar si las muestras provienen de distribuciones con medianas similares (hipótesis nula) o, en caso contrario, de distribuciones con medianas diferentes (hipótesis alternativa). La prueba se realizó sobre ventanas de 25 muestras centradas en cada uno de los valores de ERD/ERS obtenidos. A cada una de las ventanas se le aplicó la prueba estadística mencionada para comprobar si su mediana era diferente a la del tramo de normalización con un nivel de significación del 0,1% ($\alpha = 0,001$) y considerar así que había ocurrido un ERD/ERS en ese fragmento de tiempo.

Por otro lado, también se recogieron los resultados obtenidos para cada banda y cada movimiento en tablas diferentes. Los resultados de dichas tablas corresponden a la mediana de los valores del ERD/ERS obtenidos para cada segundo y cada sujeto después de recibir la orden. Además, en las tablas se muestran las medianas que presentan diferencia estadísticamente significativa de acuerdo con la misma prueba estadística, pero aplicándola sobre todas las muestras del mismo segundo.

3.3.3 Obtención de los mapas topográficos

Los mapas topográficos corresponden a los resultados obtenidos para el segundo enfoque del estudio. Es decir, se emplean las señales que contienen todas las componentes de origen cerebral. Para la

obtención de los mapas, primero se calculó el ERD/ERS de manera similar a la descrita en el apartado anterior pero extendida a todos los electrodos del montaje empleado. Posteriormente, se calculó la mediana de los valores del ERD/ERS para cada segundo y cada electrodo. Este resultado es el que aparece representado sobre los mapas topográficos, empleando una escala de colores. Para facilitar la inspección de los resultados, se decidió emplear el mismo esquema de colores para la misma banda y el mismo sujeto.

En la Figura 20 se muestra un esquema completo del procedimiento realizado en este estudio.

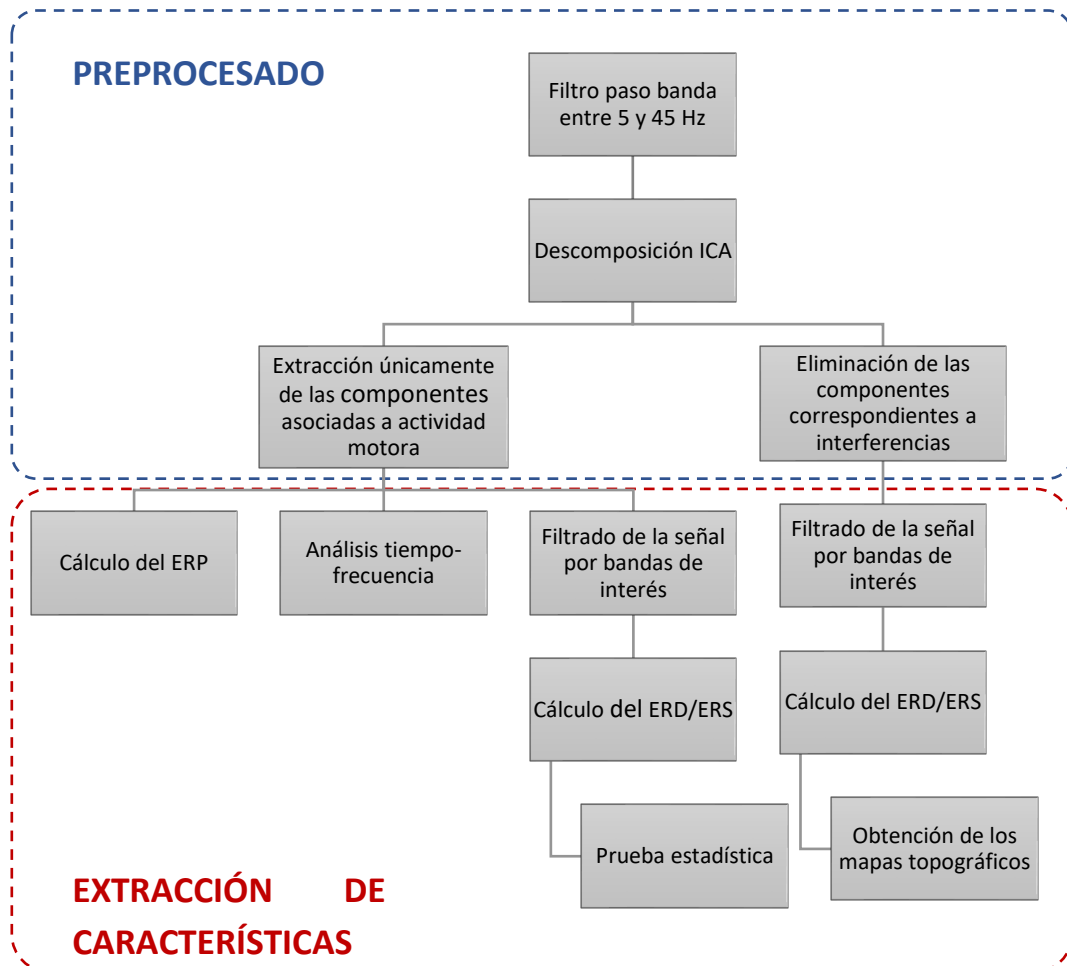


Figura 20. Esquema del procedimiento seguido para la obtención de los resultados.

CAPÍTULO 4. RESULTADOS

En este apartado se muestran los resultados obtenidos mediante los dos enfoques descritos anteriormente para cada movimiento imaginario y cada sujeto individualmente. Primero se muestran los resultados de todos los sujetos imaginando el movimiento de mano derecha y, posteriormente, el de lengua.

Para cada uno de ellos, primero se muestra el mapa topográfico de las proyecciones de todas las componentes independientes obtenidas mediante ICA para ese sujeto imaginando uno de los movimientos. En la propia figura de las componentes, se muestran indicadas con rectángulos de color verde las componentes que se extrajeron para realizar el estudio desde el primer enfoque (componentes de origen en la corteza motora primaria). Además, en el panel B de esas mismas figuras se incluye la PSD de cada una de las componentes seleccionadas. Por otro lado, también se encuentran indicadas mediante un rectángulo rojo las componentes que fueron eliminadas para el segundo enfoque por no ser de origen cerebral.

A continuación, se muestra una figura con los resultados relativos al primer enfoque. Estas son el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las bandas alfa y beta. Como se ha mencionado anteriormente, estos resultados se obtuvieron únicamente para los electrodos C3 y C4. La evolución temporal del ERD/ERS que se encuentra en el panel C de dichas figuras muestra, a partir del instante en el que se da la orden (*Cue*), en color rojo la presencia de los ERS estadísticamente significativos y en azul los ERD estadísticamente significativos, obtenidos mediante la prueba estadística mencionada en el apartado anterior.

Para finalizar en cada sujeto, se incluyen los mapas topográficos del ERD/ERS en la superficie cerebral cubierta por los electrodos, correspondiente a los resultados extraídos a partir del segundo enfoque.

Para concluir el apartado, se incluye un conjunto de tablas que recogen la mediana de la evolución temporal del ERD/ERS en cada segundo desde *Cue* mediante el primer enfoque con la intención de facilitar el análisis de los resultados. Estos valores se obtienen de manera similar a los mapas topográficos del segundo enfoque, pero al haberse realizado únicamente para los electrodos C3 y C4, se representaron en una tabla para cada electrodo y cada banda en lugar de utilizar el mapa entero.

4.1 Movimiento imaginario de mano derecha

SUJETO 1

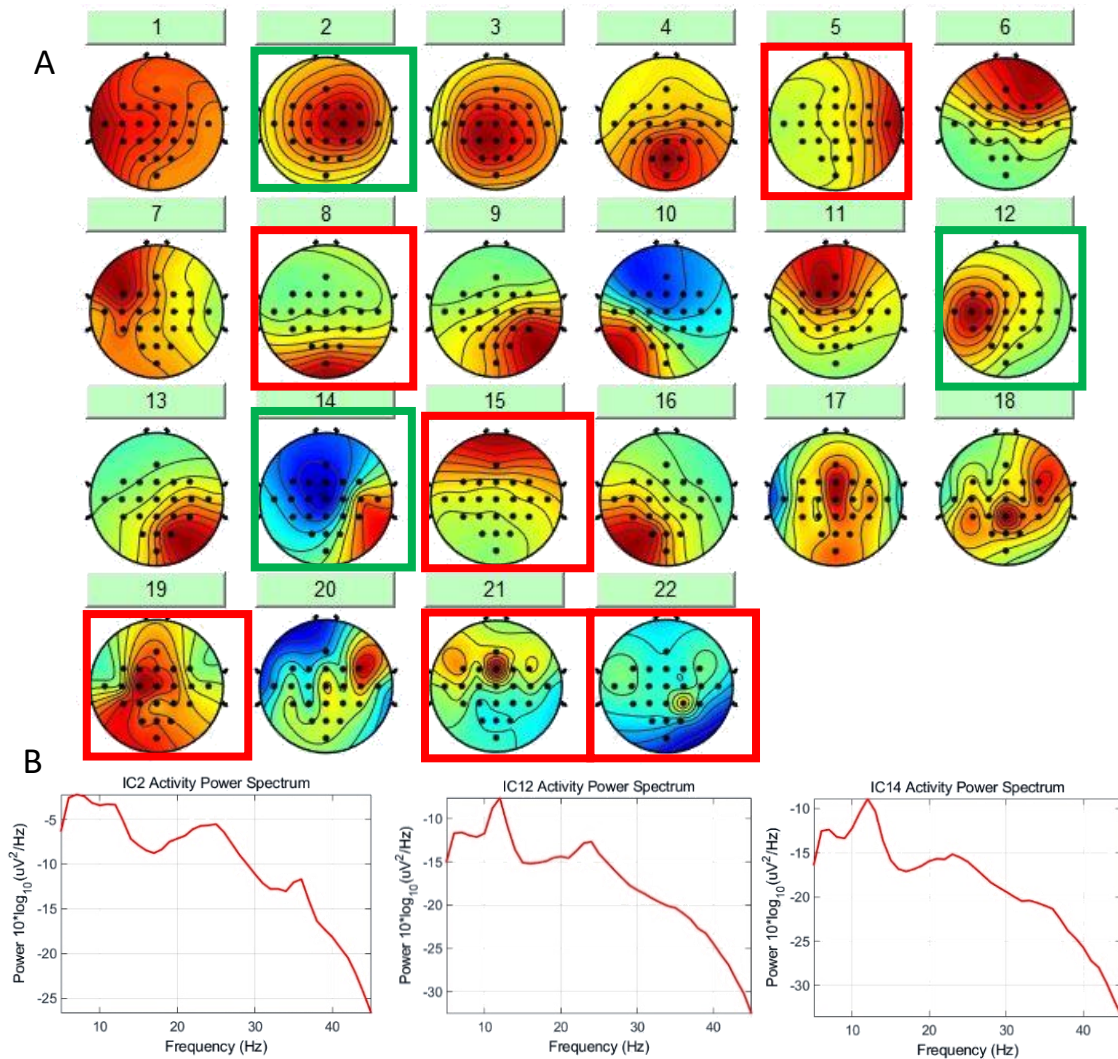


Figura 21. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 1. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Tres componentes pudieron ser extraídas del primer sujeto que fueran correspondientes a M1 y estuvieran asociadas al movimiento (IC2, IC12 e IC14). En sus respectivas PSDs se observan picos pronunciados en las bandas de interés. En el caso de la componente 2, la banda alfa presentaba un pico mucho más ancho.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se calcularon los ERPs de los electrodos C3 y C4. Sobre estos electrodos también se realizó el análisis de tiempo-frecuencia y se calculó la evolución temporal del ERD. Los resultados fueron los siguientes:

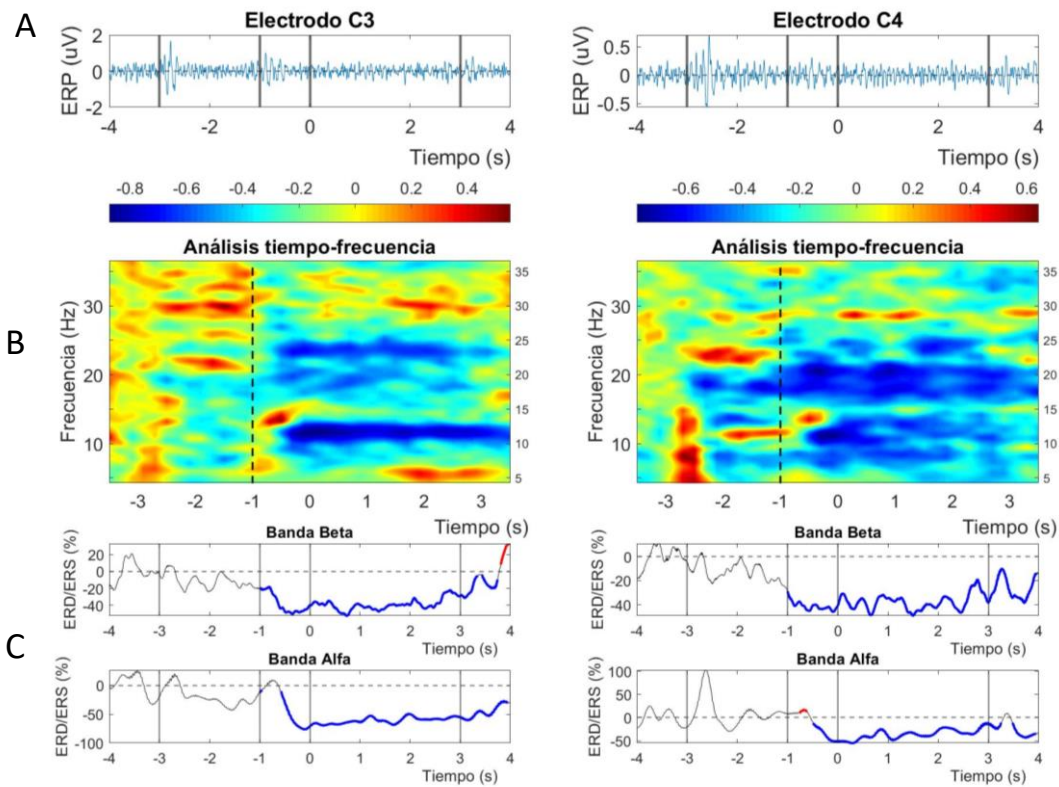


Figura 22. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Se puede apreciar un ERD en ambos hemisferios que comienza en el tramo de Cue y se prolonga para todo el tramo de imaginar el movimiento. Además, el ERD se prolonga hasta un segundo después de MI, durante el primer segundo de descanso.

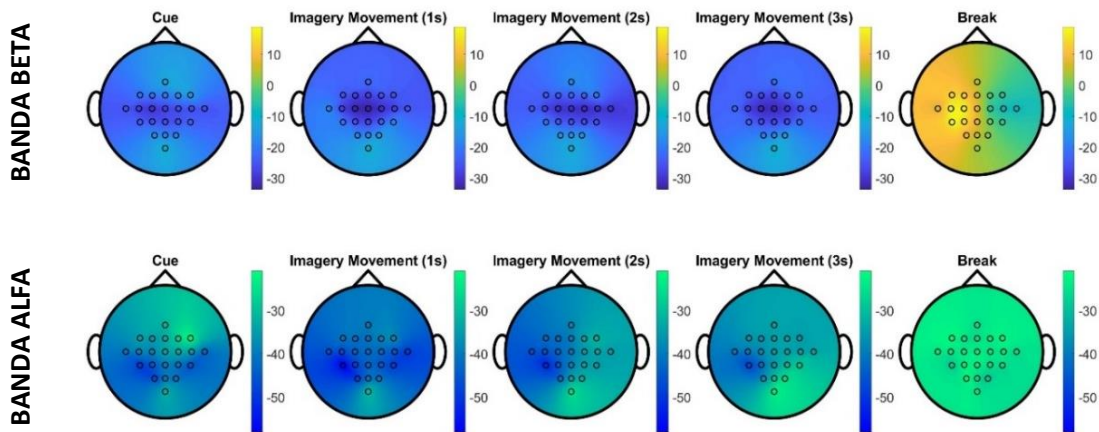


Figura 23. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 1 durante los segundos posteriores a la orden.

En ambas bandas se aprecia un ERD en toda la superficie que pierde intensidad (hasta convertirse en un ERS en el caso de la banda beta) en el tramo de descanso. El ERD más intenso en la banda beta se encuentra en torno a M1 de ambos hemisferios, mientras que en la banda alfa esta intensificación se desplaza hacia la parte posterior de la cabeza.

SUJETO 2

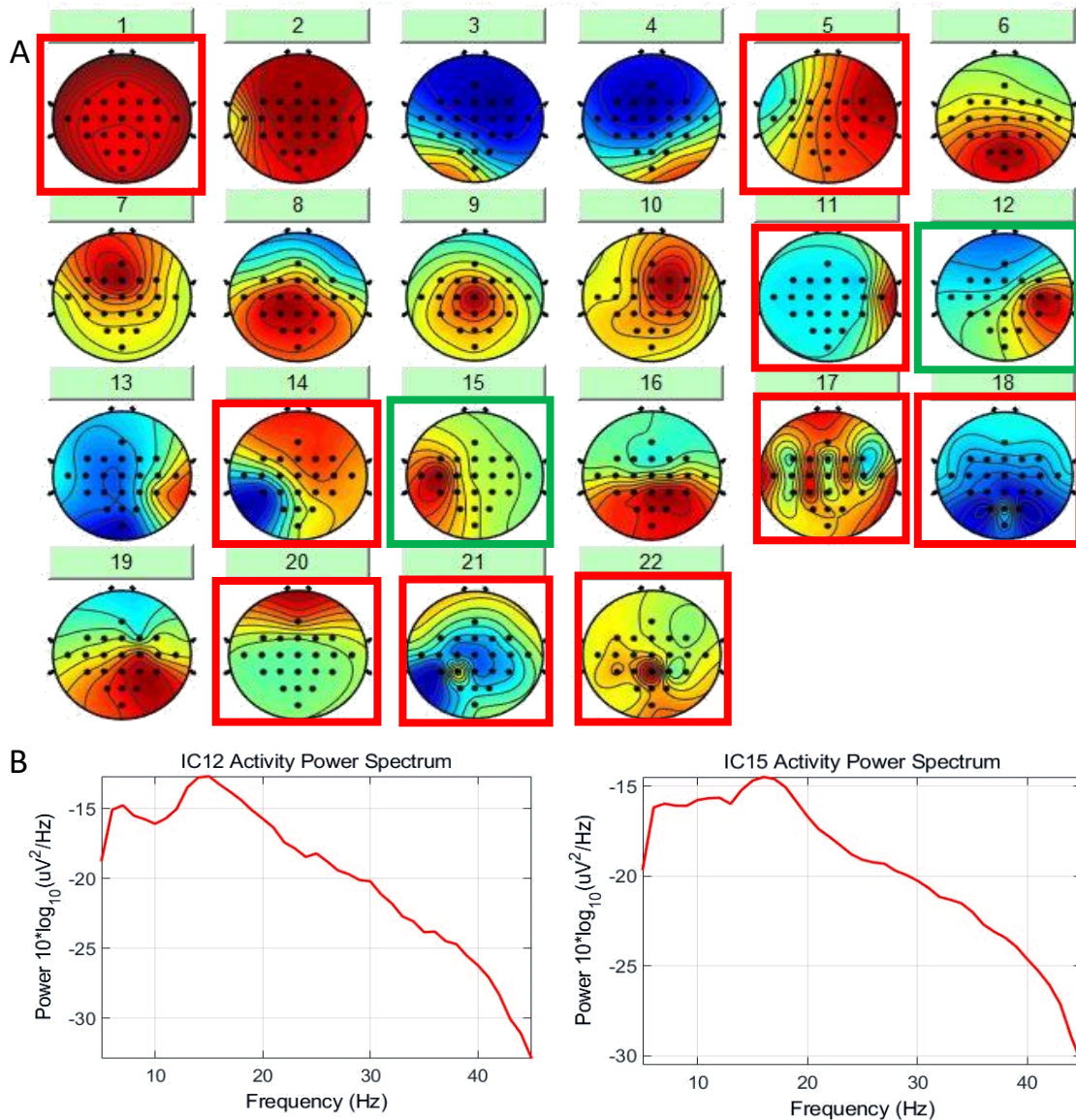


Figura 24. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 2. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Para el sujeto 2 se seleccionaron las componentes 12 y 15. Pese a que estas componentes no contuvieran un pico en la banda alfa, sí lo hacían para la banda beta. Además, eran las únicas componentes con una mayor proyección en los electrodos C3 y C4, como es lo que cabe esperar para los movimientos imaginarios.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

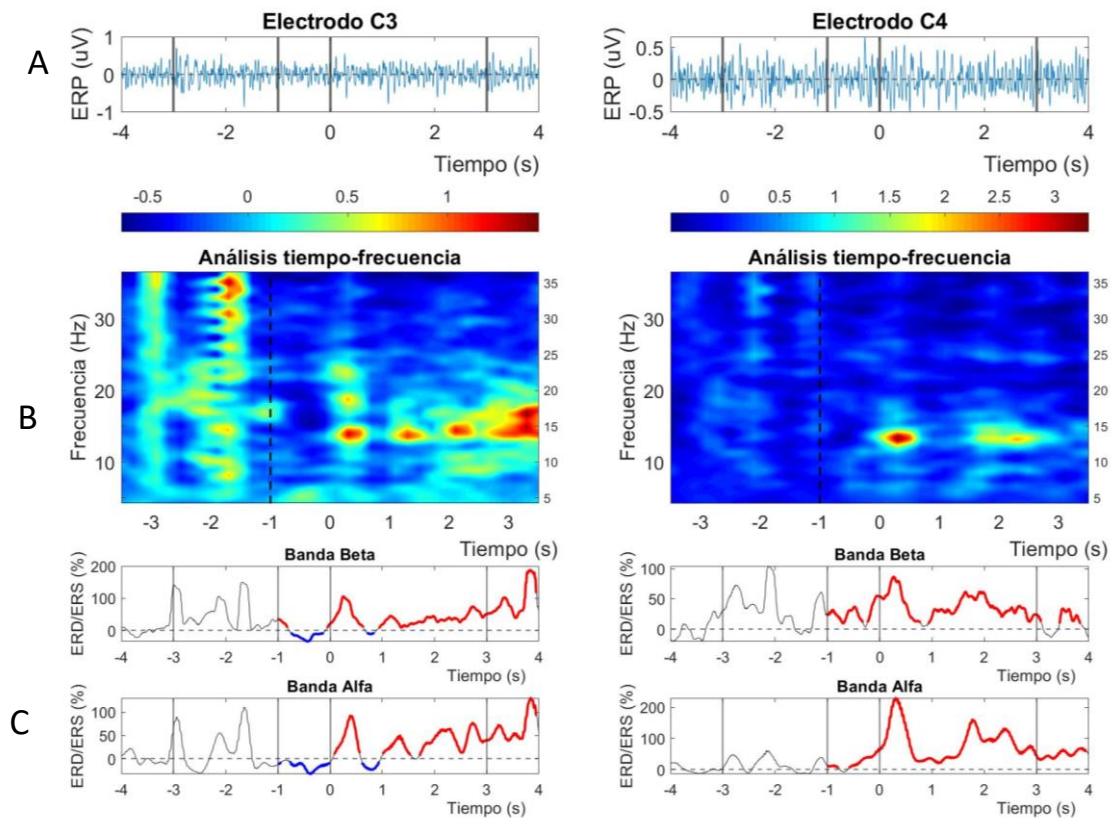


Figura 25. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 2 presenta un ERS para ambos hemisferios cerebrales, siendo más claro en el hemisferio derecho, por no estar interrumpido en ningún momento. La aparición de un ERS en el área contralateral es un suceso que no cabría esperar para el movimiento de mano. No obstante, como ya se había analizado en la Figura 24, este sujeto tampoco poseía los picos correspondientes a la actividad motora.

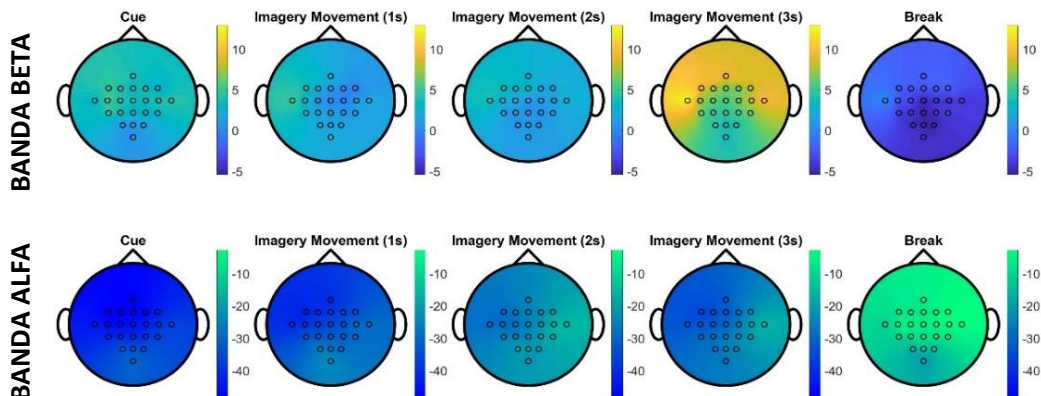


Figura 26. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 2 durante los segundos posteriores a la orden.

En los mapas de este sujeto, pese a que en la banda beta se conserve el ERS en los electrodos C3 y C4, en la banda alfa aparece un ERD en toda la superficie.

