



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

DESARROLLO DE TÉCNICAS DE MINIMIZACIÓN DE INTERFERENCIA DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR DE LA SEÑAL ELECTROENCEFALOGRÁFICA DURANTE LA DEGLUCIÓN

AUTOR: JUAN MIGUEL MIRA TOMÁS

TUTORA: GEMA PRATS BOLUDA

COTUTORA: YIYAO YE LIN

Curso Académico: 2020-21

*Gracias a mis tutoras Yiyao y Gema por la dedicación
y la pasión transmitida en este trabajo, demostrando
ser las grandes profesionales y personas que son.*

*Gracias MDs, Mugre, La Barca y las Anas por la paciencia
y los momentos de desconexión tan necesarios.*

Gracias Nerea y Carlos por ser mis firmes apoyos.

Y gracias a mi familia por apostar por mí y por mi futuro.

RESUMEN

La disfagia es una patología que inhabilita al paciente que la sufre de poder deglutir de forma natural. Esta limitación tiene una alta prevalencia en grupos de tercera edad y de pacientes con enfermedades neurológicas y se prevé que su incidencia aumente debido al envejecimiento progresivo de la población. Todavía no existe un tratamiento genérico de neurorrehabilitación para combatir esta enfermedad, lo que lleva a investigar técnicas diagnósticas y tratamientos que ayuden a revertir esta situación.

Por ello, en el presente estudio se han registrado las señales de electroencefalografía de 11 sujetos sanos de las que se pretende eliminar artefactos e interferencias como las debidas a la actividad muscular u ocular durante el proceso deglutorio utilizando un método basado en el uso combinado del algoritmo *Multivariate Variational Mode Decomposition* (MVMD) y la técnica *Independent Component Analysis* (ICA). Concretamente, se aplica el algoritmo MVMD para separar las componentes cerebrales de baja frecuencia (delta, theta, alfa, beta) de las de alta frecuencia (gamma). Tras la separación, se aplica el algoritmo ICA a la señal de altas y de bajas frecuencias por separado para obtener las fuentes independientes de cada señal y recomponer cada señal utilizando tan solo las fuentes asociadas a actividad cerebral. Posteriormente se suman las 2 señales y se aplica ICA de nuevo para identificar las áreas cerebrales asociadas a la deglución. Además, se calcula el *Event Related Potential* (ERP) promediando todos los ensayos de un mismo sujeto y el *Grand Average ERP* como el promedio de los ERP de los 11 sujetos.

Los resultados obtenidos muestran que las áreas prefrontal, premotora, motora, somatosensitiva, parietal posterior, occipital y temporal se activan en el proceso deglutorio. Por último, se ha identificado una secuencia temporal de estas áreas de activación para todos los sujetos, en la que se han identificado componentes asociadas a la atención visual selectiva, gusto, planificación y ejecución del movimiento voluntario e involuntario, control de la actividad motora y memoria a corto plazo.

Palabras clave: deglución, disfagia, protocolo, interferencias, MVMD, ICA, áreas cerebrales, electroencefalografía, secuencia temporal.

RESUM

La disfàgia és una patologia que inhabilita al pacient que la pateix de poder deglutir de manera natural. Aquesta limitació té una alta prevalença en grups de tercera edat i de pacients amb malalties neurològiques i es preveu que la seua incidència augmente a causa de l'envelliment progressiu de la població. Encara no existeix un tractament genèric de neurorrehabilitació per a combatre aquesta malaltia, la qual cosa porta a investigar tècniques diagnòstiques i tractaments que ajuden a revertir aquesta situació.

Per això, en el present estudi s'han registrat els senyals d'electroencefalografia d'11 subjectes sans de les quals es pretén eliminar artefactes i interferències com les degudes a l'activitat muscular o ocular durant el procés deglutori utilitzant un mètode basat en l'ús combinat de l'algorisme *Multivariate Variational Mode Decomposition* (MVMD) i la tècnica *Independent Component Analysis* (ICA). Concretament, s'aplica l'algorisme MVMD per a separar les components cerebrals de baixa freqüència (delta, theta, alfa, beta) de les d'alta freqüència (gamma). Després de la separació, s'aplica l'algorisme ICA al senyal d'altas i de baixes freqüències per separat per a obtenir les fonts independents de cada senyal i recompondre cada senyal utilitzant tan sols les fonts associades a activitat cerebral. Posteriorment se sumen els 2 senyals i s'aplica ICA de nou per a identificar les àrees cerebrals associades a la deglució. A més, es calcula el *Event Related Potential* (ERP) fent una mitjana de tots els assajos d'un mateix subjecte i el *Grand Average ERP* com la mitjana dels ERP dels 11 subjectes.

Els resultats obtinguts mostren que les àrees prefrontal, premotora, motora, somatosensorial, parietal posterior, occipital i temporal s'activen en el procés deglutori. Finalment, s'ha identificat una seqüència temporal d'aquestes àrees d'activació per a tots els subjectes, en la qual s'han identificat components associades a l'atenció visual selectiva, gust, planificació i execució del moviment voluntari i involuntari, control de l'activitat motora i memòria a curt termini.

Paraules clau: deglució, disfàgia, protocol, interferències, MVMD, ICA, àrees cerebrals, electroencefalografia, seqüència temporal.

ABSTRACT

Dysphagia is a pathology that disables the patient who suffers from it from being able to swallow naturally. This limitation is highly prevalent in elderly groups and patients with neurological diseases and its incidence is expected to increase due to the progressive ageing of the population. There is still no generic neurorehabilitation treatment to combat this disease, which leads to research into diagnostic techniques and treatments to help reverse this situation.

Therefore, in the present study we have recorded electroencephalography signals from 11 healthy subjects in order to eliminate artefacts and interferences such as those due to muscular or ocular activity during the swallowing process using a method based on the combined use of the *Multivariate Variational Mode Decomposition* (MVMD) algorithm and the *Independent Component Analysis* (ICA) technique. Specifically, the MVMD algorithm is applied to separate the low-frequency brain components (delta, theta, alpha, beta) from the high-frequency brain components (gamma). After separation, the ICA algorithm is applied to the high and low frequency signal separately to obtain the independent sources of each signal and recompose each signal using only the sources associated with brain activity. The 2 signals are then summed and ICA is applied again to identify the brain areas associated with swallowing. In addition, the *Event Related Potential* (ERP) is calculated by averaging all the trials of the same subject and the *Grand Average ERP* as the average of the ERPs of the 11 subjects.

The results obtained show that prefrontal, premotor, motor, somatosensory, posterior parietal, occipital and temporal areas are activated in the swallowing process. Finally, a temporal sequence of these areas of activation has been identified for all subjects, in which components associated with selective visual attention, taste, planning and execution of voluntary and involuntary movement, control of motor activity and short-term memory have been identified.

Keywords: swallowing, dysphagia, protocol, interference, MVMD, ICA, brain areas, electroencephalography, temporal sequence.

ÍNDICE

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- I. Memoria
- II. Presupuesto

ÍNDICE DE LA MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 El proceso deglutorio	1
1.1.1 Fase oral	1
1.1.2 Fase faríngea	2
1.1.3 Fase esofágica.....	3
1.2 La disfagia	4
1.2.1 Etiología	4
1.2.2 Prevalencia y coste sanitario	5
1.2.3 Diagnóstico	6
1.2.4 Tratamiento.....	7
1.3 El sistema nervioso central.....	9
1.3.1 Anatomía	9
1.3.2 La corteza cerebral en el proceso deglutorio	11
1.4 Electroencefalografía	12
1.4.1 Sistema de registro.....	12
1.4.2 Ondas características.....	13
1.4.3 Artefactos e interferencias.....	15
CAPÍTULO 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	19
CAPÍTULO 3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	20
3.1 Base de datos	20
3.2 Análisis de datos.....	23
3.2.1 Preprocesado.....	23
3.2.2 Atenuación de interferencias biológicas	28
3.2.3 Identificación de activaciones cerebrales durante la deglución	40
3.2.4 Identificación del patrón común	41

CAPÍTULO 4. RESULTADOS	44
4.1 Procesado de la señal.....	44
4.2 Identificación de componentes cerebrales.....	50
4.3 Estudio intersujetos.....	56
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES	64
CAPÍTULO 6. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS	65
CAPÍTULO 7. BIBLIOGRAFÍA	66

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

1. NECESIDAD DEL PRESUPUESTO.....	1
2. COSTES PARCIALES	1
2.1. Cuadro de precios: Mano de obra.....	1
2.2. Cuadro de precios: Materiales	2
2.3. Cuadro de precios: <i>Hardware</i>	2
2.4. Cuadro de precios: <i>Software</i>	3
3. COSTE TOTAL	4

Índice de figuras

FIGURA 1. EVOLUCIÓN DEL BOLO EN LA FASE ORAL DE LA DEGLUCIÓN EN CORTE SAGITAL. EXTRAÍDAS DE [4].....	1
FIGURA 2. EVOLUCIÓN DEL BOLO EN LA FASE FARÍNGEA DE LA DEGLUCIÓN EN CORTE SAGITAL. EXTRAÍDA DE [7].....	3
FIGURA 3. EVOLUCIÓN DEL BOLO EN LA FASE ESOFÁGICA DE LA DEGLUCIÓN EN CORTE SAGITAL. EXTRAÍDO DE [8].	4
FIGURA 4. SECUENCIA DE REALIZACIÓN DEL MÉTODO DE EXPLORACIÓN CLÍNICA VOLUMEN-VISCOSIDAD (MECV-V). EXTRAÍDA DE [27].	7
FIGURA 5. (A) ESQUEMA GRÁFICO DE EMTr. EXTRAÍDO DE [35]. (B) ESQUEMA GRÁFICO DE TDCS CON ESTIMULACIÓN ANÓDICA Y CATÓDICA. EXTRAÍDO DE [36].	8
FIGURA 6. CLASIFICACIONES DEL SISTEMA NERVIOSO. EXTRAÍDA DE [42].....	10
FIGURA 7. ESTRUCTURAS PRINCIPALES DEL SNC. EXTRAÍDA DE [47].	11
FIGURA 8. DIVISIÓN DE LA CORTEZA CEREBRAL EN ÁREAS DE BRODMANN EN VISTA EXTERIOR Y VISTA INTERIOR. EXTRAÍDO DE [48].	11
FIGURA 9. SISTEMA DE POSICIONAMIENTO DE ELECTRODOS 10-20. EXTRAÍDA DE [51].	13
FIGURA 10. (A) MAPA TOPOGRÁFICO CARACTERÍSTICO DE UNA INTERFERENCIA DE PARPADEO EOG. (B) FORMA CARACTERÍSTICA DEL PARPADEO EN EL DOMINIO TEMPORAL. (C) RELACIÓN TEMPORAL ENTRE 200 EVENTOS DE UN MISMO SUJETO, CON CLARA INDEPENDENCIA DEL MOMENTO EN EL QUE SE PRODUCEN LOS PARPADEOS. (D) POTENCIA EN EL DOMINIO ESPECTRAL. EXTRAÍDA DE [63].....	15
FIGURA 11. (A) MAPA TOPOGRÁFICO CARACTERÍSTICO DE UNA INTERFERENCIA EMG. (B) REPRESENTACIÓN DE UNA INTERFERENCIA DE EMG EN EL DOMINIO TEMPORAL. (C) RELACIÓN TEMPORAL ENTRE 200 EVENTOS DE MISMO SUJETO SIN PRESENCIA DE ACTIVIDAD ESTACIONARIA (D) POTENCIA EN EL DOMINIO ESPECTRAL CON PREDOMINANCIA DE ALTAS FRECUENCIAS. EXTRAÍDA DE [63].	16
FIGURA 12. (A) MAPA TOPOGRÁFICO CARACTERÍSTICO DE UNA INTERFERENCIA ECG. (B) REPRESENTACIÓN DE UNA INTERFERENCIA ECG EN EL DOMINIO TEMPORAL CON EL COMPLEJO QRS CARACTERÍSTICO. (C) RELACIÓN TEMPORAL ENTRE 200 EVENTOS DE MISMO SUJETO (D) POTENCIA EN EL DOMINIO ESPECTRAL SIN PICOS CARACTERÍSTICOS. EXTRAÍDA DE [63].	17
FIGURA 13. ESPECTRO EN POTENCIA DE UNA INTERFERENCIA DE RED ELÉCTRICA CON PICO EN 50 Hz. EXTRAÍDA DE [63].	17
FIGURA 14. ARTEFACTO GKP EN EEG. L SIGNIFICA MOVER LA LENGUA HACIA LA IZQUIERDA, R HACIA LA DERECHA Y F TOCAR LOS LABIOS POR EL CENTRO DE LA CAVIDAD BUCAL. EXTRAÍDO DE [66].	18
FIGURA 15. ESQUEMA ILUSTRADO DE LA EVOLUCIÓN TEMPORAL DE UN ENSAYO. ELABORACIÓN PROPIA.	22
FIGURA 16. FLUJOGRAMA DEL PREPROCESADO. ELABORACIÓN PROPIA.	23
FIGURA 17. FLUJOGRAMA APLICANDO FASTER A TODOS LOS CANALES. EXTRAÍDO DE [75].	25
FIGURA 18. FLUJOGRAMA APLICANDO FASTER A TODOS LOS EPOCH CONTAMINADOS. EXTRAÍDO DE [75].	27
FIGURA 19. FLUJOGRAMA DEL PROCESADO PARA ELIMINAR INTERFERENCIAS. ELABORACIÓN PROPIA.	28

FIGURA 20. ALGORITMO ADMM PARA RESOLVER EL PROBLEMA DE OPTIMIZACIÓN DE MVMD EXTRAÍDO DE [84].....	32
FIGURA 21. (A) SEÑALES ORIGINALES DE 4 CANALES DE EEG. (B, C Y D) 3 DE LAS MODAS EXTRAÍDAS DE ESA SEÑAL APLICANDO MVMD CON $K = 5$. (E) REPRESENTACIÓN DEL ESPECTRO EN POTENCIA (PSD) DE LOS 4 CANALES EN A. (F, G Y H) REPRESENTACIÓN DE LAS PSD DE (B, C Y D) RESPECTIVAMENTE. EXTRAÍDO DE [84].....	32
FIGURA 22. REPRESENTACIÓN DE LA DESCOMPOSICIÓN MVMD DE LA SEÑAL (A). EN COLOR ROJO, LAS FUNCIONES DE MODO INTRÍNSECO QUE SE SUMARÁN PARA DAR LUGAR A LA SEÑAL DE ALTAS FRECUENCIAS Y EN VERDE, LAS QUE DARÁN LUGAR A LA DE BAJAS FRECUENCIAS. EXTRAÍDO DE [86]	33
FIGURA 23. (A) INTERPRETACIÓN GEOMÉTRICA DE 2 FUENTES INDEPENDIENTES A, EJE DE ABCISAS Y B, EJE DE ORDENADAS (B) INTERPRETACIÓN GEOMÉTRICA DE 2 NUEVAS VARIABLES OBTENIDAS COMO COMBINACIÓN LINEAL DE A Y B (C) INTERPRETACIÓN GEOMÉTRICA DEL BLANQUEAMIENTO DE DATOS. EXTRAÍDO DE [87].....	35
FIGURA 24. COMPONENTES INDEPENDIENTES TRAS APLICAR ICA SOBRE LA SEÑAL DE ALTAS FRECUENCIAS. MARCADOS EN ROJO APARECEN LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES MUSCULARES Y EN VERDE LAS POSIBLES CEREBRALES. ELABORACIÓN PROPIA.....	36
FIGURA 25. (A) DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA DE UNA POSIBLE COMPONENTE CEREBRAL. (B) DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA DE UNA COMPONENTE MUSCULAR CON PICO ABRUPTO ALREDEDOR DE 60 HZ REMARCADO. ELABORACIÓN PROPIA.....	37
FIGURA 26. (A) ERP DE UNA POSIBLE COMPONENTE CEREBRAL. (B) ERP DE UNA COMPONENTE MUSCULAR CON LA ZONA CON MAYOR AMPLITUD MARCADA TRAS EL SEGUNDO DESPUÉS DEL ESTÍMULO. ELABORACIÓN PROPIA.	37
FIGURA 27. (A) ERSP DE UNA IC GAMMA CEREBRAL. (B) ERSP DE UNA IC DE ACTIVIDAD MUSCULAR. ELABORACIÓN PROPIA. 38	38
FIGURA 28. COMPONENTES INDEPENDIENTES TRAS APLICAR ICA SOBRE LA SEÑAL DE BAJAS FRECUENCIAS. MARCADOS EN ROJO APARECEN LAS COMPONENTES INDEPENDIENTES DE EOG. ELABORACIÓN PROPIA.	38
FIGURA 29. DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA DE UNA COMPONENTE EOG. ELABORACIÓN PROPIA.	39
FIGURA 30. IMAGEN ERP DE UNA COMPONENTE EOG. ELABORACIÓN PROPIA.	39
FIGURA 31. ESQUEMA DE ICA SOBRE LAS OPERACIONES DE "UNMIXING" SOBRE LA SEÑAL ORIGINAL Y DE "BACK-PROJECTING" SOBRE LA MATRIZ DE FUENTES INDEPENDIENTES. EXTRAÍDO DE [93].....	40
FIGURA 32. (A) MAPA TOPOGRÁFICO CARACTERÍSTICO DE UNA COMPONENTE CEREBRAL. (B) DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA CON PICO EN 10 HZ ENTRE 3 Y 40 HZ (TRAZA SUPERIOR) Y 3 Y 80 HZ (TRAZA INFERIOR).(C) RELACIÓN TEMPORAL DE LAS AMPLITUDES ENTRE MÁS DE 1000 EPOCHS. EXTRAÍDA DE [63].	41
FIGURA 33. (A) RELACIÓN ENTRE LAS ÁREAS CEREBRALES Y LAS POSICIONES DE ALGUNOS ELECTRODOS ESTANDARIZADOS. EXTRAÍDA DE [94] (B) POSICIONES DE LOS ELECTRODOS DEL GORRO BRAINWAVE EMPLEADOS EN EL REGISTRO CON LAS ÁREAS CEREBRALES QUE REGISTRAN MARCADAS EN COLORES SEGÚN LA LEYENDA A SU DERECHA. MODIFICADA Y EXTRAÍDA DE [95].....	41
FIGURA 34. FLUJOGRAMA DEL ESTUDIO CONJUNTO DE LOS SUJETOS. ELABORACIÓN PROPIA.....	42
FIGURA 35. ENSAYO COMPLETO PREPROCESADO DEL SUJETO DE ESTUDIO. ESCALA NORMALIZADA RESPECTO A CADA CANAL ELABORACIÓN PROPIA.	44

FIGURA 36. EPOCH DE AGUA DE LA SEÑAL OBSERVADA EN 35 CON PRESENCIA DE INTERFERENCIA MUSCULAR MARCADA EN FONDO NARANJA. ESCALA NORMALIZADA RESPECTO A CADA CANAL. ELABORACIÓN PROPIA.	45
FIGURA 37. DESCOMPOSICIÓN MVMD DE LA SEÑAL DEL CANAL OZ EN UN EPOCH. ELABORACIÓN PROPIA.	46
FIGURA 38. EPOCH DE AGUA RECOMPUESTO CON COMPONENTES MVMD DE ALTAS FRECUENCIAS EN EL CANAL Oz (A) Y EN LOS 32 CANALES (B). ESCALA NORMALIZADA RESPECTO A CADA CANAL EN (B). ELABORACIÓN PROPIA.	47
FIGURA 39. EPOCH DE AGUA RECOMPUESTO CON COMPONENTES MVMD DE BAJAS FRECUENCIAS EN EL CANAL Oz (A) Y EN LOS 32 CANALES (B). ESCALA NORMALIZADA RESPECTO A CADA CANAL EN (B) ELABORACIÓN PROPIA.	47
FIGURA 40. COMPONENTES INDEPENDIENTES TRAS APLICAR ICA SOBRE LA SEÑAL DE ALTAS FRECUENCIAS. MARCADO EN ROJO APARECE LA COMPONENTE DE ACTIVIDAD GAMMA. ELABORACIÓN PROPIA.	48
FIGURA 41. (A) PSD DE COMPONENTE CEREBRAL DE ALTA FRECUENCIA. (B) ERD SIN PRESENCIA DE INTERFERENCIA MUSCULAR EN NINGÚN INSTANTE TEMPORAL. (C) ERSP CON INCREMENTO SIGNIFICATIVO EN LA BANDA LOW GAMMA (30-60 Hz) DURANTE LOS PRIMEROS 500 MS.	48
FIGURA 42. COMPONENTES INDEPENDIENTES TRAS APLICAR ICA SOBRE LA SEÑAL DE BAJAS FRECUENCIAS. MARCADO EN ROJO APARECE LA COMPONENTE A ELIMINAR. ELABORACIÓN PROPIA.	49
FIGURA 43. (A) PSD TÍPICA DE UNA COMPONENTE EOG. (B) IMAGEN ERP DE UNA INTERFERENCIA EOG. ELABORACIÓN PROPIA.	49
FIGURA 44. MISMO EPOCH DE AGUA DE LA FIGURA 36 PROCESADO. ESCALA NORMALIZADA RESPECTO A CADA CANAL. ELABORACIÓN PROPIA.	50
FIGURA 45. COMPONENTES INDEPENDIENTES DE LA SEÑAL PROCESADA DE UN SUJETO, IDENTIFICÁNDOLAS POR ÁREAS DE ACTIVACIÓN CEREBRALES. ELABORACIÓN PROPIA.	50
FIGURA 46. COMPONENTES INDEPENDIENTES EN EL ÁREA PREFRONTAL CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	51
FIGURA 47. COMPONENTES INDEPENDIENTES EN EL ÁREA PREMOTORA CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	51
FIGURA 48. COMPONENTES INDEPENDIENTES EN EL ÁREA MOTORA CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	52
FIGURA 49. COMPONENTE INDEPENDIENTE EN EL ÁREA SOMATOSENSORIAL CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	52
FIGURA 50. COMPONENTE INDEPENDIENTE EN EL ÁREA PARIETAL CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	53
FIGURA 51. COMPONENTE INDEPENDIENTE EN EL ÁREA TEMPORAL CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	54
FIGURA 52. COMPONENTE INDEPENDIENTE EN EL ÁREA OCCIPITAL CON SU MAPA TOPOGRÁFICO, PSD E IMAGEN ERP. ELABORACIÓN PROPIA.	55
FIGURA 53. REPRESENTACIÓN EN 32 CANALES DEL GRAND ERP DE 11 SUJETOS DE ESTUDIO. ELABORACIÓN PROPIA.	56

FIGURA 54. GRAND ERP EN EL CANAL FPZ, DEL ÁREA PREFRONTAL CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	57
FIGURA 55. GRAND ERP EN EL CANAL Fz, DEL ÁREA PREMOTORA CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	57
FIGURA 56. GRAND ERP EN EL CANAL Cz, DEL ÁREA MOTORA CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	58
FIGURA 57. GRAND ERP EN EL CANAL CP6, DEL ÁREA SOMATOSENSORIAL CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	58
FIGURA 58. GRAND ERP EN EL CANAL Pz, DEL ÁREA PARIETAL CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	59
FIGURA 59. GRAND ERP EN EL CANAL Oz, DEL ÁREA OCCIPITAL CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	60
FIGURA 60. GRAND ERP EN EL CANAL T8, DEL ÁREA TEMPORAL CON LA ZONA DONDE SE ENCUENTRAN LOS COMPONENTES DE ERP SEÑALADO EN FONDO NARANJA. ELABORACIÓN PROPIA.....	60
FIGURA 61. SECUENCIA TEMPORAL DE LA SEÑAL GRAND AVERAGE ERP DE LA ACTIVIDAD CEREBRAL DURANTE EL PROCESO DEGLUTORIO DE 11 SUJETOS DE ESTUDIO. ELABORACIÓN PROPIA.	61
FIGURA 62. SECUENCIA TEMPORAL DE LA SEÑAL GRAND AVERAGE ERP DE 500 A 1000 MS. ELABORACIÓN PROPIA.	63

Índice de tablas

TABLA 1. MÚSCULOS Y NERVIOS INVOLUCRADOS EN LA FASE ORAL DE LA DEGLUCIÓN. EXTRAÍDA Y TRADUCIDA DE [3]	2
TABLA 2. MÚSCULOS Y NERVIOS INVOLUCRADOS EN LA FASE FARÍNGEA DE LA DEGLUCIÓN. EXTRAÍDA Y TRADUCIDA DE [3].....	3
TABLA 3. ETIOLOGÍA DE LA DISFAGIA ESOFÁGICA Y OROFARÍNGEA. ADAPTADO DE [12].	5
TABLA 4. PREVALENCIA DE DISFAGIA OROFARÍNGEA UTILIZANDO EXPLORACIÓN INSTRUMENTAL. ADAPTADO DE [15].	5
TABLA 5. DATOS SOLICITADOS A LOS SUJETOS DE ESTUDIO ANTES DE INICIAR LOS ENSAYOS. ELABORACIÓN PROPIA.....	20
TABLA 6. ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL AMPLIFICADOR DIGITAL TMSI SAGA 32/64+. EXTRAÍDO DE [65].	21
TABLA 7. COMPONENTES INDEPENDIENTES DE LA SEÑAL PROCESADA DE TODOS LOS SUJETOS DIVIDIDAS POR ZONAS DE ACTIVACIÓN CEREBRAL. (R) SIGNIFICA PARTE DERECHA, (L) PARTE IZQUIERDA, (C) ZONA CENTRAL Y (POz) CENTRADO EN EL ELECTRODO POZ. SI NO ACOMPAÑA NINGUNA LETRA, IMPLICA QUE LA ACTIVACIÓN ESTÁ DISTRIBUIDA POR TODA ESA ÁREA CEREBRAL ELABORACIÓN PROPIA.	55

MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 El proceso deglutorio

La deglución es una de las actividades primarias del ser humano ya que es fundamental para que pueda adquirir los nutrientes necesarios para asegurar así la supervivencia de la especie [1]. Esta tarea aparentemente sencilla involucra a más de 30 músculos y nervios durante todas sus fases para realizar tanto actos reflejos como voluntarios. Las estructuras neurológicas encargadas de coordinar todas estas acciones son la corteza y el tronco cerebral. Dependiendo de la posición en la que se encuentre el bolo durante todo el trayecto entre la cavidad oral y el estómago, se suele dividir el proceso deglutorio en 3 fases que se detallan a continuación [2].

1.1.1 Fase oral

Esta fase se inicia una vez ha sido introducido el alimento en la cavidad bucal y tiene como objetivo generar un bolo con textura líquida o viscosa en el caso de los sólidos ingeridos. A diferencia del resto de fases, esta es de carácter voluntario.

A su vez, esta fase puede subdividirse en otras 2 etapas. La primera de ellas es la fase preparatoria, en la que gracias a la acción enzimática de la saliva y a la mecánica de los dientes, se genera una masa viscosa que va siendo removida mientras tanto por la lengua para hacerla más homogénea. Es muy importante poder generar una cantidad considerable de saliva, ya que además de ayudar a disolver el alimento, sirve como lubricante en las siguientes fases. La segunda de ellas es la fase de propulsión, en la que el bolo es empujado por elevación del ápex de la lengua hasta que contacta con el paladar rígido y por la acción de propulsión anteroposterior asociada al movimiento de retroceso de la raíz de la lengua. Una vez alcanzado el istmo de las fauces, se desencadena el reflejo de la deglución, que consiste en asegurar la progresión del bolo protegiendo las vías respiratorias haciendo que el paladar blando se eleve bloqueando el acceso a la nasofaringe y quedando como único camino de salida la laringofaringe [3]. En la Figura 1 se muestra de manera esquemática los distintos pasos seguidos en esta fase.