SUJETO 3

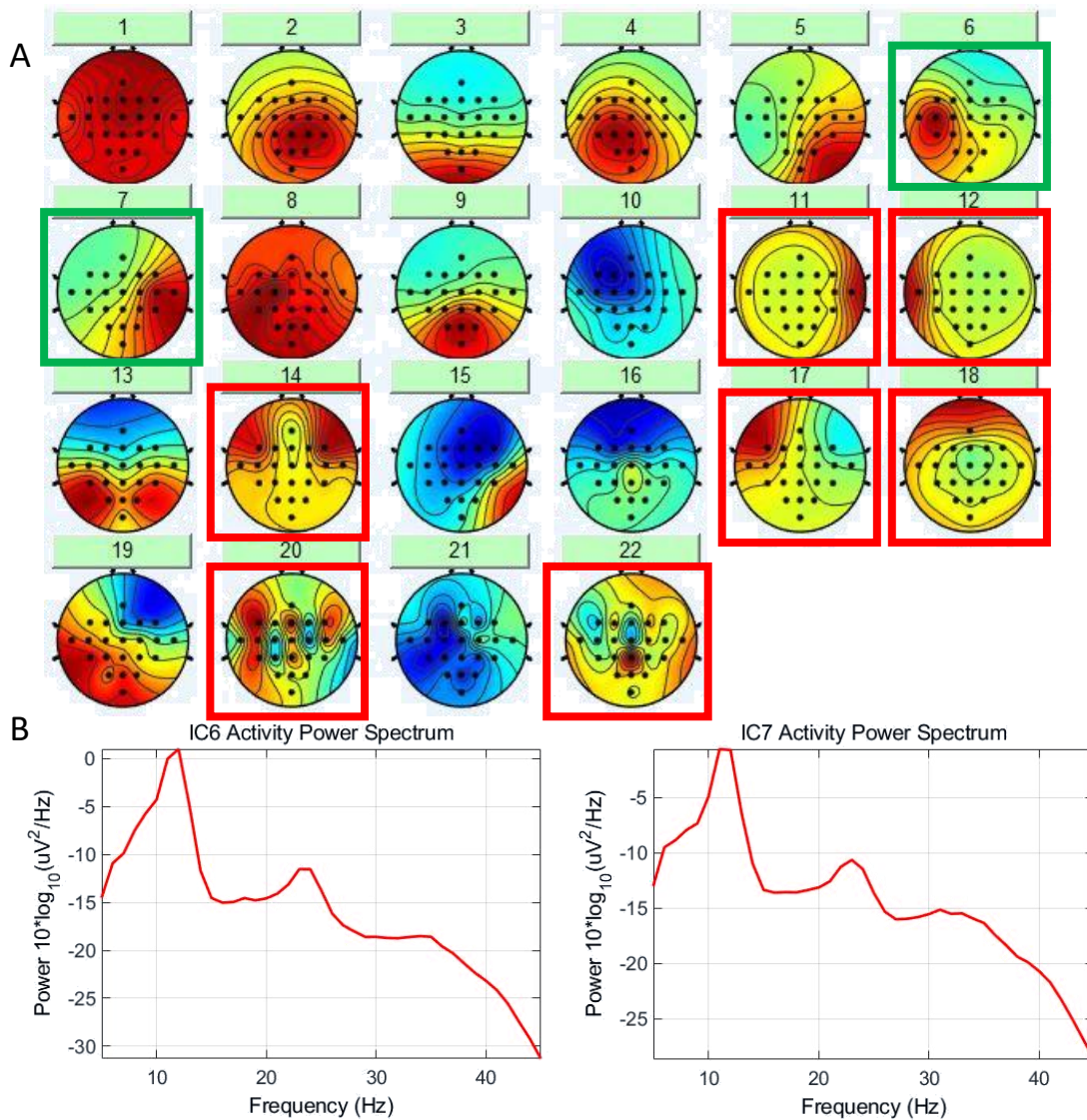


Figura 27. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 3. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora primaria. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 3 presenta una componente independiente en M1 para cada hemisferio. En ambos casos se observa un pico muy pronunciado en la banda alfa, en torno a los 12 Hz, y uno más suavizado en la banda beta, centrado aproximadamente en los 23 Hz.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

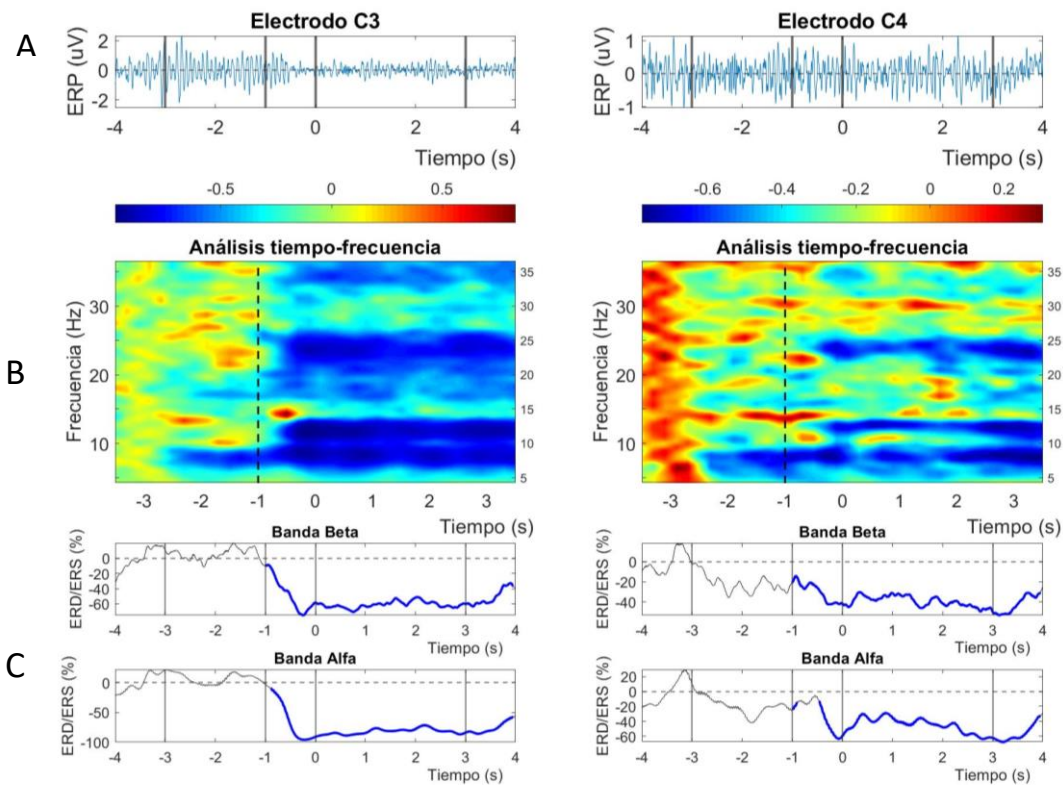


Figura 28. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Se puede apreciar un ERD en ambos hemisferios que comienza en el tramo de Cue y se prolonga para todo el tramo de imaginar el movimiento y el segundo posterior de Break. Como cabría esperar, el ERD que sucede en el hemisferio ipsilateral es de menor amplitud.

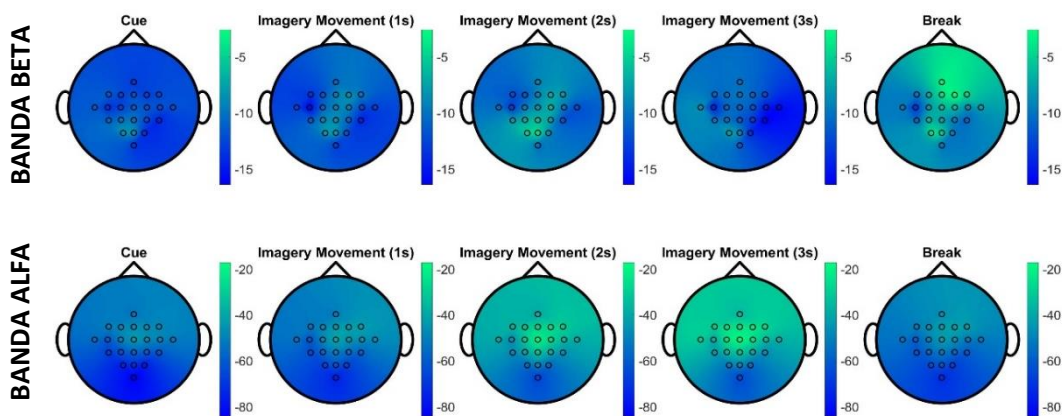


Figura 29. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 3 durante los segundos posteriores a la orden.

En los mapas de la banda beta se puede observar que el ERD es más intenso en los dos electrodos donde se posicionan las componentes del primer enfoque, C3 y C4. No obstante, en la banda alfa el ERD se intensifica en el área de asociación heteromodal y es más leve en torno a Cz.

SUJETO 4

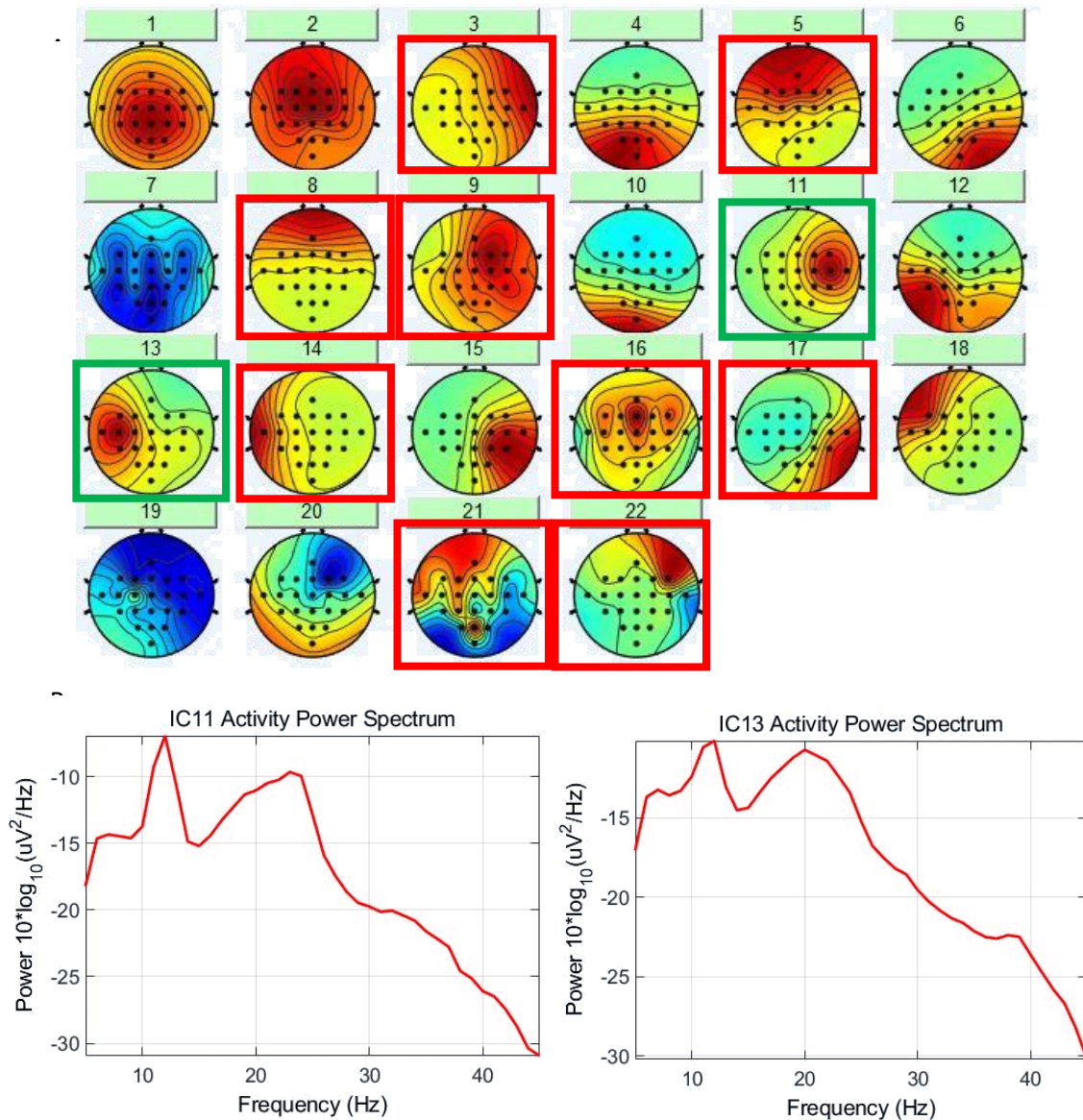


Figura 30. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 4. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 4 posee dos componentes de interés, cada una con mayor proyección en los dos electrodos de estudio. Las PSDs de dichas componentes poseían nuevamente dos picos, uno para la banda alfa y otra para la banda beta, de amplitudes similares.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

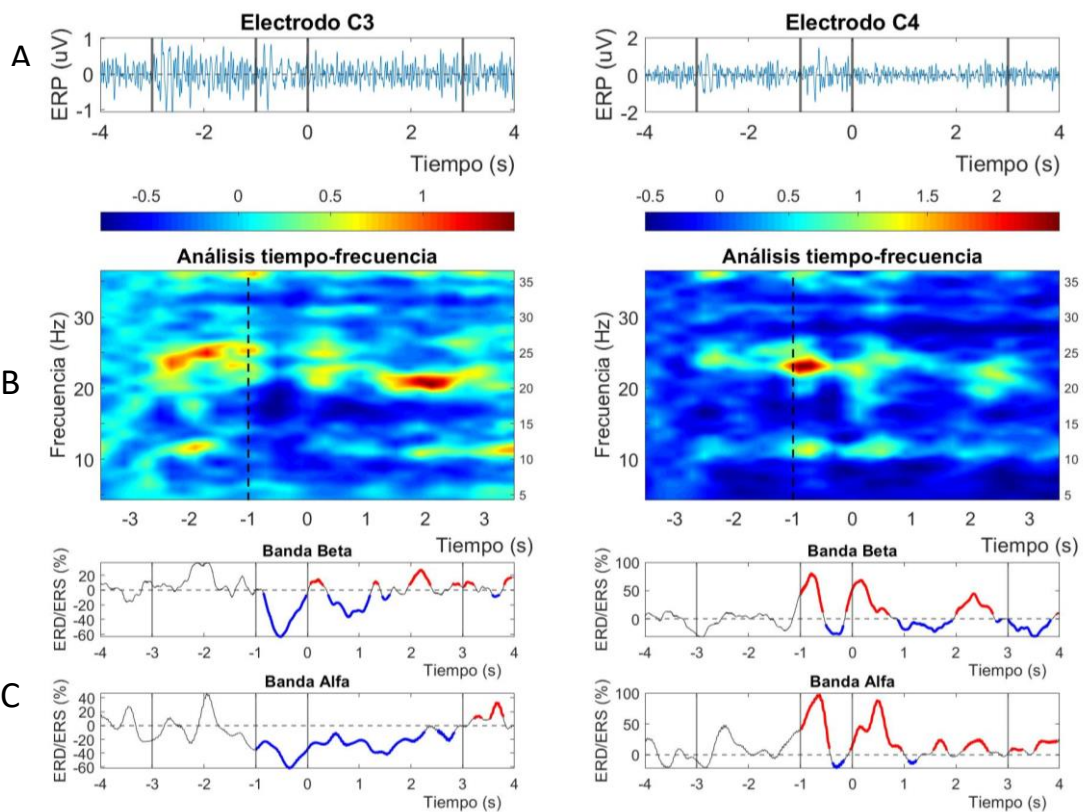


Figura 31. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 4 presenta un ERD desde que se da la orden hasta la mitad del tramo de imaginación del movimiento en la banda beta y hasta el final del tramo en la alfa. Para el área ipsilateral presenta un ERS en el comienzo de los tramos de Cue y de imaginación del movimiento para ambas bandas, además de otro ERS entre los segundos 2 y 3 en la banda beta.

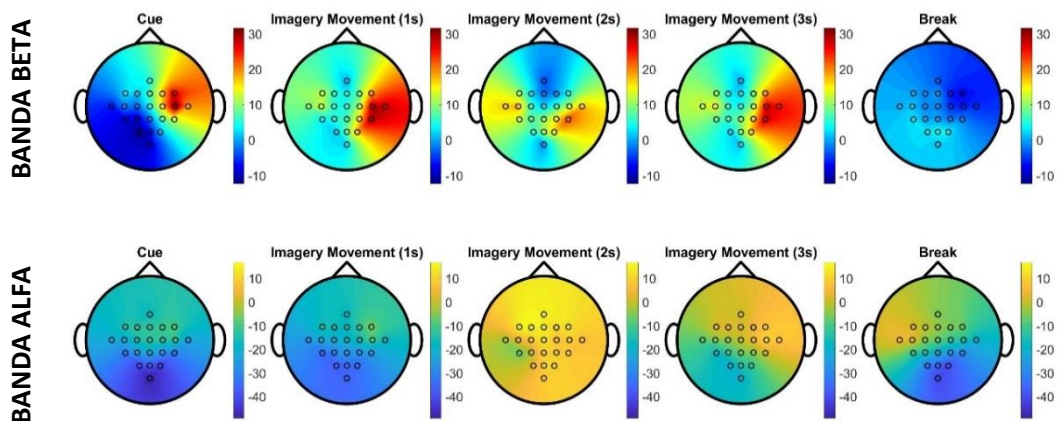


Figura 32. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 4 durante los segundos posteriores a la orden.

A diferencia del resto de sujetos durante el MI de mano derecha, este sujeto presenta ERS muy intensos, sobre todo en la banda beta. Este ERS está más pronunciado en M1 del hemisferio ipsilateral, que coincide con los resultados obtenidos a partir del primer enfoque en C4.

SUJETO 5

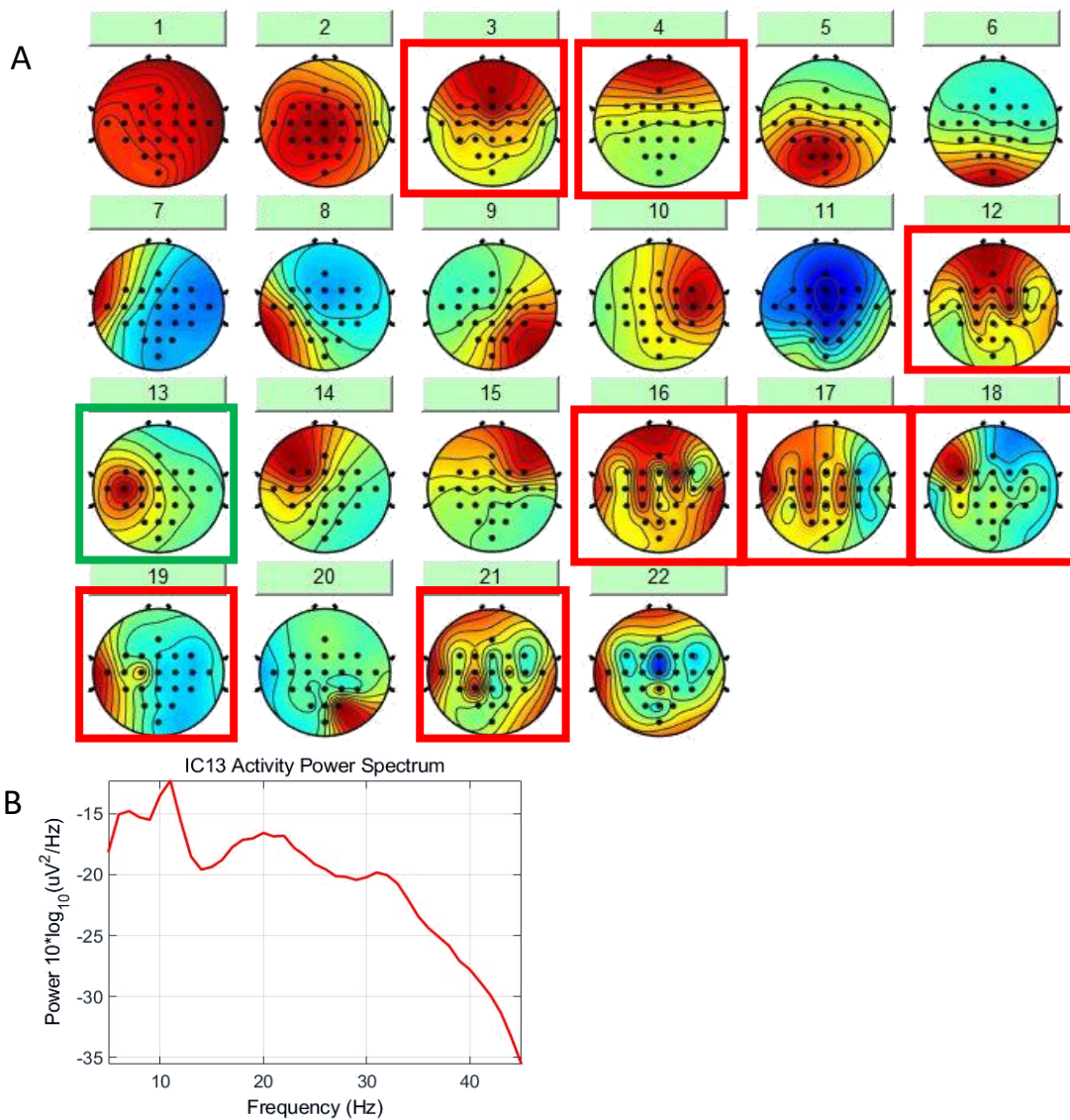


Figura 33. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 5. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSD de la componente de la corteza motora primaria.

El sujeto 5 tan solo posee una componente asociada a la actividad motora y que se focaliza en el electrodo C3. Esta PSD presenta un pico en alfa bastante pronunciado en torno a los 11 Hz y uno más ancho en la banda beta, centrado en 20 Hz. Pese a que la componente 10 también se ubicaba en la corteza motora primaria del hemisferio derecho, no fue seleccionada por no presentar una PSD característica de la actividad motora. Lo mismo sucedió con IC2

Tras seleccionar tan solo esta componente, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación. Al haber seleccionado una única componente para ser proyectada en todos los electrodos, el resultado será similar en C3 y C4.

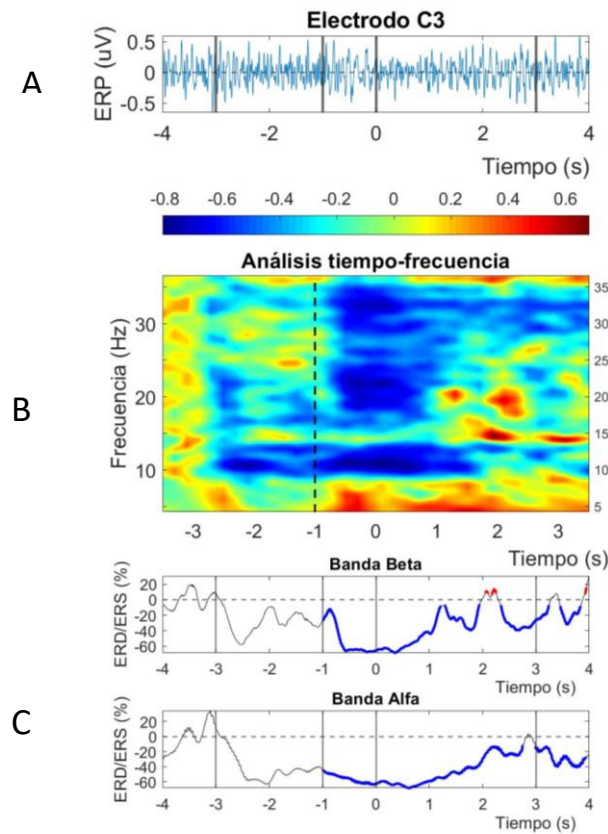


Figura 34. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El ERD que presenta este sujeto se prolongan desde el tramo que se da la orden (banda beta) o desde la aparición de la cruz de fijación (banda alfa) hasta un segundo después de la imaginación del movimiento, siendo interrumpido por un ERS en la banda beta después del segundo 2.

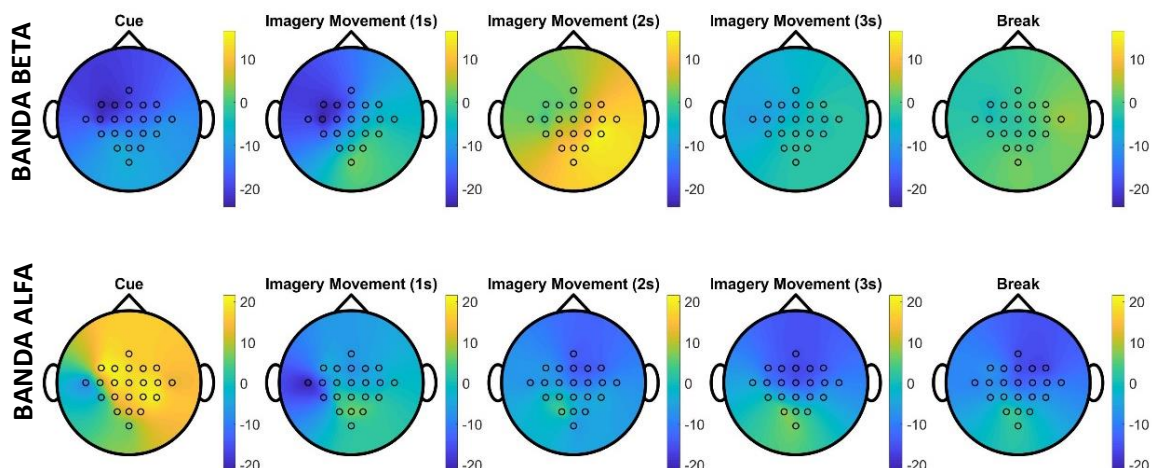


Figura 35. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 5 durante los segundos posteriores a la orden.

Este sujeto no muestra ningún patrón claro salvo por el ERS en las áreas de asociación heteromodal en la banda alfa.