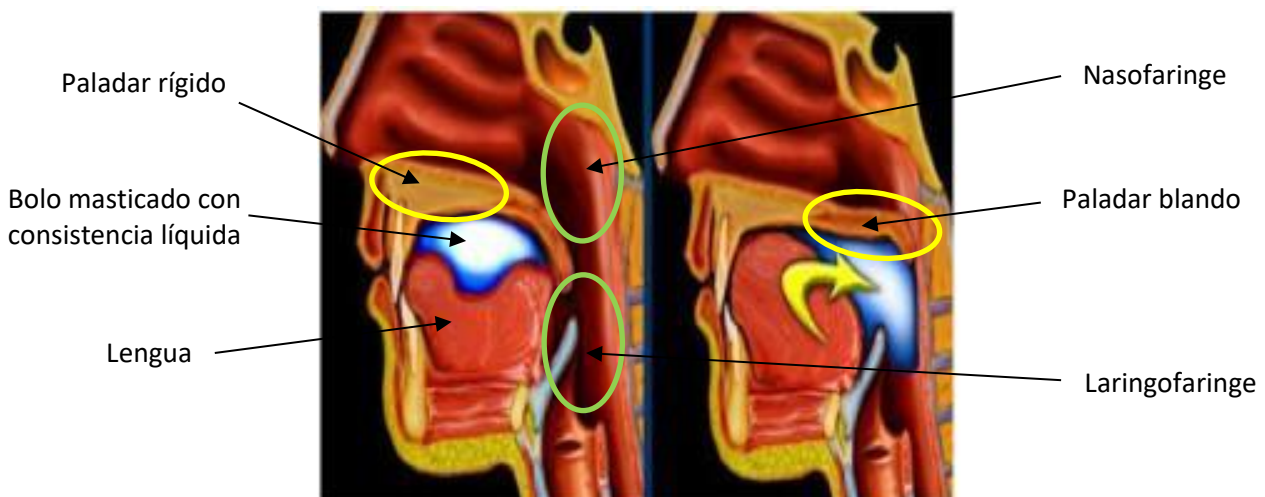


Figura 1. Evolución del bolo en la fase oral de la deglución en corte sagital. Extraídas de [4].

Como se ha mencionado anteriormente, muchos músculos y nervios se ven involucrados en el proceso deglutorio. Especialmente es en esta fase cuando participan el mayor número de estas estructuras anatómicas, ya que es la única fase del proceso deglutorio de carácter voluntario. A continuación, se presentan los músculos y nervios que participan en esta fase.

Tabla 1. Músculos y nervios involucrados en la fase oral de la deglución. Extraída y traducida de [3]

Grupos musculares	Músculos individuales	Inervación
Labios y mejillas	Orbiculares de los labios	Nervio Facial (Par VII)
	Buccinador	
	Risorio	
	Elevador de los labios	
	Depresor de los labios	
Lengua	Músculos longitudinales superior e inferior	Nervio Facial (Par VII) y Nervio Glossofaríngeo (Par IX) responsables de las fibras del gusto.
	Transverso	
	Vertical	
	Geniogloso	Nervio Hipogloso (Par XII) responsable de la contracción muscular.
	Hiogloso	
	Estilogloso	
	Palatogloso	
Músculos mandibulares	Temporal	Nervio Facial (Par VII)
	Masetero	
	Pterigoides laterales	
	Pterigoides mediales	

1.1.2 Fase faríngea

Esta fase, al contrario que la anterior, es refleja y se inicia cuando se desencadena el reflejo deglutorio, ya que el bolo ahora está ya en territorio faríngeo y llegará a su fin cuando el bolo entre al esófago.

Una vez se ha cerrado el acceso a la nasofaringe por medio del paladar blando y a las vías respiratorias gracias al descenso de la epiglotis por acción de los músculos glóticos y por las fuerzas mecánicas que ejerce el bolo sobre la epiglotis a su paso, se produce el peristaltismo faríngeo de proximal a distal para que comience a avanzar el bolo hacia el esófago. Es entonces cuando se relaja el esfínter esofágico superior (EES), controlado por el músculo cricofaríngeo, para permitir el paso del bolo [5].

Cabe destacar que esta fase es crítica debido a que la actividad deglutoria debe estar perfectamente sincronizada con la actividad respiratoria para así evitar que el bolo se introduzca erróneamente en las vías respiratorias. Es por ello por lo que la deglución siempre va precedida y seguida de una inspiración-espriación (EEP) y que mientras se produce la deglución, hay una apnea sincronizada que evita la aspiración del bolo gracias a la estimulación del nervio laríngeo superior [6]. En la Figura 2 se pueden visualizar los cambios estructurales producidos en esta fase.

Desarrollo de técnicas de minimización de interferencia de la actividad muscular de la señal electroencefalográfica durante la deglución

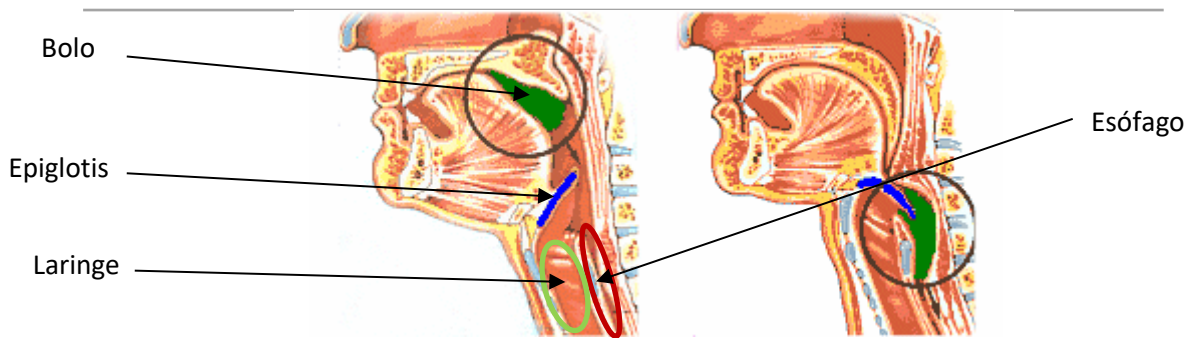


Figura 2. Evolución del bolo en la fase faríngea de la deglución en corte sagital. Extraída de [7].

En esta etapa, los grupos musculares involucrados junto a sus inervaciones son los mostrados en la Tabla 2.

Tabla 2. Músculos y nervios involucrados en la fase faríngea de la deglución. Extraída y traducida de [3]

Grupos musculares	Músculos individuales	Inervación
Paladar blando	Tensor del velo del paladar	Rama mandibular del nervio trigémino (Par V) Rama faríngea del nervio vago (Par X)
	Palatogloso	
	Palatofaríngeo	
	Elevador del velo del paladar	
	Úvula	
Musculatura faríngea	Digástrico anterior	Nervio facial (Par VII)
	Genioideo	Nervio hipogloso (Par XII)
	Estilohioideo	
	Estilogloso	Nervio vago (Par X)
	Constrictores superiores, medios e inferiores	
	Palafaríngeo	
	Palatogloso	Nervio inferior alveolar
Esfínter esofágico superior	Cricofaríngeo	Nervio vago (Par X)

1.1.3 Fase esofágica

Esta fase final también es de carácter involuntario y da comienzo cuando el bolo atraviesa el esfínter esofágico superior y finaliza cuando atraviesa el esfínter esofágico inferior (EEI). El bolo avanza gracias a los movimientos peristálticos del músculo liso del esófago hasta el EEI, que en todo momento está cerrado para evitar la regurgitación. Sin embargo, el EEI se relaja cuando hay deglución para que así el bolo pueda avanzar al interior del estómago sin problemas. [2].

En la Figura 3 se observar el paso del bolo a través del esófago como ocurre durante esta última fase, además de encontrar señaladas algunas de las estructuras anatómicas principales de esta última fase del proceso deglutorio.

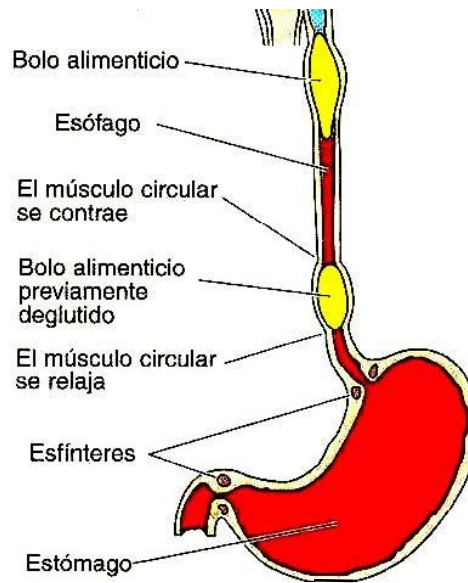


Figura 3. Evolución del bolo en la fase esofágica de la deglución en corte sagital. Extraído de [8].

1.2 La disfagia

Se conoce como disfagia a la dificultad de paso del alimento por una deficiencia en cualquiera de las etapas previamente descritas de una deglución fisiológicamente normal, independientemente de la etiología que causa esta disfunción. Los trastornos de la deglución suelen derivar en complicaciones que ponen en riesgo la vida, especialmente en pacientes neurológicos; tales como pueden ser neumonía aspirativa, deshidratación y desnutrición. Es por ello que un diagnóstico temprano de dicha patología es de vital importancia para evitar futuras complicaciones [9].

1.2.1 Etiología

Las causas por las que puede padecerse disfagia son variadas, pues la dificultad al paso de los alimentos puede verse afectada por diversos factores que pueden ir desde alteraciones en la anatomía de cualquier estructura involucrada en la deglución hasta una patología psiquiátrica, pasando por complicaciones neurológicas a nivel de nervio periférico, unión neuromuscular o puramente muscular [9].

Pueden existir trastornos neurológicos que afecten al tronco encefálico y al cerebelo, lo que afecta principalmente a la coordinación de la musculatura facial y por tanto a la fase oral. Además, es muy común observar en muchas patologías que afectan a los núcleos grises la presencia de disfagia como en el Parkinson o en la epilepsia, ya que estas estructuras subcorticales están implicadas en el control del movimiento voluntario. Sin embargo, la causa más común de disfagia son las lesiones de la corteza cerebral, en especial la asociada a un infarto cerebrovascular [10].

Pero como se ha mencionado anteriormente, no solo las complicaciones neurológicas son las únicas causantes de disfagia. Demencias degenerativas y lesiones frontales hacen que psicológicamente el paciente presente una negativa a ingerir alimentos [11]. Por último, cabe destacar que las alteraciones anatómicas de cualquier estructura participante en la deglución se consideran también causa de la disfagia. Por ejemplo, algo muy común entre las personas de tercera edad como es el deterioro dental dificulta la formación correcta del bolo, por lo que también es considerada una causa de disfagia [6].

Generalmente, las disfagias se suelen clasificar en 2 grupos (orofaríngea o esofágica) según la zona que esté siendo afectada. A continuación, se presenta en la Tabla 3 la etiología principal de los 2 tipos de disfagia.

Tabla 3. Etiología de la disfagia esofágica y orofaríngea. Adaptado de [12].

Disfagia esofágica
Acalasia
Espasmo difuso
Estenosis esofágica
Tumores esofágicos
Cuerpos extraños
Anillo esofágico
Enfermedad de reflujo gástrico
Esofagitis eosinofílica
Esclerodermia
Radioterapia
Disfagia orofaríngea
Trastornos neurológicos
Daño neurológico
Divertículo faringoesofágico (o de Zenker)
Cáncer

1.2.2 Prevalencia y coste sanitario

Es complicado establecer una prevalencia a nivel global o incluso nacional, ya que estos valores varían mucho según la población de estudio escogida, así como dependiendo del método de diagnóstico empleado (cuestionario, test de agua, exploración instrumental, reportado por los cuidadores...) [13]. Aun así, la Organización Mundial de Gastroenterología cifra que 1 de cada 17 individuos padecerá disfagia en algún momento de su vida [14].

Generalmente, los datos de prevalencia de disfagia vienen asociados a la enfermedad o lesión que la ha causado. A modo de ejemplo, se presenta en la Tabla 4 la prevalencia de la disfagia orofaríngea en pacientes con patologías que pueden producir disfagia.

Tabla 4. Prevalencia de disfagia orofaríngea utilizando exploración instrumental. Adaptado de [15].

Enfermedad de Parkinson	82%
Enfermedad de Alzheimer	57% - 84%
Demencia	57% - 84%
Esclerosis múltiple	34.3%
Esclerosis lateral amiotrófica	47% - 86%
Cáncer de cabeza y cuello	38.5%

Cabe destacar que la población que más afectada se ve por la disfagia son las personas mayores de 65 años o tercera edad. Esto es debido a que conforme van avanzando los años en la vida del ser humano, aumentan las probabilidades de padecer enfermedades neurodegenerativas y oncológicas,

que son las que mayor riesgo presentan para desarrollar disfagia. Es por ello, que en ancianos sanos se ha estimado una prevalencia entre el 7 y el 22% [16]. Debido al envejecimiento de la sociedad española, se estima que para el 2035 la tercera edad pase a ser el 26.5% de la población, y para 2050 estaríamos situados en torno al 31.4 % [17]. Añadiéndole además que se prevé un aumento progresivo de la prevalencia de las enfermedades neurológicas y oncológicas, se hace de vital importancia contar con métodos diagnósticos precisos en estadios tempranos de la disfagia para minimizar el impacto que esta disfunción pueda ocasionar en los pacientes [18].

Por otra parte, se hace difícil cuantificar la carga económica que esta disfunción provoca sobre el Sistema Nacional de Salud, pues no hay establecida una codificación específica para esta patología, sino que suele asociarse como complicación de las enfermedades mencionadas en el apartado 1.2.1 [19]. A pesar de no poder realizar un presupuesto acorde con los gastos, lo que si está claro es que la disfagia conlleva un aumento del número de días hospitalizados y por ende, del coste total. Sirvan de ejemplo un estudio en EEUU en el año 2017 que cifró en más de 1000 millones de dólares anuales utilizando datos del *Healthcare Cost and Utilization Project National Inpatient Sample* entre 2009 y 2013 [20] y que en Dinamarca se realizó un estudio en 2016 comparando los costes anuales hospitalarios de pacientes geriátricos hospitalizados más de 24 horas mayores de 60 años con disfagia y sin ella, mostrando como resultado que los pacientes que padecían esta patología suponían 3.677€ más que los que no [21]. Por último, también en España se ha llevado a cabo un estudio llamado PREDyCES que reveló también que los pacientes con disfagia orofaríngea que presentan desnutrición son más costosos que los que no la presentan debido a que su estancia en el hospital es más prolongada [22].

1.2.3 Diagnóstico

El diagnóstico de la enfermedad se puede realizar utilizando diversas técnicas y procedimientos. Toda técnica diagnóstica comienza realizando una anamnesis centrada en la revisión de la historia clínica del paciente, haciendo énfasis en dar respuesta a las preguntas:

- 1) ¿Qué tipo de disfagia padece (orofaríngea o esofágica)?
- 2) ¿Se sospecha de un trastorno funcional?
- 3) ¿Existe alguna enfermedad que sea la causa de la disfagia? [23]

Normalmente, para encontrar respuesta a estas preguntas, el profesional sanitario encargado de esta tarea suele disponer de un cuestionario que lo guía, tales como pueden ser el EAT-10 o el cuestionario de Wallace [24]. A continuación, se procede a realizar una exploración física, en especial de la cavidad oral, la orofaringe y pruebas neurológicas para detectar si la disfagia puede ser un síntoma de alguna de las enfermedades neurológicas de las mencionadas en el apartado 1.2.1 [23].

Finalmente, se pueden llevar a cabo una serie de pruebas complementarias que ayudarán al facultativo a realizar un diagnóstico más cuantitativo. Una de las más utilizadas es la prueba del agua. En esta prueba se le suministra al paciente con una jeringa de alimentación 4 bolos de 10 ml de agua y un último de 50 ml [25]. Esta prueba, a pesar de que puede sufrir algunas variaciones en cuanto al tamaño de los bolos, tiene como objetivo identificar aspiraciones silentes detectando babeo, tos o disfonía en su deglución. Sin embargo, esta prueba no es la más fiable pues un estudio muestra que obtiene un valor predictivo positivo del 35.9% de las aspiraciones salientes y además puede suponer un cierto peligro para el paciente por ser el agua un bolo líquido, el tipo de bolo más frecuente en aspiraciones [26].

Es por ello que en la práctica clínica habitual hay una cierta tendencia hacia el método de exploración clínica volumen-viscosidad (MECV-V). Esta prueba permite identificar precozmente a los pacientes con disfagia orofaríngea suministrando bolos crecientes de 5, 10 y 20 ml de tres sustancias con viscosidades también crecientes (agua, néctar y pudding). Aquellos pacientes que presenten disfagia presentarán más aspiraciones con las texturas líquidas que con las más viscosas y con un tamaño de bolo más grande. Gracias a este método se logra estimar también cuál es la cantidad y viscosidad adecuada para alimentar al paciente de la manera más segura posible. Para determinar si existe aspiración, los profesionales deben fijarse en la presencia de tos, cambios vocales, residuos orales o faríngeos, sellado labial y la saturación basal de O₂, ya que si esta disminuye por debajo de 3% también es un signo de aspiración [27, 28]. En la Figura 4 se puede observar el método seguido para realizar un MECV-V.

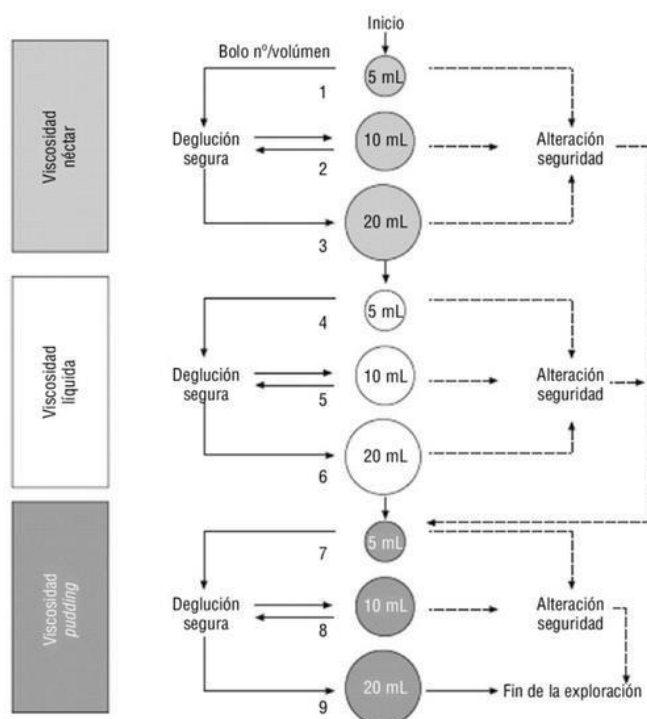


Figura 4. Secuencia de realización del método de exploración clínica Volumen-Viscosidad (MECV-V). Extraída de [27].

Por otra parte, se cuenta con diagnósticos basados en imagen. Una prueba de imagen es la videorradiología o videofluoroscopia (VFS), la cual consigue grabar en vídeo una serie de degluciones de distintos tamaños y texturas de bolos para detectar lesiones estructurales y evaluar el riesgo de aspiración utilizando como agente de contraste radiológico bario. La otra técnica principal basada en imagen es la videoendoscopia de la deglución (FEES), la cual consiste en medir la capacidad de deglución mediante un nasofibroscoPIO flexible utilizando los mismos bolos que en MECV-V. Estas técnicas poseen una mejor sensibilidad y especificidad que las anteriormente mencionadas, pero tienen un coste asociado muy superior [29].

1.2.4 Tratamiento

El objetivo principal de tratar la disfagia debe ser evitar que esta empeore. Una vez conseguido, hay que tratar la causa que lo origina e intentar que los síntomas cesen. Dado que la etiología de esta disfunción es muy variada, se hace complicado establecer un tratamiento determinado para cualquier tipo de disfagia [30].

Generalmente, se siguen 2 tipos de estrategias para abordar el tratamiento de los pacientes neurológicos. Por una parte, se utilizan estrategias compensatorias para adecuar el volumen y la viscosidad del bolo para así evitar que se produzcan aspiraciones que pongan en peligro la vida del paciente; además de corregir la postura durante de la deglución en posición de flexión cervical, lo que también da seguridad al paciente. Se suelen utilizar espesantes de líquidos para así reducir el riesgo de aspiración de los bolos líquidos [31,32].

Por otra parte, están las estrategias terapéuticas, las cuales persiguen mejorar aspectos funcionales de alguna fase de la deglución por medio de ejercicios y maniobras tales como la fuerza y la movilidad de las estructuras anatómicas implicadas en el acto de deglución. Una técnica empleada para la neurorrehabilitación es la estimulación eléctrica neuromuscular (EENM), la cual consiste en enviar pulsos eléctricos al músculo por medio de unos electrodos de superficie que estimulan las motoneuronas y provocan la contracción del músculo, mejorando la fuerza, resistencia y tiempo de reacción muscular del mismo. Aunque este tratamiento obtenga mejores resultados que los compensatorios, necesitan de una gran cantidad de tiempo para que se manifiesten resultados de mejora y deben ir acompañados a su vez de técnicas compensatorias en su desarrollo. Además, no todos los pacientes con daños neurológicos tienen predisposición a colaborar. [31]

Sin embargo, el presente trabajo se centrará más en conocer sobre la neurorrehabilitación de esta patología, ya que el desarrollo de este trabajo va enfocado en esa dirección. Entre ellas destaca en neurorrehabilitación de la disfagia la estimulación magnética transcraneal repetitiva (EMTr), la cual induce una corriente eléctrica en el cerebro gracias a la acción de campos magnéticos, tal y como reportan Kher y Park en sus respectivos estudios [33]. Además, se está utilizando otra técnica llamada estimulación por corriente directa transcraneal (tDCS) que aplica una corriente a una determinada área de la corteza cerebral modificando el potencial de membrana en reposo de las neuronas. Si se le aplica una excitación anódica aumenta la excitabilidad de la corteza cerebral; mientras que si es catódica la reduce [34]. Ambas técnicas persiguen neuroestimular las zonas cerebrales que se activan durante la deglución, modulando su plasticidad y restaurando la fisiología deglutoria; por lo que es imprescindible conocer las áreas cerebrales que están involucradas en este proceso.

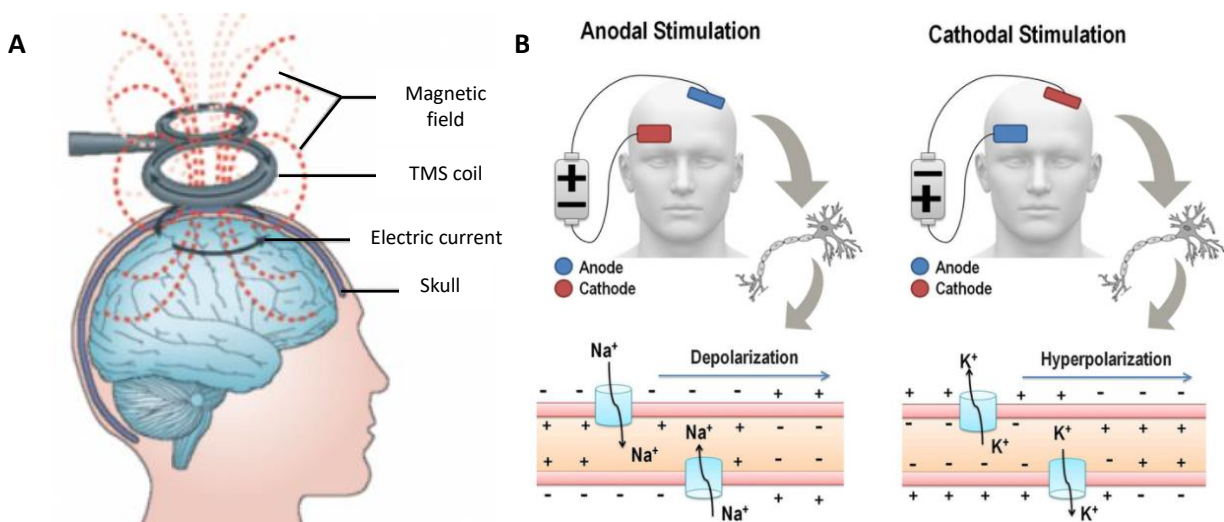


Figura 5. (A) Esquema gráfico de EMTr. Extraído de [35]. (B) Esquema gráfico de tDCS con estimulación anódica y catódica. Extraído de [36].

Un tratamiento alternativo e innovador puede ser utilizar la técnica de *neurofeedback*. En este caso, las señales eléctricas cerebrales se registran y se procesan en tiempo real con el fin de que el usuario obtenga una respuesta asociada a las señales emitidas por su cerebro mientras se realiza una determinada tarea. Con esta técnica se pretende mejorar la recuperación del movimiento natural que se tenía antes de una disfunción motora. Está demostrado que recibir feedback sobre una actividad puede acelerar la plasticidad neurológica de las áreas motoras de la corteza cerebral y, por tanto, mejorar la capacidad motora [37]. Incluso si se realiza un movimiento imaginario (proyectar mentalmente un acto motor pero sin llegar a ejecutarlo a nivel muscular) se genera una señal parecida a la que se produce cuando sí que se produce movimiento externo, lo que podría mejorar la función motora a nivel cerebral ya que se activarían las misma redes neuronales [38,39].

Bajo estas premisas, y dado que la deglución se inicia como un proceso voluntario en la corteza cerebral justo antes del inicio de la fase oral, desarrollar una interfaz cerebro-computadora (ICC) para la neurorrehabilitación de la deglución puede ser una gran opción para mejorar la capacidad motora de los pacientes que tienen afectado este proceso esencial para la vida.

1.3 El sistema nervioso central

1.3.1 Anatomía

El sistema nervioso (SN) es una red compleja de estructuras anatómicas que tienen como objetivo controlar el funcionamiento del resto de sistemas del cuerpo humano, coordinando su interrelación y también la relación con el medio exterior. Por tanto, es el encargado de percibir cambios en el interior o exterior del cuerpo humano, evaluar ese estímulo y responder activando distintos elementos como el sistema musculoesquelético o el endocrino [40].

El SN se puede dividir en función de su anatomía. Se conoce como sistema nervioso central (SNC) al conjunto formado por la médula espinal y el encéfalo, el cual a su vez comprende al cerebro, cerebelo y tronco encefálico. El SNC es el encargado de recibir, integrar y correlacionar la información sensorial, además de ser el responsable de procesar pensamientos, emociones y recuerdos. Por otra parte, se cuenta con el sistema nervioso periférico (SNP), formado por el resto de las estructuras nerviosas que no se encuentran en el SNC como los pares craneales y los nervios espinales. El SNP tiene la función de conectar el SNC con el resto del cuerpo, tanto para recibir información como ejecutar una respuesta [40].

A su vez, el SNP se puede subdividir según su función en el sistema nervioso somático (SNS) y en el sistema nervioso autónomo (SNA). El SNS se encarga de excitar los músculos implicados en movimientos voluntarios, como lo es la fase oral de la deglución, y también de la función sensorial. Por otra parte, el SNA se encarga de controlar aquellas acciones involuntarias que no necesitan un control consciente como pueden ser la respiración o las dos últimas fases del proceso deglutorio. A diferencia del somático, el autónomo puede tanto excitar (sistema nervioso simpático) o inhibir (sistema nervioso parasimpático) una determinada acción [41]. En la Figura 6 se muestra un mapa conceptual de las clasificaciones del sistema nervioso central.