SUJETO 6

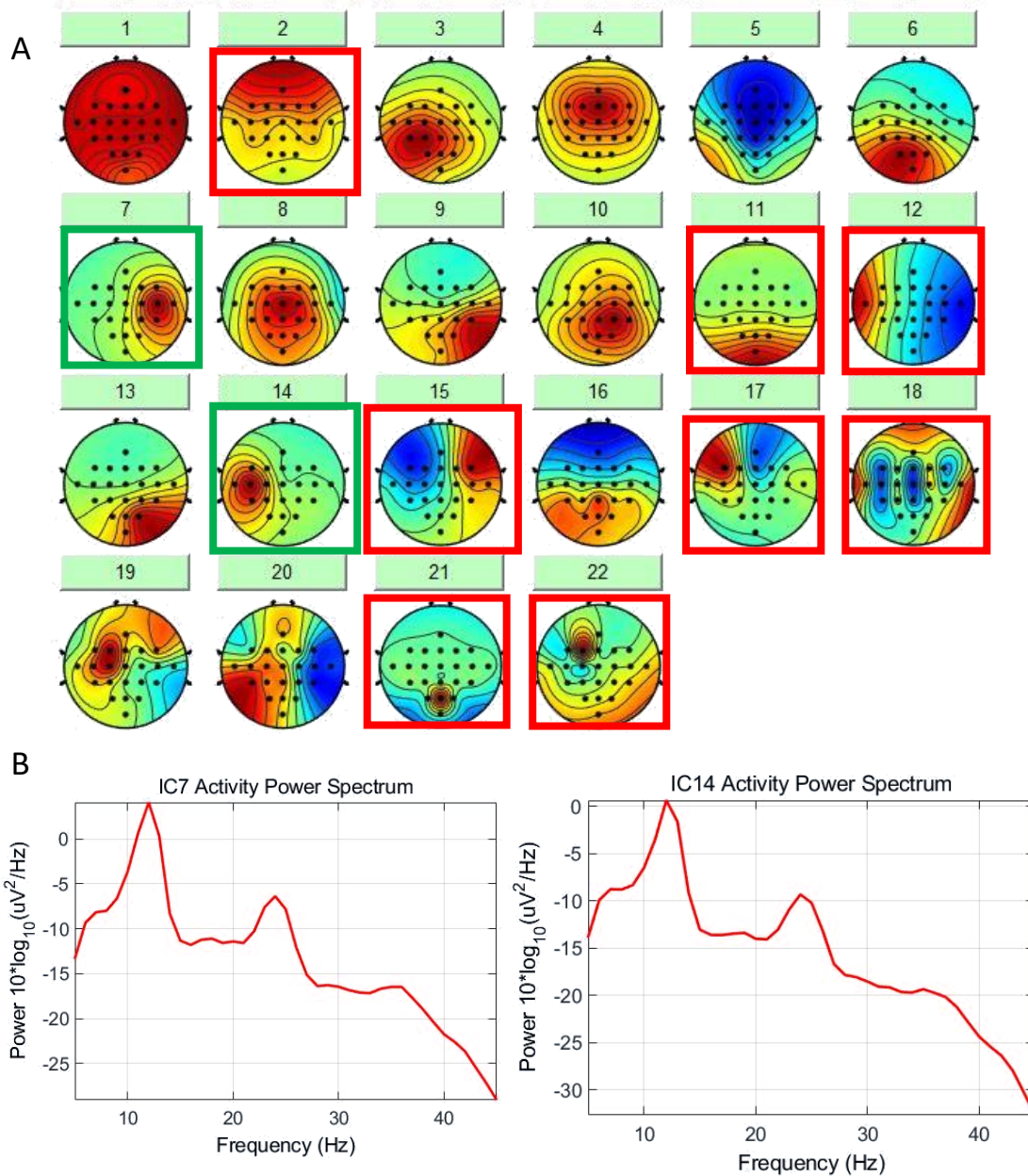


Figura 36. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 6. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 6 presenta una componente independiente para cada hemisferio con los picos característicos en la PSD. Además, se examinó la componente 19 por poseer proyección en C1, pero esta componente no mostraba una PSD con un pico de amplitud pronunciada en alfa ni en beta.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

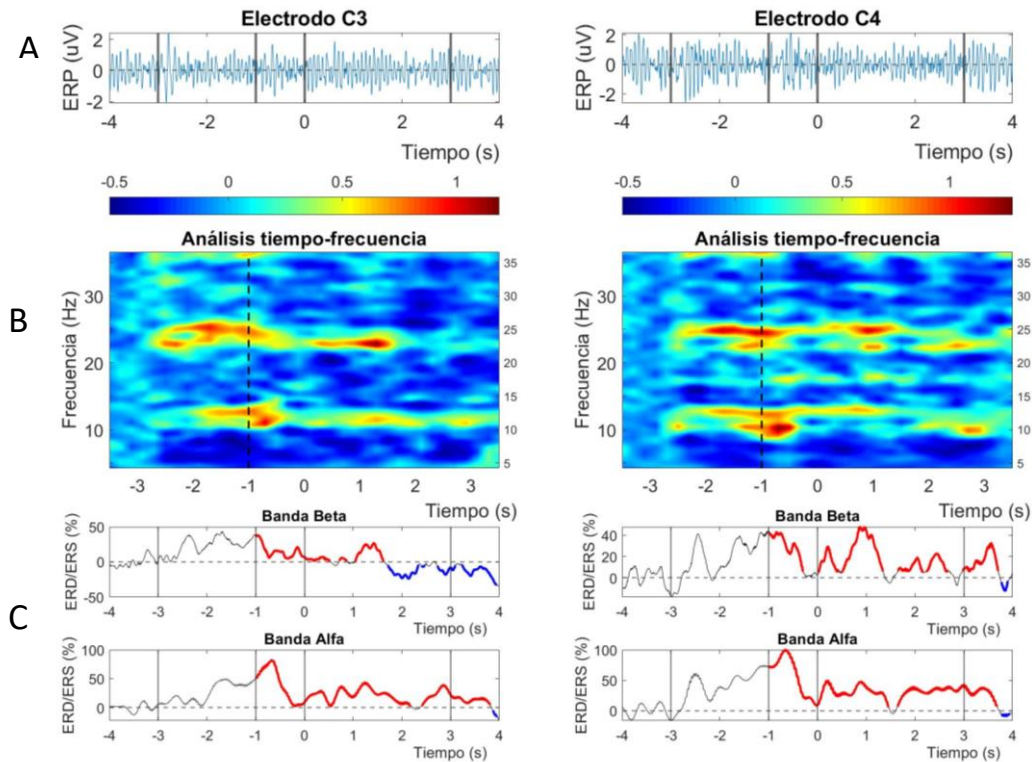


Figura 37. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 6 presenta ERS en el hemisferio contralateral. Como ya se comentó en el sujeto 2, es un caso particular ya que para el movimiento de mano derecha cabría esperar un ERD en C3, como se ha observado en los demás sujetos. No obstante, este sujeto no presenta anomalías en la PSD de sus componentes.

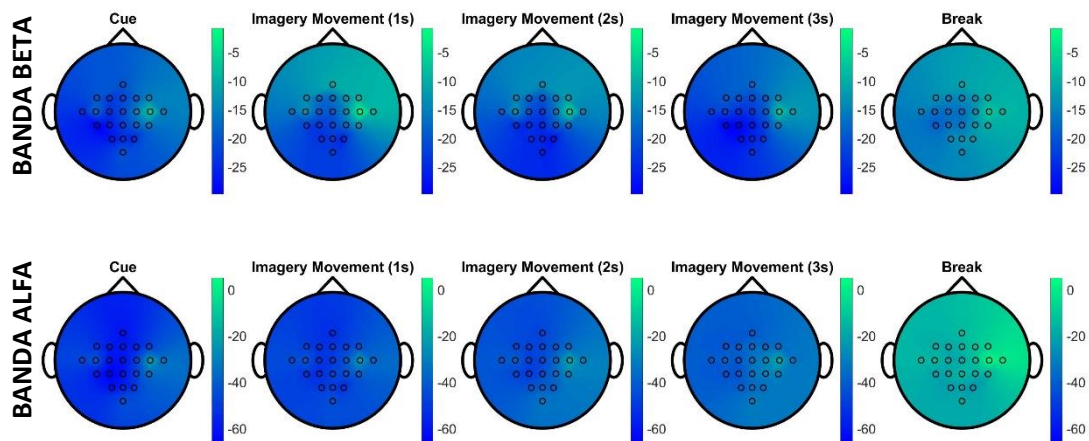


Figura 38. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 6 durante los segundos posteriores a la orden.

Este sujeto, que en el primer enfoque presentaba ERS, muestra un ERD en toda la superficie para ambas bandas en el segundo. No obstante, se puede apreciar que este ERD en los electrodos C3 y C4 es menos intenso.

SUJETO 7

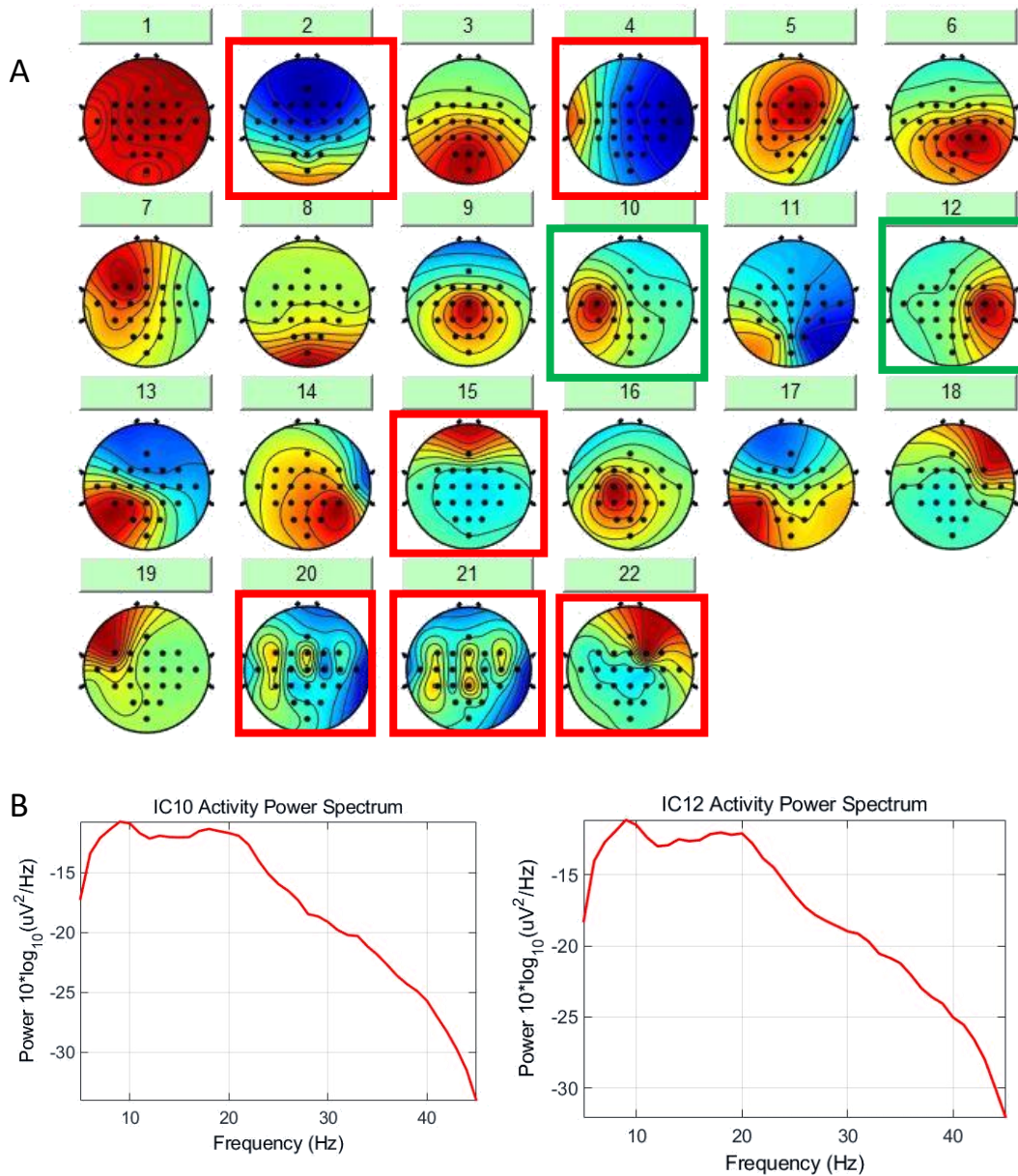


Figura 39. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 7. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

En el mapa topográfico del sujeto 7 se puede observar que las componentes 10 y 12 poseen una mayor variación en los electrodos C3 y C4. Sus PSDs, mostradas en la misma figura no poseen picos pronunciados, pero sí dos máximos suavizados en alfa y beta, por lo que se seleccionaron para el estudio. También se examinó IC16, pero su PSD no indicaba presencia de actividad motora.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

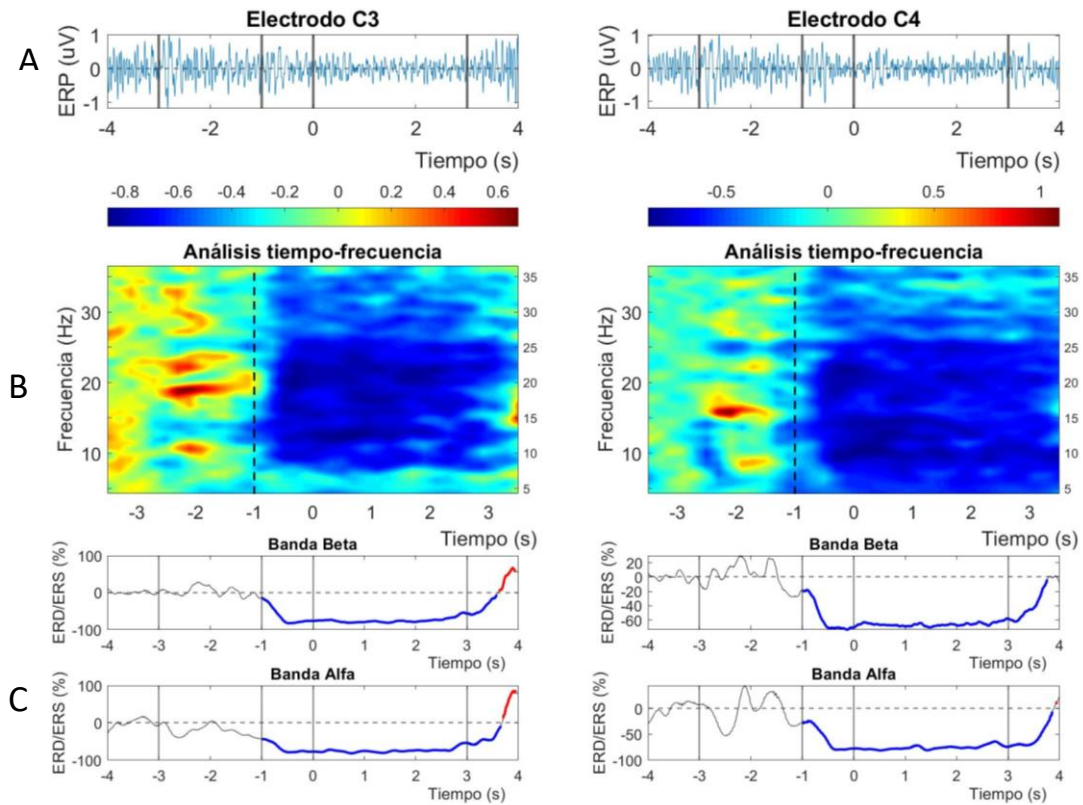


Figura 40. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Como cabe esperar del movimiento de mano, el sujeto 7 presenta un ERD en el hemisferio contralateral que comienza cuando se da la orden y se prolonga hasta medio segundo después de imaginar el movimiento. Esto también sucede en el electrodo C4 para ambas bandas.

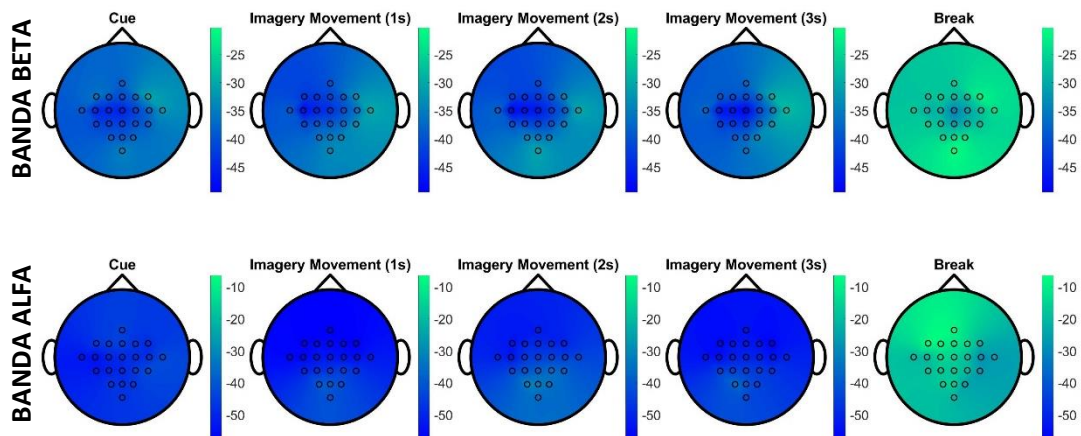


Figura 41. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 3 durante los segundos posteriores a la orden.

Como sucedía en el sujeto 1, el ERD generalizado de ambas bandas en este sujeto pierde intensidad en el tramo de descanso, además, de poseer en la banda beta una mayor intensificación en M1 en ambos hemisferios.

SUJETO 8

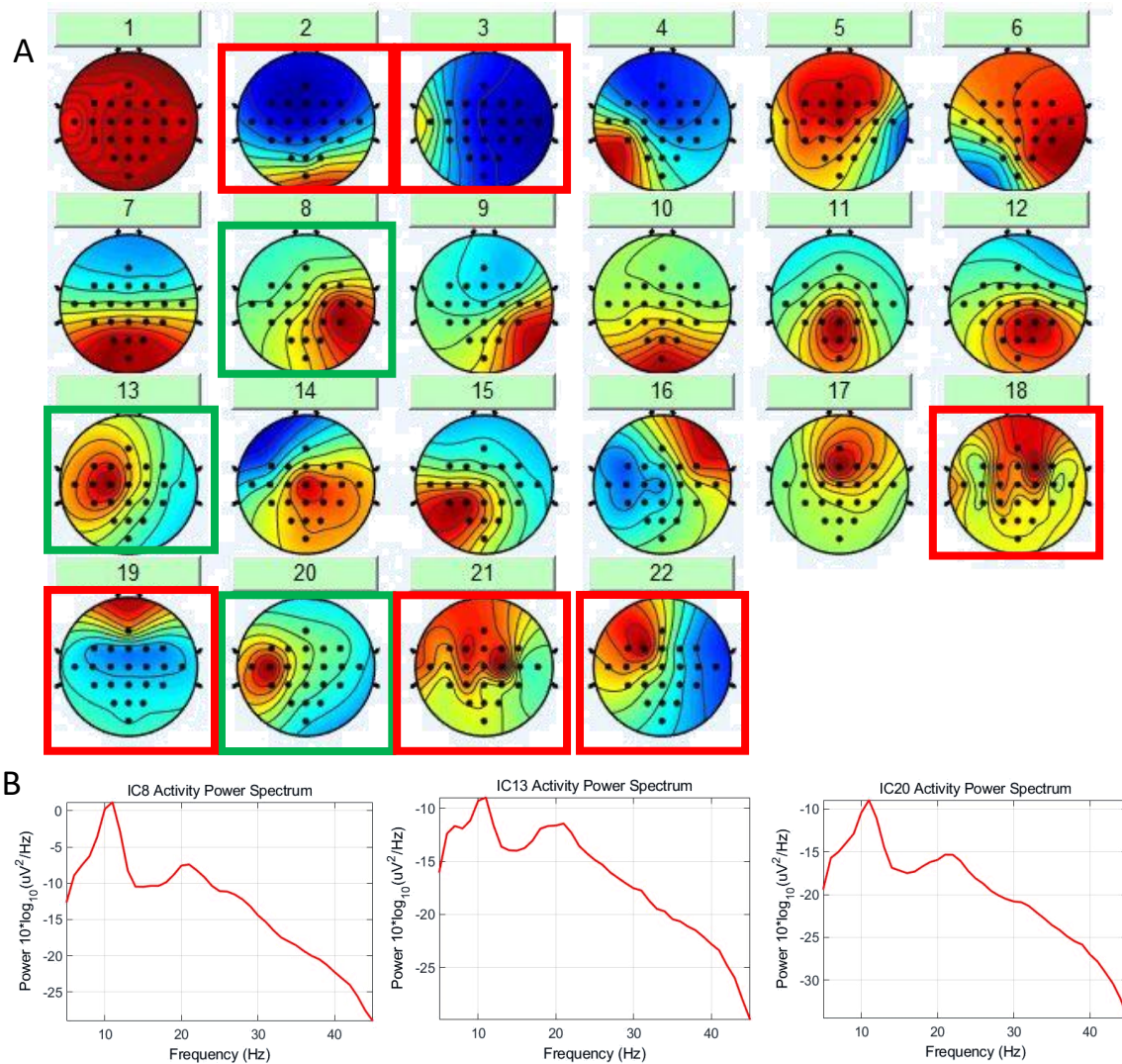


Figura 42. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 8. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 8 posee tres componentes asociadas a la actividad motora, como se observa en los picos de sus respectivas PSDs. Dos de ellas se encuentran centradas en C3 y C4 (IC8 e IC20), como los demás sujetos, y la tercera (IC13) se encuentra en torno a C1-C3.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

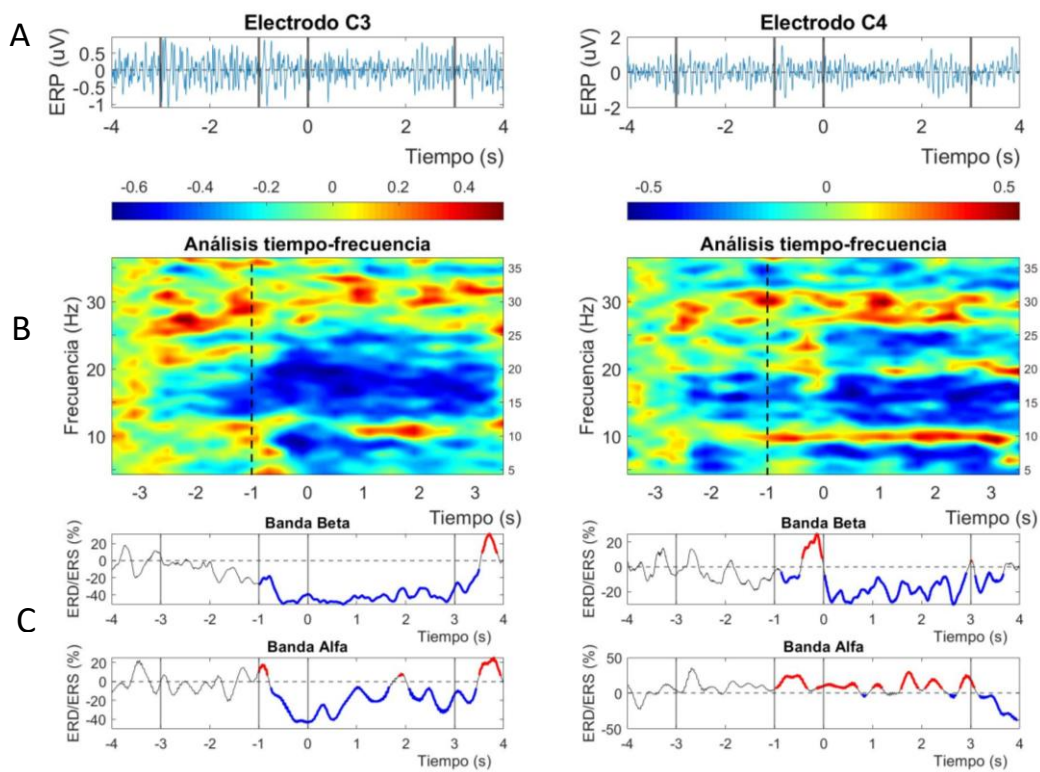


Figura 43. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 8 posee un ERD en cada banda de interés en el área contralateral, siendo más marcado en la banda beta ya que el ERD de la banda alfa se ve interrumpido por un ligero ERS en el segundo 2. En el hemisferio derecho también presenta ERD en la banda beta, pero acompañado de un ERS en la banda alfa.

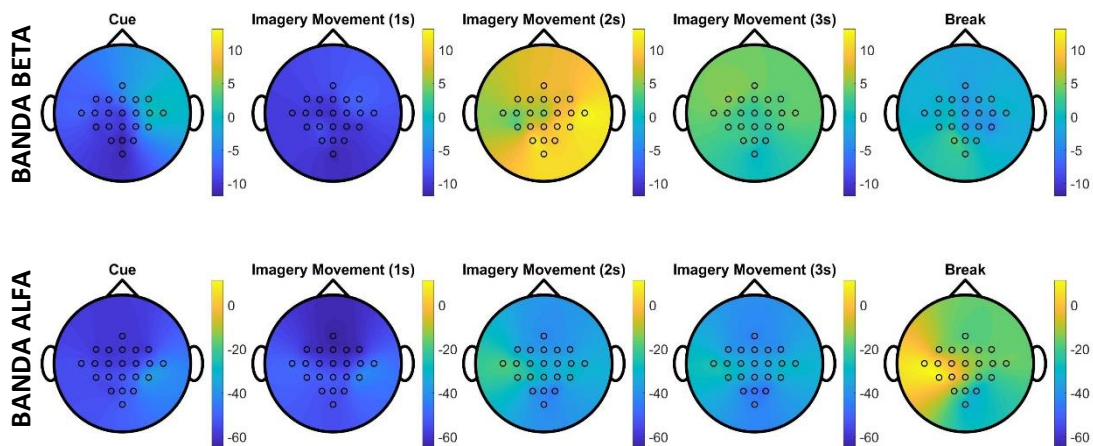


Figura 44. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 8 durante los segundos posteriores a la orden.

La peculiaridad de este sujeto es que, pese a presentar un ERD claro en C3 visualizado en el primer enfoque, en la banda alfa de sus mapas presenta un ERD menos intenso en este mismo electrodo respecto al resto de la superficie.