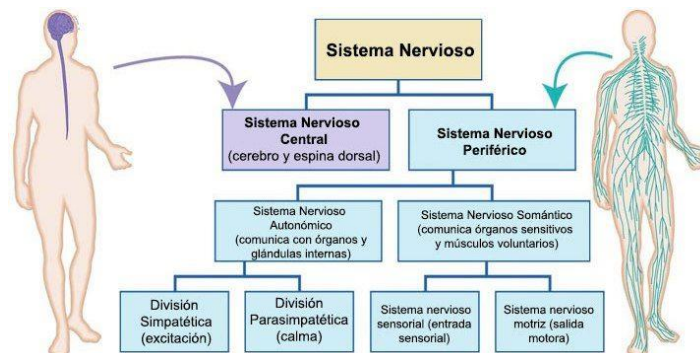


Figura 6. Clasificaciones del sistema nervioso. Extraída de [42].

Dadas las características de este proyecto, se pretende conocer las estructuras anatómicas que se encuentran en el SNC. La médula espinal es el eje nervioso que discurre por dentro de la columna vertebral y que conecta el encéfalo con el resto del cuerpo. Al igual que en el encéfalo, existe tanto sustancia blanca como sustancia gris con la salvedad de que está dispuesta de forma opuesta al cerebro ya que en la médula la blanca se encuentra en la zona exterior, mientras que la gris se sitúa en la parte interna. La información tanto aferente como eferente se trata de manera ipsilateral; es decir, que la parte izquierda de la médula se encarga de la parte derecha del cuerpo y viceversa. Entre las principales funciones de la médula se hallan la transmisión de información sensorial y motora, y los reflejos inmediatos sin que estos pasen por un procesamiento en las estructuras superiores [43].

La siguiente estructura que aparece es el tronco encefálico, una estructura con forma de cono alargado que conecta la médula con el resto del encéfalo y se encarga de llevar a cabo las funciones más primitivas. Se puede dividir en 3 partes: bulbo raquídeo, puente de Varolio y mesencéfalo. El bulbo es la parte más cercana a la médula y realiza funciones tan necesarias como el control cardíaco o la secreción de sustancias gástricas. La estructura central es el puente, la cual es fácilmente identificable por presentar en su cara anterior una protuberancia en forma de medio huevo, y es la encargada de controlar la respiración y regular el nivel de consciencia entre otros muchos aspectos. Por último, el mesencéfalo se ubica en la parte más superior, el cual lleva a cabo tareas como la regulación de los ciclos del sueño-vigilia y de la temperatura [44].

En la parte posterior del puente de Varolio se sitúa otra estructura encefálica, el cerebelo; el cual se encarga principalmente de la coordinación de las órdenes motoras tras ser emitidas como orden por el cerebro. Sin embargo, en la última década se está estudiando si además el cerebelo influye también en la regulación de las emociones, la memoria o la gestión de la atención [45].

Por último, está la estructura más avanzada evolutivamente, el cerebro. Se encuentra en él una parte más profunda llamada diencéfalo en la que a su vez se halla la glándula pineal, encargada de regular el sueño mediante la secreción de melatonina; el hipotálamo, el cual tienen funciones más básicas como funciones cardiovasculares, control de la saciedad y el hambre o la regulación de la secreción hormonal por parte de la hipófisis. También en el diencéfalo se ubica el tálamo, responsable de transmitir los impulsos sensoriales a la corteza cerebral, y el subtálamo, cuya función es ayudar a regular los movimientos. Otra parte del cerebro es la conocida como telencéfalo, formada por dos hemisferios que se comunican entre sí por medio del cuerpo caloso. Además, el telencéfalo presenta muchas circunvoluciones separadas por cisuras, algunas de las cuales son más profundas que el resto, lo que permite dividir el telencéfalo en 4 lóbulos principales (frontal parietal, temporal y

occipital). En la parte superficial de estos lóbulos se encuentra la sustancia gris, formada por el soma de las neuronas que se conoce como la corteza cerebral. El estudio que se va a llevar a cabo va a estar centrado en el estudio de las zonas de corteza cerebral que se activan durante el proceso deglutorio [46].

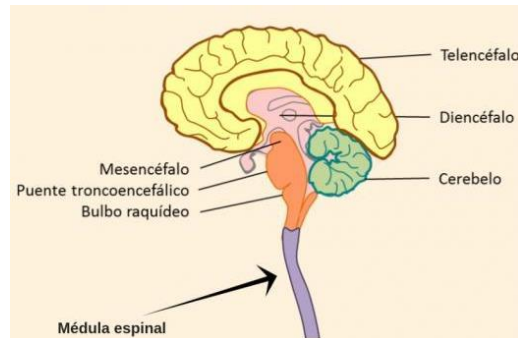


Figura 7. Estructuras principales del SNC. Extraída de [47].

1.3.2 La corteza cerebral en el proceso deglutorio

Como se ha mencionado previamente, el estudio va a centrarse en estudiar las zonas de la corteza cerebral involucradas durante la deglución. Numerosas técnicas se pueden utilizar para obtener esta información espacial, siendo las más utilizadas la electroencefalografía (EEG), la magnetoencefalografía (MEG) y la imagen magnética funcional (fMRI).

La corteza cerebral se puede dividir en varias regiones llamadas áreas de Brodmann según la función principal que realice, las cuales se pueden ver representadas en la Figura 8. Diversos estudios muestran distintas zonas de activación en el proceso deglutorio que a continuación se mencionan.

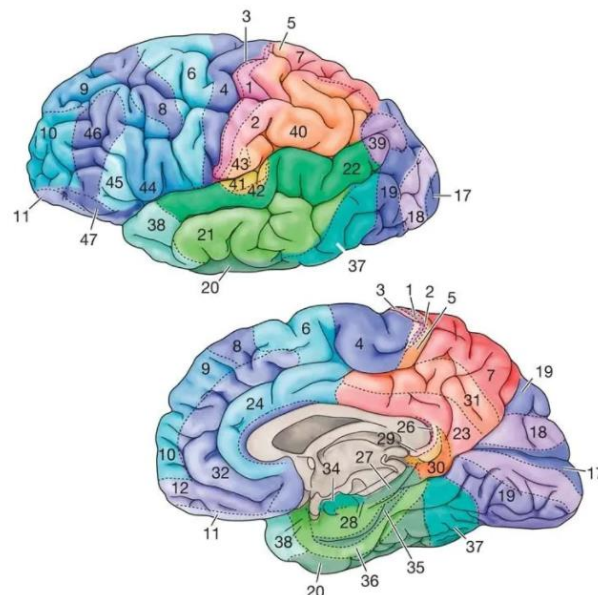


Figura 8. División de la corteza cerebral en áreas de Brodmann en vista exterior y vista interior. Extraído de [48].

Como es lógico pensar, la corteza motora primaria (área de Brodmann 4) está implicada en el acto deglutorio, pues es la encargada de generar los impulsos eléctricos para realizar los movimientos voluntarios. Otra zona colindante a la corteza motora primaria y en estrecha relación con ella es la corteza motora secundaria (área de Brodmann 6), la cual contiene dentro de ella al área premotora, encargada de guiar el movimiento gracias a que almacena programas motores aprendidos desde la experiencia; y el área motora suplementaria, cuya función es planificar y coordinar los movimientos complejos [49,50].

Otra zona comúnmente activada según distintos estudios es la referente a la parte lateral del giro postcentral. En concreto, la corteza somatosensorial primaria (áreas de Brodmann 1,2 y 3), encargada de tratar la información somática de tacto, dolor y temperatura; y la corteza gustativa (área de Brodmann 43), cuya función principal es procesar la información sobre el sabor y el gusto. El que esté localizado en la zona lateral implica que es la zona somatosensorial relacionada con la cara [49,50].

A su vez, también se ha observado que la ínsula (áreas de Brodmann 13 y 14) juega un papel importante en la deglución, pues está conectada anatómicamente con el resto de las zonas cerebrales implicadas en la deglución. Además, se ha estudiado que la ínsula media tanto con información sensorial como con la motora durante el tracto alimenticio. Aunque la ínsula sea una estructura que se encuentra a una profundidad mayor que el resto de corteza y por tanto, dificultando la adquisición de señales cerebrales por medio de sistemas de EEG; la parte de corteza cerebral que cubre la ínsula, también conocida como opérculo frontal, se ha visto activada en el proceso deglutorio [50,51].

Por último, se encuentran activaciones en el lóbulo temporal, concretamente en las áreas Brodmann 42,41 y 22. Las funciones asociadas a esta porción cerebral han estado principalmente asociadas al reconocimiento de sabores. Sin embargo, también se ha documentado que la activación de estas áreas puede estar asociado a la percepción de los sonidos producidos en una deglución. [50]

Cabe destacar que, dado el protocolo llevado a cabo en los ensayos realizados en el presente TFG, explicado con detalle en el apartado 3.1, también es de esperar que se observen activaciones en la corteza occipital cerebral (áreas de Brodmann 17, 18 y 19) debido a que el estímulo recibido para comenzar la ingesta es de tipo visual.

1.4 Electroencefalografía

1.4.1 Sistema de registro

Existen diversas técnicas para extraer información sobre la actividad cerebral como se ha mencionado en el apartado anterior. En el presente TFG se recurrirá a extraer información bioeléctrica de la corteza cerebral en tiempo real por medio de la electroencefalografía (EEG).

Para poder captar las variaciones de los campos eléctricos producidos en las regiones cerebrales, necesitamos colocar electrodos para que transformen las corrientes iónicas producidas en el tejido cerebral en corrientes eléctricas en la superficie del cráneo. Estos electrodos pueden ser de diversos tipos según la forma en la que se obtiene el registro. Los más comúnmente utilizados para el tipo de estudio que se va a llevar a cabo son los de superficie; ya que se colocan y se retiran fácilmente, son indoloros y permanecen en la misma posición durante un tiempo prolongado. Se incluyen dentro de esta familia a los electrodos de agujas, los adheridos con pasta conductora, los electrodos activos-secos y los de casco de malla [52].

Una vez se tienen los electrodos que enviarán la información al amplificador digital, se hace necesario establecer unas posiciones en las que colocar cada electrodo. Es por ello que se estableció en 1958 un sistema de posicionamiento estándar de los electrodos, conocido como el sistema 10-20. Ambos números hacen relación al porcentaje de distancia que tiene que haber entre electrodos adyacentes y puntos anatómicos de referencia como el nasion, el inion y los puntos preauriculares. Se muestra en la Figura 9 un ejemplo de disposición de los electrodos según este sistema. Como se

puede observar, cada electrodo se identifica con una letra según el lóbulo o zona sobre el que se sitúan: F (frontal), C (central), P (parietal), O (occipital) y T (temporal) acompañada de un número, los cuales si son impares implican que son de lado izquierdo, mientras que si son del lado derecho serán números pares. También pueden ir acompañados de la letra "z", lo que indica que están situados sobre la línea central que separa los dos hemisferios cerebrales.

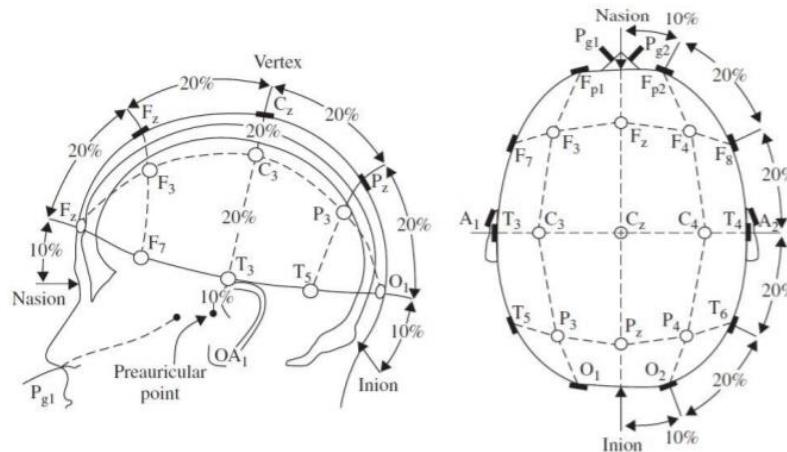


Figura 9. Sistema de posicionamiento de electrodos 10-20. Extraída de [51].

La colocación de los electrodos viene acompañada de unas técnicas de preparación previas para reducir la impedancia de la interfaz electrodo-piel como son la retirada de piel muerta por medio de geles abrasivos, la limpieza de la propia piel con alcohol etílico y el uso de gel electrolítico para reducir la impedancia entre ambos medios. Además, la mayoría de los sistemas de adquisición cuentan con una funcionalidad que mide la impedancia e informa al usuario de la misma utilizando marcadores luminosos de colores (verde, amarillo y rojo) que se asocian a un orden de magnitud determinado. Un color verde indicaría una baja impedancia, mientras que uno rojo sería una impedancia demasiado elevada.

Por último, quedaría entender cómo se registran las señales eléctricas en el amplificador digital para cada electrodo. Así pues, existen dos tipos de montajes de los electrodos para obtener señales en cada canal. En registro monopolar unipolar, se coge como electrodo referencial un electrodo externo que se sitúe en un lugar donde el potencial sea nulo o cercano a cero, como pueden ser los lóbulos de las orejas o el hueso mastoides. Se considera como registro monopolar promediado, la señal obtenida de la diferencia entre un electrodo activo y la suma de todos los electrodos, ya que presumiblemente esta suma será cero. A este sistema se le conoce como sistema Wilson [53]. También existe la posibilidad de obtener registros bipolares como la diferencia entre parejas de electrodos, siendo ambos electrodos activos.

1.4.2 Ondas características

En cada canal se va a registrar la actividad cortical asociada a los potenciales postsinápticos de las neuronas piramidales de esa zona fundamentalmente, ya que estas están presentes en toda la corteza y tienen sus axones orientados perpendicularmente a la superficie del cráneo, lo que permite generar un campo eléctrico con una orientación y proyección estable sobre el cuero cabelludo.

Sin embargo, el potencial postsináptico de una única neurona es demasiado pequeño como para ser registrado, por lo que además de necesitar que las neuronas estén orientadas perpendicularmente

hacia la superficie, se necesita que sean un gran número de neuronas las que se disparen de manera síncrona para así obtener un campo eléctrico estable que pueda propagarse rápidamente por el cerebro y el cráneo y ser registrado por el sistema EEG.

Es conocido que la señal de EEG es una combinación de muchas ondas con características diferentes entre ellas como pueden ser la amplitud o la frecuencia. Teniendo en cuenta esta última característica, se ha estudiado que la señal de EEG tiene una frecuencia máxima de 100 Hz, aunque el mayor porcentaje de potencia se encuentra entre los 0.5 y los 60 Hz [54]. Los investigadores, además, han clasificado distintas ondas según bandas de frecuencia:

- **Onda delta:** es la onda más lenta y comprende un rango de 1 a 4 Hz. Normalmente suelen estar presentes en la fase 3 del sueño y su potencia puede dar información sobre la profundidad del mismo. Además, como el sueño está asociado a la consolidación de la memoria, también juega un papel fundamental en la disposición interna de habilidades adquiridas y de información aprendida [55]. Este tipo de ondas se producen tanto en el tálamo como en el núcleo supraquiasmático, una estructura situada en el hipotálamo encargada de controlar los ritmos circadianos [56].
- **Onda theta:** esta onda abarca desde los 4 a los 8 Hz. Varios estudios reportan que la actividad theta está asociada a procesos de cognitivos como la atención y la memoria; por eso se puede encontrar en prácticamente toda la corteza cerebral, ya que los procesos mentales complejos involucran una gran cantidad de redes neuronales [55]. El principal generador de este tipo de oscilación es el hipocampo, aunque también participa en una menor proporción la corteza entorrinal [57].
- **Onda alfa:** las oscilaciones comprendidas entre los 8 y los 12 Hz se conocen como ondas alfa y se les ha asociado muchas funciones tales como sensorial, motora y la memoria. Además, también se ha usado esta onda para ver el estado de relajación de los pacientes, pues cuando se está en un estado relajado con los ojos cerrados, la potencia de esta onda aumenta considerablemente; mientras que en el caso de estar mentalmente activos con los ojos abiertos se ve fuertemente inhibida [55]. Generalmente, esta onda se puede encontrar en la corteza occipital con los ojos cerrados, en la corteza precentral, en la parte superior del lóbulo temporal y cuando se realiza cualquier movimiento voluntario [58].
- **Onda beta:** estas fluctuaciones se encuentran entre los 12 y los 25 Hz, las cuales se asocian generalmente con el pensamiento activo y de gran concentración, y se ve aumentada en la corteza motora cuando se planea ejecutar algún movimiento. También al observar a otra persona realizar algún movimiento, se observa este aumento de la onda beta, lo que implica que el sistema de neurona espejo está coordinado por las frecuencias beta. [55]. En 2016, se propuso que la fuente generadora de las ondas beta era el tálamo, pues es la zona encargada de transmitir la información sensorial hacia la corteza cerebral [59].
- **Onda gamma:** son las ondas que abarcan las frecuencias superiores a los 25 Hz. Todavía no se conoce muy bien cuáles son las principales funciones de este tipo de oscilaciones, aunque algunos afirman que son portadoras de procesos atencionales [55]. Al ser la banda de frecuencias menos conocida y estudiada, no se conoce la fuente generadora de esta, pues se encuentra tanto en la corteza occipital, frontal, premotora, parietal y temporal por ser una oscilación típica en el bucle corteza-ganglios basales-tálamo-corteza [60].

Todas estas ondas trabajan de manera conjunta y una descompensación de sus niveles normales pueden reflejar una patología psiquiátrica. Cambios en la potencia espectral de un tipo de onda no es característico de una cierta enfermedad; sino que más bien múltiples enfermedades se asocian a un patrón similar de variaciones en la potencia espectral. Por ejemplo, un aumento en las bandas delta y theta o una disminución en las bandas alfa y beta pueden llevar asociadas enfermedades como esquizofrenia, trastorno obsesivo compulsivo, adicciones o trastorno de déficit de atención [61].

1.4.3 Artefactos e interferencias

No obstante, los electrodos no solo recogen información que proviene de la actividad cerebral; sino que también puede captar variaciones de campo eléctrico asociadas a otras fuentes tanto internas como externas.

Una interferencia típica del registro de EEG es la interferencia del electrooculograma (EOG), la cual es debida a que el ojo forma un dipolo eléctrico (córnea polo positivo, retina polo negativo) y al desplazarse el globo ocular o al parpadear, se produce un cambio en el campo eléctrico alrededor del ojo que también se registra en los electrodos de EEG, principalmente en los frontopolares [62]. Aparte de la ubicación espacial en la que más interfiere, su potencia suele estar concentrada por debajo de los 5 Hz y sin picos en la PSD asociados a actividad cerebral (típicamente entre 10 y 20 Hz). En el dominio temporal se pueden apreciar *spikes* para el parpadeo o señales parecidas a funciones escalón que se corresponden con movimientos horizontales y temporalmente, en relación con otros eventos del mismo sujeto, se aprecia que las activaciones son aleatorias [63]. Todas estas características se recogen en la Figura 10.

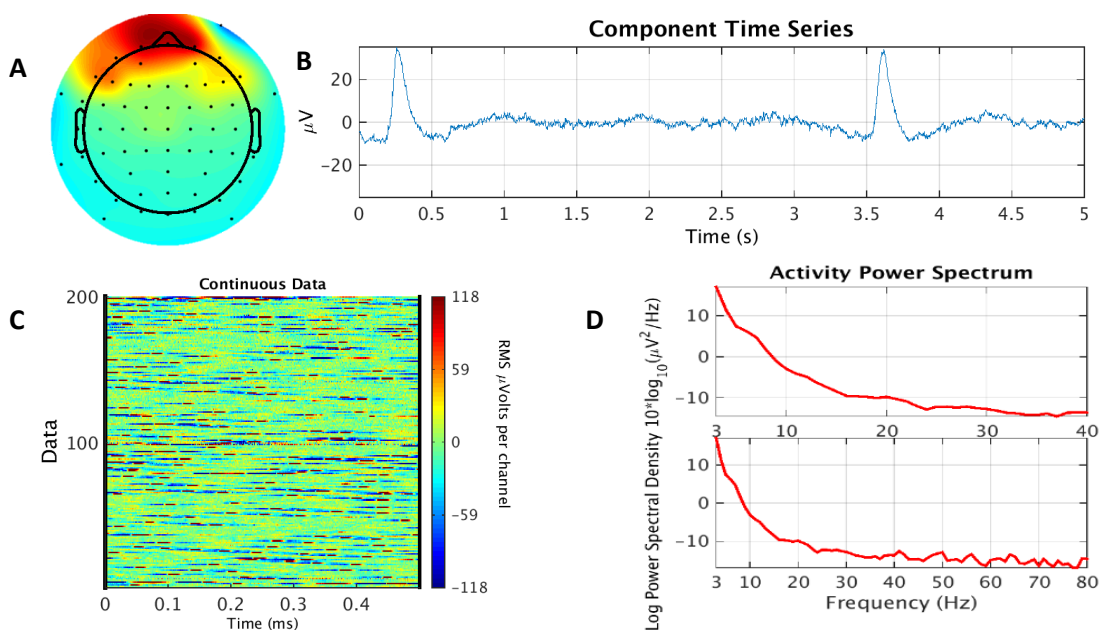


Figura 10. (A) Mapa topográfico característico de una interferencia de parpadeo EOG. (B) Forma característica del parpadeo en el dominio temporal. (C) Relación temporal entre 200 eventos de un mismo sujeto, con clara independencia del momento en el que se producen los parpadeos. (D) Potencia en el dominio espectral. Extraída de [63].

Otra interferencia que suele aparecer con gran frecuencia es la debida a la actividad eléctrica muscular o electromiográfica (EMG) producida por la contracción de músculos del cuero cabelludo, la cara, la mandíbula y el cuello principalmente. La ubicación de esta fuente de interferencia se encuentra en el mapa topográfico fuera del cráneo y la potencia en el espectro frecuencial está asociada a componentes de altas frecuencias, por encima de 20 Hz, lo cual se refleja también en el dominio temporal. Por último, se ve en la imagen temporal de eventos de un mismo sujeto que la actividad es no estacionaria, típico de las actividades musculares [63,64]. En la Figura 11 se pueden observar estas características de manera más representativa.

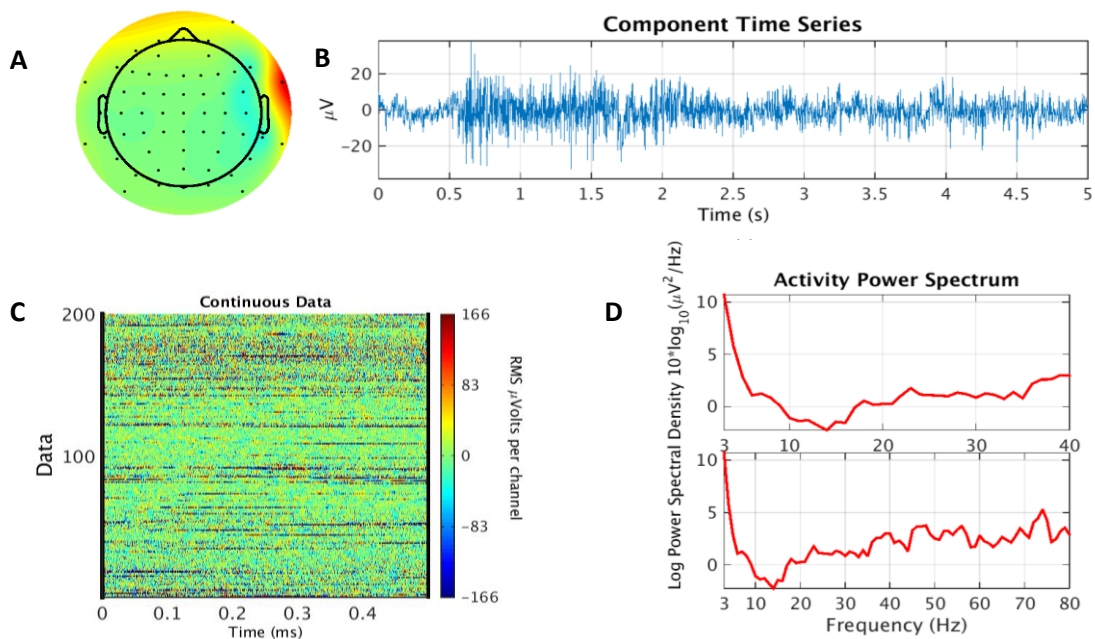


Figura 11. (A) Mapa topográfico característico de una interferencia EMG. (B) Representación de una interferencia de EMG en el dominio temporal. (C) Relación temporal entre 200 eventos de mismo sujeto sin presencia de actividad estacionaria (D) Potencia en el dominio espectral con predominancia de altas frecuencias. Extraída de [63].

También es muy común que los electrodos sobre el cuero cabelludo capturen los potenciales eléctricos generados por el corazón, señal conocida como electrocardiograma (ECG). La interferencia de ECG se aprecia en el dominio temporal con frecuencia de aparición del complejo QRS alrededor de 1 Hz. En cuanto al mapa topográfico, como el corazón está situado a una gran distancia de los puntos de registro, se verá como si fuese el producido por un dipolo muy lejano; es decir, parecido a un gradiente lineal. Además, en el espectro de frecuencias, no se aprecian picos significativos asociados a actividad cerebral. Se presenta la Figura 12 para entender de manera más visual esta información acerca de la interferencia de ECG [63].

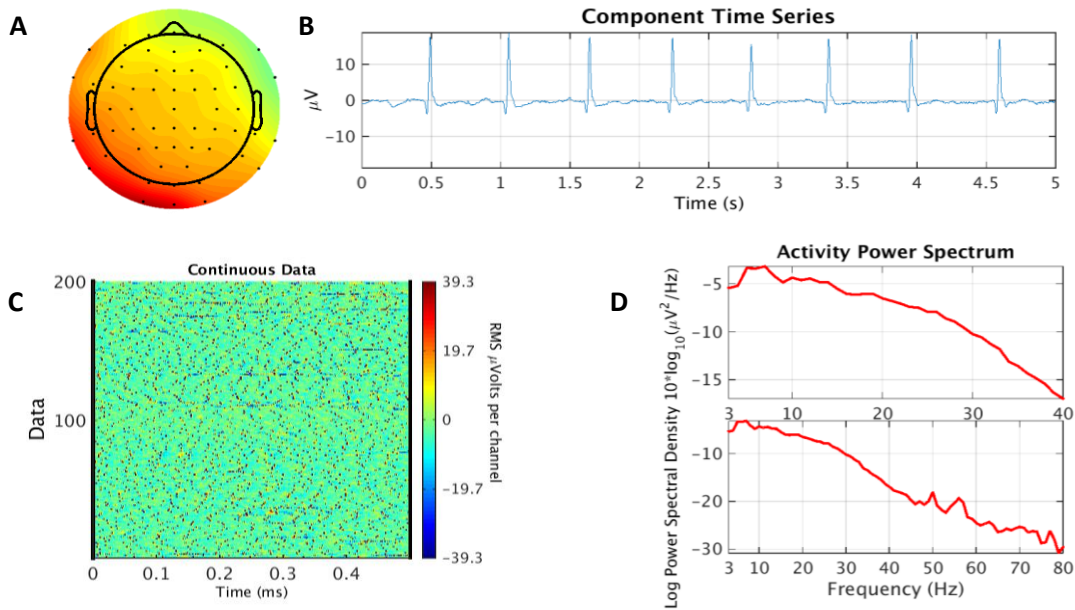


Figura 12. (A) Mapa topográfico característico de una interferencia ECG. (B) Representación de una interferencia ECG en el dominio temporal con el complejo QRS característico. (C) Relación temporal entre 200 eventos de mismo sujeto (D) Potencia en el dominio espectral sin picos característicos. Extraída de [63].

Como los ensayos han sido tomados en España, hay que tener en cuenta la interferencia producida por la frecuencia de la corriente alterna de la red eléctrica, la cual está establecida en los 50 Hz. Este tipo de fuente de ruido es muy fácil identificarla, ya que en el espectro frecuencial se observa un pico prominente en los 50 Hz, tal y como se puede observar en la Figura 13 [63].

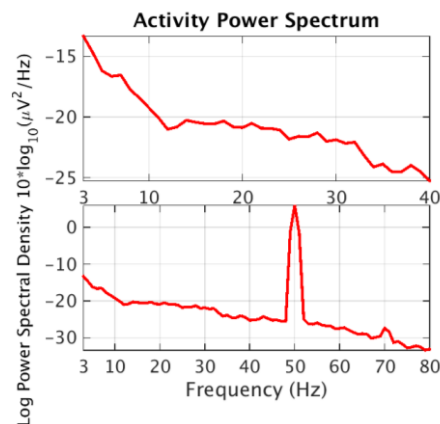


Figura 13. Espectro en potencia de una interferencia de red eléctrica con pico en 50 Hz. Extraída de [63].

Existen otros tipos de artefactos e interferencias que pueden introducirse como ruido en la señal de EEG. Por ejemplo, puede haber artefactos de movimiento de los electrodos o por un mal contacto entre la piel y el electrodo. Por último, pueden aparecer artefactos producidos por el movimiento de la lengua, también conocido como potencial ginocinético (GKP) ya que la lengua actúa como otro dipolo (punta negativa, base positiva) y al moverse varía el campo eléctrico que esta produce. Su efecto es más notable en los electrodos infraorbitales y los frontopolares [63, 65].

En la Figura 14 se muestra un ejemplo de la influencia del artefacto GKP en la señal de EEG al realizarse movimientos horizontales con la lengua. Se puede observar una interferencia mayor en los electrodos frontales que en los occipitales y que al desplazarse la lengua hacia la derecha, los potenciales del lado izquierdo se ven incrementados y viceversa.

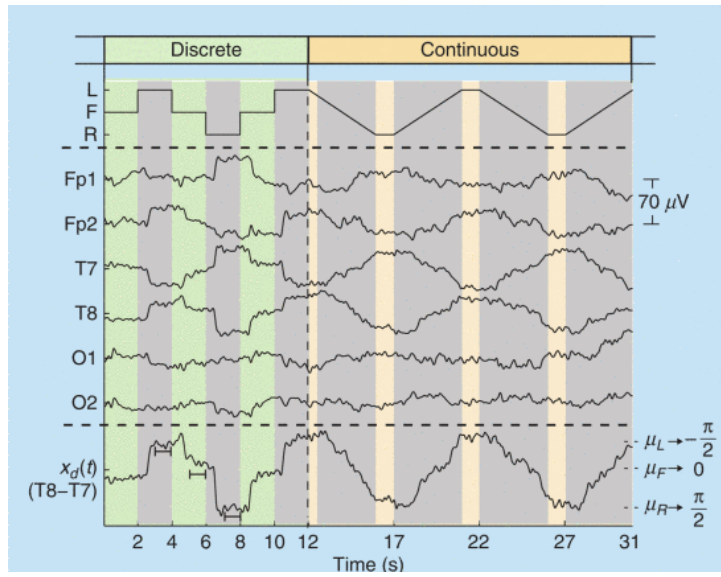


Figura 14. Artefacto GKP en EEG. L significa mover la lengua hacia la izquierda, R hacia la derecha y F tocar los labios por el centro de la cavidad bucal. Extraído de [66].

CAPÍTULO 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Según lo expuesto anteriormente, queda patente que la disfagia es un problema muy común en la sociedad actual, especialmente en pacientes con patologías neurológicas como el Parkinson, el Alzheimer o las debidas a ictus. Además, supone un gran coste para el Sistema Nacional de Salud que podría ser evitado con un diagnóstico más precoz y personalizado junto con el desarrollo de tratamientos que no sean meramente paliativos durante el resto de la vida.

Es por ello por lo que el presente Trabajo de Fin de Grado (TFG) tiene como objetivo principal aplicar técnicas avanzadas de procesamiento de señal como MVMD, especialmente indicado para señales no lineales y no estacionarias [76], en combinación con ICA, para poder limpiar los registros de EEG, y así realizar la separación de las componentes cerebrales y sus interferencias, y la identificación posterior de las componentes cerebrales volviendo a aplicar ICA.

Con ello se abordará la identificación de las regiones cerebrales que se activan durante la deglución y su secuenciación, es decir los patrones de activación asociados a la deglución en sujetos sanos y para ello hay que obtener registros de EEG durante la deglución en voluntarios sanos e implementar las técnicas anteriormente mencionadas. Así pues, se obtendrán patrones de activación recurrentes en 11 sujetos sanos durante el proceso deglutorio y se analizarán las características de sus componentes.

En este estudio se obtienen resultados preliminares sobre patrones de activación en sujetos sanos. Con la ampliación de la base de datos de registro y la realización de registros en sujetos con disfagia se pretende obtener indicadores que ayuden al diagnóstico de la disfagia. Además, como se ha mencionado en el apartado 1.2.4, esta información podría ser utilizada también en el tratamiento de la disfagia conociendo las zonas cerebrales que se activan durante la deglución mediante estimulación por corriente directa transcraneal (tDCS) y estimulación magnética transcraneal repetitiva (EMTr) o desarrollando una interfaz cerebro-computador que ayude a que el paciente obtenga una realimentación sobre la deglución.

CAPÍTULO 3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Base de datos

Para generar una base de datos propia, se diseñó un protocolo de adquisición para asegurar la consistencia de los datos entre sujetos. En primer lugar, se realizó una pequeña anamnesis para recopilar datos que puedan servir en el futuro para estudiar variaciones asociadas a estas covariables. En la Tabla 5 se muestran los campos requeridos al inicio de cada ensayo.

Tabla 5. Datos solicitados a los sujetos de estudio antes de iniciar los ensayos. Elaboración propia

Nombre completo	
Edad	
Sexo	M/F
Altura (cm)	
Peso (kg)	
Mano predominante	D/I
¿Ha pasado el COVID?	Sí/No
¿Presenta algún problema al deglutir?	Sí/No
¿Presenta enfermedad neurológica?	Sí/No
¿Le gusta el sabor del yogur?	Sí/No

Una vez recogidos los datos iniciales, se procede a sentar al sujeto en una silla cómoda, con la espalda apoyada sobre el respaldo y los brazos descansando sobre los reposabrazos, y a poner el equipo de registro en marcha en una sala lo más tranquila posible con las luces encendidas. El equipo utilizado fue TMSi SAGA 32/64+ junto al gorro BrainWave de la misma empresa [67].

Tabla 6. Especificaciones técnicas del amplificador digital TMSi SAGA 32/64+. Extraído de [65].

TMSi SAGA 32/64+	
Número de canales	32
Valor cuadrático medio del ruido (0 – 100) Hz	< 1 μ V
Rango de entrada de modo común	[-2 2] V
Resolución	< 20 nV
Impedancia de entrada	>1 G Ω
Ratio de rechazo de modo común (CMRR)	100 dB
Filtro anti-aliasing	1.6 kHz paso bajo
Ancho de banda analógico	0 – 800 Hz
Frecuencia máxima de muestreo	4096 Hz

El dispositivo ha sido configurado de manera que la frecuencia de muestreo escogida ha sido 2000 Hz. Además, el montaje utilizado será de tipo monopolar unipolar, ya que si no se pierde mucha información de manera individual en cada canal [52].

Una vez el equipo está funcionando, se procede a la colocación del gorro sobre el cuero cabelludo del sujeto. En concreto, se han utilizado electrodos en casco de malla, los cuales vienen embebidos dentro de un casco elástico. Este tipo de electrodos son mucho más cómodos para el sujeto y también reduce la variabilidad espacial al disponer los electrodos entre distintos sujetos siempre en las mismas posiciones, las indicadas por el sistema 10/20. El principal inconveniente es que la impedancia que se produce entre la piel y los electrodos es elevada, por lo que habrá que reducirla [52].

Primero, hay que seleccionar el gorro a emplear en cada sujeto según la medida de su perímetro craneal gracias a una cinta métrica que lleva marcado el color del gorro a utilizar según la medida del cráneo. Una vez escogido el gorro, se reduce la impedancia electrodo-piel para poder registrar las señales de EEG correctamente. En primer lugar, se debe aplicar un exfoliante de piel (Nuprep, Weaver and Company ©, EEUU) en la frente para retirar la piel muerta que pueda existir y se limpia con un algodón y alcohol. A continuación, se aplica gel electrolítico (Electro-Gel™, ECI, EEUU) sobre todas las interfases electrodo-piel para reducir lo máximo posible la impedancia de esta interfase con la ayuda de una jeringuilla, incluyendo también el electro de masa (GND), que se encuentra en el gorro entre los electrodos Fpz y Fz.

Falta colocar de manera similar el electro de referencia en el hueso mastoideo izquierdo, retirando con el exfoliante la piel muerta, limpiándolo con alcohol para después colocar un electrodo adhesivo que ya incluye él mismo el gel electrolítico necesario. Una vez colocados correctamente todos los electrodos, se debe comprobar en la interfaz de usuario de TMSi que se están registrando correctamente los 32 canales de EEG. Para ello, se comprueba en el software que todas las impedancias estén en unos niveles aceptables de impedancia (de 1 a 5 k Ω) y también en el

visualizador de señales se observa que las señales que aparecen son coherentes con una señal de EEG y que si se parpadea aparecen las interferencias de EOG esperadas.

Una vez comprobado, se procede al registro de la actividad cerebral. En primer lugar, se registra la actividad basal cerebral de cada sujeto durante 1 minuto. La captación de señales durante el proceso deglutorio se ha protocolizado mediante la implementación de un software. Para asegurar que el sujeto está relajado, se dispone de una segunda pantalla con el fondo de un paisaje y música relajante a la que debe mirar en todo momento y los investigadores darán la orden de inicio cuando observen en su pantalla de manera clara ondas alfa en los electrodos occipitales, lo que indica estado de reposo.

A continuación, se realizan 20 registros de la señal de EEG para cada sujeto en los que se realizarán 3 degluciones en cada uno de ellos: una primera de saliva, una segunda de yogur y una última de agua. Para asegurar la repetitividad en la realización del protocolo de registro, se cuenta con un segundo software capaz de generar marcadores de eventos automáticamente; EventIDE [68]. Para controlar que la cantidad de los bolos de agua y yogur son iguales, se cargan en jeringuillas 10 ml de cada alimento. Primero, aparece una pantalla en negro durante 10 segundos que será para que el investigador inyecte el bolo en la cavidad oral (o en el caso de la saliva para que el propio sujeto la genere). A continuación, aparecerá una cruz que indica que el sujeto se tiene que preparar para deglutir y en un intervalo aleatorio de 3 a 5 segundos, aparecerá la imagen de un niño comiendo, lo que indica el momento en el cual el sujeto debe tragar el bolo. En este instante temporal se coloca además un marcador temporal con el tipo de bolo al que corresponde en el conjunto de datos.

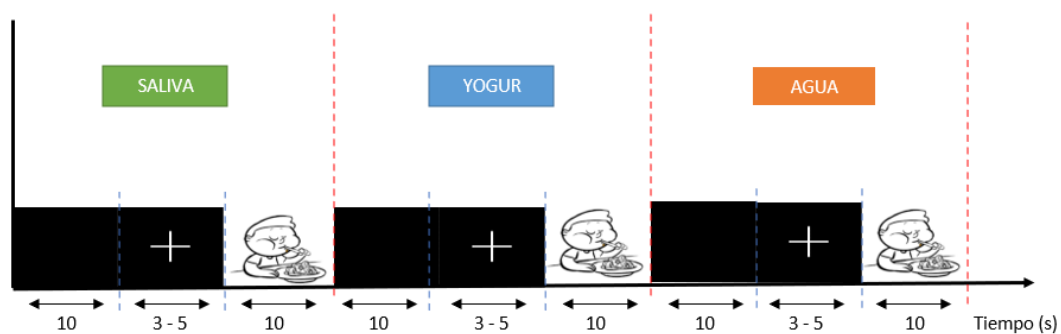


Figura 15. Esquema ilustrado de la evolución temporal de un ensayo. Elaboración propia.

Por último, al voluntario se le realiza un registro de 20 degluciones voluntarias de saliva. El planteamiento en el software de registro es el mismo que en el caso del registro basal; un registro continuo en el que el sujeto cuando quiera procederá a la deglución de un bolo propio de saliva. Al tragar saliva varias veces seguidas a un ritmo más rápido que el que las glándulas salivares son capaces de generarla, el sujeto se cansa y le cuesta cada vez más tragar los bolos. Es por lo que se deja a disposición del sujeto un vaso de agua para que trague agua cuando lo vea necesario. Para diferenciar el bolo de saliva voluntario con los de agua intermedios, el voluntario debe clicar un botón del ratón cuando trague saliva para tener marcadas esas degluciones y no las de agua.

Una vez terminados los registros, estos se han almacenado en ficheros con extensión csv, los cuales contienen información de los 32 canales y también información temporal para los marcadores del tipo de deglución. El primer paso es transformar este archivo en uno con extensión set para así poder trabajar con él en EEGLAB [69], una toolbox interactiva de MATLAB [70] específica para poder trabajar con señales de EEG.

Por último, se genera un nuevo fichero que concatene para cada sujeto los 20 ensayos con los 3 tipos de degluciones. Es decir, se dispone de un fichero set para cada individuo con la información contenida en los 32 canales de EEG para 60 degluciones de manera continua. Este archivo será el punto de partida para comenzar con el preprocesado de las señales.

3.2 Análisis de datos

3.2.1 Preprocesado

El esquema a seguir a partir de este momento en el preprocesado de la señal se presenta en la Figura 16 a modo de flujograma y se lleva a cabo gracias a la herramienta EEGLAB de MATLAB.

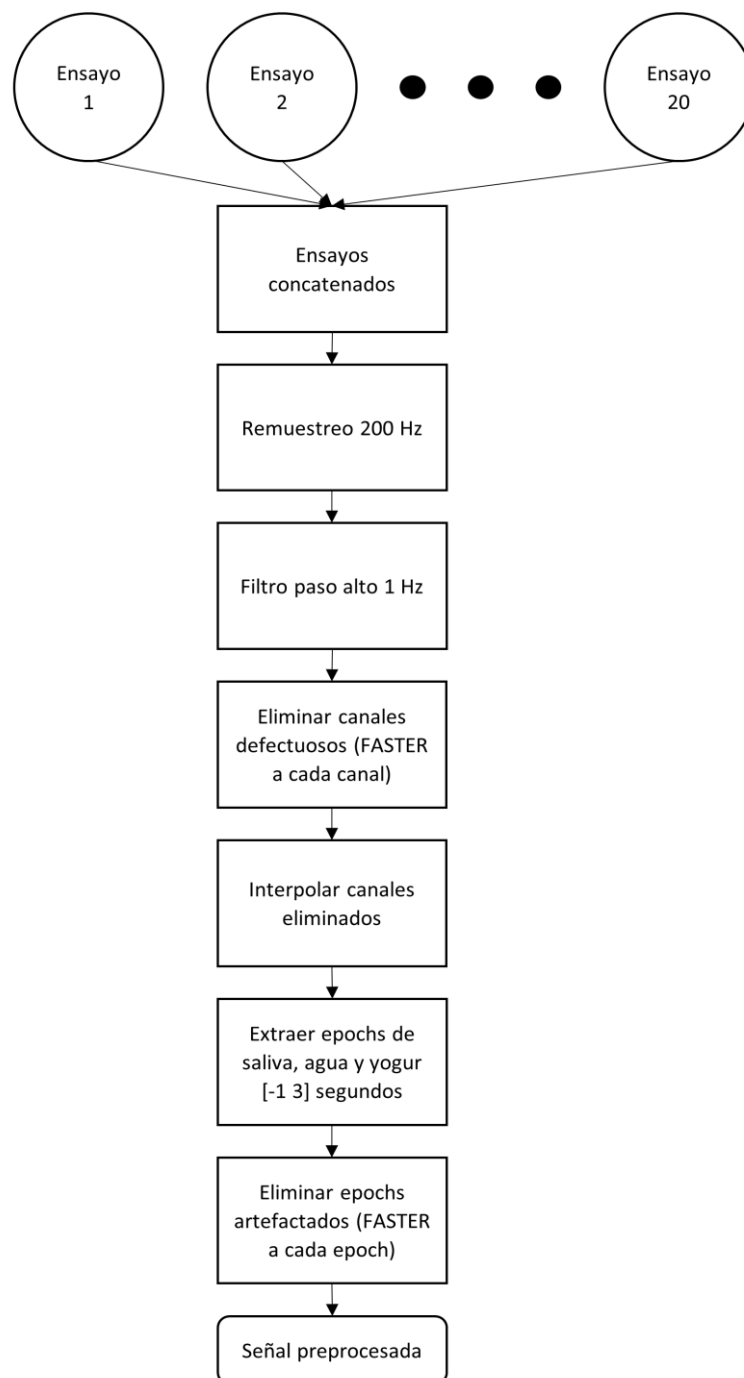


Figura 16. Flujograma del preprocesado. Elaboración propia.

Partiendo del archivo con todos los ensayos concatenados de un mismo sujeto, se le debe aplicar un preprocesado a la señal para utilizar tan solo la información relevante para el estudio. Para ello, el primer paso realizado es un diezmado de la señal para pasar de una frecuencia de muestreo de 2000 Hz a 200 Hz. Con ello se consigue que el tamaño de los datos con los que se está trabajando se reduzca considerablemente y se asegura que no se pierde y corrompe información por el fenómeno de aliasing, ya que se cumple el teorema de Nyquist-Shannon con la nueva frecuencia de muestreo. Este teorema dice que la frecuencia de muestreo debe ser igual o mayor que el doble de la frecuencia máxima de la señal; por lo que en este caso 200 Hz es igual al doble de la frecuencia máxima de EEG, 100 Hz [71, 72].

A continuación, a la señal con la nueva frecuencia de muestreo se le aplica un filtro paso alto de fase 0 y con frecuencia de corte 1 Hz. El objetivo de aplicar este filtro es eliminar la contribución de la señal continua (frecuencia de 0 Hz) y las oscilaciones de la línea base, pero sin introducir un desfase en la señal filtrada. Se ha utilizado un filtro de respuesta finita (FIR) bidireccional con la técnica de mínimos cuadrados restringidos. El que sea bidireccional implica que, una vez filtrada la señal, se invierte el orden de las muestras obtenidas y se vuelve a filtrar de nuevo para así lograr que la señal resultante no tenga distorsión de fase. En la técnica de diseño de un filtro FIR por mínimos cuadrados, no se especifican explícitamente las bandas de transición en la respuesta de magnitud; sino que con definir las frecuencias de corte y los umbrales superior e inferior de la ondulación máxima permitida en la respuesta de magnitud (tanto en la banda de paso como en la de rechazo), es capaz de calcular de manera implícita las bandas de transición aplicando la técnica de minimización de error por mínimos cuadrados [73, 74].

El siguiente paso es eliminar e interpolar aquellos canales que no tengan una buena calidad. Para ello, se utiliza un algoritmo implementado como plugin de EEGLAB llamado *Fully automated statistical thresholding for EEG artifact Rejection* (FASTER) que detecta automáticamente canales artefactados. Para ello calcula 3 parámetros para cada canal y así poder determinar si está contaminado o no. El primero de ellos es la media de los coeficientes de correlación de un canal con el resto de canales. La ecuación que describe este parámetro se presenta en la ecuación (1),

$$M_{corr} = \frac{\sum_{m=1}^N r_{x_n, x_m}}{N} \quad (1)$$

siendo N el número total de canales (32 en el caso de estudio); x_n los datos en un determinado canal; y r_{x_n, x_m} el coeficiente de correlación de Pearson entre los canales n y m [75]. El cálculo del coeficiente de Pearson [76] se muestra en la ecuación (2),

$$r_{x_n, x_m} = \frac{\sigma_{x_n, x_m}}{\sigma_{x_n} \sigma_{x_m}} \quad (2)$$

en la que la covarianza entre las 2 señales de cada canal es σ_{x_n, x_m} y la desviación típica de cada canal se corresponde con $(\sigma_{x_n}, \sigma_{x_m})$.

El segundo parámetro que ayudará a determinar si un canal hay que desecharlo o no es la varianza en los datos de cada canal, lo cual se representa como $s_{x_n}^2$ en la ecuación (3),

$$s_{x_n}^2 = \frac{\sum_{i=1}^L (x_i - \bar{x}_n)^2}{L - 1} \quad (3)$$

en la que $x_i = 1, 2 \dots L$ son los datos individuales que contiene un canal, y \bar{x}_n la media de ese canal [75, 77].

El último valor a considerar como indicador de la validez de un canal es el exponente de Hurst. Este coeficiente es una medida de la dependencia de largo alcance dentro de una propia señal; y se relaciona con las autocorrelaciones de una serie temporal y la velocidad a la que van disminuyendo estas autocorrelaciones a medida que aumenta el desfase o *lag* entre pares de valores [75, 78]. Los fenómenos biológicos humanos tienen un coeficiente aproximado de 0.7; por lo que aquellos canales con un número que difiera mucho de este valor serán marcados para su eliminación [79, 80]:

Por último, habría que umbralizar los 3 parámetros para determinar qué canales son los que deberían ser eliminados. La métrica utilizada para determinar que un canal está contaminado es si cualquiera de los 3 parámetros anteriormente expuesto posee un Z-score de ± 3 . El cálculo de Z-score (4) es una forma de estandarizar los datos y poder así encontrar *outliers* que superen el umbral de ± 3 unidades normalizadas,

$$Z_{in} = \frac{x_{in} - \mu_i}{\sigma_i} \quad (4)$$

siendo la $i = 1, 2, 3$; el número de parámetro y la letra $n = 1, 2, \dots, 32$; el número de canales. El símbolo x_{in} representa el valor del parámetro i en el canal n ; mientras que μ_i y σ_i representan la media y la desviación típica entre todos los canales respectivamente.

Una vez seleccionados los canales corruptos, se eliminan del conjunto de datos. Para recuperar la información contenida en estos canales, lo que se realiza es una interpolación por *spline* esféricos, en la que los datos que faltan en un determinado canal se infieren de los electrodos vecinos [75]. Esquemáticamente, el proceso de selección e interpolación de canales contaminados sería el presentado en la Figura 17.

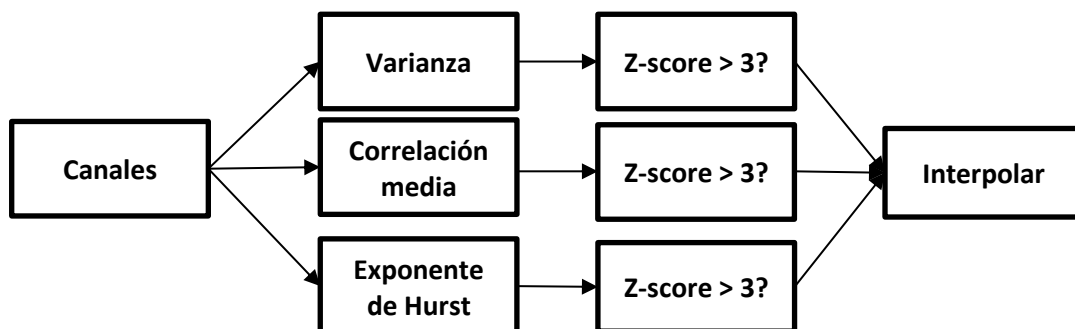


Figura 17. Flujograma aplicando FASTER a todos los canales. Extraído de [75].

Con el fin de mejorar la relación señal/ruido, se cambia la referencia monopolar unipolar (pues el electrodo de referencia está situado en el mastoides) por una referencia monopolar promediada como se ha explicado en el apartado 1.4.1. Con esta nueva referencia se pretende eliminar todo aquello que es común en todos los canales de manera simultánea [81].

A continuación, se extraen fragmentos de señal a los que llamaremos "epoch". Estas partes de la señal original se obtienen a partir de los marcadores iniciales que estaban contenidos en el fichero en el momento en el que aparecía la imagen del niño para que se iniciase la deglución. Indistintamente del tipo de bolo a digerir (saliva, agua o yogur), se extrae 1 segundo antes y 3 segundos después del marcador; quedando los epochs con una duración de 4 segundos. En total, como a cada sujeto se le hicieron 20 ensayos y cada uno de ellos contenía una deglución de los 3 tipos de bolos, se tendrán en total 60 epochs.

Una vez extraídos los epoch, se sustrae la media de cada canal a cada uno de los epoch eliminando así la contribución de la línea base en cada uno ellos.

Sin embargo, pueden existir algunos epoch que estén artefactados. Así pues, se sigue una estrategia similar a la desarrollada para interpolar los canales contaminados aplicando el mismo plugin de EEGLAB (FASTER), sólo que los parámetros utilizados para diferenciar entre epoch artefactados o no, cambiarán respecto a los utilizados para los canales.

El primer parámetro es el rango de amplitud de cada epoch, ya que el movimiento de los electrodos produce un cambio en la impedancia de la interfaz piel-electrodo, lo que se traduce en una variación del punto de equilibrio de potencial del electrodo y viene representado en la ecuación (5),

$$R_e = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (\max(x_{n_e}) - \min(x_{n_e})) \quad (5)$$

donde $n = 1, 2, \dots, N$ es el número de electrodos y $e = 1, 2, \dots, E$ hace referencia al epoch escogido para analizar. El símbolo x_{n_e} se corresponde con los datos individuales contenidos en un epoch y en un determinado canal n . Se calcula el promedio del rango para un mismo epoch en todos los canales para tener un único valor asociado a cada epoch.

La siguiente variable a utilizar como indicador de epochs contaminados es la desviación de la media del epoch con respecto a la media del canal y se presenta en la ecuación (6),

$$D_e = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (\bar{x}_{n_e} - \bar{x}_n) \quad (6)$$

siendo \bar{x}_n la media del canal y \bar{x}_{n_e} la media del epoch, calculadas ambas con sus respectivas longitudes l . El parámetro final se calcula promediando esa diferencia entre todos los canales para un mismo epoch.

Además, el movimiento del sujeto también produce interferencias de EMG y un estadístico útil para su identificación es la varianza del epoch ($s_{x_{n_e}}^2$), calculada de la misma manera que en la ecuación (3), sólo que variando la longitud del canal por la del epoch como se muestra en la ecuación (7). De la misma manera que los dos anteriores, se promedia para todos los canales el valor de esta varianza.

$$s_{x_e}^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_{x_{n_e}}^2 \quad (7)$$

Una vez computados los parámetros para cada epoch, se tiene que umbralizar de la misma manera que se ha hecho con los canales; es decir, estandarizando los valores y viendo cuáles superan un umbral de ± 3 . A diferencia que como ocurría con los canales, los epoch artefactados se desechan por completo del conjunto de datos [75]. A modo de esquema, se presenta la Figura 18 para entender el flujograma del proceso para eliminar los epoch artefactados.