SUJETO 9

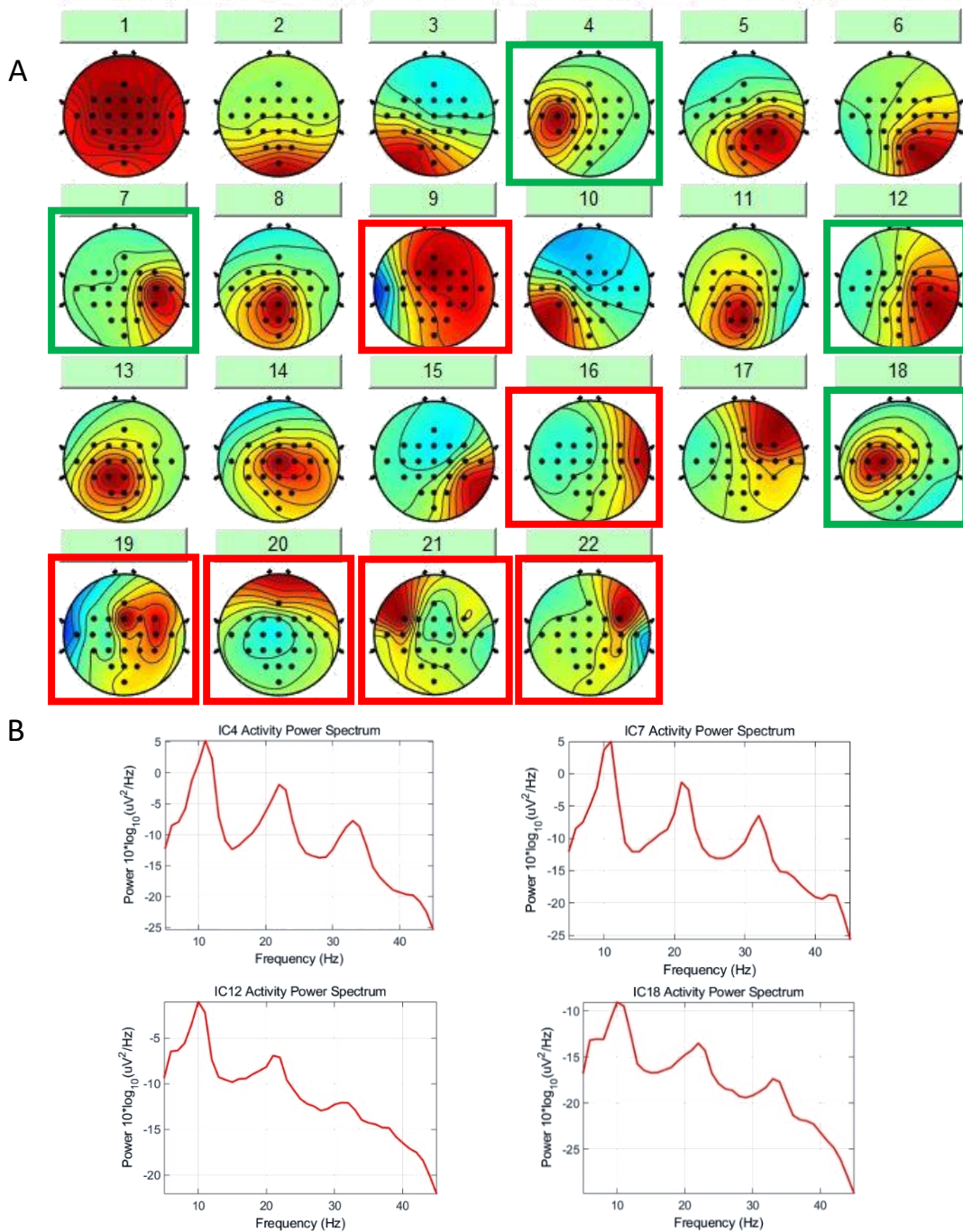


Figura 45. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 9. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 9 posee cuatro componentes situadas en la corteza motora primaria de ambos hemisferios y que además poseen picos característicos de dicha actividad.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

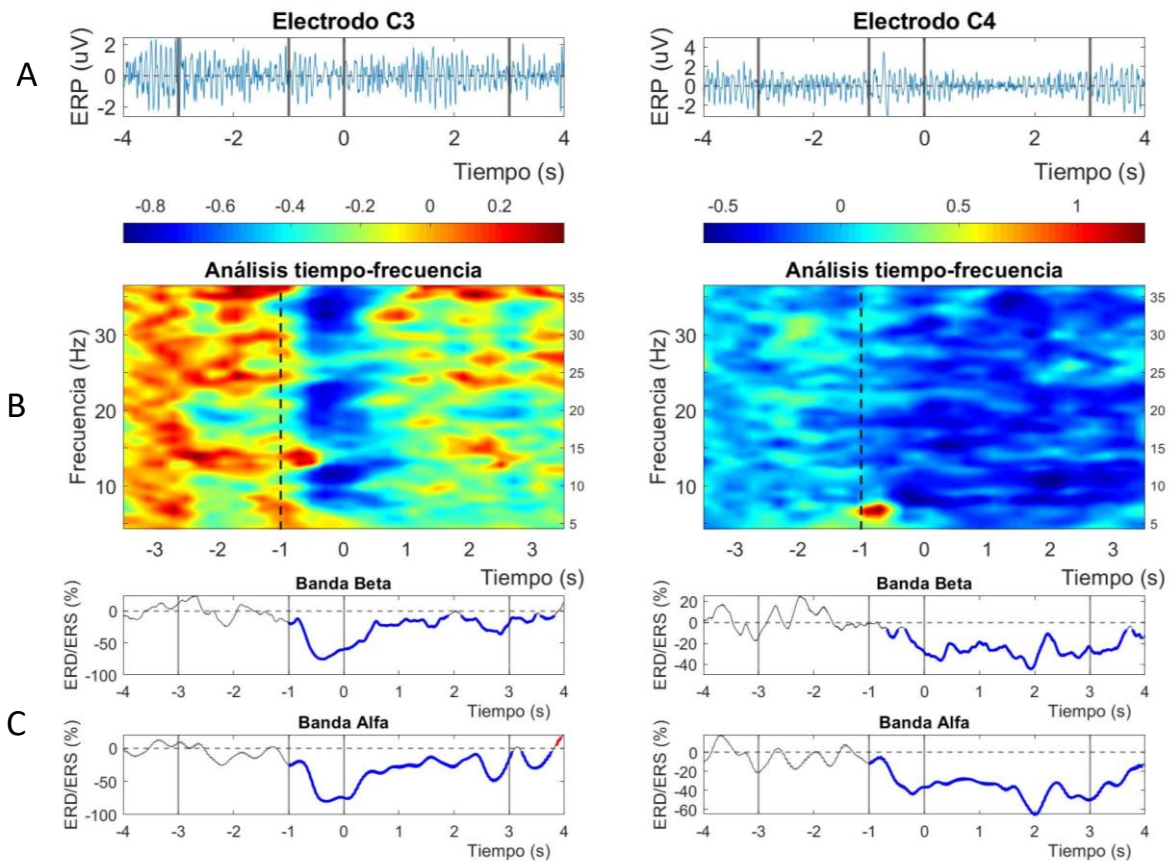


Figura 46. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 9 presenta ERD en ambos hemisferios y ambas frecuencias. En el caso del electrodo C3, este ERD comienza con un mínimo pronunciado cuando se da la orden. En ambos electrodos, continúa durante todo el tramo de MI y hasta el primer segundo de *Break*.

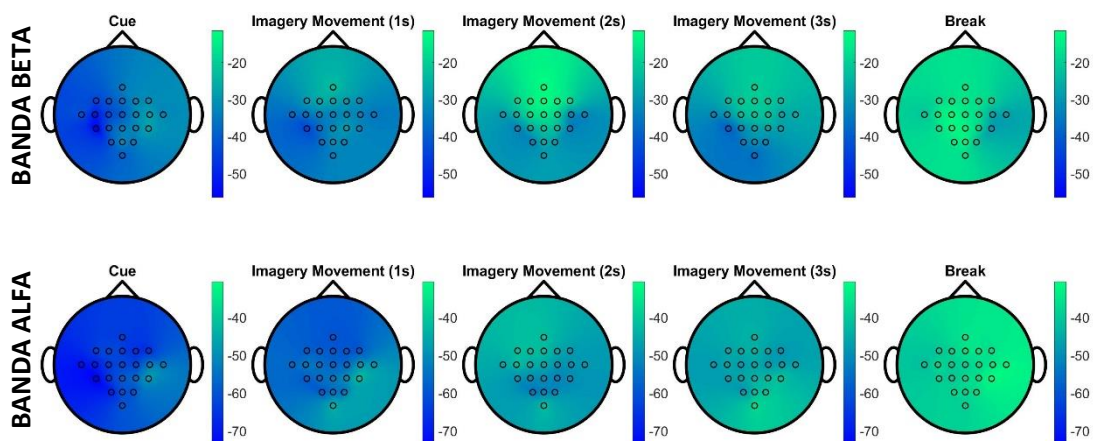


Figura 47. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de mano derecha del sujeto 9 durante los segundos posteriores a la orden.

Este sujeto muestra un ERD generalizado en ambas bandas que pierde intensidad conforme transcurre el tramo de imaginación del movimiento.

4.2 Movimiento imaginario de lengua

SUJETO 1

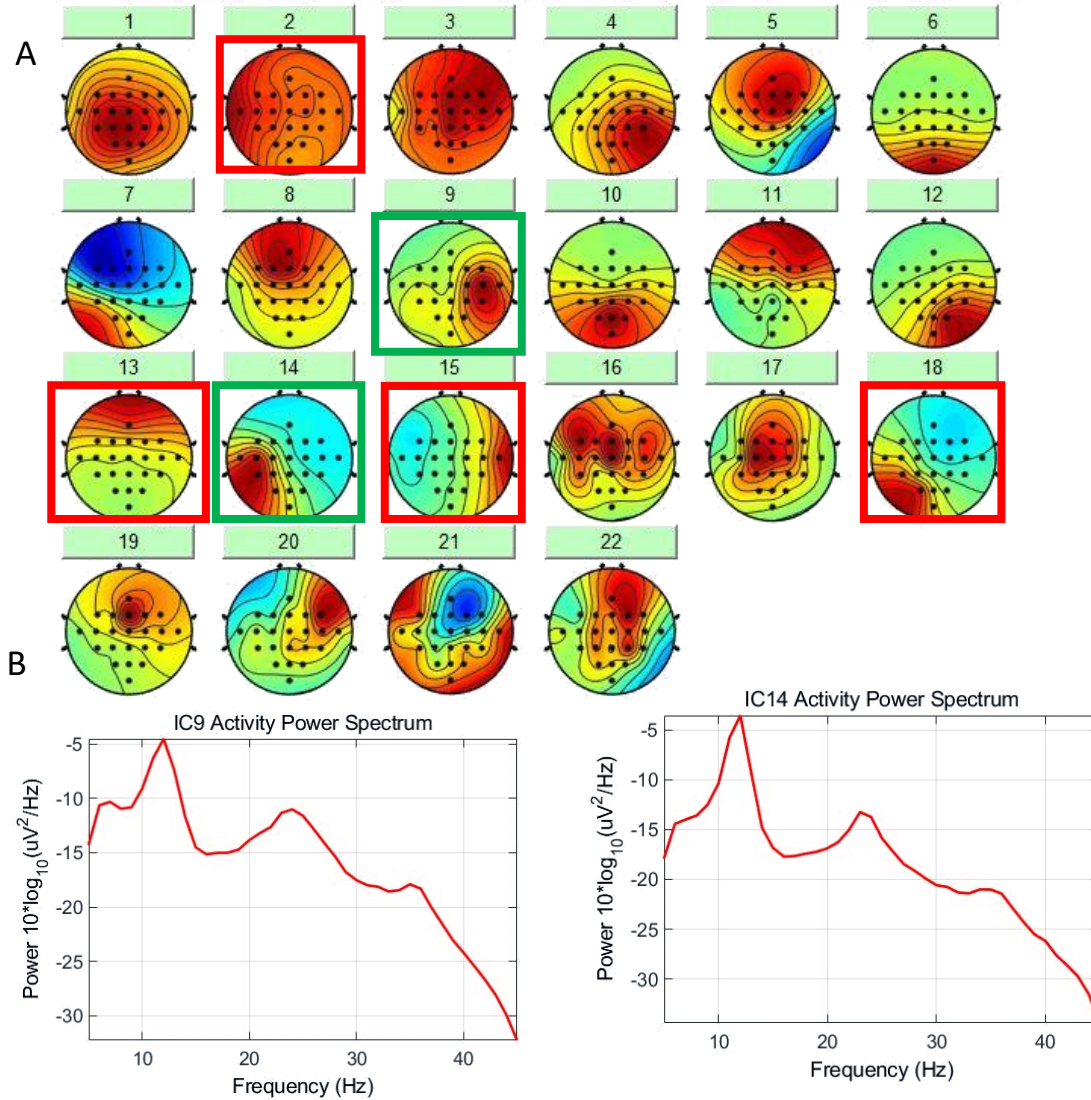


Figura 48. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 1. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Para el sujeto 1 se seleccionaron la componente 9 y 14 por los picos pronunciados en las bandas alfa y beta, además de las proyecciones de sus mapas en torno a los electrodos C3 y C4.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

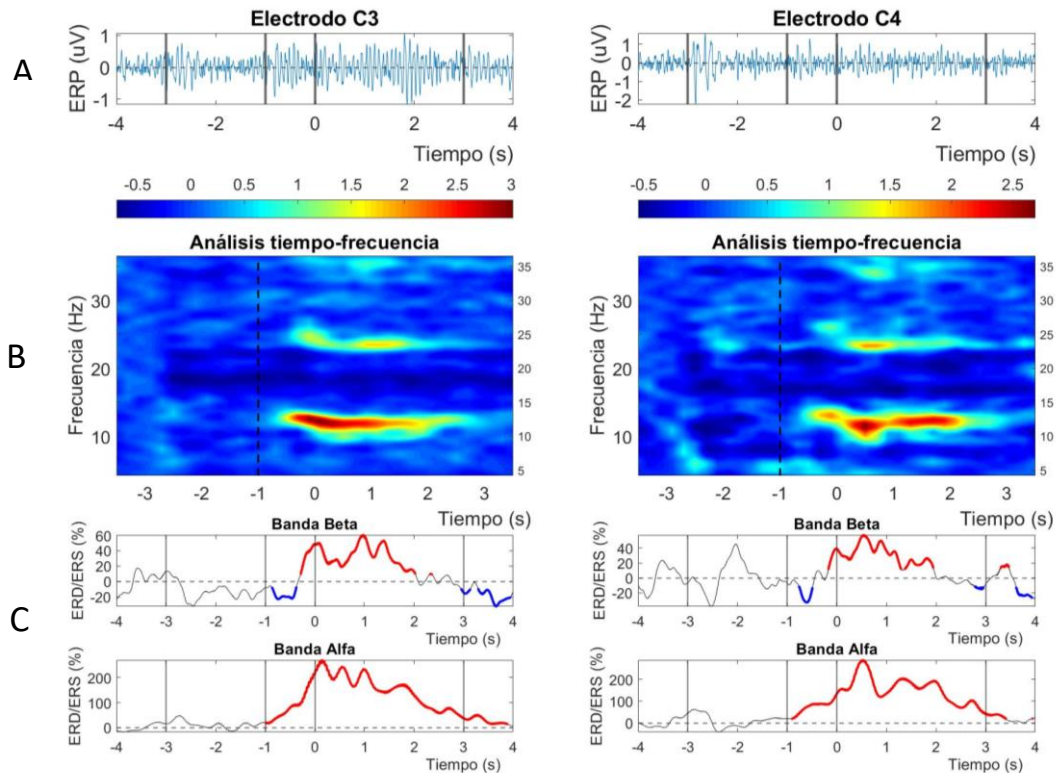


Figura 49. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Se puede apreciar un ERS en la banda alfa en ambos hemisferios que comienza en el tramo de Cue y se prolonga para todo el tramo de imaginar el movimiento. No obstante, en la banda beta podemos observar que tras dar la orden asciende, produciendo un ERS, y a mitad tramo de MI desciende hasta un ERD, aunque no sea significativo hasta llegar al tramo de Break.

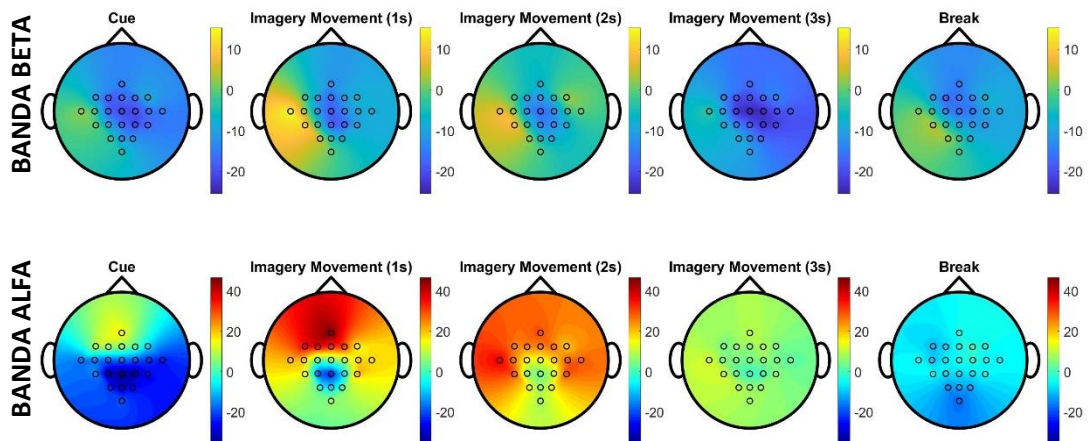


Figura 50. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 1 durante los segundos posteriores a la orden.

El sujeto presenta en la banda alfa una proyección frontal muy intensa en forma de ERS que se lateraliza en el tramo de imaginación del movimiento. En la banda beta, este ERS solo se aprecia en el hemisferio izquierdo.

SUJETO 2

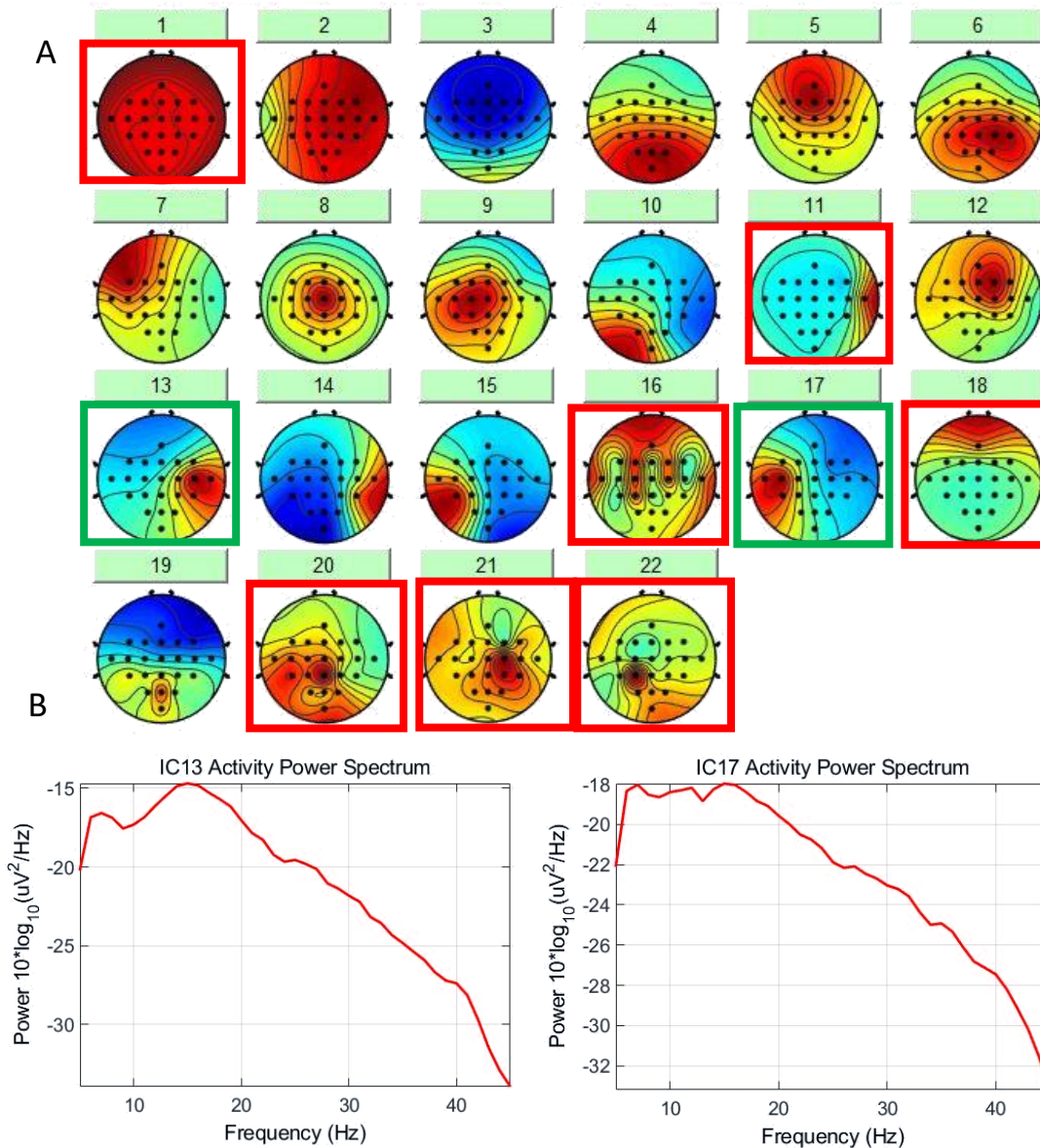


Figura 51. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 2. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Como sucedió anteriormente para el mismo sujeto en el movimiento de mano derecha, el sujeto 2 no presenta un incremento de la banda alfa en las componentes proyectadas en la corteza motora primaria. Sin embargo, se seleccionaron igualmente las componentes 13 y 17 por sí presentar un incremento en la banda beta, al igual que se realizó para mano derecha.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

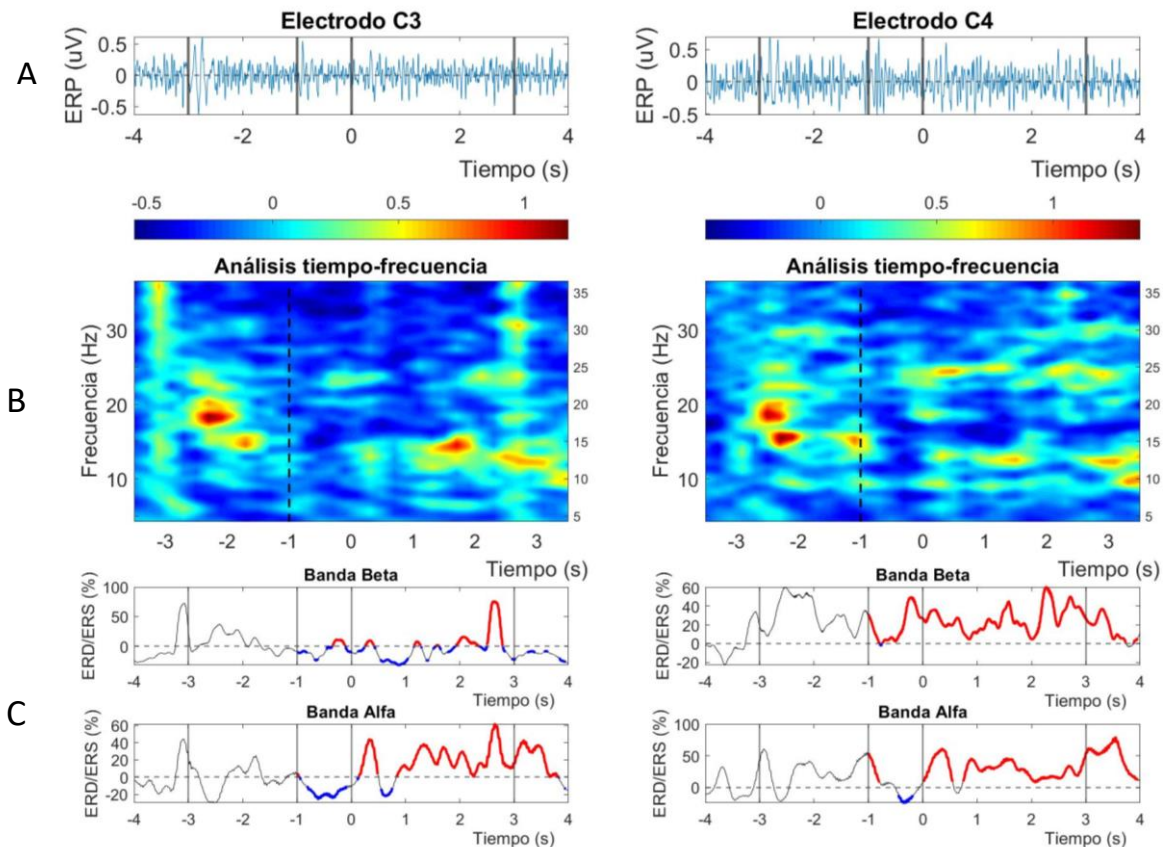


Figura 52. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 2 presenta un ERS para ambos hemisferios en la banda alfa, que se prolonga hasta un segundo después del tramo MI. Sin embargo, en la banda beta solo presenta un ERS estable en el hemisferio derecho.

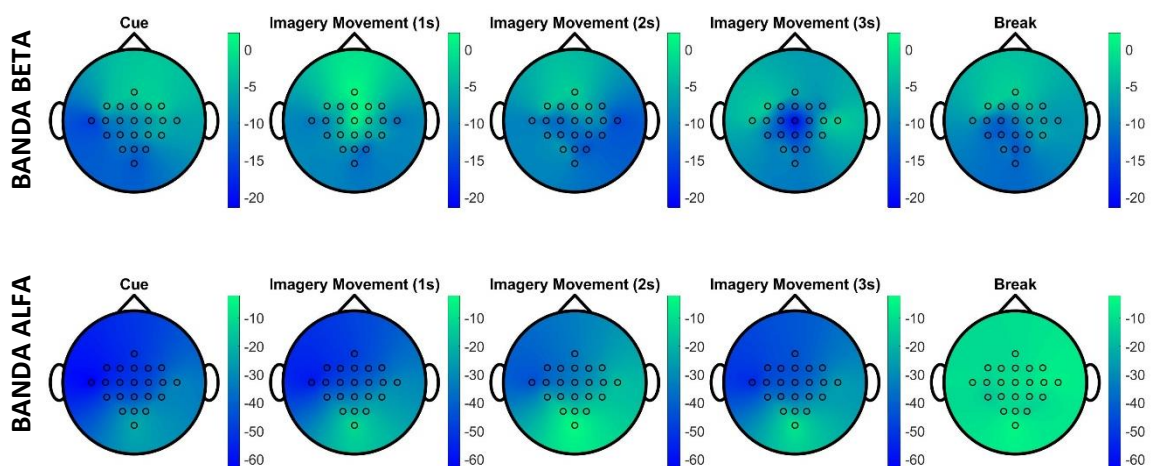


Figura 53. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 2 durante los segundos posteriores a la orden.

Como sucedía en el MI de mano derecha para el mismo sujeto, pese a que muestre ERS en el primer enfoque, en el segundo aparece un ERD en toda la superficie.