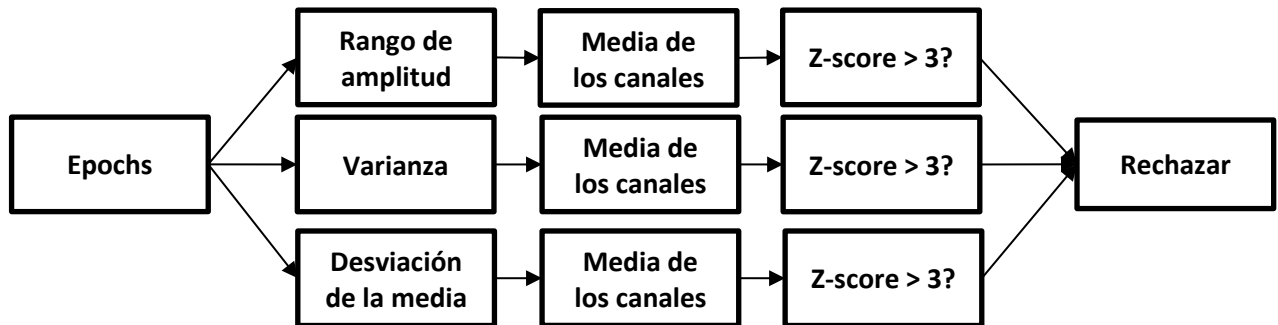


Figura 18. Flujograma aplicando FASTER a todos los epoch contaminados. Extraído de [75].

3.2.2 Atenuación de interferencias biológicas

Una vez preprocesados los datos, se procesan con una serie de métodos para eliminar las interferencias biológicas y eléctricas que afectan a los mismos y dificultan la interpretación de los datos de EEG. El flujograma a seguir en a partir de este instante se presenta en la Figura 19.

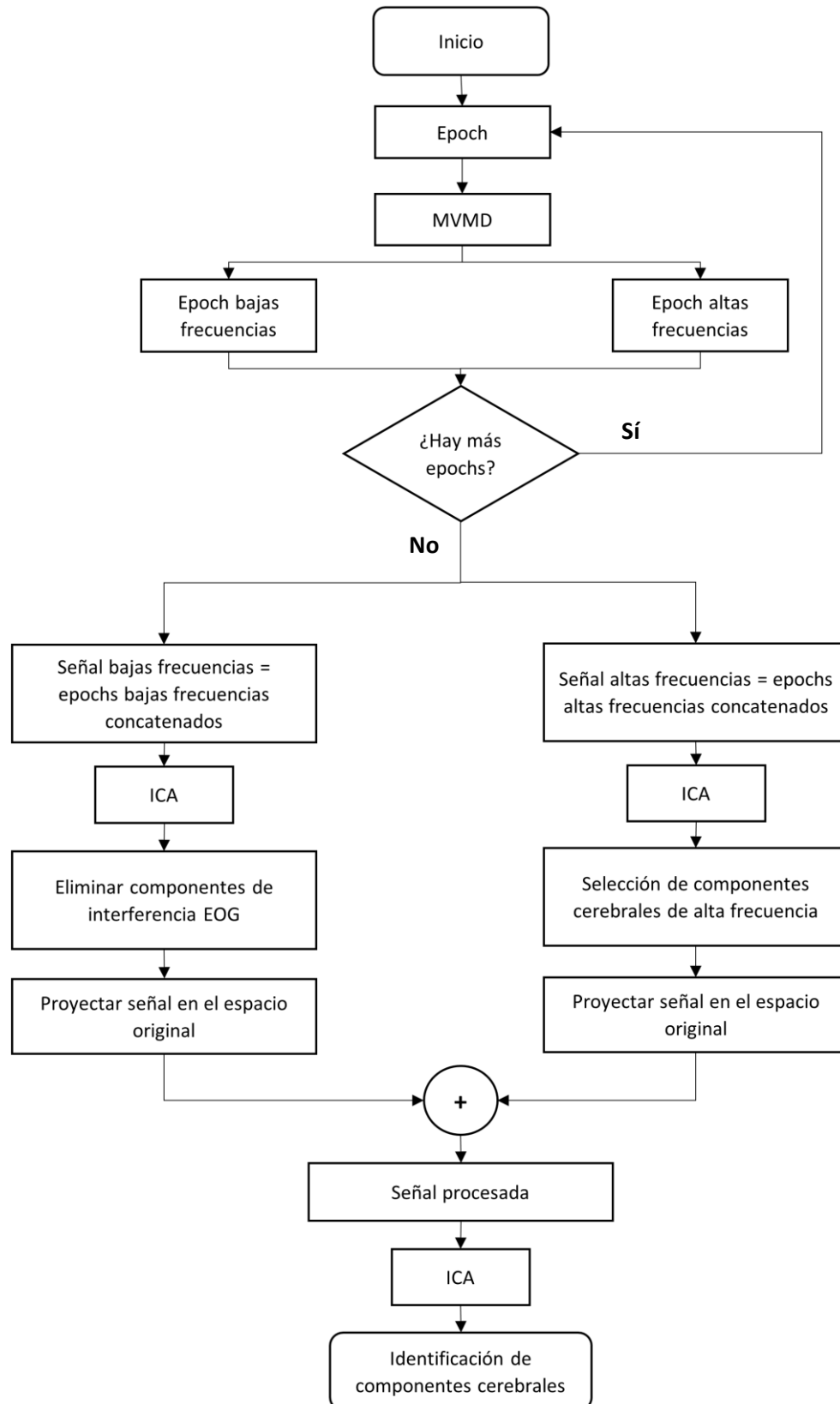


Figura 19. Flujograma del procesado para eliminar interferencias. Elaboración propia.

Para lograr atenuar las interferencias, se utilizó en primer lugar un algoritmo denominado *Multivariate Variational Mode Decomposition* (MVMD) con el objetivo de dividir esta señal en 2 subseñales: una que contuviese la información de las bajas frecuencias (ondas delta, theta, alfa y beta) fundamentalmente; y otra con información de altas frecuencias (onda gamma). La ventaja de utilizar este método es que la separación entre las 2 señales no se realiza con filtrado convencional y una frecuencia de separación fija; sino que dependiendo de la descomposición que el algoritmo realice sobre una señal, podremos tener distintas frecuencias de separación en distintos sujetos. Se eligió seguir este método pues es una manera más fisiológica de separar una señal biológica; extrayendo información propia de la señal más que determinar un corte frecuencial determinado.

El objetivo de MVMD es descomponer una matriz de datos de entrada, en la que cada fila se corresponde con un canal, en un número finito de K funciones de modo intrínseco (IMF) [82]. Estas funciones o componentes forman una base completa y casi ortogonal para la señal original y deben satisfacer 2 condiciones:

1. En todo el conjunto de componentes finitas, el número de extremos (máximos y mínimos) y el número de cruces por cero deben ser iguales o diferir como máximo en uno.
2. En cualquier punto, el valor medio entre la envolvente definida por los máximos locales y la envolvente definida por los mínimos locales es cero [82].

El resultado obtenido tras la descomposición, son señales moduladas en amplitud y en frecuencia a lo largo del tiempo. A continuación, se presenta el algoritmo que sigue MVMD para realizar esta descomposición.

Como se ha mencionado, se desean extraer K funciones de modo intrínseco, $u_k(t)$, de un conjunto de datos, $x(t)$, que contiene un número de canales C. Las funciones $u_k(t)$, al ser señales moduladas en amplitud y frecuencia, también se pueden expresar como se muestra en (8),

$$u_k(t) = a(t)\cos(\varphi(t)) \quad (8)$$

siendo $a(t)$ una función de la amplitud y $\varphi(t)$ la función de variación de fase debida a la modulación en frecuencia.

Si se quisiesen recuperar las señales originales, la suma de las señales $u_k(t)$ extraídas debe recuperar exactamente la señal original tal y como se presenta en (9),

$$x(t) = \sum_{k=1}^K u_k(t) \quad (9)$$

siendo $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_C(t)]$ y $u(t) = [u_1(t), u_2(t), \dots, u_C(t)]$. Así pues, el objetivo será extraer un subconjunto de oscilaciones moduladas multivariadas que cumplan 2 condiciones:

1. La suma de las IMFs extraídas debe recuperar exactamente la señal original.
2. La suma de los anchos de banda de las modas extraídas es mínima.

Para calcular los anchos de banda, primero se necesita expresar el vector de componentes, $u_k(t)$, de forma analítica. Su finalidad es poder expresar los vectores $u_k(t)$ como un conjunto canónico, y por tanto único, de funciones amplitud y fase; ya que más de una función $a(t)$ y $\varphi(t)$ pueden ser asociadas a $u_k(t)$. A esta representación analítica se la denota como $u_+^k(t)$ y se calcula utilizando la

transformada de Hilbert (ecuación (10)); lo que lleva a obtener la señal compleja que se muestra en la ecuación (11) [84].

$$\mathcal{H}u_k(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{u_k(t')}{t-t'} dt' \quad (10)$$

$$u_+^k(t) = u_k(t) + j\mathcal{H}u_k(t) = a(t)e^{j\varphi(t)} \quad (11)$$

Además, si se calcula la transformada de Fourier de $u_+^k(t)$, esta produce un espectro de frecuencias unilateral (tan sólo con la parte de las frecuencias positivas del espectro original). El resultado de dicha transformada se refleja en la ecuación (12) [84].

$$\hat{u}_+^k(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} u_+^k(t) e^{-j\omega t} dt = (1 + \text{sgn}(\omega))\hat{u}_k(\omega) \quad (12)$$

Una vez calculada la representación analítica, para calcular el ancho de banda de $u_k(t)$ se toma la norma de Frobenius de la función gradiente del resultado de desplazar el espectro unilateral de todos los canales a la banda base. Este desplazamiento se logra mediante una mezcla armónica con una exponencial compleja de frecuencia ω_k , siendo este parámetro la frecuencia central de la banda que deben tener en común todos los canales. Por tanto, la función de coste a minimizar es la mostrada en (13) [86].

$$f = \sum_k \sum_c \|\partial_t [u_+^{k,c}(t) e^{-j\omega_k t}]\|_2^2 \quad (13)$$

Sin embargo, en esta ecuación existen múltiples restricciones de igualdad lineales asociadas al número total de canales $c = 1, 2, \dots, C$. Para poder transformar este problema de optimización en un problema sin restricciones, se aplica el método de los multiplicadores de Lagrange, añadiéndole a la función de coste dos términos más. El término cuadrático asegura la fidelidad de la reconstrucción; mientras que el término de los multiplicadores de Lagrange (λ_c) aseguran que las restricciones se cumplen estrictamente. En la ecuación (14) se muestra la función de Lagrange aumentada descrita, siendo el parámetro α un término de penalización [84].

$$\begin{aligned} \mathcal{L}(\{u_{k,c}\}, \{\omega_k\}, \lambda_c) &= \alpha \sum_k \sum_c \|\partial_t [u_+^{k,c}(t) e^{-j\omega_k t}]\|_2^2 + \sum_c \left\| x_c(t) - \sum_k u_{k,c}(t) \right\|_2^2 \\ &+ \sum_c \langle \lambda_c(t), x_c(t) - \sum_k u_{k,c}(t) \rangle \end{aligned} \quad (14)$$

La solución a este problema de optimización se puede encontrar como el punto silla de la función de Lagrange que se acaba de construir. Un punto silla o de ensilladura es aquel cuya primera derivada es nula pero no es un máximo o mínimo local [83]. Para llegar a esta solución, se utiliza el método iterativo conocido como *Alternating Direction Method of Multipliers* (ADMM), el cual va resolviendo una secuencia de subproblemas de optimización que buscan minimizar una función de coste de manera iterativa para cada parámetro de interés en vez de realizar la optimización de todas las variables de manera simultánea [84]

El primer parámetro a optimizar es el relacionado con las funciones $u_{k,c}$. Este subproblema es resuelto en el dominio de Fourier para obtener una relación de actualización en el dominio frecuencial. La relación de actualización de las funciones $u_{k,c}$ se presenta en la ecuación (15) [84].

$$\hat{u}_{k,c}^{n+1}(\omega) = \frac{\hat{x}_c(\omega) - \sum_{i \neq k} \hat{u}_{i,c}(\omega) + \frac{\hat{\lambda}_c(\omega)}{2}}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k)^2} \quad (15)$$

Una vez resuelto el primer subproblema, la atención se centra en resolver el subproblema asociado a la actualización de la frecuencia central de banda ω_k . Tras aplicar una serie de transformaciones matemáticas como el teorema de Plancherel, se obtiene la relación de actualización de la frecuencia central mostrada en (16), la cual tiene en cuenta la contribución del espectro en potencias de todos los canales [84].

$$\omega_k^{n+1} = \frac{\sum_c \int_0^\infty \omega |\hat{u}_{k,c}(\omega)|^2 d\omega}{\sum_c \int_0^\infty |\hat{u}_{k,c}(\omega)|^2 d\omega} \quad (16)$$

El último parámetro a optimizar son los multiplicadores de Lagrange (λ_c), los cuales se actualizan siguiendo la ecuación (17), en la que el término τ controla los multiplicadores de Lagrange si se fuerza que este tienda a cero. Gracias a esto, se consigue que el algoritmo MVMD sea robusto al ruido [84].

$$\hat{\lambda}_c^{n+1}(\omega) = \hat{\lambda}_c^n(\omega) + \tau \left(\hat{x}_c(\omega) - \sum_k \hat{u}_{k,c}^{n+1}(\omega) \right) \quad (17)$$

Una vez converge el algoritmo ADMM, se logra descomponer la señal original en K señales moduladas en frecuencia y amplitud; las cuales contienen información común de todos los canales porque la frecuencia central, ω_k , de cada función de modo intrínseco $u_k(t)$ se extrae a partir del espectro en potencia de todos los canales. Si se sumasen las K funciones obtenidas, se obtendría la señal original tal y como se mencionaba al principio de este desarrollo en (9). En la Figura 20, se muestra en pseudocódigo el uso de ADMM para la optimización de MVMD.

Initialize:

$$\{\hat{u}_{k,c}^1\}, \{\omega_k^1\}, \hat{\lambda}_c^1, n \leftarrow 0, \epsilon \leftarrow 10^{-7}$$

repeat

$n \leftarrow n + 1$

for $k = 1 : K$ do

for $c = 1 : C$ do Update mode $\hat{u}_{k,c}$:

$$\hat{u}_{k,c}^{n+1}(\omega) \leftarrow \frac{\hat{x}_c(\omega) - \sum_{i < k} \hat{u}_{i,c}^{n+1}(\omega) - \sum_{i > k} \hat{u}_{i,c}^n(\omega) + \frac{\hat{\lambda}_c^n(\omega)}{2}}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k^n)^2}$$

end for

end for

for $k = 1 : K$ do

Update center frequency ω_k :

$$\omega_k^{n+1} \leftarrow \frac{\sum_c \int_0^\infty \omega |\hat{u}_{k,c}^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}{\sum_c \int_0^\infty |\hat{u}_{k,c}^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}$$

end for

for $c = 1 : C$ do Update $\hat{\lambda}_c$:

for all $\omega \geq 0$

$$\hat{\lambda}_c^{n+1}(\omega) = \hat{\lambda}_c^n(\omega) + \tau \left(\hat{x}_c(\omega) - \sum_k \hat{u}_{k,c}^{n+1}(\omega) \right)$$

end for

until Convergence: $\sum_k \sum_c \frac{\|\hat{u}_{k,c}^{n+1} - \hat{u}_{k,c}^n\|_2^2}{\|\hat{u}_{k,c}^n\|_2^2} < \epsilon$

Figura 20. Algoritmo ADMM para resolver el problema de optimización de MVMD Extraído de [84].

La Figura 21 se presenta como muestra de la utilidad del método MVMD con un conjunto de datos conformado por 4 canales de EEG con el fin de separar la información de la onda alfa, la cual contiene frecuencias entre 8 y 12 Hz. Como se puede observar, las señales de los 4 canales se han descompuesto en unas ondas moduladas en frecuencia y amplitud, las cuales tienen una frecuencia central predominante que se muestra en las gráficas de densidad espectral de potencia. Como se puede apreciar, las 2 primeras IMFs sí son pertenecientes a la banda alfa; sin embargo, la graficada en D no lo es por ser su frecuencia principal cercana a 40 Hz. Por tanto, si se quisiera recomponer una señal que sólo tuviese información en la banda alfa, no se incluiría esta última función.

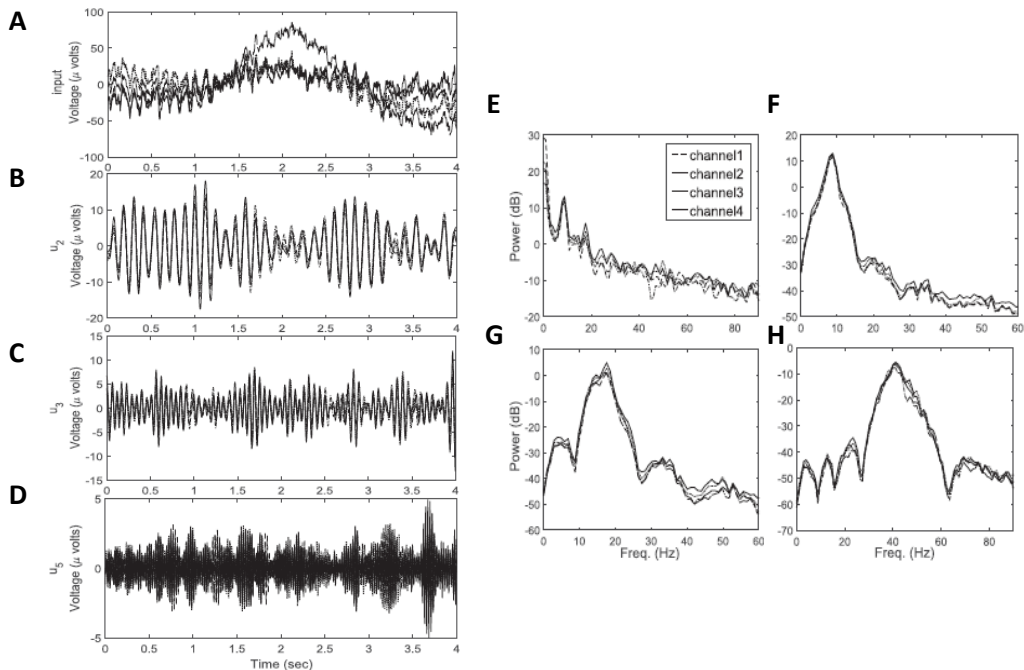


Figura 21. (A) señales originales de 4 canales de EEG. (B, C y D) 3 de las modas extraídas de esa señal aplicando MVMD con $K = 5$. (E) Representación del espectro en potencia (PSD) de los 4 canales en (A). (F, G y H) Representación de las PSD de (B, C y D) respectivamente. Extraído de [84].

En el presente estudio, se aplica el algoritmo MVMD a cada epoch por separado. Como se ha visto en la Figura 20, el primer paso es inicializar una serie de variables. Se debe determinar el número de IMFs que se quieren extraer, que en este caso serán $K = 10$; el término de penalización $\alpha = 2000$, el cual garantiza la precisión de la reconstrucción de la señal en presencia de ruido gaussiano (a mayor α , mayor precisión y por tanto, menor ancho de banda) [85]. Para hacerlo robusto frente al ruido, se esoge un $\tau = 0$, ya que así se fuerza a que el término de Lagrange en (14) desaparezca al forzar este parámetro a cero en la ecuación (17) [84]. Además, se inicializan todas las frecuencias centrales en 0 Hz. Por último, el valor de tolerancia fijado para que el algoritmo ADMM converja es 10^{-10} .

Una vez almacenadas las 10 IMFs para cada epoch, de una forma similar al ejemplo mostrado en la Figura 21, se van a obtener 2 señales independientes partiendo de la descomposición realizada. El objetivo era separar por una parte, una señal que contuviese información de las bajas frecuencias (hasta la banda beta), y por otra parte, una señal que contuviese a la banda gamma junto a información de altas frecuencias. Dado que las IMFs se extraen en orden creciente según sus frecuencias centrales, se observó heurísticamente que la sexta componente presentaba una frecuencia central en el entorno de los 30 Hz, lo que en bibliografía se corresponde con el inicio de la banda gamma. Por tanto, se sumaron en el tiempo las 6 primeras componentes tal y como marca (9) para obtener la señal de bajas frecuencias y con las 4 restantes se realizó el mismo procedimiento para adquirir la señal de altas frecuencias.

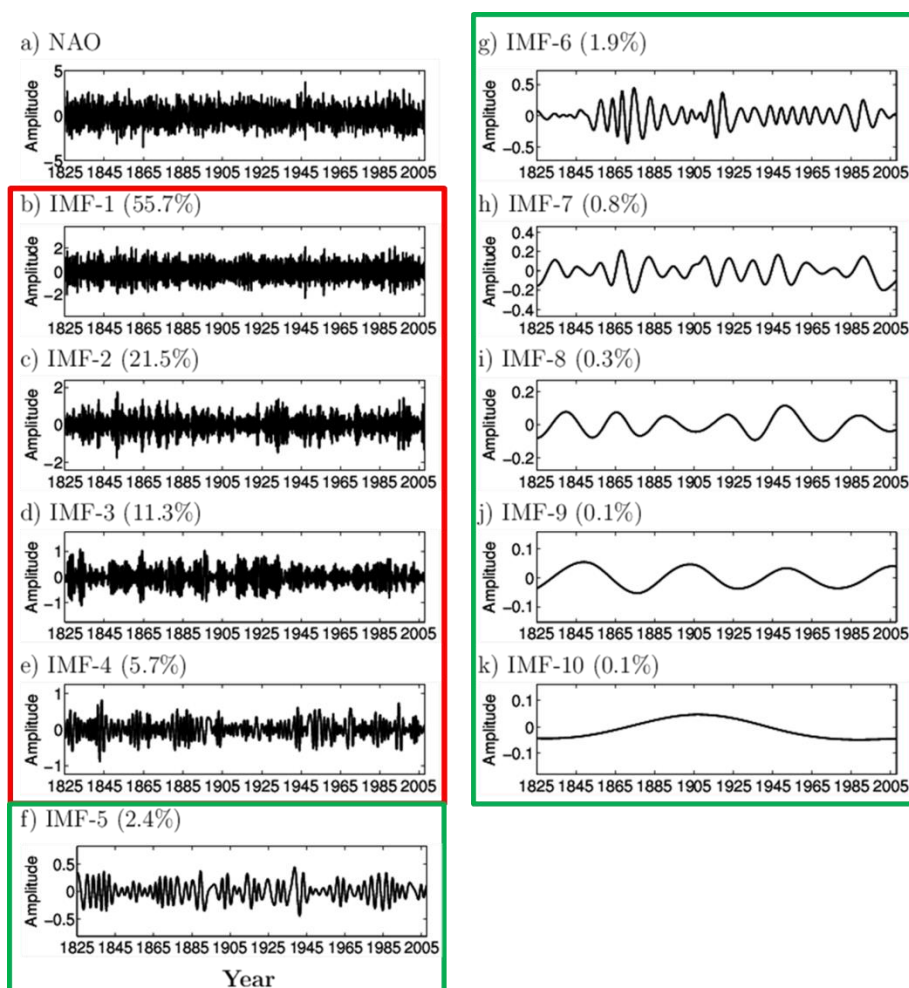


Figura 22. Representación de la descomposición MVMD de la señal (a). En color rojo, las funciones de modo intrínseco que se sumarán para dar lugar a la señal de altas frecuencias y en verde, las que darán lugar a la de bajas frecuencias. Extraído de [86]

El siguiente paso fue eliminar las interferencias biológicas y no biológicas presentadas en el apartado 1.4.3 de cada una de las dos señales. Fundamentalmente, en la señal de bajas frecuencias se encuentra interferencia de EOG; mientras que en la de altas frecuencias se hallan interferencias de EMG. Para ello, a cada una de las dos señales formadas por los nuevos epoch concatenados tras recomponerlos con MVMD como se ha expuesto anteriormente, se les aplica por separado una técnica llamada *Independent Component Analysis* (ICA) que permite descomponer las señales registradas en los canales en fuentes independientes que generan una determinada señal. Por tanto, se basa en que cada electrodo lo que recibe es una combinación lineal de las señales producidas por las fuentes y en tratar de hallar el camino inverso para encontrar esas fuentes.

ICA asume que las señales en las que se descompone; es decir, las fuentes, deben presentar independencia estadística y, además, deben ser señales con distribuciones no Gaussianas. El objetivo del método es calcular la matriz de mezcla que minimice la dependencia estadística entre las componentes independientes o fuentes. Sin embargo, una de las restricciones que presenta el método es que se deben tener al menos el mismo número de registros que de fuentes; nunca se puede tener un número inferior de electrodos que de componentes independientes.

El problema por tanto puede ser expresado mediante un sistema lineal como el mostrado en (18),

$$\begin{aligned} x_1(t) &= w_{11}s_1(t) + w_{12}s_2(t) + w_{13}s_3(t) + \dots + w_{1M}s_M(t) \\ x_2(t) &= w_{21}s_1(t) + w_{22}s_2(t) + w_{23}s_3(t) + \dots + w_{2M}s_M(t) \\ &\vdots \\ x_N(t) &= w_{N1}s_1(t) + w_{N2}s_2(t) + w_{N3}s_3(t) + \dots + w_{NM}s_M(t) \end{aligned} \quad (18)$$

$$X(t) = A S(t) \quad (19)$$

donde $n = 1, 2, \dots, N$ es el número de registros, $m = 1, 2, \dots, M$ se corresponde con el número de componentes independientes; $x_n(t)$ y $s_m(t)$ son las señales registradas en los canales y las componentes independientes respectivamente; y w_{nm} es el peso que tiene la fuente m sobre el registro n . Matricialmente se puede expresar como en (19), siendo A la matriz de pesos con tamaño $N \times M$; $X(t)$ la matriz de señales registradas con tamaño $N \times L$ (siendo L la longitud de la señal); y $S(t)$ la matriz que contiene las señales de las componentes independientes de tamaño $M \times L$ [87].

La solución pasa por encontrar la matriz A^{-1} que permita despejar $S(t)$ de la ecuación (19) tal y como se muestra en (20):

$$S(t) = A^{-1} X(t) \quad (20)$$

En primer lugar, la mayoría de algoritmos que buscan maximizar la independencia de las variables de salida, necesitan de un preprocesado de los datos previo al que se denominada blanqueado. Esto implica eliminar cualquier correlación entre los datos. Para lograrlo, se elimina la componente continua de las señales en $X(t)$ y se ortonormalizan con Gran-Schmidt, el cual en su implementación utiliza la descomposición en valores singulares (SVD). Con ello, se logra que la matriz de covarianza de esta nueva matriz sea igual a la matriz identidad, lo que representa que ninguna de sus variables está correlacionada. Para expresarlo de un modo más gráfico se presenta la Figura 23, en la que se

pueden apreciar en (B) 2 variables que son combinaciones lineales de dos fuentes independientes mostradas en (A); y cómo blanqueando los datos, se restaura la forma inicial de los datos (C) aplicando una transformación lineal de coordenadas de las fuentes combinadas. [87, 88]

Por tanto, para volver al espacio inicial de las fuentes en (A), lo único que habría que aplicarle al conjunto de datos blanqueado en (C) sería una rotación. Así pues, la matriz de pesos inversa A^{-1} va a ser el producto de la matriz de blanqueado B y la matriz de rotación R. [87]

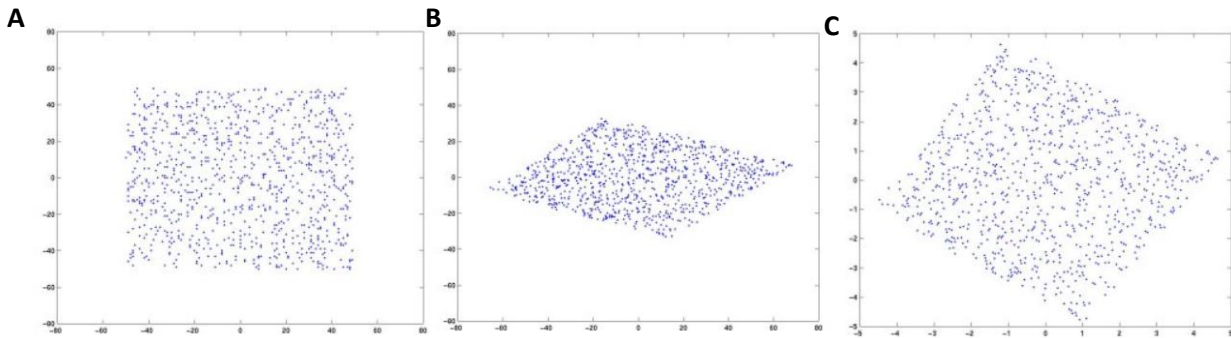


Figura 23. (A) Interpretación geométrica de 2 fuentes independientes A, eje de abscisas y B, eje de ordenadas (B) Interpretación geométrica de 2 nuevas variables obtenidas como combinación lineal de A y B (C) Interpretación geométrica del blanqueamiento de datos. Extraído de [87].

El cálculo de la matriz de rotación R se puede realizar desde varios enfoques: maximizando la no gaussianidad, minimizando la información mutua, maximización de la neguentropía... Sin embargo, se busca tan sólo minimizar la información mutua con el algoritmo *Infomax*; pues es el implementado en la toolbox EEGLAB para computar ICA.

La información mutua entre 2 variables, $I(X, Y)$, es un valor que mide la dependencia mutua de las dos variables; X e Y , y se calcula por medio de la entropía de Shannon (21). La entropía a su vez es una medida de la incertidumbre de una fuente de información; por tanto, a menor entropía, mayor información dado un cierto sistema. Para su cálculo es necesario conocer las probabilidades de que una variable X esté en uno de sus posibles estados x . Por tanto, al buscar un algoritmo iterativo que minimice la información mutua (22), lo que se pretende es maximizar la independencia entre variables [89].

$$H(X) = - \sum_x P(x) \log (P(x)) \quad (21)$$

$$I(X; Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y) \quad (22)$$

Así pues, cuando el algoritmo *Infomax* converge, se obtienen las componentes independientes o fuentes, $S(t)$, que contribuyen a las señales originales $X(t)$. Una característica relevante de la matriz inversa de pesos, W^{-1} , es que cada columna representa la proyección relativa de los pesos en cada electrodo de una determinada componente independiente. Por tanto, es posible representar estos pesos correspondientes a cada electrodo en un mapa topográfico para cada fuente asumiendo que las localizaciones de las fuentes son estacionarias respecto al tiempo. Estas representaciones son las que se muestran más adelante en las Figuras 24 y 28 [89].

Gracias a los distintos tipos de información que se puede extraer de las componentes independientes, se puede distinguir entre fuentes que son de origen cerebral y fuentes que no lo son como los artefactos mencionados en 1.4.3. Por lo tanto, tras aplicar ICA a la señal obtenida al sumar las 6 primeras componentes de MVMD y a la señal formada por las 4 componentes restantes de aplicar MVMD, se necesita determinar qué componentes independientes aportan información cerebral y cuáles se rechazan por ser artefactos (haciendo cero los pesos para todos los canales de esa fuente independiente) [90]. Dado que la descomposición mediante ICA se realiza sobre una señal formada por epochs concatenados, cada una de las componentes independientes contendrá también epochs concatenados.

A continuación, se trabaja solo con la señal formada por las componentes de MVMD de altas frecuencias. Esta señal contendrá información cerebral en la banda gamma, aunque coexiste en el dominio frecuencial con la interferencia de EMG. Como se observará en los resultados, esta interferencia es la predominante en los registros; por lo que se seleccionarán tan solo las componentes que se consideren cerebrales y se rechazarán el resto.

Para seleccionar las componentes independientes asociadas a actividad cerebral se debe fijar un criterio de selección. En primer lugar, se deben obtener los mapas topográficos de las componentes independientes, que se obtienen gracias a los valores de las columnas de la matriz inversa A^{-1} , pues son los pesos de la proyección de las respectivas componentes en los diferentes electrodos [91]. La mayor contribución de la componente (ya sea en valor positivo, representada en color rojo; o en valor negativo, representada en color azul), debe estar localizada alrededor de un electrodo. Si se encuentra fuera de la cabeza, será una componente de origen muscular. En la Figura 24 se representan las proyecciones de los pesos de cada componente independiente sobre un mapa topográfico, señalando en el mismo en color rojo aquellas que son claramente musculares y en color verde aquellas que son probablemente de origen cerebral.

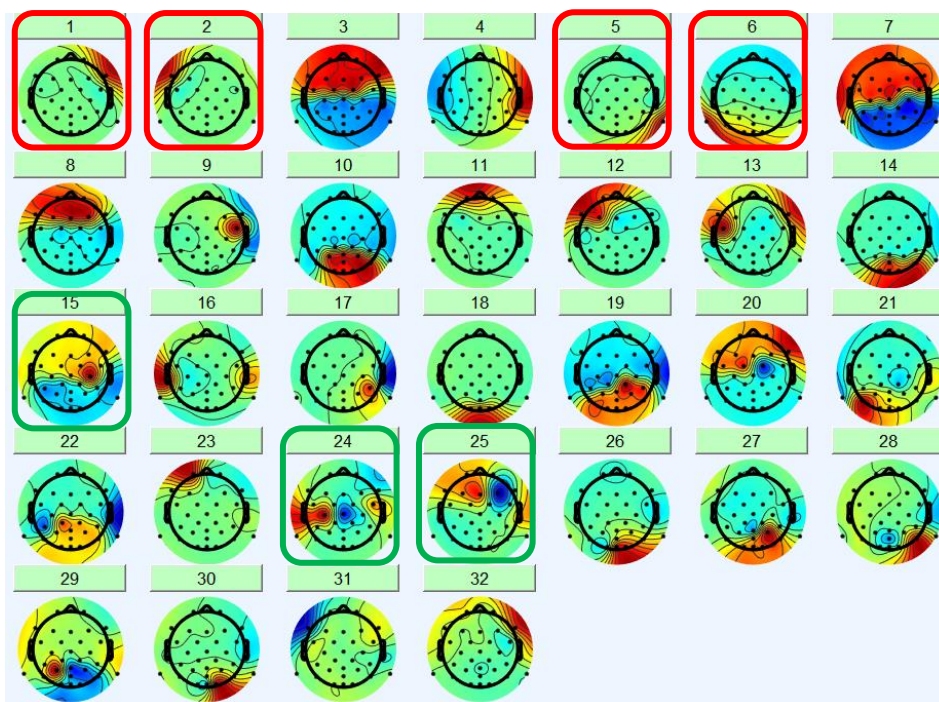


Figura 24. Componentes independientes tras aplicar ICA sobre la señal de altas frecuencias. Marcados en rojo aparecen las componentes independientes musculares y en verde las posibles cerebrales. Elaboración propia.

Sin embargo, tan solo esta información no es suficiente para identificar las componentes de origen cerebral. Un segundo elemento a considerar es la densidad espectral de potencia (PSD) de la componente independiente. Para considerarlo cerebral se debe observar que tiene una tendencia decreciente conforme va creciendo en frecuencias y que no se producen picos abruptos en altas frecuencias. En la Figura 25 se muestran las PSD de 2 componentes independientes. La primera de ellas (A) con un espectro en la banda gamma que puede corresponderse con una actividad cerebral; mientras que la segunda (B) puede observarse que no cumple con las características exigidas para esta segunda característica.

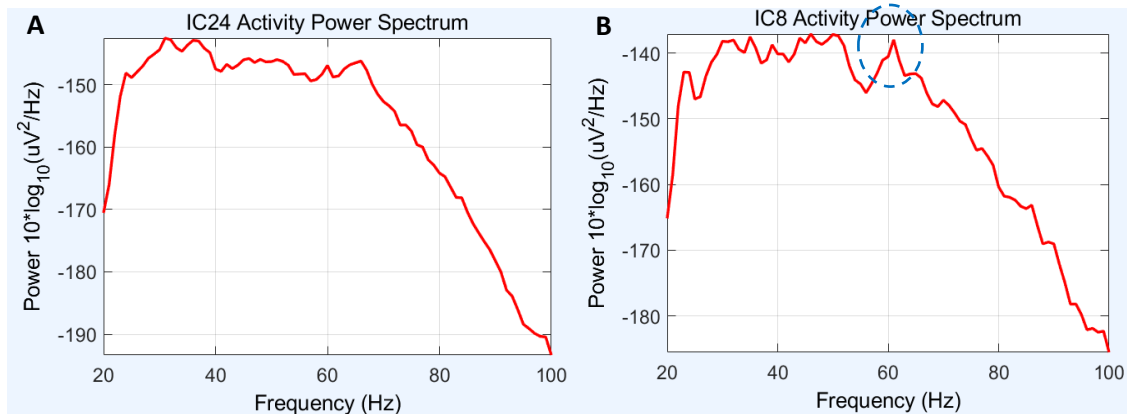


Figura 25. (A) Densidad espectral de potencia de una posible componente cerebral. (B) Densidad espectral de potencia de una componente muscular con pico abrupto alrededor de 60 Hz remarcado. Elaboración propia.

Otro elemento que puede ayudar a distinguir la naturaleza de la componente independiente es el *Event Related Potential* (ERP) de la componente independiente, obtenido al promediar en el tiempo los epoch de la señal independiente. La morfología de esta señal también puede ayudar puesto que si se observa un aumento considerable de la señal en un tiempo superior a los 500 ms después de la orden, lo más seguro es que se trate de una fuente de interferencia muscular [92].

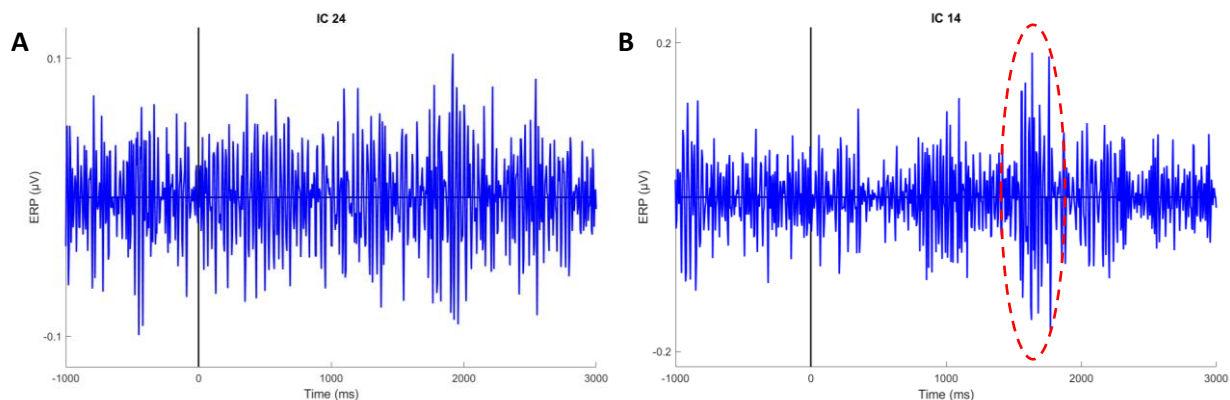


Figura 26. (A) ERP de una posible componente cerebral. (B) ERP de una componente muscular con la zona con mayor amplitud marcada tras el segundo después del estímulo. Elaboración propia.

Por último, el espectrograma puede ayudar a determinar si la componente pertenece a una activación cerebral en la banda gamma o si por el contrario representa la actividad muscular. En él se muestra el *Event-Related Spectral Perturbation* (ERSP), el cuál muestra la media de los cambios producidos en los epoch en cada momento temporal y para cada frecuencia. Para considerarlo puramente cerebral, no deben predominar en ningún instante temporal las altas frecuencias, pues indicaría actividad muscular; especialmente si es pasado los primeros 500 ms después de iniciarse el evento. Además, debe observarse un incremento o decremento significativo del ERSF en la banda de low-gamma (30-60 Hz) durante el primer medio segundo tras recibir la orden de deglutir. En la Figura

27 se puede observar el espectrograma de dos componentes independientes junto a una gráfica inferior con una línea naranaja y una línea azul que representa la envolvente del ERSP (los valores medios altos y bajos en dB, relativos a la línea base, en cada momento del epoch).

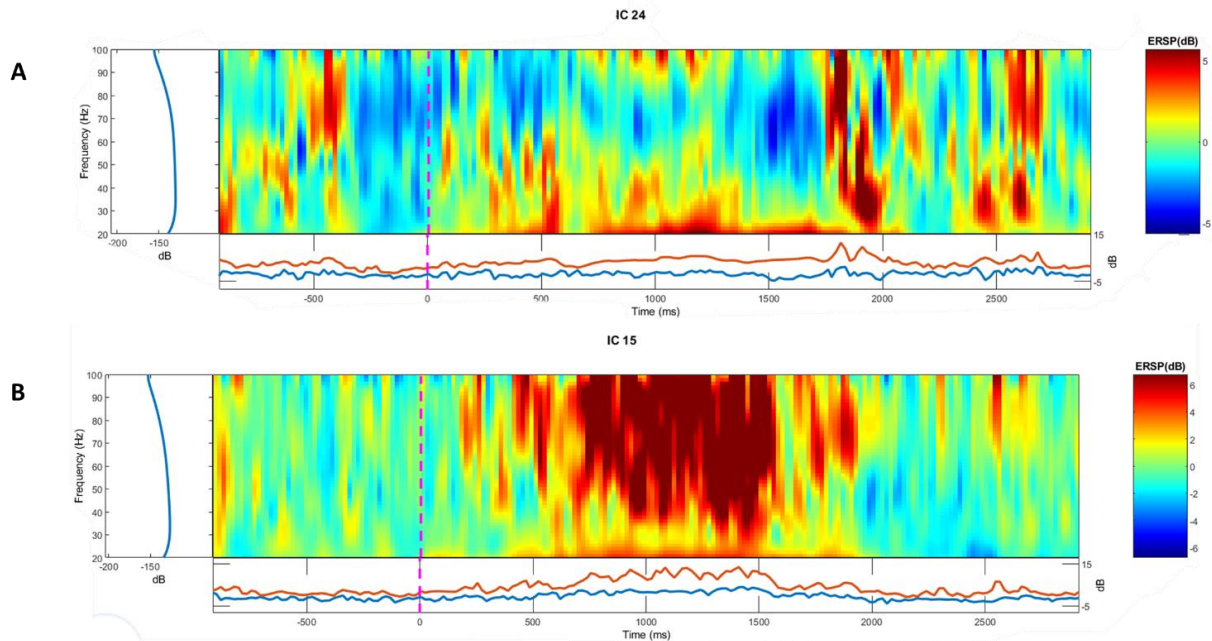


Figura 27. (A) ERSP de una IC gamma cerebral. (B) ERSP de una IC de actividad muscular. Elaboración propia.

De la misma manera que se ha hecho con la señal de las componentes MVMD de altas frecuencias, se aplica ICA para obtener las fuentes independientes que contribuyen a la señal de bajas frecuencias con el fin en este caso de identificar y eliminar la interferencia de EOG. Como ya se ha visto en el apartado 1.4.3, este artefacto tiene una serie de características propias. Además, es posible que también aparezcan algunas interferencias de EMG en esta banda de frecuencia, por lo que también se eliminarán siguiendo el mismo criterio que se ha seguido para la señal de altas frecuencias. En la Figura 28 se presenta, igual que en la Figura 24, las proyecciones de los pesos de cada componente independiente sobre un mapa topográfico. Se marca en color rojo las fuentes identificadas como EOG que se procederán a eliminar, manteniendo el resto como componentes cerebrales.

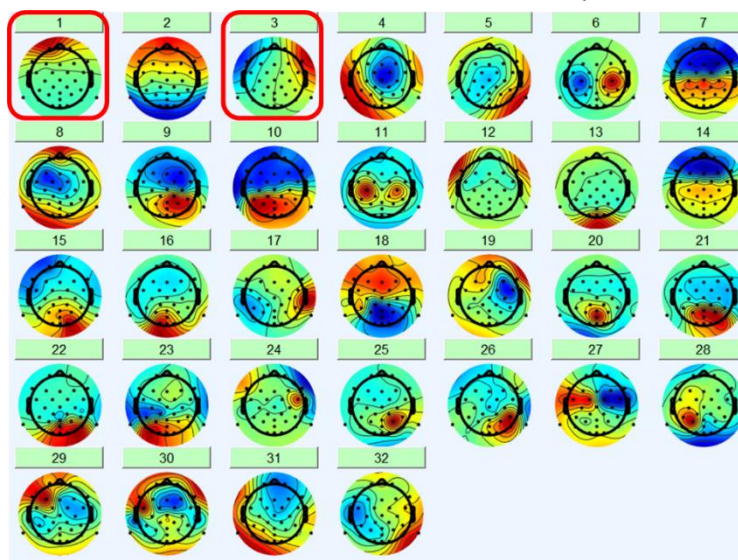


Figura 28. Componentes independientes tras aplicar ICA sobre la señal de bajas frecuencias. Marcados en rojo aparecen las componentes independientes de EOG. Elaboración propia.

Respecto a su PSD, se había visto que su potencia se concentraba por debajo de los 5 Hz y no contaba con los picos característicos de actividad cerebral que suelen aparecer entre los 10 y los 20 Hz. Se observa en la Figura 29 la PSD característica de este tipo de interferencia.

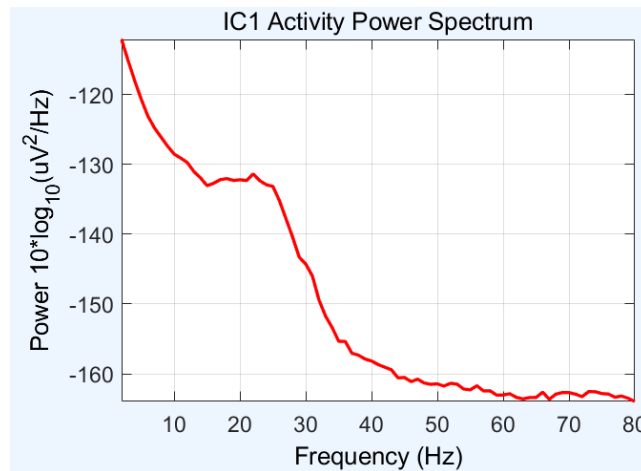


Figura 29. Densidad espectral de potencia de una componente EOG. Elaboración propia.

La imagen ERP, la cual muestra la relación en magnitud entre los epoch de un mismo sujeto, también es de gran utilidad a la hora de identificar estas interferencias, pues se puede observar que aparecen como zonas puntuales de mayor actividad de manera aleatoria en varios epoch que no guardan ninguna coherencia entre ellos. En la Figura 30 se muestra una imagen ERP de una componente de EOG.

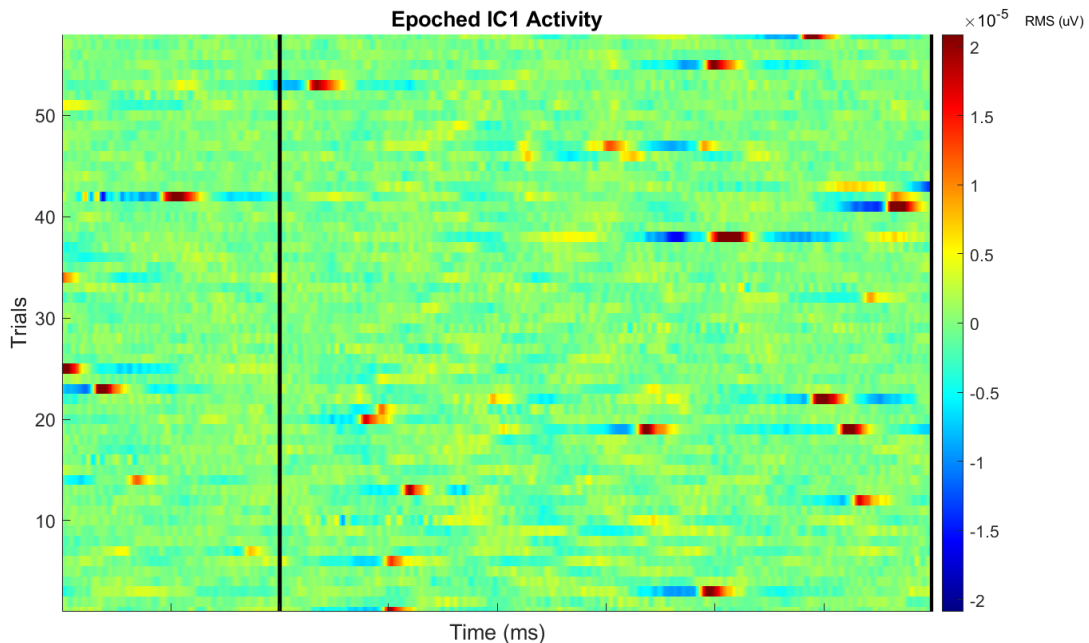


Figura 30. Imagen ERP de una componente EOG. Elaboración propia.

Una vez han sido eliminadas de las 2 señales las componentes independientes no asociadas a actividad cerebral, se procede a la reconstrucción de la señal procesada. Para realizarlo, se cuenta ahora con una nueva matriz inversa de pesos a la que se denomina A'^{-1} , ya que varias de sus columnas serán 0 por no haberse considerado como componentes cerebrales. Para volver al espacio original de las señales se realiza la operación de “back-projection”, la cual consiste en multiplicar la matriz inversa A'^{-1} por la matriz de fuentes independientes $S(t)$, obteniendo la nueva señal $X'(t)$ sin interferencias en el espacio de la señal original despejando tal y como se ha explicado de la

ecuación (25). En la Figura 31 se muestra un diagrama de flujo esquemático para comprender mejor las operaciones que puede realizar ICA.

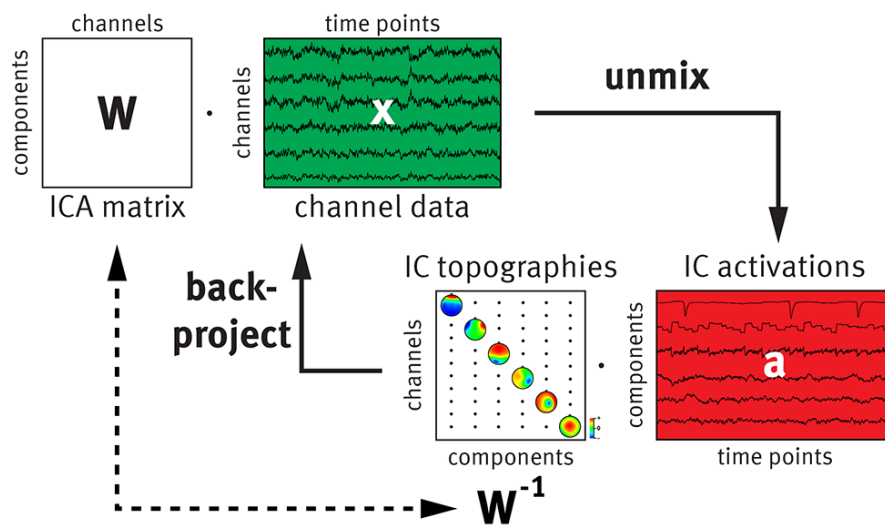


Figura 31. Esquema de ICA sobre las operaciones de "unmixing" sobre la señal original y de "back-projecting" sobre la matriz de fuentes independientes. Extraído de [93].

Una vez se dispone de las dos señales reconstruidas sin interferencias, la señal procesada final se obtendrá como la suma en el tiempo de la señal de altas y de bajas frecuencias.

3.2.3 Identificación de activaciones cerebrales durante la deglución

Una vez eliminadas las principales interferencias en la señal EEG, se procede a identificar las componentes cerebrales involucradas en el proceso. Para ello, se descomponen las señales EEG con ICA, y se identifican las componentes por expertos.

La primera condición para determinar que una componente presenta actividad cerebral es que su distribución en el mapa topográfico tenga coherencia espacial, abarcando porciones de corteza cerebral que puedan tener un significado fisiológico. Como se ha comentado anteriormente, el mapa topográfico de una componente se obtiene gracias a los valores de la columna de la matriz inversa A'^{-1} que se corresponde con esa componente, ya que son los pesos de la proyección de esa componente en los diferentes electrodos. La información que revela el mapa topográfico es de gran interés, pues una mayor intensidad en el mapa (ya sea positiva en rojo o negativa en azul), se asigna como actividad cerebral en el área donde esté representada con mayor intensidad. Otra condición que aporta bastante información es la densidad espectral de potencia; la cual tiene que ir decayendo progresivamente conforme va aumentando la frecuencia y además suele presentar picos característicos entre los 5 y los 30 Hz, típicamente en 10 Hz (onda alfa). Por último, la imagen ERP, la cual muestra la relación de amplitudes entre todos los epoch, puede ser aclaradora si se observa una coherencia intertrial [63]. En la Figura 32 se pueden observar las características que deben cumplir las componentes cerebrales de manera gráfica.

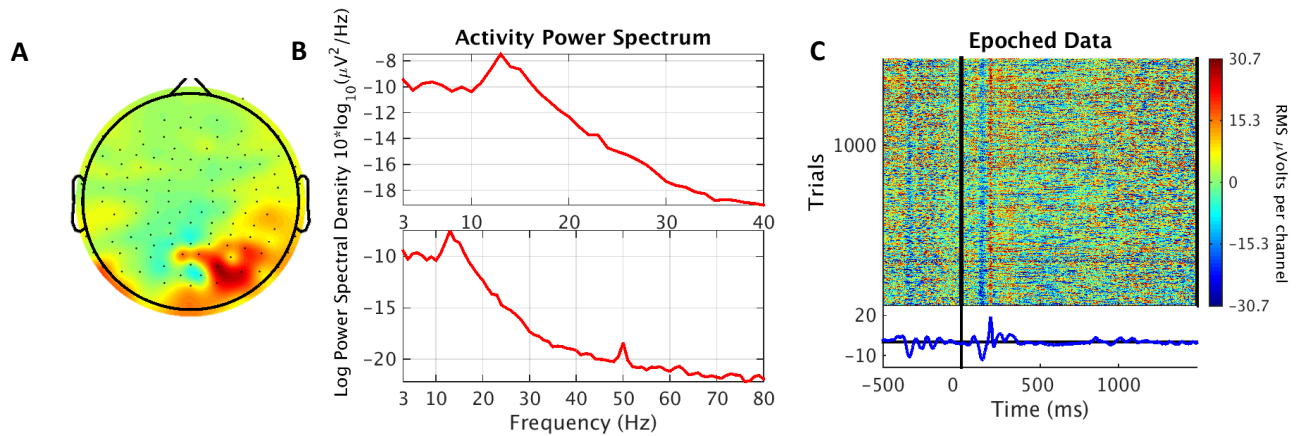


Figura 32. (A) Mapa topográfico característico de una componente cerebral. (B) Densidad espectral de potencia con pico en 10 Hz entre 3 y 40 Hz (traza superior) y 3 y 80 Hz (traza inferior). (C) Relación temporal de las amplitudes entre más de 1000 epochs. Extraída de [63].

Para identificar las zonas de la corteza cerebral a la que corresponden las activaciones, se sigue el esquema mostrado en la Figura 33 (A). Cabe destacar que el sistema de registro utilizado, mostrado en (B), tiene una mayor resolución espacial por poseer un mayor número de electrodos; y por tanto, pueden diferenciarse aún más las zonas. Por ejemplo, los electrodos Fp1, Fp2 y Fpz pueden asignarse a la corteza prefrontal del lóbulo frontal; mientras que F7, F3, Fz, F4, F8, FC5, FC1, FC2 y FC6 pueden ser asignados al área premotora del lóbulo frontal.