SUJETO 3

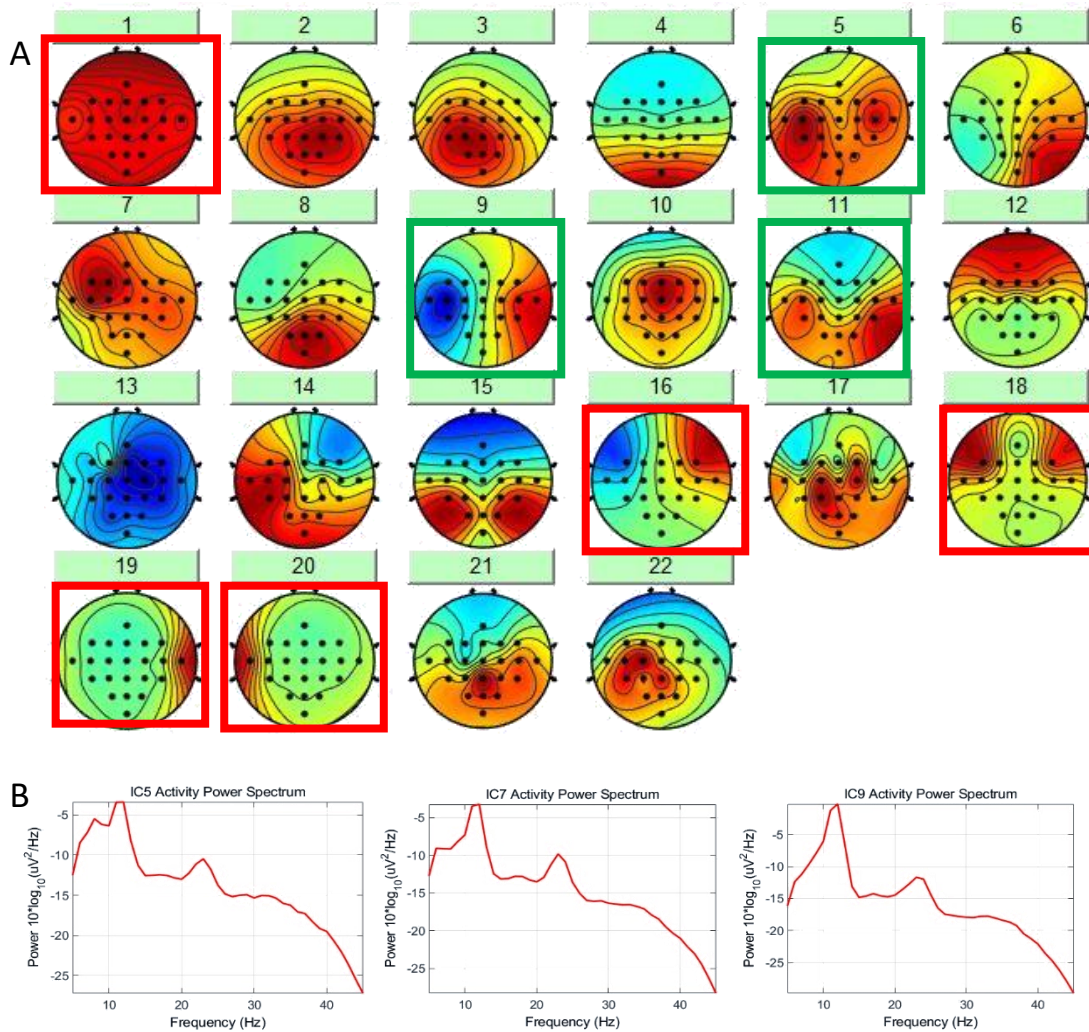


Figura 54. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 3. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Este sujeto muestra una componente uno de los hemisferios (IC9) y dos componentes que se proyectan en ambos laterales simultáneamente (IC5 e IC11). Además, las tres componentes poseen picos en alfa y beta, como era de esperar. Otras componentes que tienen proyecciones en las mismas zonas fueron examinadas en busca de PSDs similares (IC7, IC14 e IC22) pero no fueron identificadas como actividad motora.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

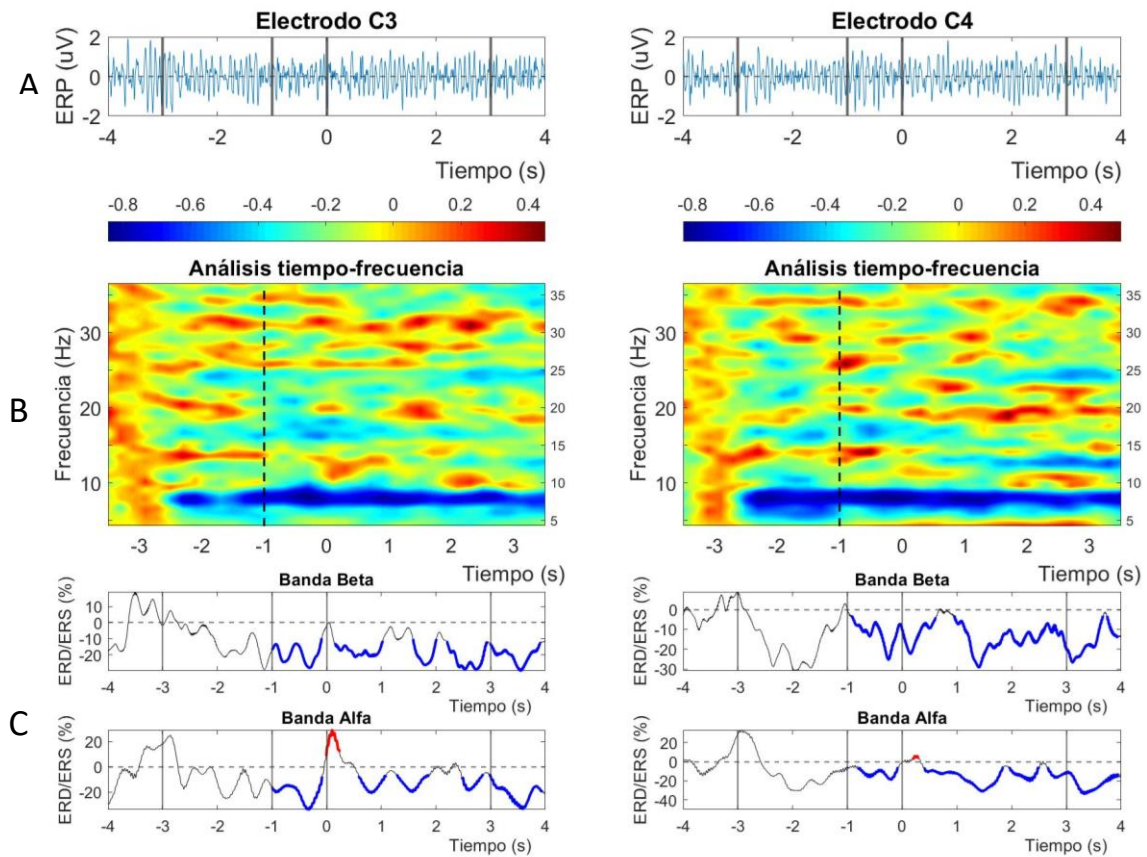


Figura 55. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Este sujeto, salvo por el pico en la banda alfa que presenta en el electrodo C3 nada más comenzar el tramo de MI, presenta ERD en ambos hemisferios para ambas bandas.

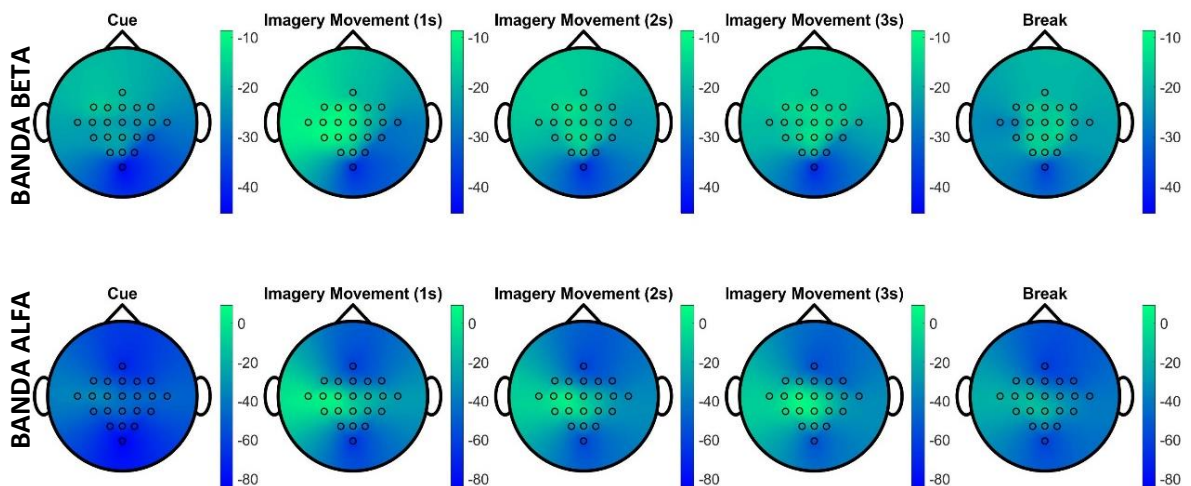


Figura 56. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 3 durante los segundos posteriores a la orden.

Se puede observar que existe un ERD en toda la superficie en ambas bandas. No obstante, en la banda alfa se aprecia que el ERD es menos intenso en M1 para ambos hemisferios.

SUJETO 4

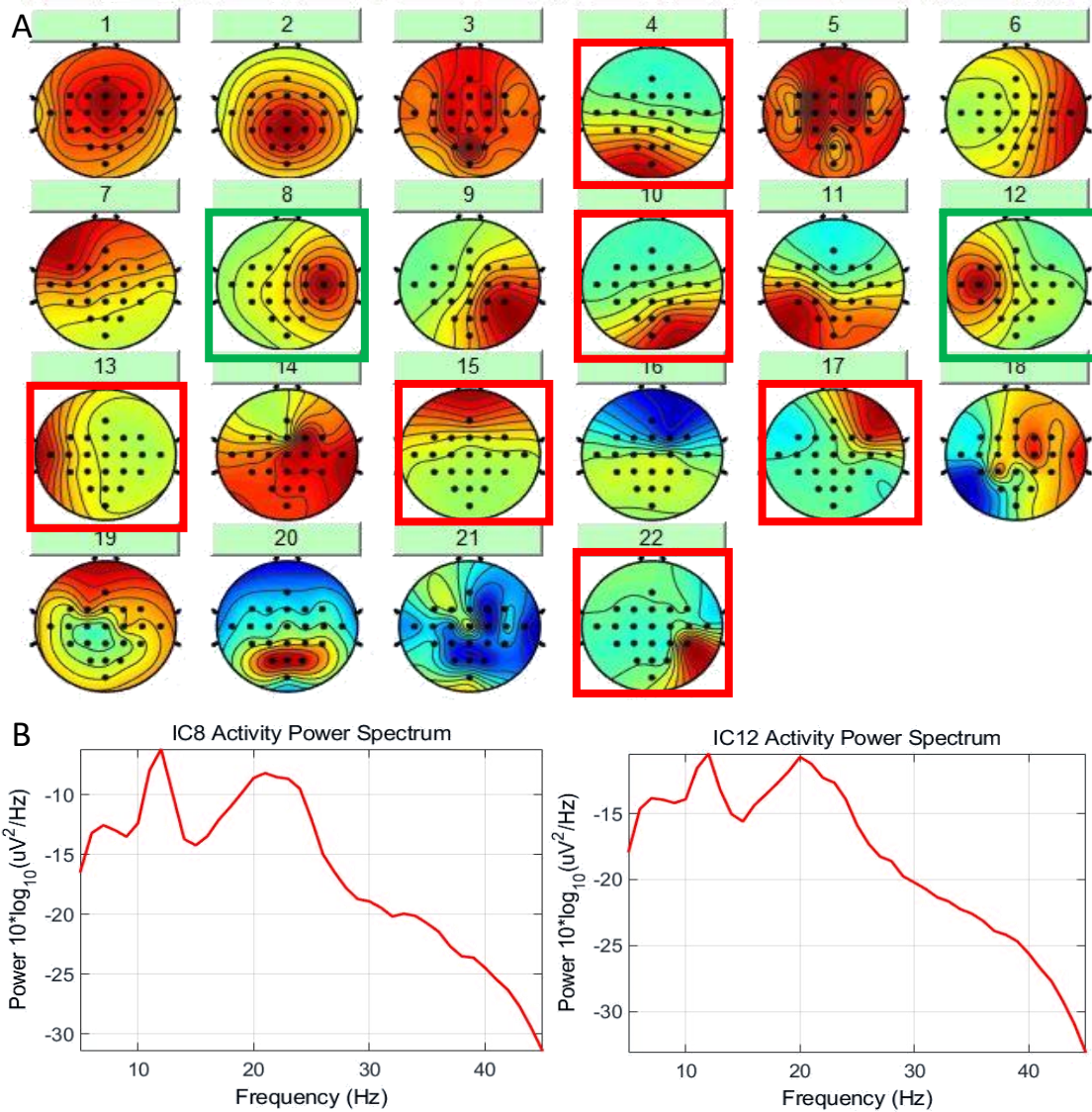


Figura 57. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 4. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Al igual que para el movimiento de mano derecha, el sujeto 4 presentó una componente proyectada en cada hemisferio asociada a la actividad motora. Además, las PSDs de ambas muestran picos de casi la misma amplitud en la banda alfa y beta.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

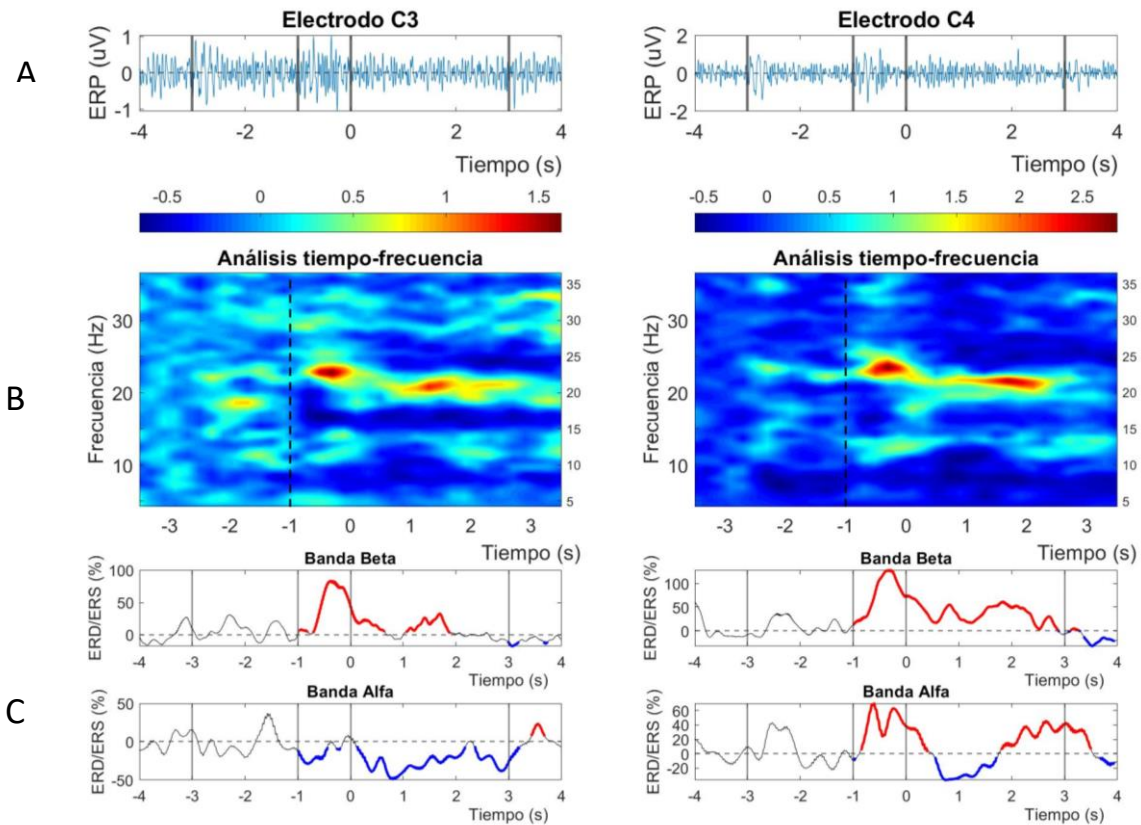


Figura 58. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

El sujeto 4 presenta en el hemisferio derecho un ERS en ambas bandas, aunque en la banda alfa se vea interrumpido por un ERD entre 0,5 y 1,5 segundos. En el electrodo C3 existe un ERD en la banda alfa y un ERS en la banda beta que termina a los dos segundos de MI.

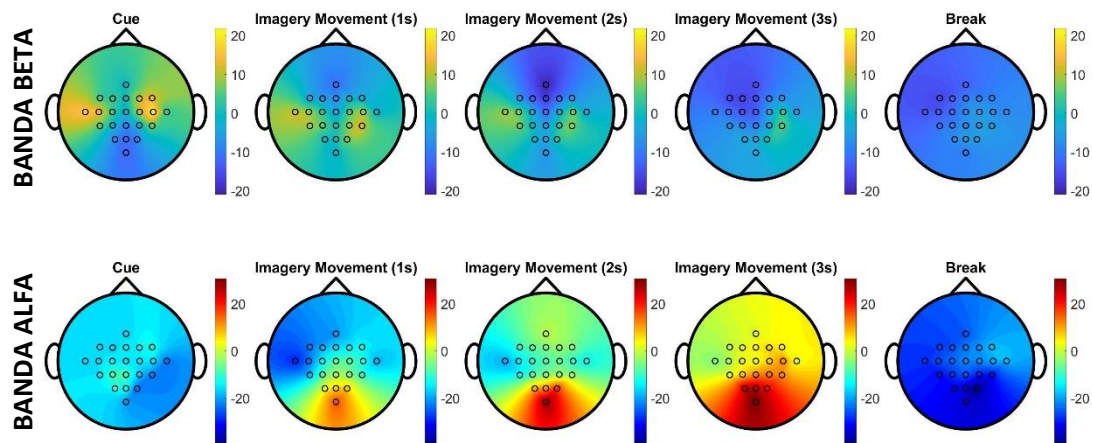


Figura 59. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 4 durante los segundos posteriores a la orden.

Por un lado, en la banda beta se observa un ERS lateralizado que desaparece durante MI. Por el otro, en la banda alfa aparece progresivamente durante este mismo tramo un ERS en las áreas de asociación heteromodal, que desaparece súbitamente al llegar al tramo de descanso.

SUJETO 5

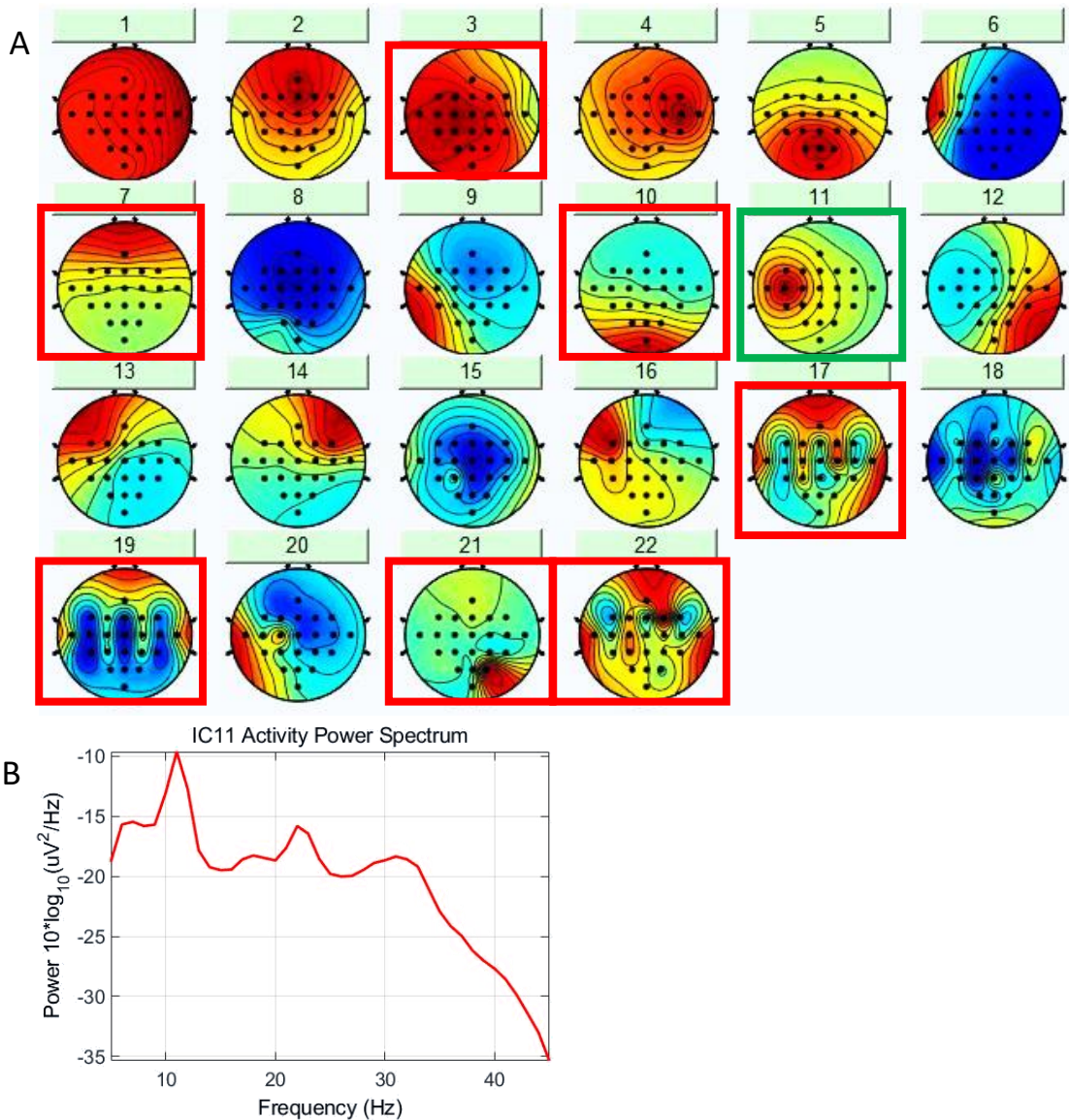


Figura 60. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 5. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSD de las componentes de la corteza motora primaria.

Como ya sucedió en el movimiento de mano derecha, el sujeto 5 posee una componente en la corteza motora primaria del hemisferio izquierdo que claramente está asociada a la actividad motora. También posee una segunda componente (IC4) cuya PSD no muestra claramente dicha actividad, por lo que no fue seleccionada para el estudio.

Tras seleccionar tan solo esta componente, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación. Al haber seleccionado una única componente para ser proyectada en todos los electrodos, el resultado será similar en C3 y C4.

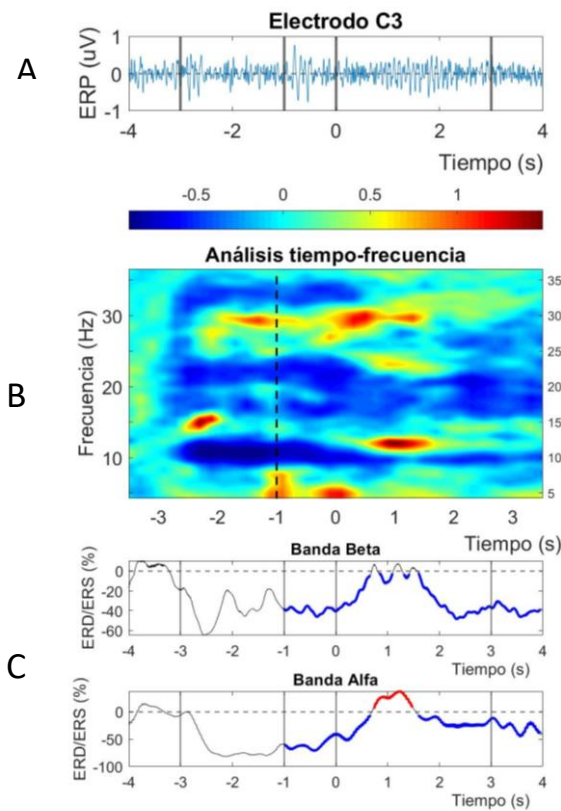


Figura 61. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Analizando tan solo el electrodo C3, observamos que el ERD comienza justo al principio del ensayo y que, un segundo después de recibir la orden, asciende hasta formar un ERS en la banda alfa en torno al segundo 1. En la banda beta también existe un ascenso, pero no forma un ERS estadísticamente significativo.

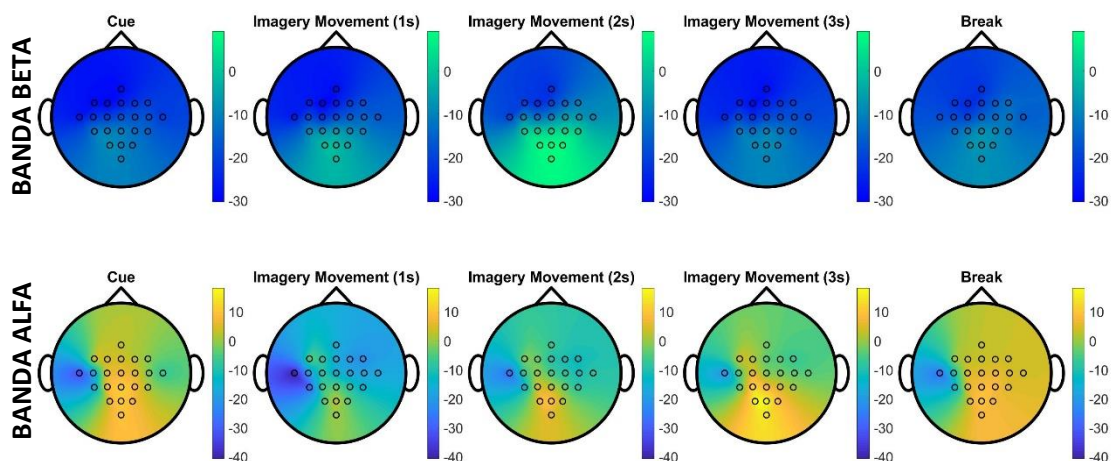


Figura 62. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 5 durante los segundos posteriores a la orden.

En ambas bandas se puede apreciar una mayor sincronización en el área heteromodal que en el resto de la superficie. Además, en la banda alfa aparece un ERD muy intenso en C5.