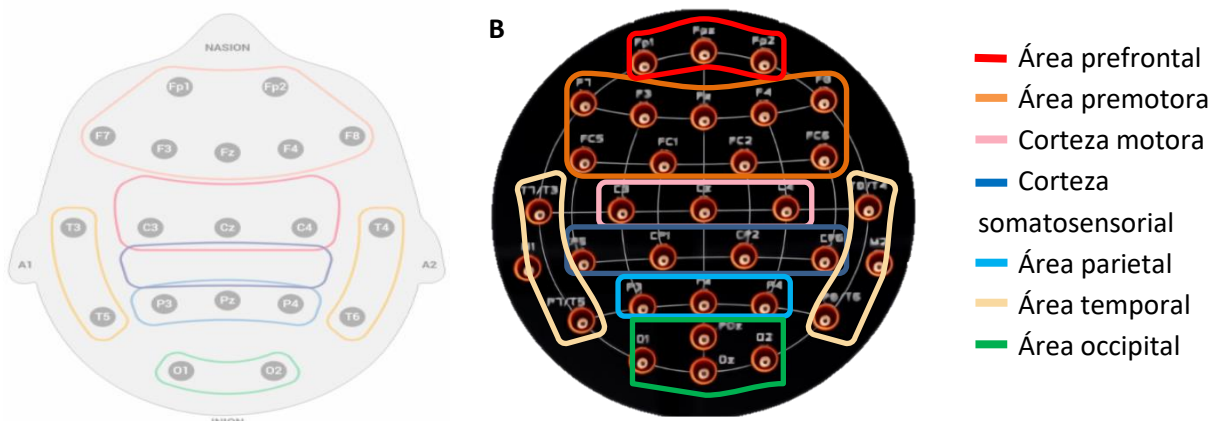


Figura 33. (A) Relación entre las áreas cerebrales y las posiciones de algunos electrodos estandarizados. Extraída de [94] (B) Posiciones de los electrodos del gorro BrainWave empleados en el registro con las áreas cerebrales que registran marcadas en colores según la leyenda a su derecha. Modificada y extraída de [95].

3.2.4 Identificación del patrón común

Una vez extraída la información relacionada con las zonas de activación de las componentes cerebrales de todos los sujetos, es también interesante identificar el patrón común entre sujetos. Es por ello, que se va a calcular el *Grand Average ERP* tal y como se detalla a continuación y se va a estudiar la secuencia temporal que tienen las activaciones cerebrales durante el proceso deglutorio. Para ello, tras haber aplicado ICA y haber identificado las componentes puramente cerebrales, se recompone una nueva señal haciendo una proyección hacia atrás utilizando tan solo estas componentes. A modo de esquema del proceso que se va a seguir, se presenta el flujograma de la Figura 34.

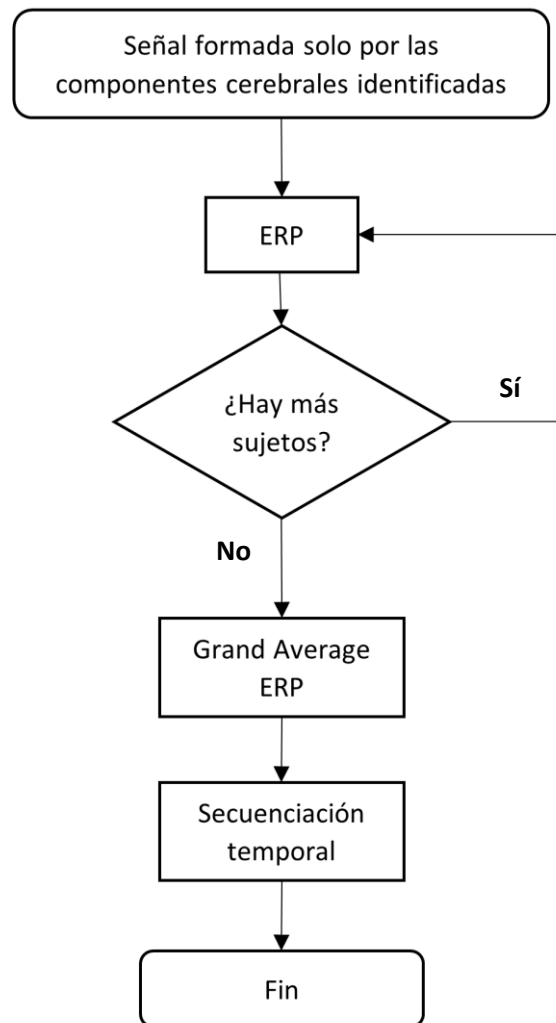


Figura 34. Flujograma del estudio conjunto de los sujetos. Elaboración propia.

En primer lugar, para cada sujeto se calcula el *Event Related Potential* (ERP) de cada canal promediando los 20 ensayos de ese mismo voluntario. Estos potenciales son pequeñas variaciones que se producen en el cerebro en respuesta a un estímulo concreto; en este caso a un estímulo visual, que es cuando aparece la imagen del niño para comenzar la deglución según lo visto en el apartado 3.1. Los ERPs reflejan la actividad sumada de los potenciales postsinápticos cuando un gran número de neuronas piramidales orientadas en la misma dirección se disparan de manera síncrona. Estos cambios no son fijos en el tiempo desde el momento en el que se recibe el estímulo entre varios ensayos, pero sí muy similares. Se caracterizan según la amplitud y la latencia de los picos característicos de ese ERP. De ahora en adelante, a estos picos se les nombrará con una letra según el sentido de la deflexión (P para pico con potencial positivo, N para negativo) seguida de un número que determinará la latencia en milisegundos de dicho pico [96].

Para el cálculo de los ERP, es necesario haber realizado una gran cantidad de pruebas sobre el mismo sujeto y promediarlas en el tiempo para así atenuar las actividades cerebrales aparentemente aleatorias que corresponden a otros procesos o estímulos. En la ecuación (23) se presenta la fórmula para calcular el ERP de cada voluntario,

$$ERP(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(t) \quad (23)$$

donde $k = 1, 2, \dots, N$ refleja el número de pruebas a un mismo sujeto y $x(t)$ la señal de esa prueba.

El objetivo de promediar ensayos es dejar una única onda que integre información común de todas las pruebas conocida como ERP [97]. En el experimento, cada sujeto contaba inicialmente con 60 epochs, que serán los promediados entre sí para estudiar la respuesta cerebral al presentarse la orden visual y proceder a la deglución de un determinado bolo (saliva, yogur o agua). Sin embargo, no serán en todos los casos 60 epochs, pues algunos son eliminados en el preprocesado por el algoritmo FASTER.

Una vez calculado el ERP para todos los canales de cada sujeto, se dispondrá de una onda característica para cada canal relacionada con el estímulo que se ha presentado. A continuación, se promedian entre sujetos las señales $ERP(t)$ de cada uno de ellos siguiendo la misma ecuación usada en (29), obteniendo el *Grand Average ERP* para cada canal, el cual contiene información de todos los sujetos [98].

Por último, aparte de poder visualizar la evolución de la onda *Grand Average ERP* para cada canal con una resolución temporal del orden de los milisegundos, también se puede obtener el mapa topográfico para un determinado instante temporal de esta onda y ver con una mejor resolución espacial las áreas cerebrales que se van activando según avanza el tiempo, a lo que se denomina secuenciación temporal.

CAPÍTULO 4. RESULTADOS

En este apartado se muestran los distintos resultados obtenidos tras aplicar la metodología del capítulo anterior. En primer lugar, se presenta para un sujeto, la transformación de la señal preprocesada a la señal procesada con el algoritmo implementado.

A continuación, para ese mismo sujeto, se procede a la identificación de las componentes cerebrales de la señal procesada, caracterizándolas con su mapa topográfico, PSD y la imagen que muestra la relación temporal de las amplitudes entre todos los epoch (también llamada *ERP image*).

Por último, se presentan los resultados del estudio intersujetos mostrando la información relacionada con el *Grand Average ERP* de forma que se puedan discutir los resultados obtenidos con la ayuda de estas figuras.

4.1 Procesado de la señal

Se parte de la señal en crudo que se presenta en la Figura 35, la cual contiene los 20 ensayos concatenados de un mismo sujeto con los 3 tipos de bolos que contiene cada ensayo. Para representar dicha figura se ha tenido que eliminar la componente de continua de cada canal, pero esta operación ha sido tan solo para representarla, sin que influya en el proceso descrito anteriormente de preprocesado.

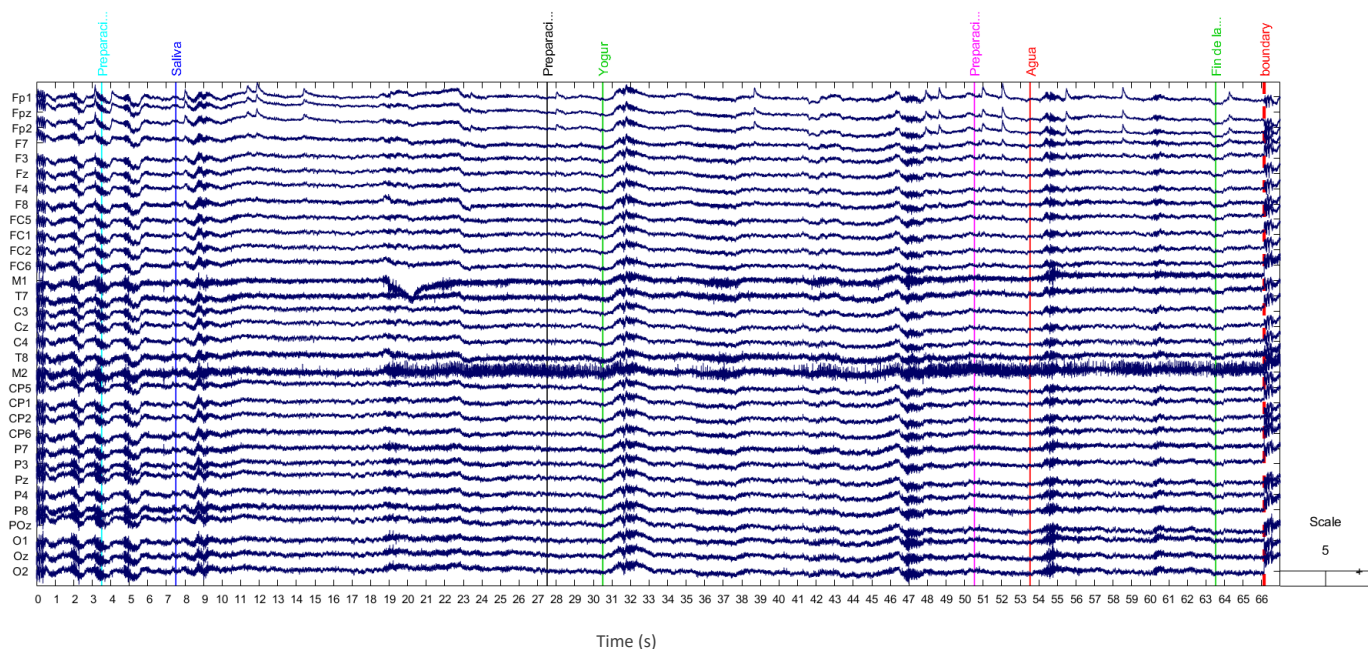


Figura 35. Ensayo completo preprocesado del sujeto de estudio. Escala normalizada respecto a cada canal Elaboración propia.

En la imagen se pueden observar los 32 canales con los que se han registrado los ensayos. También se pueden observar varios marcadores temporales para indicar en qué momento preciso del ensayo en el que se encuentra un evento. Aparecen tres de ellos marcados como “Preparación”, los cuales indican el momento en el cual aparece la cruz blanca del protocolo de registro para preparar la

deglución. También se pueden ver los marcadores de “Saliva”, “Yogur” y “Agua”, los cuales indican el momento preciso en el que aparece la imagen del niño comiendo que indica la orden de deglución. Además, al final se observa un marcador de “Fin de la deglución”, que indica el momento en el que el protocolo finaliza (aunque el dispositivo sigue registrando) y el marcador de “boundary”, el cual es el punto de separación entre dos ensayos consecutivos que han sido concatenados. Independientemente del bolo ingerido, existen fluctuaciones de potencial como respuesta a la orden de deglución en distintos canales.

La señal es preprocesada con un filtro paso alto a 1 Hz, un remuestreo a 200 Hz y la información que difería en exceso con el resto se corrige con el algoritmo FASTER. El siguiente paso es extraer los epoch a partir de los marcadores de “Saliva”, “Yogur” y “Agua”, obteniendo así una señal con los 60 epoch concatenados. En la Figura 36 se observa uno de ellos, con clara influencia de interferencia de EMG cuando se produce la deglución tras la orden. Además, en los electrodos de la corteza motora C3 y C4, se aprecia con claridad la presencia de la onda alfa, a la cual se la conoce por ritmo mu si se registra en las zonas motoras centrales del cerebro [98].

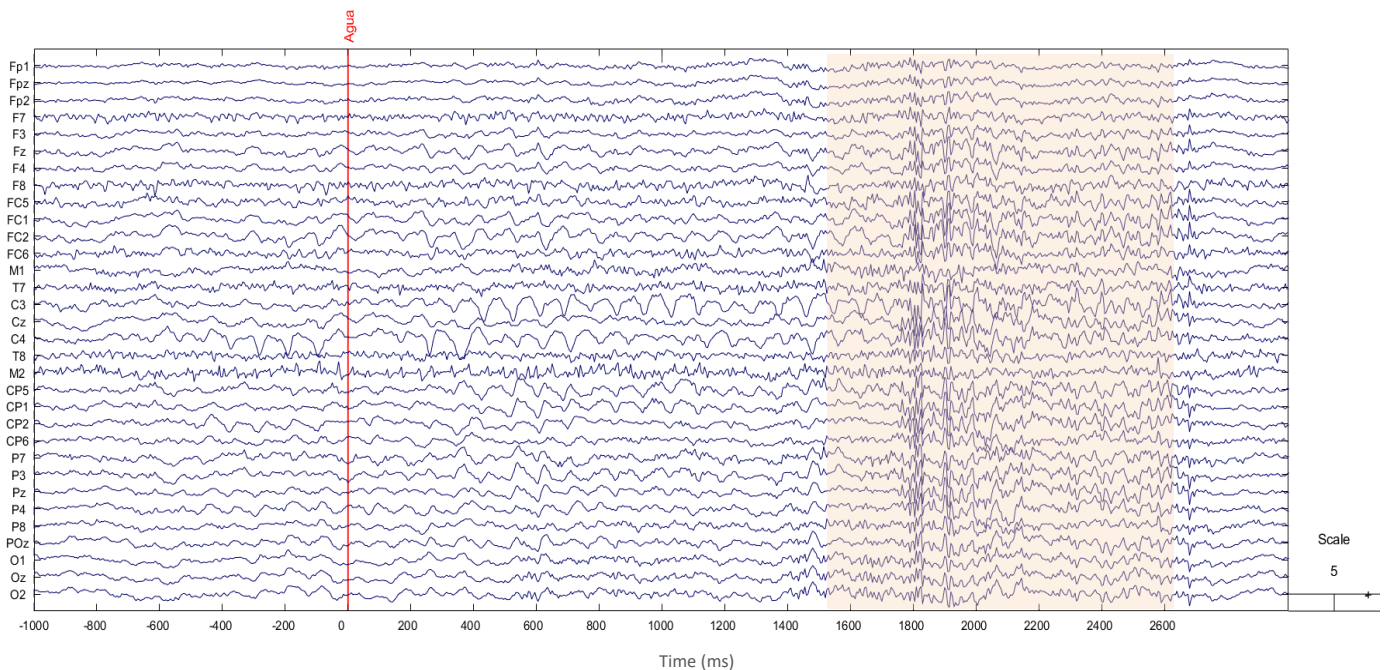


Figura 36. Epoch de agua de la señal observada en 35 con presencia de interferencia muscular marcada en fondo naranja. Escala normalizada respecto a cada canal. Elaboración propia.

A continuación, se aplica el algoritmo MVMD y se descomponen todos los canales de cada epoch en 10 componentes. Continuando con el epoch anterior, se presenta la Figura 37 como ejemplo de aplicación de este método sobre el canal Oz de este mismo epoch. En la parte superior de la figura, se encuentra la señal original de dicho canal y en las 10 gráficas inferiores las señales moduladas en amplitud y frecuencia en las que se ha descompuesto; indicando en cada una de ellas la frecuencia central de cada onda. Como se puede observar, a partir de la sexta la frecuencia central está por encima de los 30 Hz, valor asociado bibliográficamente al comienzo de la banda gamma.

Desarrollo de técnicas de minimización de interferencia de la actividad muscular de la señal electroencefalográfica durante la deglución

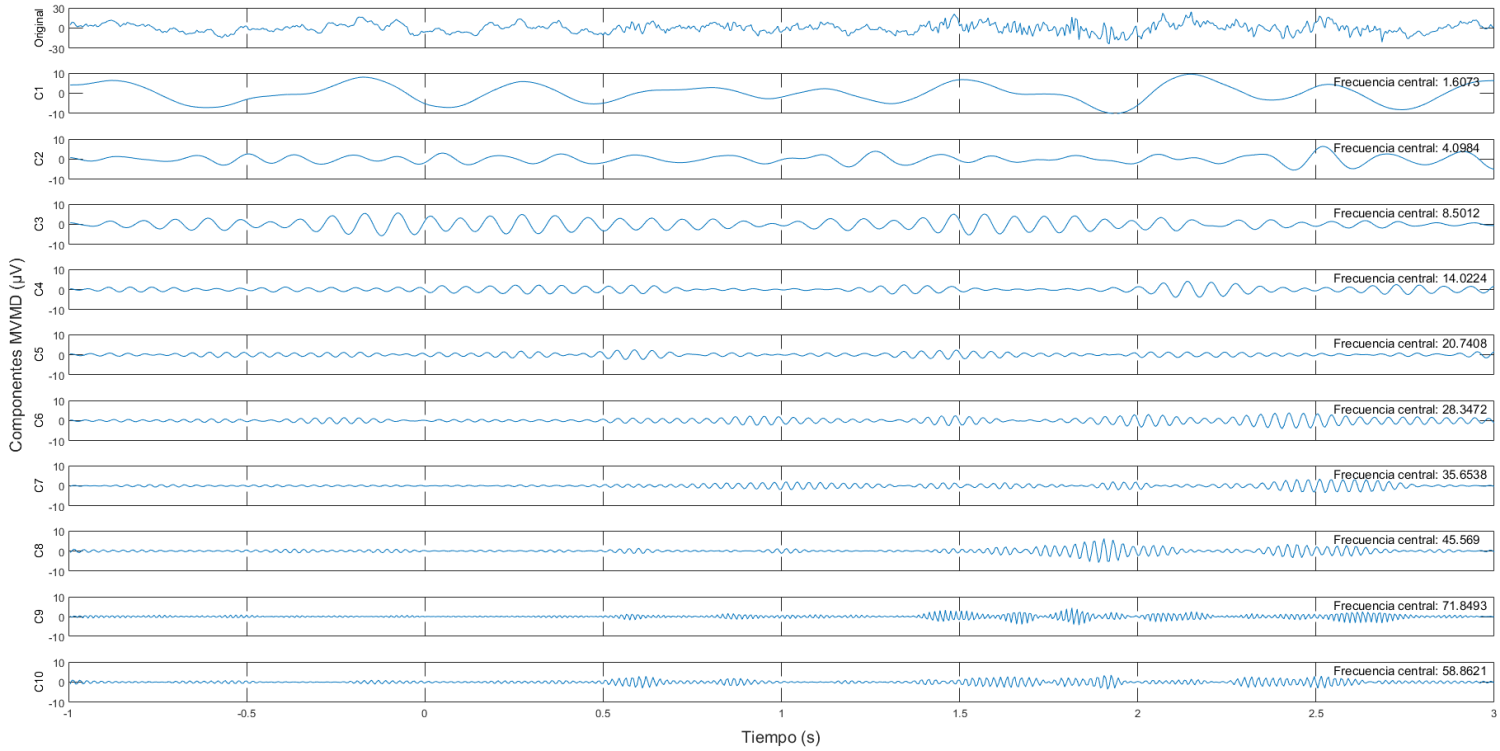
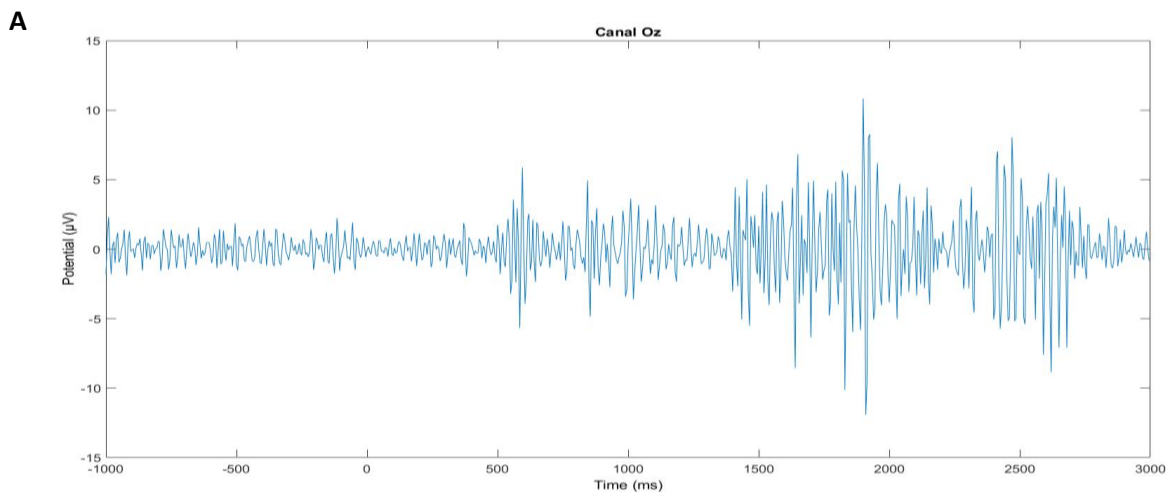


Figura 37. Descomposición MVMD de la señal del canal Oz en un epoch. Elaboración propia.

Posteriormente, se cogen las primeras 6 componentes de MVMD y se suman para obtener la señal de bajas frecuencias. Del mismo modo, se suman las 4 últimas componentes para conformar la señal de altas frecuencias. En la Figura 38 se presenta la reconstrucción de la señal de altas frecuencias para el canal Oz y de los 32 canales de manera conjunta; mientras que en la Figura 39 se representa de la misma manera la señal reconstruida de bajas frecuencias.



Desarrollo de técnicas de minimización de interferencia de la actividad muscular de la señal electroencefalográfica durante la deglución

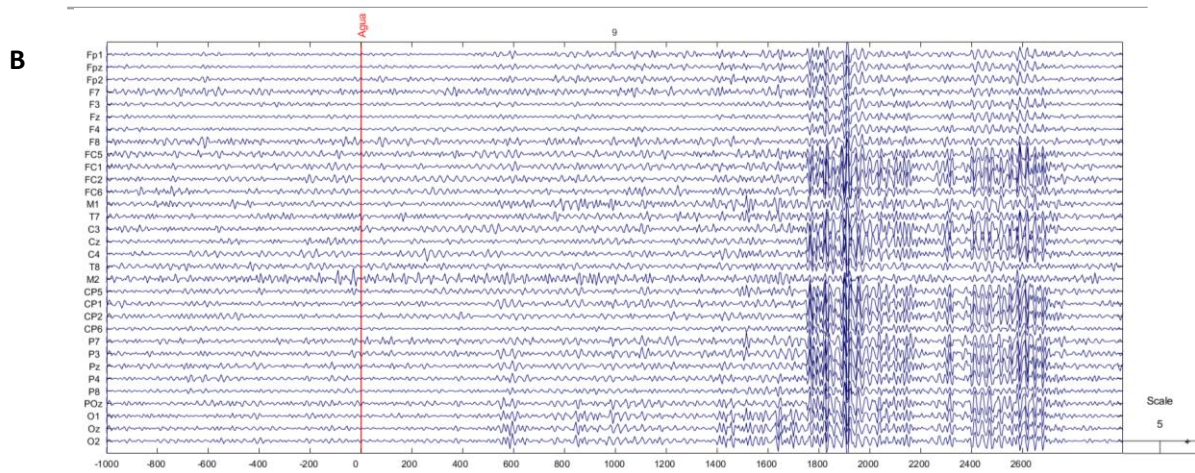


Figura 38. Epoch de agua reemplazo con componentes MVMD de altas frecuencias en el canal Oz (A) y en los 32 canales (B). Escala normalizada respecto a cada canal en (B). Elaboración propia.

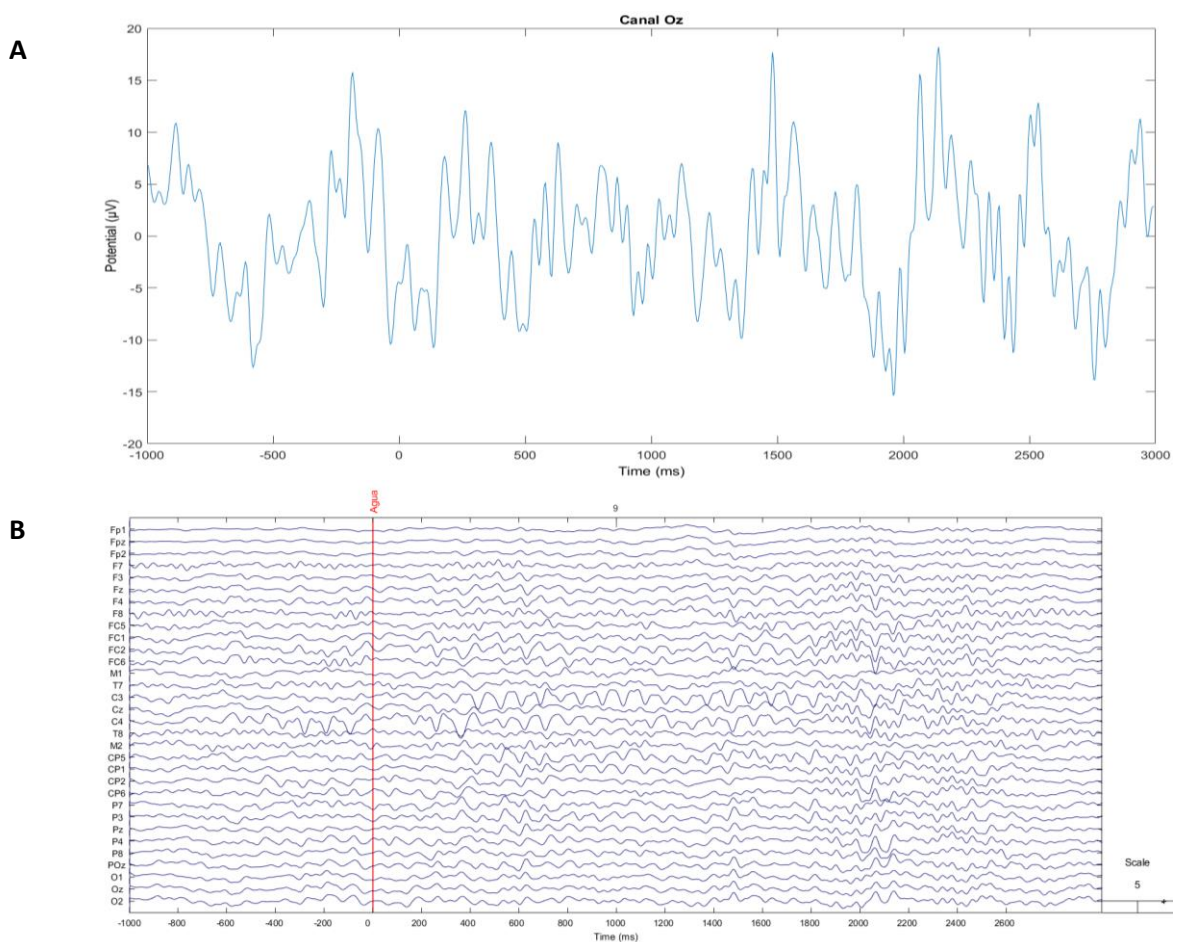


Figura 39. Epoch de agua reemplazo con componentes MVMD de bajas frecuencias en el canal Oz (A) y en los 32 canales (B). Escala normalizada respecto a cada canal en (B) Elaboración propia.