SUJETO 6

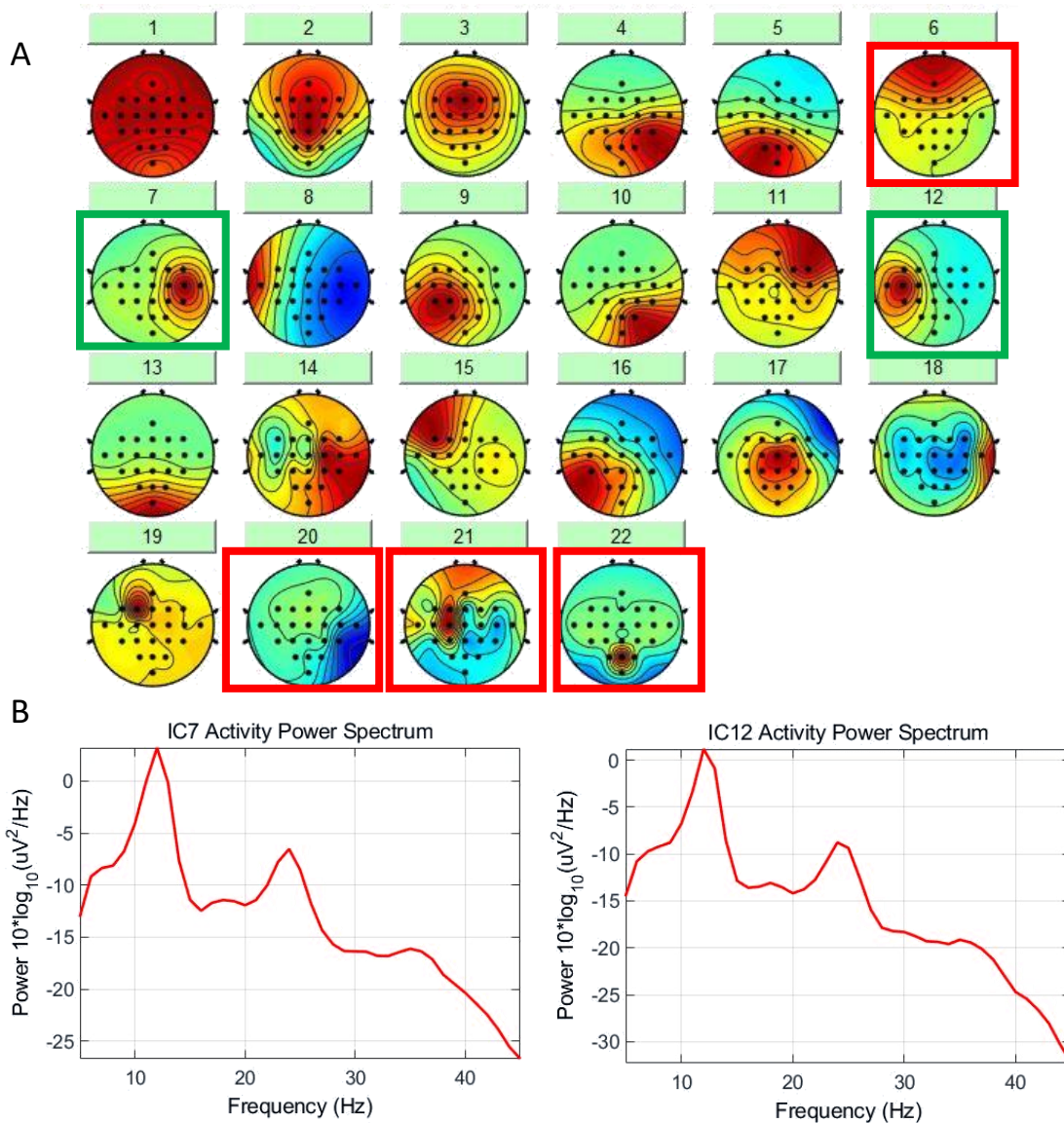


Figura 63. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 6. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 6 presenta una componente independiente para cada hemisferio con los picos característicos en la PSD. Otra componentes con proyección en C4 fue analizada (IC14) pero no poseían una PSD con estos picos.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

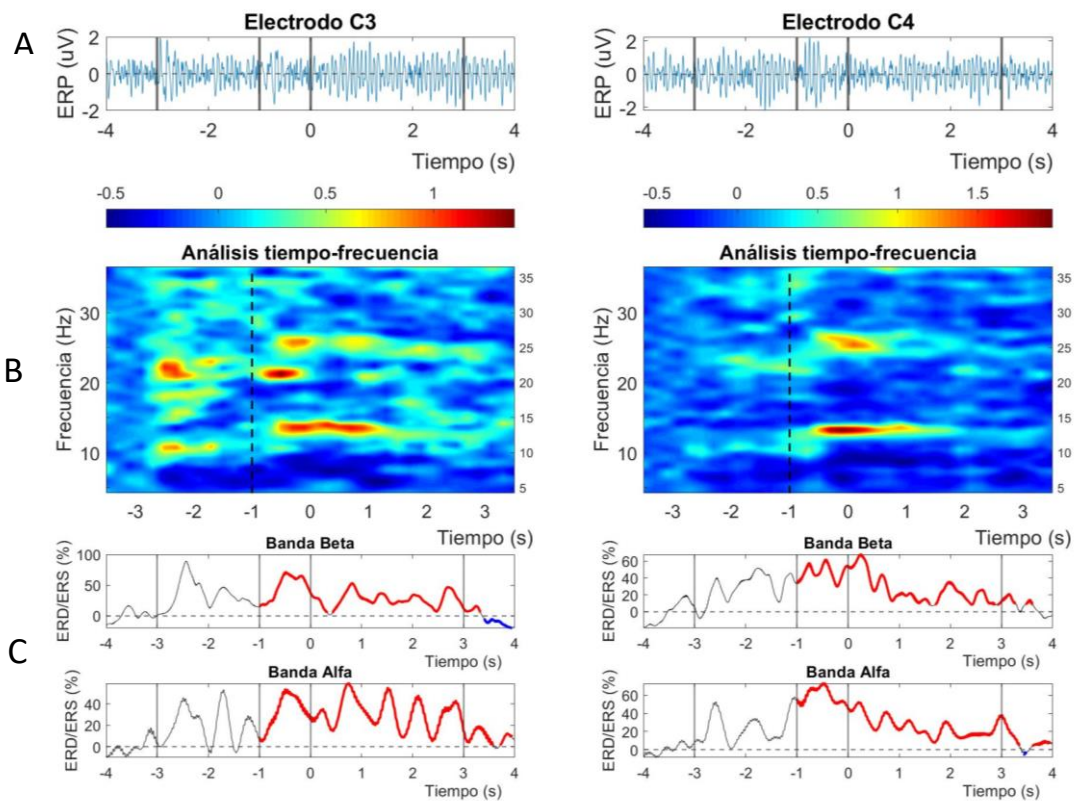


Figura 64. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Este sujeto presenta ERS en ambos hemisferios para ambas bandas. Estos ERS se prolongan desde que comienza el ensayo hasta medio segundo después de MI. En el caso de la banda beta en el hemisferio izquierdo, se aprecia un ERD posterior al ERS mencionado.

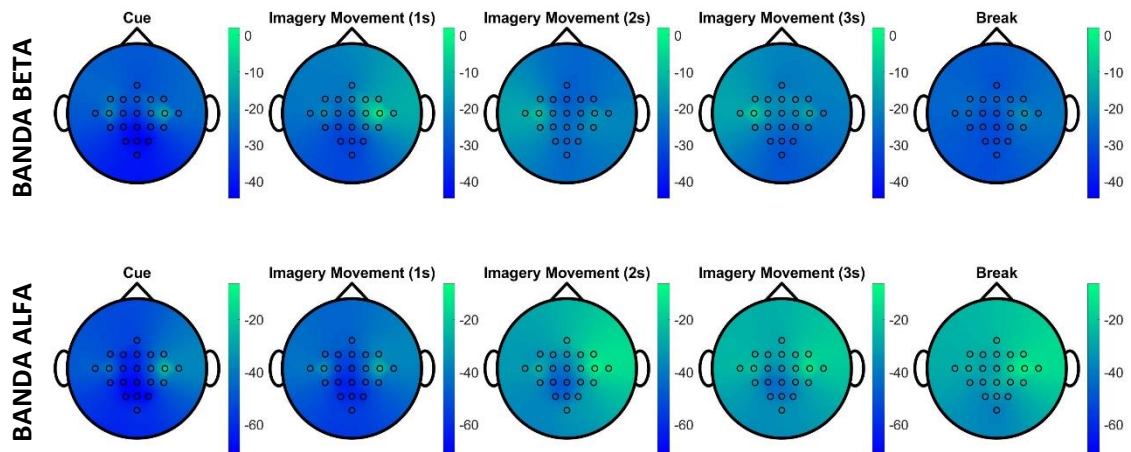


Figura 65. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 6 durante los segundos posteriores a la orden.

De manera similar a como ocurría para este mismo sujeto imaginando el movimiento de mano derecha, el sujeto 6 muestra un ERS en todo el ensayo en los electrodos C3 y C4 al mismo tiempo que un ERD menos intenso en estos mismos electrodos comparado con el resto en el segundo enfoque.

SUJETO 7

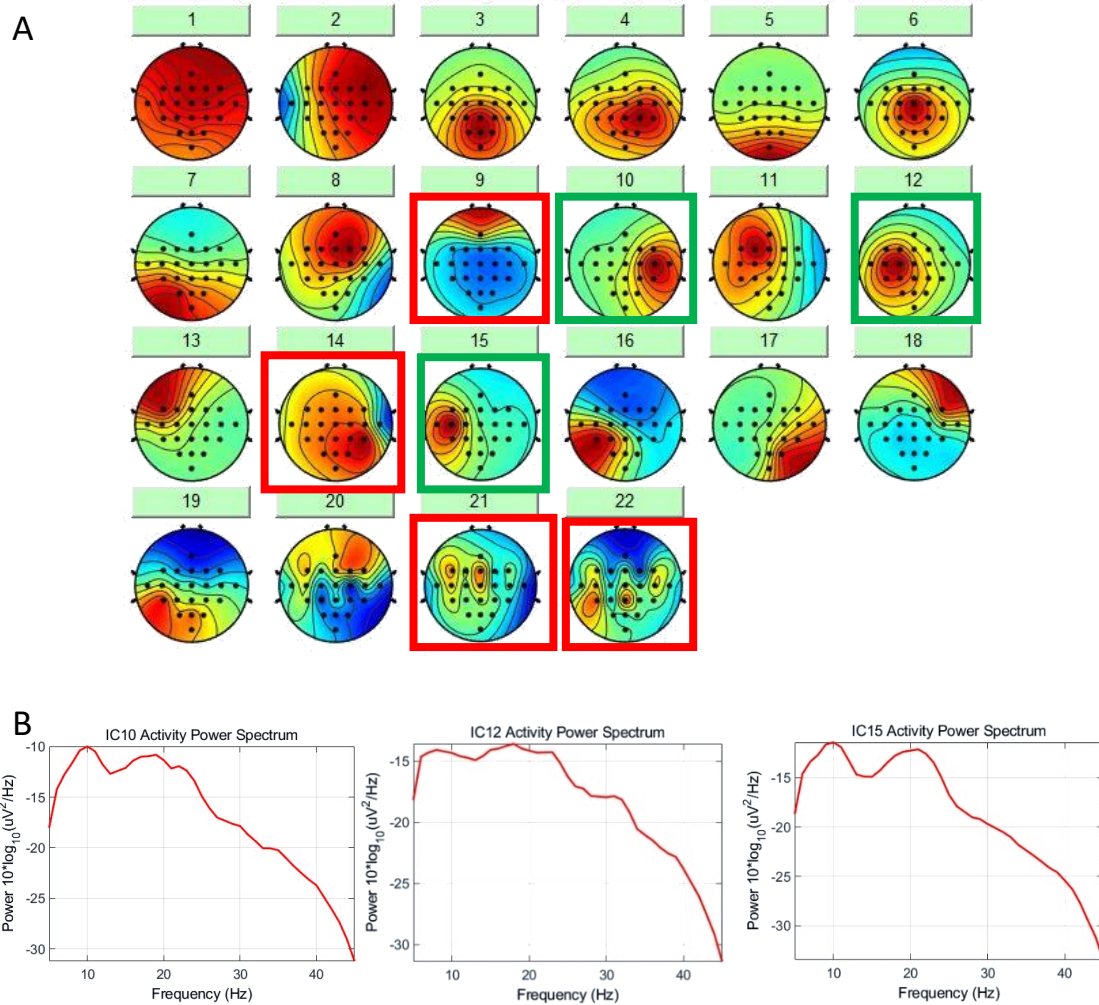


Figura 66. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 7. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

Como ya sucedió en el movimiento de mano derecha, los máximos que presentaban las PSDs de las componentes proyectadas en M1 en el sujeto 7 están suavizados comparados con los de los demás sujetos. Del mismo modo, se seleccionaron tres componentes para el estudio.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

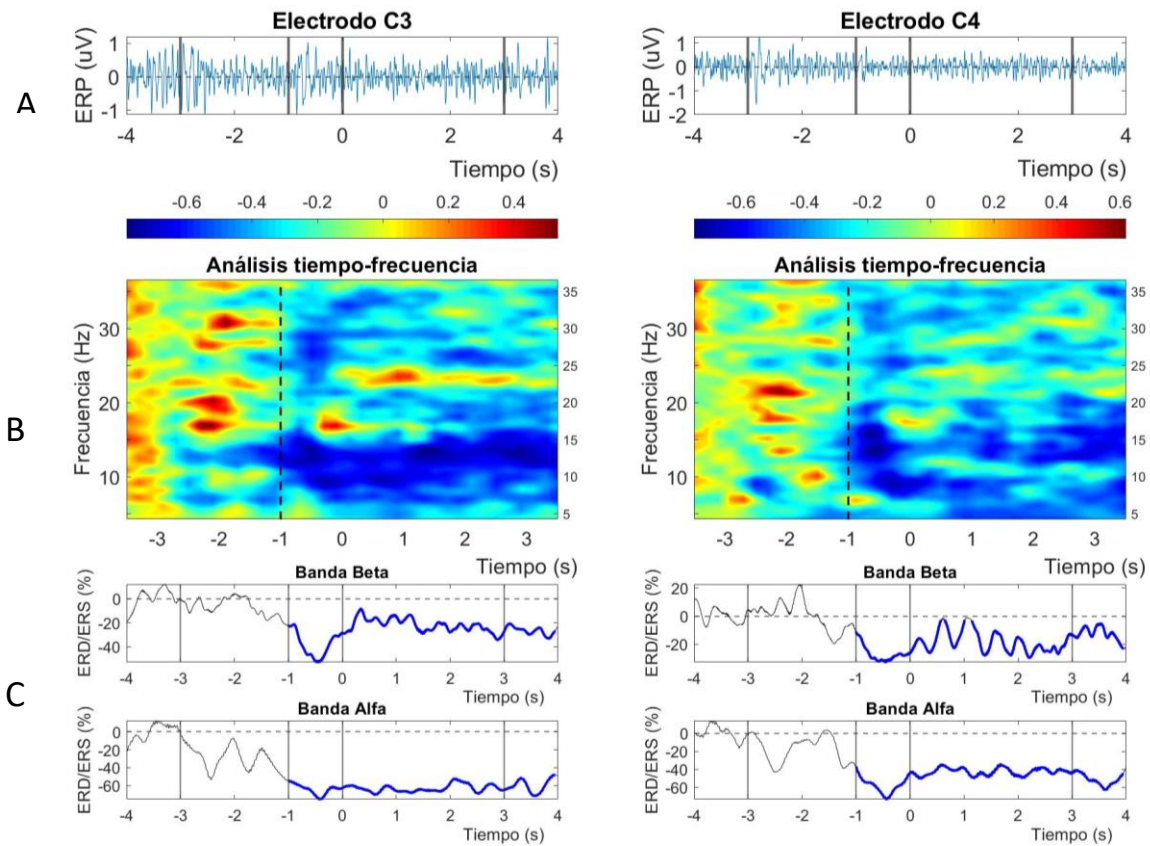


Figura 67. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Este sujeto presenta ERD en ambas bandas en ambos electrodos. Este ERD comienza nada más dar la orden y dura hasta un segundo después del tramo de MI.

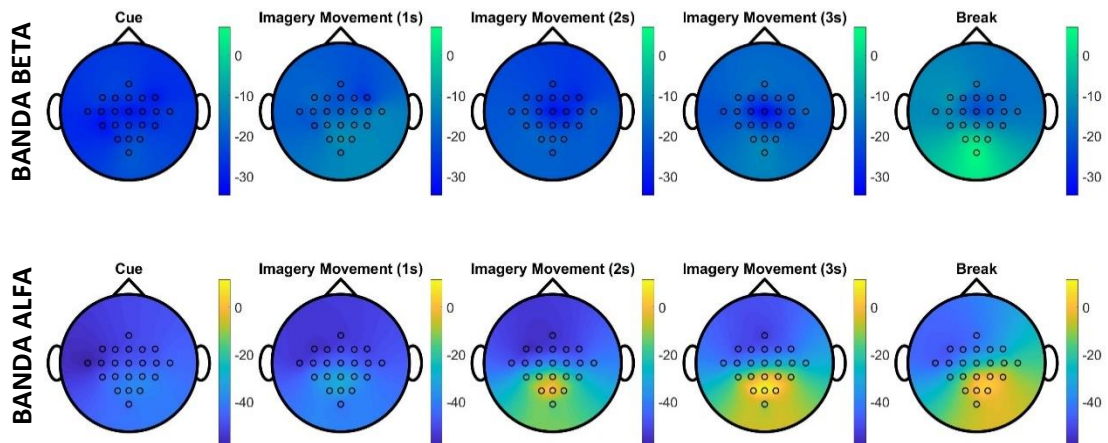


Figura 68. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 7 durante los segundos posteriores a la orden.

En la banda alfa, el sujeto 7 presenta un ERD con proyección frontal mientras no varía apenas su sincronización en las áreas de asociación heteromodal. En la banda beta, se observa un ERD más intenso en torno a Cz.

SUJETO 8

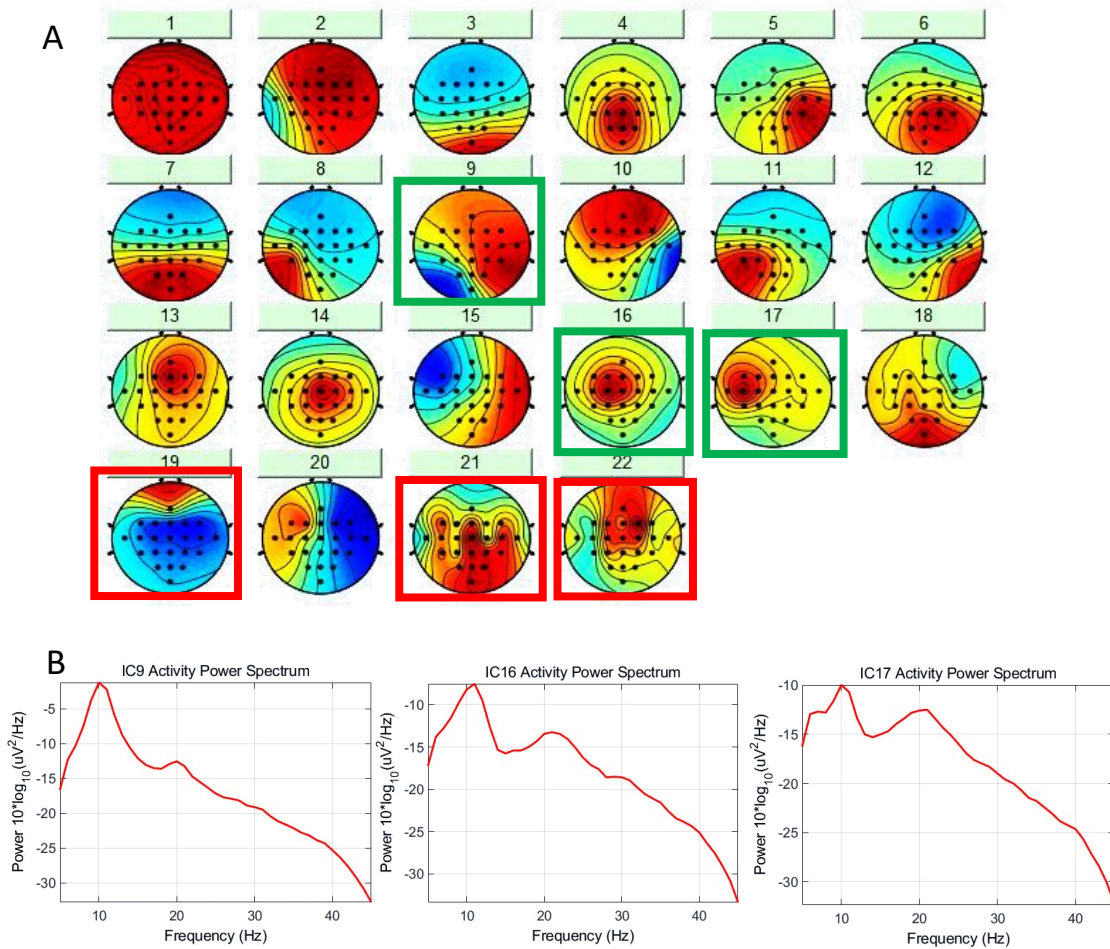


Figura 69. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 8. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 8 posee tres componentes asociadas a la actividad motora, como se observa en los picos de sus respectivas PSDs. Como sucedía para la mano derecha, una de las componentes (IC16) está centrada entre C3-C1. Otra particularidad es que la componente IC9 está desplazada ligeramente hacia el área posterior de la cabeza. La componente IC20, pese a poseer una proyección en C3, no presentaba una PSD asociada a actividad motora.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

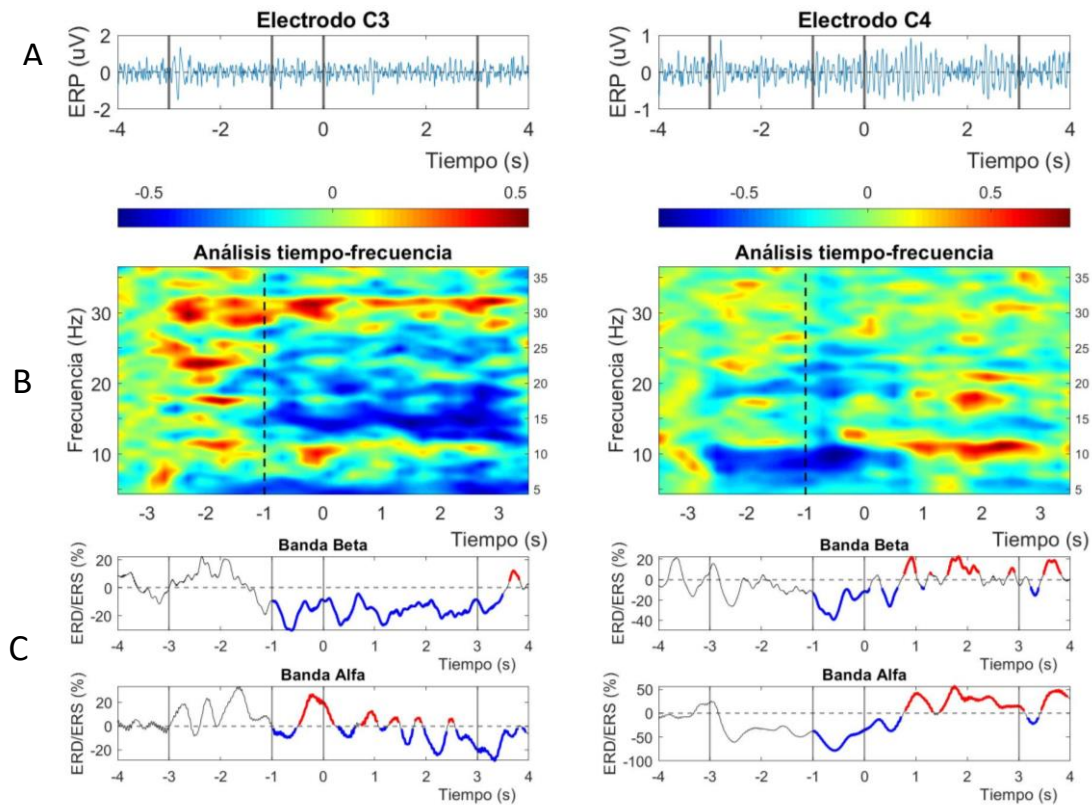


Figura 70. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

En el caso de la banda alfa de este sujeto, solo en el electrodo C4 se aprecia una diferencia significativa persistente en forma de ERS a partir del segundo 1, ya que en el electrodo C3 oscila durante todo el tramo de MI. En la banda beta sucede lo contrario, presentando un ERD en el electrodo C3 y nada concluyente en C4.

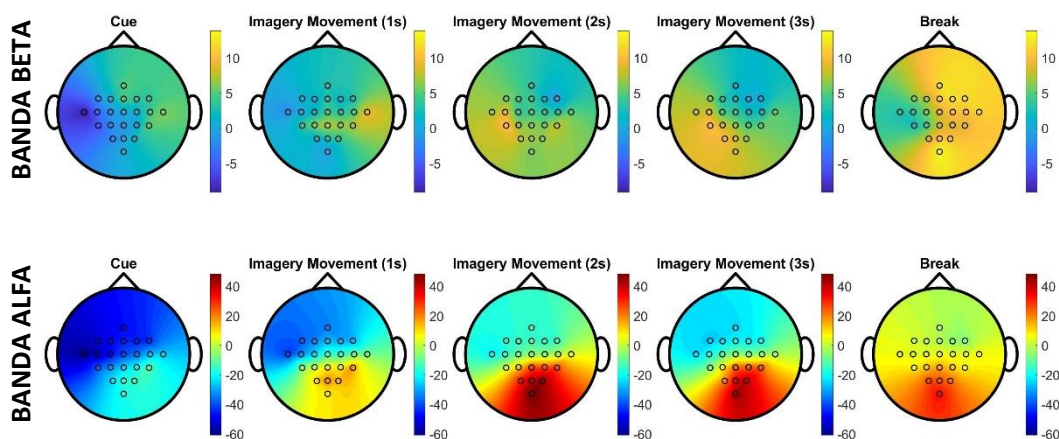


Figura 71. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 8 durante los segundos posteriores a la orden.

Este sujeto presenta en la banda alfa un ERS sobre las áreas de asociación heteromodal que se intensifica en MI. En la banda beta aparecen varios electrodos que presentan ERS a lo largo de todo el ensayo, pero sin mostrar ningún patrón claro.

SUJETO 9

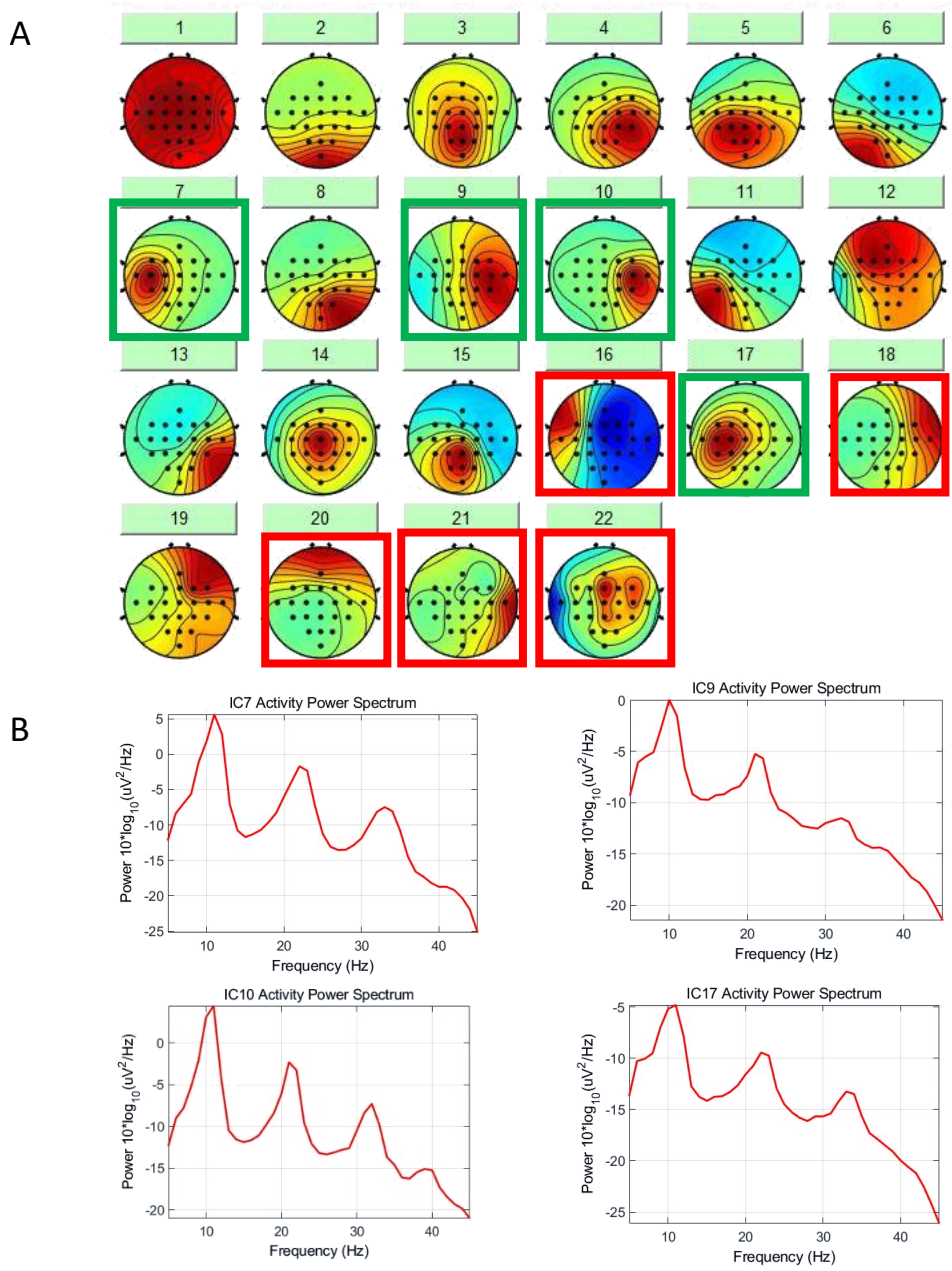


Figura 72. (A) Mapa topográfico de las componentes independientes obtenidas mediante EEGLAB del sujeto 9. Se marcan en rojo las consideradas como artefactos y, en verde, las correspondientes a la corteza motora. (B) PSDs de las componentes de la corteza motora primaria.

El sujeto 9, como ya sucedía en el movimiento de mano derecha, contiene cuatro componentes pertenecientes a M1 y asociadas a actividad motora. Las cuatro componentes presentan picos claros en alfa y beta.

Tras seleccionar tan solo estas componentes, se procedió a calcular el ERP, el análisis tiempo-frecuencia y la evolución temporal del ERD/ERS en las dos bandas de interés en los electrodos C3 y C4. Los resultados se muestran a continuación.

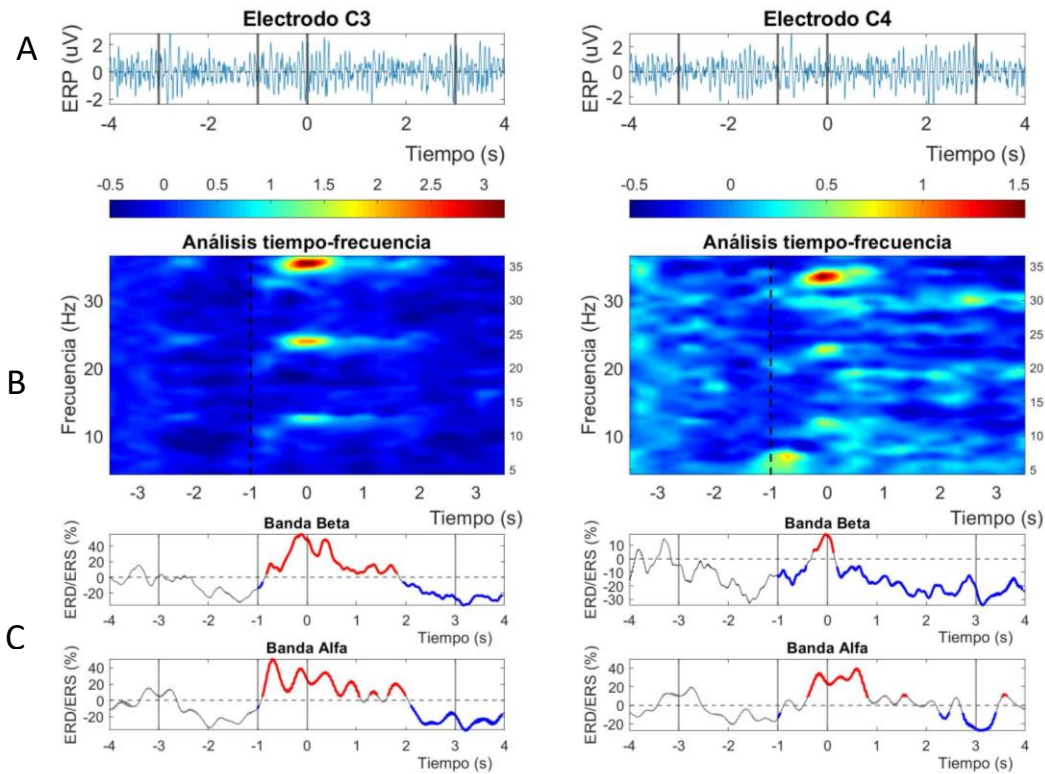


Figura 73. (A) ERPs de ambos electrodos. (B) Análisis tiempo-frecuencia. Se marca con una línea discontinua el momento de la orden ("Cue") previa a ejecutar el movimiento. (C) Evolución temporal del ERD/ERS. A partir de -1s ("Cue") se marcan en rojo los tramos con ERS estadísticamente significativo y en azul los tramos con ERD estadísticamente significativo.

Comparado al movimiento imaginario de mano derecha, el sujeto 9 presenta una pendiente nada más aparecer la orden en la pantalla, pero en forma de ERS para el movimiento de lengua. En el hemisferio izquierdo, este ERS perdura hasta el segundo 2 en ambas bandas, mientras que en el hemisferio derecho es más breve, presentando un ERD mayoritariamente en la banda beta.

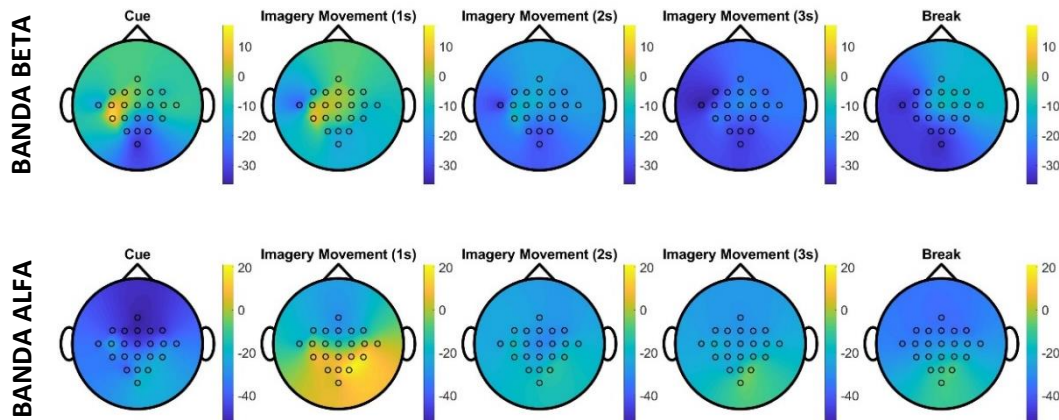


Figura 74. Mapas topográficos de las bandas alfa y beta correspondientes al movimiento de lengua del sujeto 9 durante los segundos posteriores a la orden.

Este sujeto comienza en la banda beta con un ERS intenso en el electrodo C3 que desaparece después del segundo 2 de MI. En la banda alfa, presenta un ERD intenso en el área frontal durante el tramo de Cue y un ERS en las áreas de asociación heteromodal y M1 durante el primer segundo de MI. No obstante, estos resultados solo se observan durante un segundo.

4.3 Resumen

- **MI MANO DERECHA**

En la Tabla 2 (banda alfa) y la Tabla 3 (banda beta) se recogen las medianas de cada uno de los segundos del ERD/ERS mostrado en el panel C de las figuras del primer enfoque incluidas en el apartado anterior. Se remarcan en color rojo los ERS y en azul los ERD estadísticamente significativos ($p < 0,001$). Se puede observar un predominio del ERD en la sección izquierda de ambas tablas, dedicada al electrodo C3. También se aprecian similitudes en el patrón de los colores de ambas tablas.

BANDA ALFA										
Sujeto	Electrodo C3					Electrodo C4				
	Cue	MI1	MI2	MI3	Break	Cue	MI1	MI2	MI3	Break
1	-30,0	-65,9	-60,6	-57,7	-50,0	-13,3	-46,3	-38,2	-27,2	-29,5
2	-14,5	5,3	20,1	46,1	50,7	17,7	67,5	54,4	84,7	46,5
3	-72,0	-87,1	-80,2	-80,9	-79,5	-24,7	-37,8	-41,5	-56,7	-60,5
4	-41,8	-25,0	-28,8	-12,3	7,3	24,7	34,4	1,0	9,5	10,9
5	-55,9	-63,7	-50,6	-20,4	-31,3	-55,9	-63,7	-50,6	-20,4	-31,3
6	37,6	22,5	25,0	15,3	10,1	66,6	31,8	21,0	34,3	19,2
7	-75,1	-76,5	-76,5	-72,3	-38,4	-62,2	-78,8	-76,1	-74,5	-62,6
8	-24,4	-31,5	-14,2	-19,2	-3,9	15,0	8,0	9,6	11,2	-13,2
9	-68,6	-40,6	-20,9	-25,3	-10,9	-27,2	-32,3	-39,4	-45,3	-33,0

Tabla 2. Mediana de los ERD/ERS (%) de la banda alfa en cada tramo de un segundo desde que se da la orden hasta el descanso para el movimiento imaginario de mano derecha en todos los sujetos.

BANDA BETA										
Sujeto	Electrodo C3					Electrodo C4				
	Cue	MI1	MI2	MI3	Break	Cue	MI1	MI2	MI3	Break
1	-41,1	-42,6	-43,2	-35,2	-15,1	-42,4	-38,7	-41,6	-37,0	-30,0
2	-13,7	23,8	28,6	38,2	67,6	20,7	31,3	42,4	26,0	3,6
3	-51,3	-64,4	-60,0	-61,5	-53,5	-32,6	-37,2	-38,6	-43,7	-43,2
4	-34,4	-13,1	-7,4	8,9	1,2	12,0	17,0	-12,6	18,7	-16,2
5	-61,2	-60,8	-28,4	-27,2	-13,6	-61,2	-60,8	-28,4	-27,2	-13,6
6	13,8	1,6	2,4	-12,9	-14,6	20,5	20,4	9,6	10,5	8,2
7	-75,2	-77,9	-78,6	-72,1	-19,4	-66,5	-66,9	-67,1	-64,7	-41,3
8	-41,4	-47,9	-42,7	-40,8	-13,0	0,7	-24,2	-18,5	-18,5	-6,3
9	-63,2	-33,4	-14,6	-24,0	-9,8	-11,1	-28,1	-29,8	-28,6	-21,2

Tabla 3. Mediana de los ERD/ERS (%) de la banda beta en cada tramo de un segundo desde que se da la orden hasta el descanso para el movimiento imaginario de mano derecha en todos los sujetos.

• **MI LENGUA**

Del mismo modo que para el MI de mano derecha, se recogen en la Tabla 4 y la Tabla 5 los valores de las medianas para cada segundo del ERD/ERS obtenidos mediante el primer enfoque. A diferencia del MI de mano derecha, los sujetos presentan una mayor variabilidad en términos de ERD o ERS a simple vista.

Sujeto	BANDA ALFA									
	Electrodo C3					Electrodo C4				
	Cue	MI1	MI2	MI3	Break	Cue	MI1	MI2	MI3	Break
1	66,4	216,4	161,9	73,3	21,7	74,6	170,7	177,7	87,5	18,8
2	-17,2	1,1	21,0	15,5	17,0	0,2	28,4	29,5	17,7	44,8
3	-18,6	-5,0	-9,7	-5,7	-20,4	-12,1	-8,3	-19,7	-13,1	-23,8
4	-12,9	-33,2	-27,0	-21,7	0,3	44,7	-8,4	-19,6	28,8	11,2
5	-62,6	-20,1	4,0	-22,6	-28,2	-62,6	-20,1	4,0	-22,6	-28,2
6	31,6	33,5	25,2	26,7	6,2	57,8	33,7	20,3	15,6	12,0
7	-63,8	-63,5	-65,7	-59,1	-61,4	-58,5	-42,6	-43,4	-43,7	-51,3
8	6,7	1,8	-3,6	-11,4	-13,1	-56,2	-20,1	23,6	18,7	15,0
9	29,3	18,6	7,7	-19,3	-27,4	6,4	22,8	3,6	-8,4	-6,0

Tabla 4. Mediana de los ERD/ERS (%) de la banda alfa en cada tramo de un segundo desde que se da la orden hasta el descanso para el movimiento imaginario de lengua en todos los sujetos.

Sujeto	BANDA BETA									
	Electrodo C3					Electrodo C4				
	Cue	MI1	MI2	MI3	Break	Cue	MI1	MI2	MI3	Break
1	-6,5	29,6	31,3	0,2	-17,9	-7,6	37,8	21,2	-5,5	-10,4
2	-7,5	-17,5	-9,0	2,1	-14,6	13,9	20,9	19,8	29,9	14,0
3	-18,6	-16,4	-13,8	-20,3	-20,2	-10,9	-8,7	-16,9	-12,9	-18,6
4	33,8	8,7	12,6	-4,1	-8,5	76,8	45,6	35,6	23,9	-16,2
5	-41,4	-23,0	-10,2	-41,8	-38,9	-41,4	-23,0	-10,2	-41,8	-38,9
6	42,6	24,4	26,8	27,8	-3,1	43,6	36,5	16,5	16,6	1,8
7	-38,2	-19,8	-22,0	-27,0	-26,9	-28,5	-17,9	-14,4	-23,2	-13,3
8	-18,5	-13,9	-16,1	-18,5	-5,2	-22,6	-6,9	2,9	2,5	1,4
9	22,0	24,4	7,8	-19,6	-27,7	-5,6	-10,8	-19,9	-22,0	-28,1

Tabla 5. Mediana de los ERD/ERS (%) de la banda beta en cada tramo de un segundo desde que se da la orden hasta el descanso para el movimiento imaginario de mano derecha en todos los sujetos.

CAPÍTULO 5. DISCUSIÓN

5.1 Estudio de las componentes en M1 asociadas a la actividad motora

5.1.1 *Desincronización en el hemisferio contralateral durante el MI de mano derecha*

A primera vista se puede observar que la mayoría de los sujetos presentan una desincronización de ambas bandas en el hemisferio contralateral (electrodo C3) de la mayoría de los sujetos. Tan solo los sujetos 2 y 6 no se ajustan a esta afirmación y serán discutidos más adelante. Esta desincronización está desencadenada por la orden que indica qué movimiento debe realizar el sujeto en cada ensayo (a excepción del sujeto 5, cuyo ERD en la banda alfa comienza desde el principio del ensayo, con el pitido y la aparición de la cruz de fijación). Además, la desincronización de la banda alfa persiste más de medio segundo en cuatro de los siete sujetos que presentan un ERD en este electrodo para este movimiento. No obstante, esta extensión de la desincronización podría deberse al tiempo de reacción del paciente, por lo que un estudio más minucioso de los sujetos sería necesario para sacar conclusiones respecto a este resultado. Pese a esto, se puede asegurar que los resultados obtenidos coinciden con los que estudios similares muestran para los eventos que suceden en el hemisferio contralateral durante el MI de mano derecha [42], [53], [56], [57], [70].

El sujeto 5, además de ser el único cuyo ERD comienza desde el principio del ensayo, tiene la particularidad de poseer solo una componente relacionada con la actividad motora (Figura 33). Dicha componente presenta picos en alfa y beta, como era de esperar en un MI, por lo que los resultados no deberían diferir respecto a los de los demás sujetos. Observando la evolución temporal del ERD de este sujeto (Figura 34), pese a que el ERD comience a partir del segundo -3, se aprecia un ligero aumento de la sincronización dando lugar a un máximo relativo justo antes del segundo -1 (instantes previos a dar la orden). Tras la orden, la curva del ERD vuelve a descender ligeramente, por lo que podemos deducir que sí aparece una desincronización por el MI en este sujeto. La desincronización producida en los segundos anteriores a la orden requeriría un mayor estudio del sujeto 5.

Los sujetos 2 y 6 son los únicos que presentan una sincronización en el tramo de MI. En el caso del sujeto 2, un resultado anómalo no era de extrañar debido a que sus PSDs no se ajustaban correctamente al patrón que cabría esperar para un MI, tal y como se ha mencionado ya anteriormente en el análisis particular de este sujeto (Figura 24). Por otro lado, la estructura de la PSD de ambas componentes del sujeto 6 sí coinciden con el patrón que se espera. No obstante, como sucedía en el sujeto 5, es el pitido y la cruz de fijación los que desencadenan el ERPV, aunque para este sujeto sea en forma de ERS (Figura 37). Si volvemos a centrarnos en los instantes previos a recibir la orden, observaremos que existe un máximo que es interrumpido en el tramo de *Cue*, donde el grado de sincronización desciende. Por lo tanto, podemos deducir que, como sucedía en el sujeto 5, este sujeto presenta una desincronización respecto al tramo de FC, que es desencadenada por el MI. Podemos concluir entonces que ocho de los nueve sujetos presentan una desincronización en el hemisferio contralateral debida a la imaginación del movimiento de mano derecha.

5.1.2 (De)sincronización en el hemisferio ipsilateral durante el MI de mano derecha

Además de las componentes asociadas a la actividad motora que se encuentran en el hemisferio contralateral, en todos los sujetos menos uno (sujeto 5) aparece como mínimo una componente en el hemisferio ipsilateral.

En total, considerando tan solo los pacientes que poseen como mínimo una componente para cada hemisferio, cuatro⁷ de ocho sujetos presentan un ERS para la banda alfa (Tabla 2). Para la banda beta, los mismos sujetos presentan un ERS en este hemisferio, a excepción del sujeto 8 (Tabla 3). No obstante, podemos observar que la desincronización que presenta este sujeto es de menor intensidad comparado con los demás sujetos que también presentan ERD, además de no poseer un ERD estadísticamente significativo en los tramos de *Cue* y *Break* como sí sucede en los demás sujetos. Por lo tanto, podríamos deducir que las sincronizaciones o desincronizaciones que suceden en las bandas alfa y beta en este hemisferio están estrechamente relacionadas.

Los resultados obtenidos son los que cabría esperar para la imaginación del movimiento de mano derecha, como se ha observado anteriormente en varios estudios [52], [70].

5.1.3 (De)sincronización en ambos hemisferios durante el MI de lengua

En el movimiento de lengua se han obtenido sincronizaciones y desincronizaciones en ambas bandas de frecuencias y en ambos hemisferios, sin mostrar un patrón claro como sucedía en el caso de las desincronizaciones del hemisferio contralateral en el movimiento de mano derecha. En la banda alfa, tres casos (sujetos 1, 2 y 6) han presentado un ERS que se prolongue durante todo el tramo de MI en ambos hemisferios y solo dos (sujetos 3 y 7) han presentado un ERD en esos mismos tramos completos. Los cuatro sujetos restantes presentan simultáneamente sincronizaciones que se ven interrumpidas por desincronizaciones y viceversa en ambos hemisferios. En la banda beta, estas interrupciones también acontecen (sujetos 1, 2, 4, 8 y 9), dando lugar a tres sujetos que presentan ERD completamente para ambos hemisferios (sujetos 3, 5 y 7) y un único sujeto con un ERS completo (sujeto 6). La posible aparición tanto de una sincronización como de una desincronización en cualquiera de los dos hemisferios ya se había reportado anteriormente [56], [57], [65]. Cabe destacar que ningún paciente presenta una sincronización completa en uno de los hemisferios a la vez que una desincronización completa en el hemisferio contrario, lo que reduce la diferencia entre los ERPVs de ambos hemisferios.

También existe para el movimiento de lengua cierta relación entre ambas bandas. Los sujetos en los que predomina la desincronización en la banda alfa (sujetos 3, 5 y 7) son los mismos pacientes que presentaban una desincronización de la banda beta en el tramo completo de MI. Del mismo modo sucede con la sincronización en el sujeto 6.

Existen algunos sujetos que presentan casos particulares. Se puede observar que en los sujetos 3 y 5 se desencadena una desincronización nada más comenzar el ensayo. No obstante, esta vez en el caso del sujeto 5, dicho ERD se interrumpe por un ERS en torno al segundo 1. Si comparamos con el tramo

⁷ Tres si consideramos la normalización respecto al tramo de *Fixation Cross* para el sujeto 6, como se ha explicado en el apartado anterior

de FC como con el sujeto 6 en el movimiento de lengua, podemos considerar que en el sujeto 5 la orden desencadena un ERS. En el sujeto 6 también aparecen sincronizaciones con la aparición de FC, pero estas sincronizaciones ceden justo antes que se el sujeto reciba la orden.

5.1.4 Comparación entre los movimientos imaginarios de mano derecha y lengua

Existen ciertas similitudes entre la imaginación de ambos movimientos que permite reducir la variabilidad intrasujeto. La primera de ellas se encuentra en las componentes independientes relacionadas con la actividad motora de cada sujeto para ambos movimientos. Por un lado, el número de componentes extraídas para ambos movimientos coincide en la mayoría de los casos y en el resto la diferencia es en un único componente, como se observa en la Tabla 6. Además, la forma de la PSD de dichas componentes es similar para ambos movimientos. Esto último se aprecia especialmente en los casos más característicos, como en los casos anómalos del sujeto 2 (Figura 24 y Figura 51), los picos de la misma amplitud en el sujeto 4 (Figura 30 y Figura 57) o los picos achatados del sujeto 7 (Figura 39 y Figura 66). La similitud entre las PSDs de las componentes de la corteza motora de un mismo sujeto para dos movimientos diferentes no se había reportado anteriormente.

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3	Sujeto 4	Sujeto 5	Sujeto 6	Sujeto 7	Sujeto 8	Sujeto 9
Mano derecha	3	2	2	2	1	2	2	3	4
Lengua	2	2	3	2	1	2	3	3	4

Tabla 6. Número de componentes independientes identificadas en la corteza motora primaria y asociadas a dicha actividad en cada sujeto para los movimientos de mano derecha y lengua. Se encuentran sombreados los sujetos en los que el número de componentes extraídas coincide.

En las curvas que representan la evolución temporal del ERD/ERS también se aprecian varias similitudes entre ambos movimientos en algunos de los sujetos. En los sujetos 5 y 6 aparece el ERPV justo al comenzar el ensayo, como ya se ha explicado anteriormente, y sucede en ambos movimientos. El sujeto 9 se caracterizaba por poseer un mínimo absoluto (ERD) justo después de recibir la orden del movimiento de mano derecha (Figura 46). En lengua, sucede lo mismo para este sujeto, pero en forma de máximo (ERS), que después se ve atenuado (Figura 73).

Haciendo referencia a las tablas de resultados de MI de mano derecha (Tabla 2 y Tabla 3) y MI de lengua (Tabla 4 y Tabla 5), se puede observar a simple vista que imaginar el movimiento de lengua provoca una mayor sincronización (o una menor desincronización) de ambas bandas que el movimiento de mano derecha en todos los sujetos, salvo el sujeto 2 que, como ya se ha explicado, posee varias anomalías. En [57] se reportó que la media del ERD/ERS para el MI de lengua era superior a la del MI de mano derecha. Este resultado era de esperar puesto que el MI de mano derecha muestra casi en la totalidad de los sujetos un ERD en el hemisferio contralateral mientras que en MI de lengua pueden aparecer tanto ERD como ERS.

5.2 Estudio de todas las componentes asociadas a la actividad cerebral

A la hora de examinar las componentes en búsqueda de las que corresponden a interferencias o artefactos para ser eliminadas, se ha observado que algunas de las componentes se repiten en varios de los sujetos y para ambos movimientos. Las componentes que se repiten en la mayoría de los casos son las asociadas a la corteza motora secundaria, que se encuentra proyectada en torno a los electrodos FC5-FC3 para el hemisferio izquierdo y FC4-FC6 para el hemisferio derecho, y las áreas de asociación heteromodal, que se encuentran en torno a los electrodos CP3 y CP4 para los hemisferios izquierdo y derecho respectivamente. En la Figura 48 se pueden observar ejemplos de componentes asociadas a ambas áreas: IC5 e IC8 corresponden al área motora secundaria, e IC1 e IC4 corresponden a áreas de asociación heteromodal. El resultado de proyectar en el mapa topográfico estas componentes junto con otras también de origen cerebral pero menos comunes se encuentra en el CAPÍTULO 4 para cada sujeto. A continuación, se discuten los resultados obtenidos.

Analizando todos los sujetos para el MI de mano derecha, se puede apreciar que predomina la desincronización de ambas bandas en toda la superficie de la corteza cerebral cubierta por los electrodos durante los 4 segundos después de recibir la orden. Esto sucede independientemente de si el sujeto presentaba un ERD o un ERS en la componente de la corteza motora primaria. No obstante, puede provocar que la desincronización en los electrodos C3 y/o C4 sea menor que en el resto de la superficie, como ocurre en el sujeto 6 (Figura 38), que presentaba un ERS en el estudio anterior.

Además, se puede apreciar en la banda alfa que la desincronización que aparece en toda la corteza cerebral se atenúa a lo largo del tramo de imaginación del movimiento, dando lugar incluso a una sincronización en el sujeto 4 (Figura 32). El único sujeto en el que esto no sucede es el 5, ya que comienza con un ERS a lo largo de toda la superficie en el tramo de *Cue* (Figura 35). En la banda beta no se aprecia ningún patrón similar.

Por otro lado, en el MI de lengua se pueden encontrar más sincronizaciones que para el movimiento de mano derecha, pese a que siga siendo más común el ERD. Estas sincronizaciones aparecen en tramos concretos del ensayo, siendo extraño que persistan en un mismo electrodo durante los cuatro segundos del estudio. Por lo tanto, se puede deducir que la actividad motora conlleva principalmente una desincronización. Sin embargo, cabe destacar que en la banda alfa durante la imaginación de este movimiento se aprecia un patrón que se repite en ocho de los nueve sujetos. Se trata de una disminución de la desincronización durante los segundos de MI en torno al electrodo CPz, situado entre las áreas de asociación intermodal. Esta menor desincronización se traduce en algunos casos en una sincronización frente al tramo de descanso previo al ensayo, como sucede en los sujetos 4 (Figura 59), 5 (Figura 62) y 8 (Figura 71). Este suceso demuestra la importancia que tiene la asociación heteromodal en el estudio, como era de esperar según lo explicado en el apartado 1.3.2 y considerando que la respuesta motora en este estudio sucede debido a un estímulo visual. Pese a que ya era conocida la participación de estas áreas de Brodmann en los estudios donde los sujetos realizan un movimiento a raíz de una orden visual, estos resultados no se habían reportado previamente ya que el uso del parámetro ERD/ERS se había limitado hasta ahora para estudiar la actividad motora exclusivamente.

Si se comparan los mapas de ambos movimientos para cada sujeto, se pueden encontrar varias relaciones intrasujeto. La mayor similitud se encuentra en el sujeto 6, que presenta los mismos mapas topográficos para ambos movimientos en ambas bandas. Sin embargo, también se pueden encontrar otras relaciones de menor importancia. Por ejemplo, tanto el sujeto 1 como el 7 presentan una mayor

desincronización en la banda beta alrededor de Cz en ambos movimientos. Además, el sujeto 7 y el sujeto 2 poseen en la banda alfa un ERD más intenso en el área frontal de la cabeza. Por último, la lateralización del ERS en el sujeto 4 también se aprecia en ambos movimientos.

CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

En este trabajo se han analizado las señales correspondientes a los movimientos imaginarios de mano derecha y lengua con la intención de extraer conclusiones para la futura elaboración de un sistema de neurorehabilitación para la disfagia mediante *neurofeedback*. El estudio se ha realizado desde dos enfoques distintos: primero analizando únicamente las componentes independientes de la corteza motora primaria asociadas a la imaginación de los movimientos y posteriormente, todas las componentes de origen cerebral.

Gracias al primer enfoque se ha podido observar que todos los sujetos presentan una sincronización o desincronización en las bandas alfa y beta debida a la imaginación del movimiento de lengua. Estas (de)sincronizaciones han quedado claramente de manifiesto a partir del parámetro calculado ERD/ERS, lo que demuestra la utilidad que podría tener la extracción de este parámetro a la hora de desarrollar una interfaz cerebro-computadora. Además, los resultados obtenidos reflejan que, debido al movimiento imaginario de lengua, puede aparecer tanto un ERD como un ERS. Esta variabilidad intersujeto refuerza la necesidad e importancia de que las interfaces cerebro-computadora deben personalizarse y adaptarse para cada paciente que se encuentre en neurorehabilitación de la disfagia, ya que es imposible seguir una estandarización.

Por otro lado, estudiar el movimiento imaginario de mano derecha, que en un principio tenía como objetivo comprobar la correcta obtención de los datos, ha permitido establecer ciertas relaciones intrasujeto a la hora de imaginar movimientos diferentes. La existencia de estas relaciones es interesante a la hora de desarrollar un sistema de neurorehabilitación de la disfagia puesto que el proceso deglutorio no está compuesto únicamente por el movimiento de lengua. Aparte de las relaciones características que existen en algunos de los sujetos, se ha demostrado que el número de componentes independientes en M1 asociadas a la actividad motora es similar para ambos movimientos. No obstante, pese a que se haya podido extraer información que refleje la variabilidad entre los dos movimientos, no se puede asegurar la variabilidad temporal que pueda haber en cada sujeto individualmente.

Extendiendo el estudio a todas las componentes independientes de origen cerebral para el segundo enfoque, ha quedado de manifiesto que las componentes proyectadas en la corteza motora secundaria y las áreas de asociación heteromodal también están presentes en la mayoría de los sujetos y para los dos movimientos. Además, los mapas topográficos representados a partir de la proyección de todas estas componentes han mostrado un patrón de sincronización en las áreas de asociación heteromodal en el movimiento imaginario de lengua. Por lo tanto, se puede deducir que un estudio sobre los patrones de conectividad de las distintas áreas durante la imaginación del movimiento de lengua podría aportar nueva información de interés.

Por último, en los resultados obtenidos a partir del segundo enfoque se observa que, al mantener todas las componentes de origen cerebral, estas camuflan el resultado que se había obtenido gracias al primer enfoque. Por lo tanto, se ha demostrado que el análisis de componentes independientes (ICA) es una potente herramienta en el preprocesado de las señales que podría ser de gran utilidad en la elaboración de una interfaz cerebro-computadora.

CAPÍTULO 7. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

El Trabajo de Fin de Grado ha estado sujeto a varias limitaciones durante todo su desarrollo. Debido a estas limitaciones, el TFG ha tenido que sufrir cambios para adaptarse a la situación, que lo han reorientado varias veces hasta culminar en el estudio que se ha reflejado en este documento. Por esta razón, es conveniente destacar dichas limitaciones:

- Debido a la situación internacional que ha acontecido en el año 2020 a causa de la pandemia producida por el virus SARS-CoV-2, se ha restringido cualquier toma de contacto físico en el ámbito académico. Esto obligó a reestructurar un TFG que, originalmente, poseía una parte experimental con mucho peso basada en la adquisición propia de señales de EEG durante la deglución real para su posterior estudio.
- Debido al primer punto, fue necesario buscar una base de datos externa que poder analizar. No obstante, el número de bases de datos que contengan señales tomadas durante la deglución es muy limitado y no se pudo conseguir ninguna, forzando a limitar el estudio a una base de datos de movimientos imaginarios de lengua y con un número de sujetos reducido.
- Por último, debido a las varias reestructuraciones que ha sufrido el Trabajo, otro factor limitante ha sido el tiempo para poder desarrollarlo. Si no se hubiera invertido tiempo en aspectos de la investigación que al final no se han podido desarrollar, el Trabajo actual podría haber sido extendido, abarcando por ejemplo estudios sobre la conectividad cerebral o la variabilidad temporal intrasujeto. En todo caso han contribuido a la formación global, aunque no hayan podido recogerse específicamente en este documento.

Pese a estas limitaciones, se ha podido acabar desarrollando un trabajo de investigación exitoso que abre las puertas a nuevas líneas de investigación y ofrece una base que puede reforzar la realización del trabajo original cuando ya no existan las limitaciones mencionadas. Estas posibles líneas de investigación son:

- Adquirir una base de datos propia empleando un paradigma basado en la deglución y que permita extraer la información que se considere de interés. Este paradigma puede variar las texturas en el bolo y sus volúmenes para ver cómo afecta en la deglución.
- Extender el estudio de las señales a los patrones de conectividad de la corteza cerebral.
- Combinar el análisis de las señales cerebrales con las musculares que se podrían obtener durante la deglución.
- Estudiar la variabilidad temporal que presentan los sujetos a la hora de realizar un mismo movimiento.
- Extender el análisis a sujetos que presenten disfagia para poder realizar una comparación con los sujetos sanos.

Por último, cabe recordar que el fin último de todas estas líneas de investigación es desarrollar un sistema que emplee el *neurofeedback* para ayudar en la rehabilitación de los pacientes que padecen disfagia. Todas las líneas de investigación mencionadas anteriormente tienen que estar enfocadas a lograr esta meta.

CAPÍTULO 8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Malandraki and J. Robbins, "Dysphagia," *Handb. Clin. Neurol.*, vol. 110, pp. 255–271, 2013.
- [2] K. Matsuo and J. B. Palmer, "Anatomy and Physiology of Feeding and Swallowing: Normal and Abnormal," *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, vol. 19, no. 4, pp. 691–707, Nov. 2008.
- [3] G. H. RAMSEY, J. S. WATSON, R. GRAMIAK, and S. A. WEINBERG, "Cinefluorographic analysis of the mechanism of swallowing," *Radiology*, vol. 64, no. 4, pp. 498–518, 1955.
- [4] W. J. Dodds, "Dysphagia The Physiology of Swallowing," *Signals*, vol. 178, pp. 171–178, 1989.
- [5] R. Graña, "Función de la faringe - Como Funciona Que." [Online]. Available: <https://comofuncionaque.com/funcion-de-la-faringe/>. [Accessed: 22-Jul-2020].
- [6] "El papel de la Logopedia en la Disfagia - Allum." [Online]. Available: <https://allumelx.com/el-papel-de-la-logopedia-en-la-disfagia/>. [Accessed: 22-Jul-2020].
- [7] "Fases de la deglución. Fase oral, fase faringea y fase esofágica." [Online]. Available: <https://neurorhb.com/blog-dano-cerebral/la-deglucion/>. [Accessed: 22-Jul-2020].
- [8] I. Santacruz *et al.*, "Disfagia. Guías y cascadas mundiales.," *Guías Mundiales la Organ. Mund. Gastroenterol.*, vol. 1, no. 1, pp. 55–72, 2014.
- [9] P. Clavé and R. Shaker, "Dysphagia: Current reality and scope of the problem," *Nat. Rev. Gastroenterol. Hepatol.*, vol. 12, no. 5, pp. 259–270, 2015.
- [10] I. R. Odderson, J. C. Keaton, and B. S. McKenna, "Swallow management in patients on an acute stroke pathway: Quality is cost effective," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 76, no. 12, pp. 1130–1133, 1995.
- [11] J. Á. Hernández, *DISFAGIA OROFARÍNGEA: Soluciones multidisciplinarias*. 2018.
- [12] C. Rojas Jiménez, A. I. Corregidor Sánchez, and C. Gutiérrez Bezón, "Situaciones clínicas mas relevantes. Disfagia," *Tratado Geriatria para Resid.*, pp. 545–553, 2007.
- [13] J. A. Logemann, "Evaluation and Treatment of Swallowing Disorders," *Am. J. Speech-Language Pathol.*, vol. 3, no. 3, pp. 41–44, Sep. 1994.
- [14] J. Robbins, J. W. Hamilton, G. L. Lof, and G. B. Kempster, "Oropharyngeal swallowing in normal adults of different ages," *Gastroenterology*, vol. 103, no. 3, pp. 823–829, 1992.
- [15] D. M. Ney, J. M. Weiss, A. J. H. Kind, and J. Robbins, "Senescent Swallowing: Impact, Strategies, and Interventions," *Nutr. Clin. Pract.*, vol. 24, no. 3, pp. 395–413, Jun. 2009.
- [16] "La población mayor de 65 años alcanza un máximo histórico..." [Online]. Available: https://www.65ymas.com/sociedad/la-poblacion-mayor-de-65-anos-alcanza-un-maximo-historico-de-19-4_5206_102.html. [Accessed: 15-Aug-2020].
- [17] "NHDS - National Hospital Discharge Survey Homepage." [Online]. Available: <https://www.cdc.gov/nchs/nhds/index.htm>. [Accessed: 15-Aug-2020].
- [18] M. P. Vila *et al.*, "The burden of hospital malnutrition in Spain: Methods and development of the PREDyCES® study," *Nutr. Hosp.*, vol. 25, no. 6, pp. 1020–1024, 2010.
- [19] K. L. Wallace, S. Middleton, and I. J. Cook, "Development and validation of a self-report symptom inventory to assess the severity of oral-pharyngeal dysphagia," *Gastroenterology*, vol. 118, no. 4, pp. 678–687, 2000.

- [20] I. Méndez Sánchez, M. López Vega, and Á. Pérez Aisa, "Disfagia orofaríngea. Algoritmo y técnicas diagnósticas.," *Rev. andaluza Patol. Dig.*, vol. 40, no. 3, pp. 132–140, 2017.
- [21] J. A. Logemann, "Swallowing disorders," *Best Pract. Res. Clin. Gastroenterol.*, vol. 21, no. 4, pp. 563–573, 2007.
- [22] J. A. Robbins *et al.*, "The Effects of Lingual Exercise in Stroke Patients With Dysphagia," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 88, no. 2, pp. 150–158, 2007.
- [23] R. Shaker *et al.*, "Augmentation of deglutitive upper esophageal sphincter opening in the elderly by exercise," *Am. J. Physiol. - Gastrointest. Liver Physiol.*, vol. 272, no. 6 35-6, pp. 1518–1522, 1997.
- [24] J. C. Rosenbek, E. B. Roecker, J. L. Wood, and J. A. Robbins, "Thermal application reduces the duration of stage transition in dysphagia after stroke," *Dysphagia*, vol. 11, no. 4, pp. 225–233, 1996.
- [25] G. de Lama Lazzara, C. Lazarus, and J. A. Logemann, "Impact of thermal stimulation on the triggering of the swallowing reflex," *Dysphagia*, vol. 1, no. 2, pp. 73–77, 1986.
- [26] K. F. Sciortino, J. M. Liss, J. L. Case, K. G. M. Gerritsen, and R. C. Katz, "Effects of mechanical, cold, gustatory, and combined stimulation to the human anterior faucial pillars," *Dysphagia*, vol. 18, no. 1, pp. 16–26, 2003.
- [27] P. M. Palmer, T. M. McCulloch, D. Jaffe, and A. T. Neel, "Effects of a sour bolus on the intramuscular electromyographic (EMG) activity of muscles in the submental region," *Dysphagia*, vol. 20, no. 3, pp. 210–217, 2005.
- [28] C. A. Pelletier and H. T. Lawless, "Effect of citric acid and citric acid-sucrose mixtures on swallowing in neurogenic oropharyngeal dysphagia," *Dysphagia*, vol. 18, no. 4, pp. 231–241, 2003.
- [29] "Unidad didáctica 3: El encéfalo y los nervios craneales - Contenidos didácticos de la Licenciatura en Enfermería y Obstetricia - Universidad de Guanajuato." [Online]. Available: <https://blogs.ugto.mx/enfermeriaenlinea/unidad-didactica-3-el-encefalo-y-los-nervios-craneales/>. [Accessed: 14-Aug-2020].
- [30] R. E. Martin *et al.*, "Cerebral areas processing swallowing and tongue movement are overlapping but distinct: A functional magnetic resonance imaging study," *J. Neurophysiol.*, vol. 92, no. 4, pp. 2428–2443, 2004.
- [31] H. Yang, K. K. Ang, C. Wang, K. S. Phua, and C. Guan, *Neural and cortical analysis of swallowing and detection of motor imagery of swallow for dysphagia rehabilitation—A review*, 1st ed., vol. 228. Elsevier B.V., 2016.
- [32] L. J. Garey, *Brodmann's 'Localisation in the Cerebral Cortex.'* PUBLISHED BY IMPERIAL COLLEGE PRESS AND DISTRIBUTED BY WORLD SCIENTIFIC PUBLISHING CO., 1999.
- [33] "Neurociencia y Plasticidad Cerebral: abril 2016." [Online]. Available: <http://neurocienciayplasticidadcerebraluned.blogspot.com/2016/04/>. [Accessed: 14-Aug-2020].
- [34] J. P. Rauschecker, "Compensatory plasticity and sensory substitution in the cerebral cortex," *Trends Neurosci.*, vol. 18, no. 1, pp. 36–43, 1995.
- [35] R. J. Nudo, B. M. Wise, F. SiFuentes, and G. W. Milliken, "Neural Substrates for the Effects of Rehabilitative Training on Motor Recovery After Ischemic Infarct," *Science (80-.)*, vol. 272, no. 5269, pp. 1791–1794, Jun. 1996.

- [36] "Action Potentials." [Online]. Available: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Biology/actpot.html>. [Accessed: 25-Aug-2020].
- [37] P. Postigo Rodrigo, "ESTUDIO ELECTROFISIOLÓGICO DE LOS NIVELES DE ACTIVACIÓN CEREBRAL Y CONECTIVIDAD FUNCIONAL, POTENCIADOS MEDIANTE LA TÉCNICA DE NEUROFEEDBACK DURANTE UNA TAREA ATENCIONAL," Universidad de Salamanca, 2017.
- [38] J. J. Daly and J. R. Wolpaw, "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation," *Lancet Neurol.*, vol. 7, no. 11, pp. 1032–1043, 2008.
- [39] B. F. Skinner, *The Behavior of Organisms*. 1938.
- [40] A. H. Do, P. T. Wang, C. E. King, S. N. Chun, and Z. Nenadic, "Brain-computer interface controlled robotic gait orthosis," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–9, 2013.
- [41] A. Dunsky, R. Dickstein, E. Marcovitz, S. Levy, and J. Deutsch, "Home-based motor imagery training for gait rehabilitation of people with chronic poststroke hemiparesis," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. 8, pp. 1580–1588, 2008.
- [42] Z. Tang, S. Sun, S. Zhang, Y. Chen, C. Li, and S. Chen, "A brain-machine interface based on ERD/ERS for an upper-limb exoskeleton control," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 12, 2016.
- [43] H. Yang *et al.*, "Detection of motor imagery of swallow EEG signals based on the dual-tree complex wavelet transform and adaptive model selection," *J. Neural Eng.*, vol. 11, no. 3, 2014.
- [44] L. E. H. van Dokkum, T. Ward, and I. Laffont, "Brain computer interfaces for neurorehabilitation-its current status as a rehabilitation strategy post-stroke," *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 58, no. 1, pp. 3–8, 2015.
- [45] P. Bobrov, A. Frolov, C. Cantor, I. Fedulova, M. Bakhnyan, and A. Zhavoronkov, "Brain-computer interface based on generation of visual images," *PLoS One*, vol. 6, no. 6, 2011.
- [46] "Casco EEG - MCScap series - Medical Computer Systems." [Online]. Available: <https://www.medicaexpo.es/prod/medical-computer-systems/product-69255-565055.html>. [Accessed: 21-Aug-2020].
- [47] "Interferencia constructiva y destructiva." [Online]. Available: <http://cmateriales2019.blogspot.com/2018/11/interferencia-constructiva-y-destructiva.html>. [Accessed: 14-Aug-2020].
- [48] R. Dickstein and J. E. Deutsch, "Motor Imagery in Physical Therapist Practice," *Phys. Ther.*, vol. 87, no. 7, pp. 942–953, 2007.
- [49] W. Penfield and E. Boldrey, "Somatic Motor and Sensory Representation in Man," *Brain*, pp. 389–443, 1937.
- [50] A. M. Batula, J. A. Mark, Y. E. Kim, and H. Ayaz, "Comparison of Brain Activation during Motor Imagery and Motor Movement Using fNIRS," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2017, 2017.
- [51] K. J. Miller, G. Schalk, E. E. Fetz, M. den Nijs, J. G. Ojemann, and R. P. N. Rao, "Cortical activity during motor execution, motor imagery, and imagery-based online feedback," *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 107, no. 9, pp. 4430–4435, Mar. 2010.
- [52] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans," *Neurosci. Lett.*, vol. 239, no. 2–3, pp. 65–68, 1997.
- [53] G. Pfurtscheller, *Chapter 26 Spatiotemporal ERD/ERS patterns during voluntary movement and motor imagery*, vol. 53, no. C. Elsevier B.V., 2000.
- [54] "Cerebro cortical homúnculo cerebro cerebral anatomía PNG Clipart | PNGOcean." [Online]. Available: <https://www.pngocean.com/gratis-png-clipart-ddivl>. [Accessed: 23-Aug-2020].

- [55] G. Pfurtscheller and A. Berghold, "Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 72, no. 3, pp. 250–258, 1989.
- [56] V. Morash, O. Bai, S. Furlani, P. Lin, and M. Hallett, "Classifying EEG signals preceding right hand, left hand, tongue, and right foot movements and motor imageries," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 119, no. 11, pp. 2570–2578, 2008.
- [57] G. Pfurtscheller, C. Brunner, A. Schlögl, and F. H. Lopes da Silva, "Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks," *Neuroimage*, vol. 31, no. 1, pp. 153–159, 2006.
- [58] C. Brunner, R. Leeb, G. R. Müller-Putz, A. Schlögl, and G. Pfurtscheller, "BCI Competition 2008-Graz data set A Experimental paradigm."
- [59] "MATLAB (R2018a)." The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts.
- [60] P. Comon, "Independent component analysis, A new concept?," *Signal Processing*, vol. 36, no. 3, pp. 287–314, Apr. 1994.
- [61] M. Hamed, S. H. Salleh, S. B. Samdin, and A. M. Noor, "Motor imagery brain functional connectivity analysis via coherence," *IEEE 2015 Int. Conf. Signal Image Process. Appl. ICSIPA 2015 - Proc.*, vol. c, pp. 269–273, 2016.
- [62] G. Singh, "EEG Source Localization : A Machine Learning Approach," pp. 1–55, 2018.
- [63] A. J. Bell and T. J. Sejnowski, "An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution.," *Neural Comput.*, vol. 7, no. 6, pp. 1129–1159, 1995.
- [64] A. Delorme and S. Makeig, "Eeglab_Jnm03.Pdf," vol. 134, pp. 9–21, 2004.
- [65] M. Naeem, C. Brunner, R. Leeb, B. Graimann, and G. Pfurtscheller, "Seperability of four-class motor imagery data using independent components analysis," *J. Neural Eng.*, vol. 3, no. 3, pp. 208–216, 2006.
- [66] S. Makeig and J. Onton, "ERP Features and EEG Dynamics," *Oxford Handb. Event-Related Potential Components*, no. July, pp. 1–37, 2011.
- [67] L. Pion-Tonachini, K. Kreutz-Delgado, and S. Makeig, "ICLabel: An automated electroencephalographic independent component classifier, dataset, and website," *Neuroimage*, vol. 198, no. January, pp. 181–197, 2019.
- [68] Y. Wang, Y. Te Wang, and T. P. Jung, "Translation of EEG spatial filters from resting to motor imagery using independent component analysis," *PLoS One*, vol. 7, no. 5, 2012.
- [69] G. Pfurtscheller, "Graphical display and statistical evaluation of event-related desynchronization (ERD)," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 43, no. 5, pp. 757–760, Nov. 1977.
- [70] Y. Jeon, C. S. Nam, Y. J. Kim, and M. C. Whang, "Event-related (De)synchronization (ERD/ERS) during motor imagery tasks: Implications for brain-computer interfaces," *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 41, no. 5, pp. 428–436, 2011.
- [71] H. B. Mann and D. R. Whitney, "On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other," *Ann. Math. Stat.*, vol. 18, no. 1, pp. 50–60, 1947.

PRESUPUESTO

1. Necesidad del presupuesto

El desarrollo del Trabajo de Fin de Grado (TFG) descrito en este documento ha implicado el empleo de recursos de distinta índole. Estos recursos conllevan un coste asociado, por lo que es necesaria la elaboración de un presupuesto que resuma el coste total de la elaboración del trabajo.

2. Costes parciales

2.1 Cuadro de precios: mano de obra

Este apartado incluye el coste del personal implicado en la elaboración del TFG. Este coste dependerá del número de personas implicadas, sus salarios y las horas de dedicación al proyecto. En total, el trabajo ha constado de cuatro participantes: tres ingenieros biomédicos *Senior*, que son el tutor y las dos cotutoras que han dirigido el proyecto, y un ingeniero biomédico *Junior*, que es el que ha realizado el trabajo.

Para los ingenieros biomédicos *Senior* se ha asignado el sueldo correspondiente al de los investigadores del Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2B), que es de aproximadamente 30€/h. Por otro lado, al ingeniero biomédico *Junior* se le ha atribuido un coste de 20€/h. El cuadro de precios final para la mano de obra quedaría como se observa en la Tabla 1.

N.º	Código	Descripción	Precio (€/h)	Horas	Total
1	MO.IBS	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	20	600,00 €
2	MO.IBS	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	20	600,00 €
3	MO.IBS	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	30	900,00 €
4	MO.IBJ	Ingeniero Biomédico <i>Junior</i>	20	300	6.000,00 €
Total					8.100,00 €

Tabla 1. Cuadro de precios de la mano de obra.

Por lo tanto, a la vista de la tabla, el coste por mano de obra asciende a **ocho mil cien euros**.

2.2 Cuadro de precios: *hardware*

El hardware que se ha empleado en la elaboración del TFG se reduce a, únicamente, el ordenador personal empleado por el ingeniero biomédico *Junior*. Este ordenador se trata de un portátil MSI GE60 2PL Apache. En él se ha realizado todo el estudio y redactado la memoria del trabajo. Su precio se recoge en la Tabla 2

N.º	Código	Descripción	Precio	Cant.	Periodo de amortización	Intervalo amortizado	Total
1	HW.PC	Ordenador personal	685,00 €	1	6 años	0,75 años	85,63 €
Total							85,63 €

Tabla 2. Cuadro de precios del hardware.

El precio del hardware sería entonces de **ochenta y cinco euros y sesenta y tres céntimos**.

2.3 Cuadro de precios: *software*

Para el desarrollo del trabajo, se han utilizado aplicaciones proporcionadas al alumno gratuitamente por parte de la Universidad Politécnica de Valencia. No obstante, el coste de las licencias necesarias ha sido incluido en el presupuesto del trabajo para estimar el coste real de su realización. Estas licencias se encuentran recogidas en la Tabla 3.

N.º	Código	Descripción	Precio	Cant.	Periodo de amortización	Intervalo amortizado	Total
1	SW.MAT	Licencia de estudiante Matlab R2018b	69,00 €	1	1 año	0,75 años	51,75 €
2	SW.MO365	Licencia de estudiante Microsoft Office 365	149,00 €	1	1 año	0,75 años	111,75 €
TOTAL							163,50€

Tabla 3. Cuadro de precios del software.

El coste total por el *software* asciende a **ciento sesenta y tres euros con cincuenta céntimos**.

3. Presupuesto total

El coste total de ejecución será la suma de los costes del personal, del *hardware* y del *software*. Al coste de ejecución de material hay que incluirle los gastos generales y el beneficio industrial, que serán considerados como un 13% y un 6% del coste de ejecución.

De esta forma, obtendremos el presupuesto bruto. Para poder obtener el presupuesto neto, deberemos añadir el IVA del 21% en último lugar. El resultado de todos los cálculos está recogido en la Tabla 4.

Descripción	TOTAL
Coste de mano de obra	8.100,00€
Coste del <i>Hardware</i>	85,63€
Coste del <i>Software</i>	163,50€
Coste de ejecución total	8.349,13 €
Gastos generales (13%)	1.085,39 €
Beneficio industrial (6%)	500,95 €
Presupuesto bruto	9.935,46 €
IVA (21%)	2.086,45 €
Presupuesto neto total	12.021,91 €

Tabla 4. Cálculo del presupuesto neto total del proyecto.

Finalmente, el presupuesto del proyecto asciende hasta un total de **DOCE MIL VEINTIÚN EUROS CON NOVENTA Y UN CÉNTIMOS.**