A continuación, se seleccionan las componentes independientes cerebrales de la señal de alta frecuencia. En el sujeto mostrado en los resultados, tan solo se encuentra una componente asociada a actividad gamma. El resto de las fuentes son de distinto origen, principalmente muscular. En la Figura 40 se muestra resaltada la componente cerebral, y en la Figura 41 las características citadas en el criterio de selección del apartado 3.3.2.

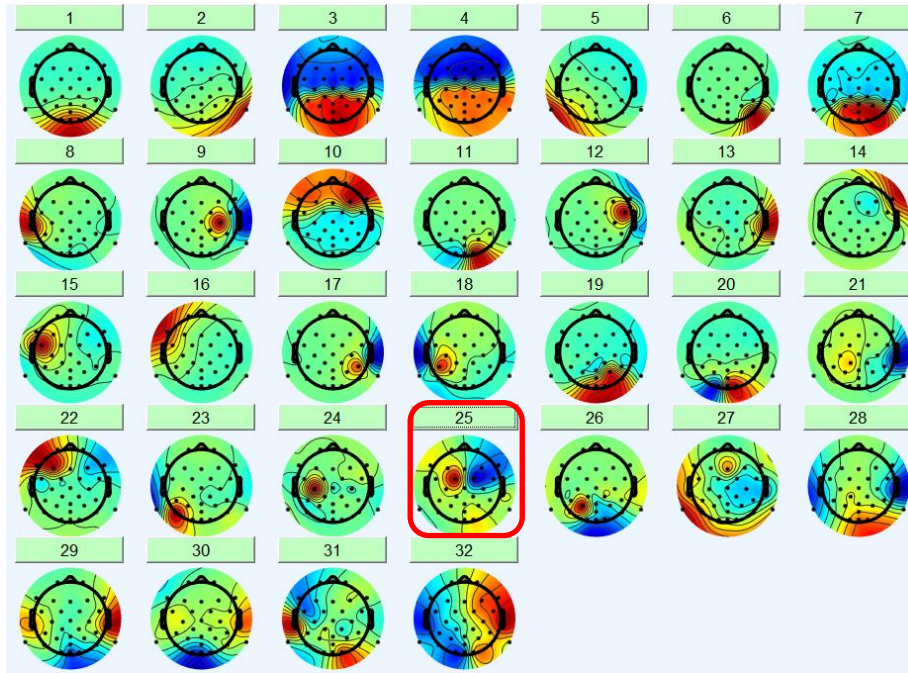


Figura 40. Componentes independientes tras aplicar ICA sobre la señal de altas frecuencias. Marcado en rojo aparece la componente de actividad gamma. Elaboración propia.

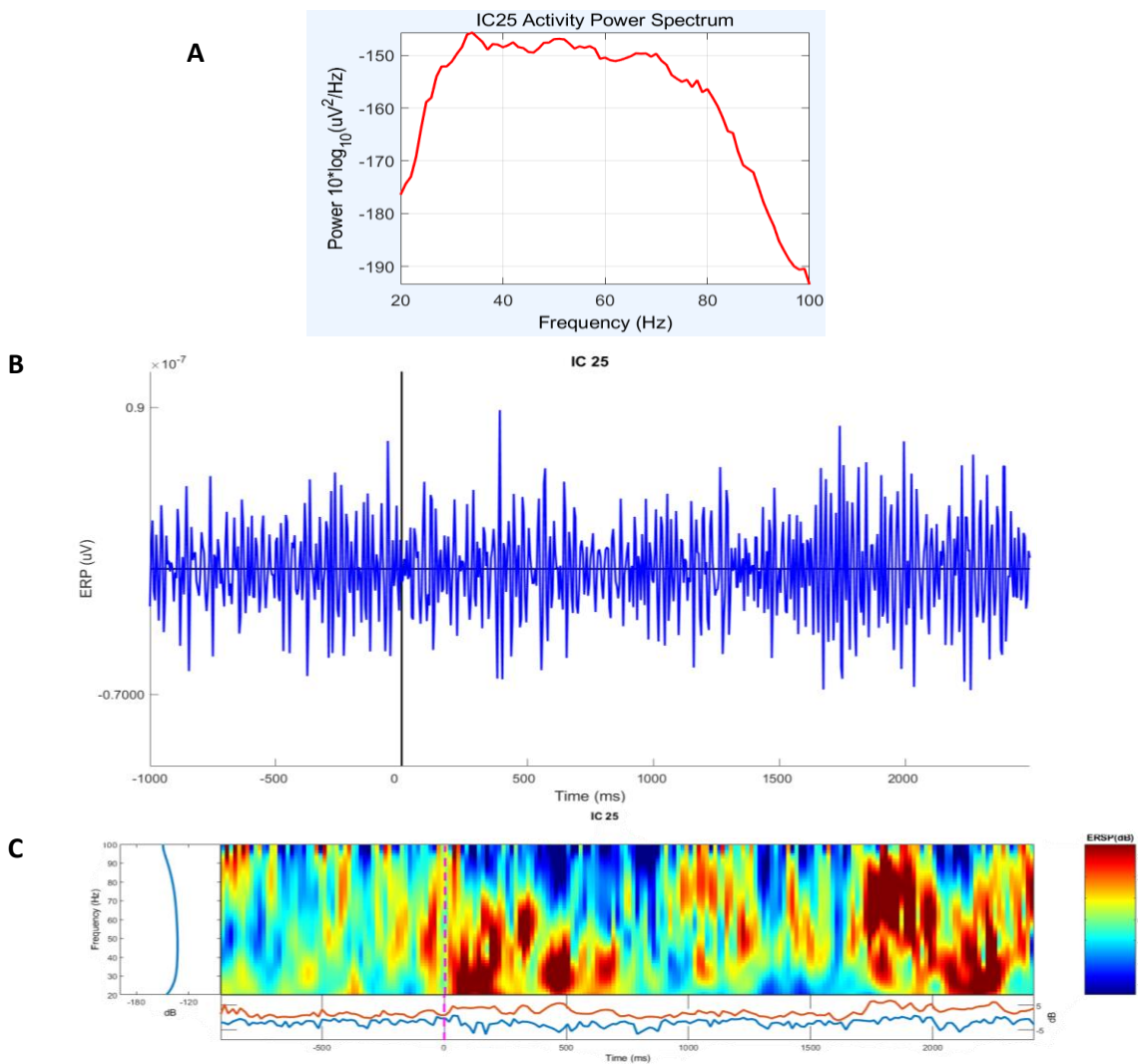


Figura 41. (A) PSD de componente cerebral de alta frecuencia. (B) ERD sin presencia de interferencia muscular en ningún instante temporal. (C) ERS con incremento significativo en la banda low gamma (30-60 Hz) durante los primeros 500 ms.

Respecto a la señal de baja frecuencia, se deben eliminar las componentes independientes consideradas como interferencias, principalmente la de EOG (aunque también puede existir alguna interferencia muscular en esta banda de frecuencias). En la Figura 42 se muestran las componentes independientes de la señal de bajas frecuencias tras aplicar ICA y marcada en rojo la fuente que se eliminará en la reconstrucción de la señal. En la Figura 43 se muestran las características de la componente que han servido para considerarla como interferencia, en este caso, de EOG.

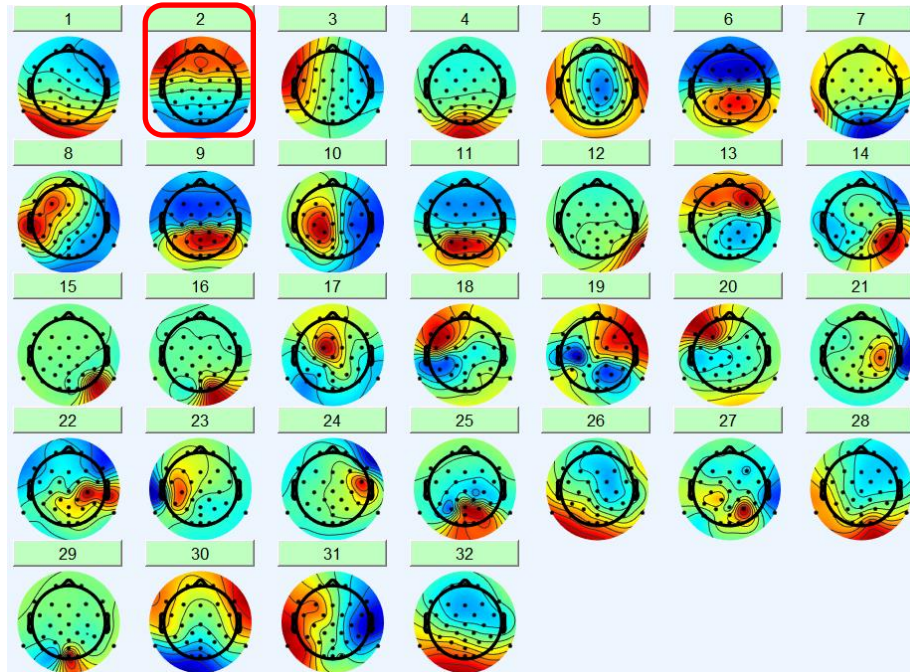


Figura 42. Componentes independientes tras aplicar ICA sobre la señal de bajas frecuencias. Marcado en rojo aparece la componente a eliminar. Elaboración propia.

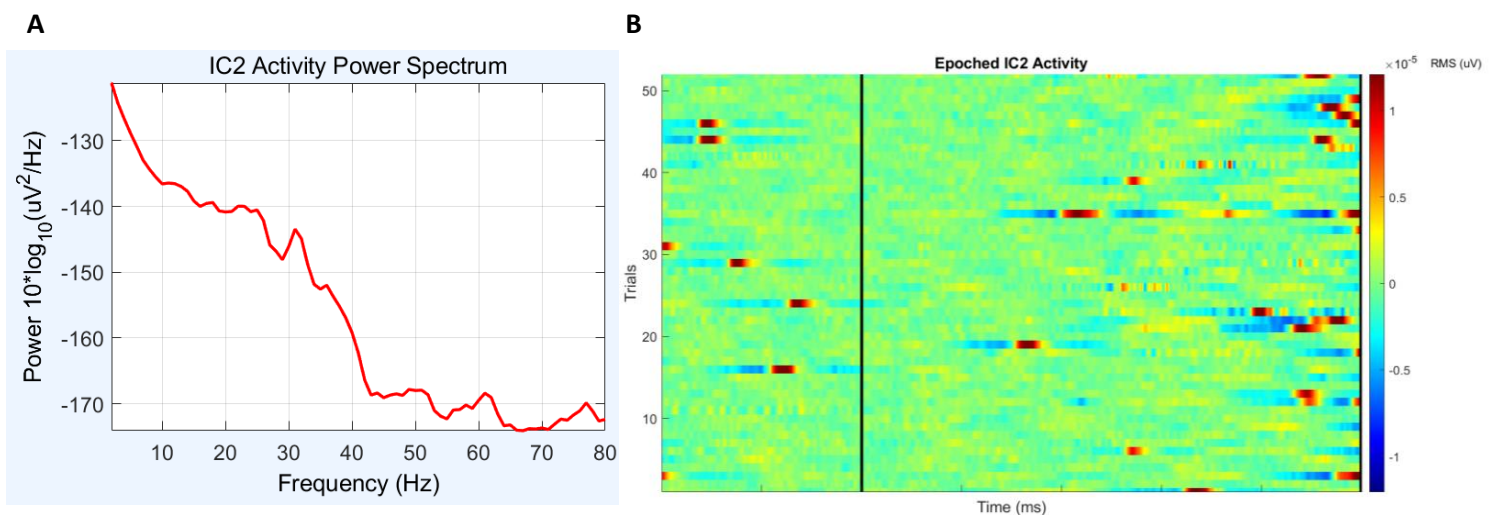


Figura 43. (A) PSD típica de una componente EOG. (B) Imagen ERP de una interferencia EOG. Elaboración propia.

Una vez han sido eliminadas las interferencias fisiológicas, se obtiene la señal procesada de la Figura 44, en la que se ha eliminado prácticamente la totalidad de interferencia muscular que estaba presente en la Figura 36 sin dañar la información de interés.

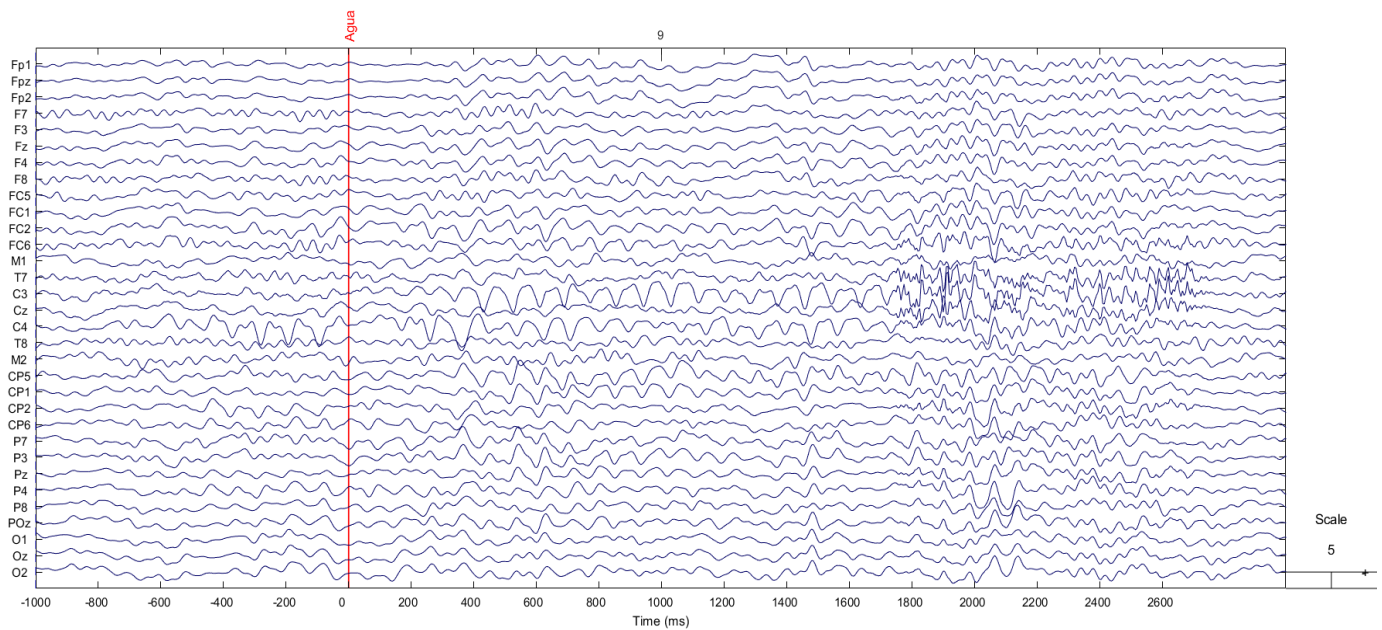


Figura 44. Mismo epoch de agua de la Figura 36 procesado. Escala normalizada respecto a cada canal. Elaboración propia.

4.2 Identificación de componentes cerebrales

Según lo visto en el apartado 3.2.3, se obtienen por descomposición con el método ICA las distintas fuentes independientes que componen la señal procesada. Para la señal procesada de este mismo sujeto que está siendo analizado como ejemplo, se presenta la Figura 45 para identificar sus componentes cerebrales, caracterizándolas posteriormente por áreas de activación cerebral y de manera individual, presentando para cada una de ellas su mapa topográfico, su imagen ERP y su densidad espectral de potencia.

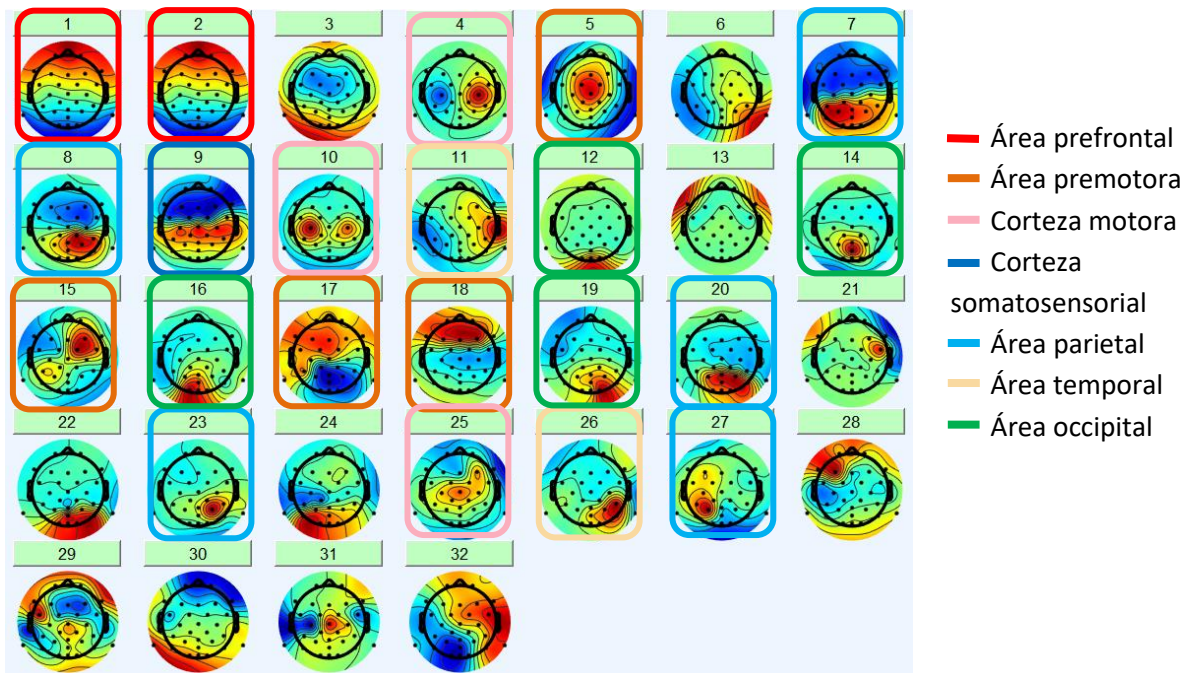


Figura 45. Componentes independientes de la señal procesada de un sujeto, identificándolas por áreas de activación cerebrales. Elaboración propia.

Las 2 primeras componentes independientes hacen referencia al área prefrontal; y muestran unas características similares según las gráficas que se presentan en la Figura 46. En la PSD se puede observar un pico característico de la señal cerebral cerca de los 10 Hz, lo que se corresponde con actividad en la banda alfa.

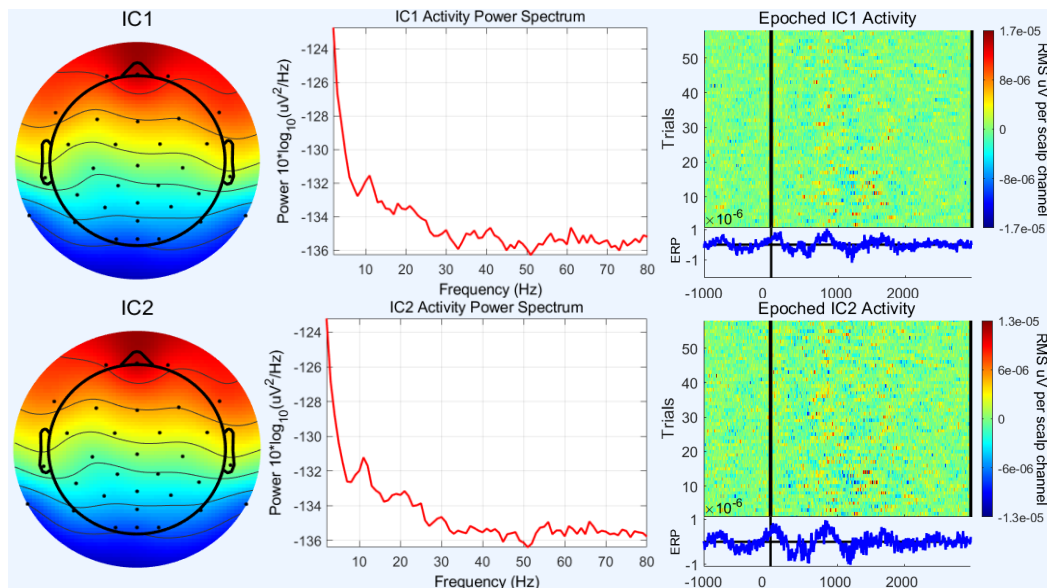


Figura 46. Componentes independientes en el área prefrontal con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

Respecto al área premotora, se hallan 4 componentes parecidas entre sí, con 2 picos pronunciados en su PSD en 10 Hz y en 20 Hz, que se corresponden con la banda alfa y la banda beta respectivamente. En la Figura 47 se muestran las características de estas 4 componentes.

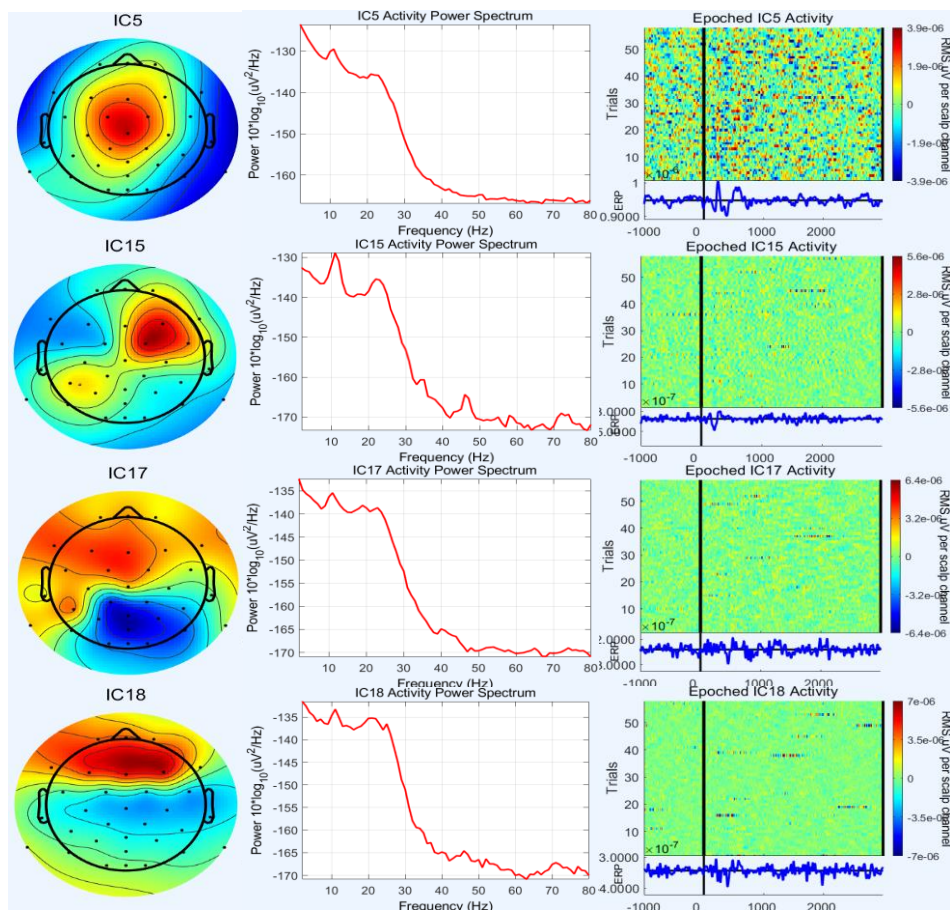


Figura 47. Componentes independientes en el área premotora con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

En cuanto al área motora, se puede observar en las 3 componentes seleccionadas que hay actividad tanto en la banda alfa como en la banda beta debido al propio acto de deglución; siendo de mayor intensidad en C4, C3 y Cz en las componentes IC4, IC10 y IC25 respectivamente. Además, la deglución muestra una bilateralidad cerebral, ya que ambos hemisferios se encuentran activos.

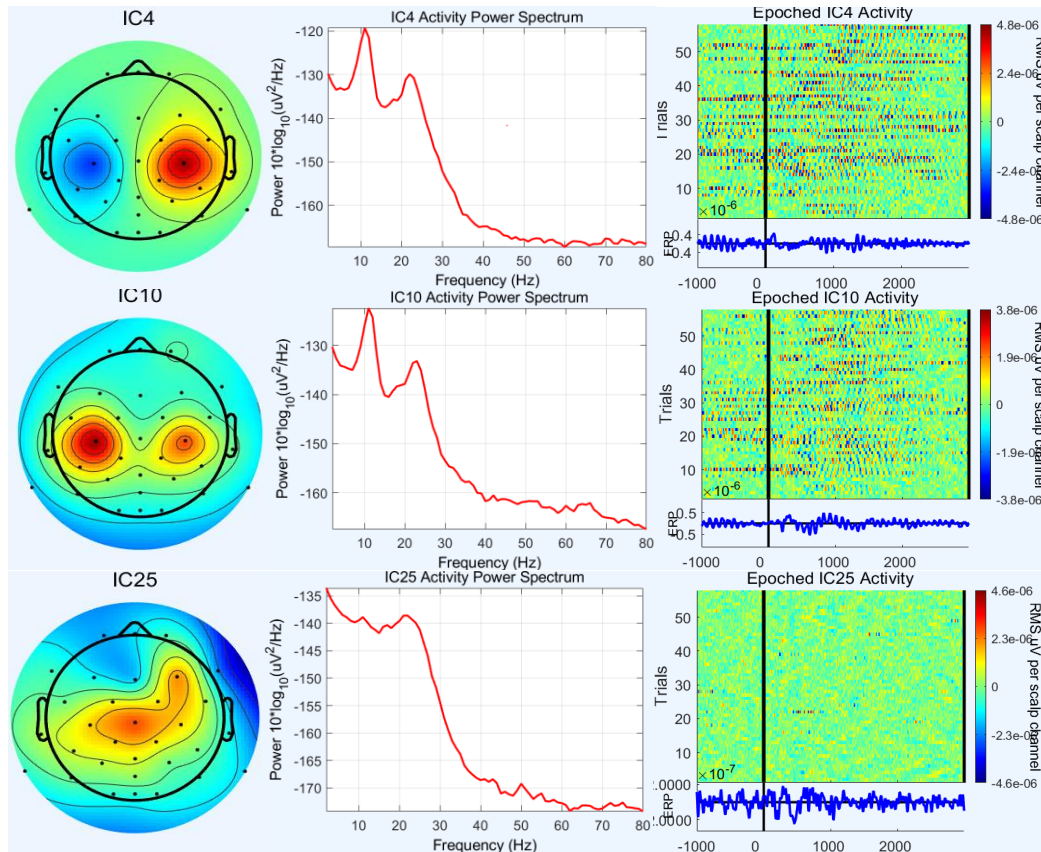


Figura 48. Componentes independientes en el área motora con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

En cuanto a la corteza somatosensorial, se encuentra una componente que contiene de manera conjunta a los 3 electrodos de esta zona como máximos aportadores de esta fuente independiente. En la Figura 49 se puede observar que también contiene información en la banda alfa y en la banda beta por los picos que se pueden apreciar en la PSD.

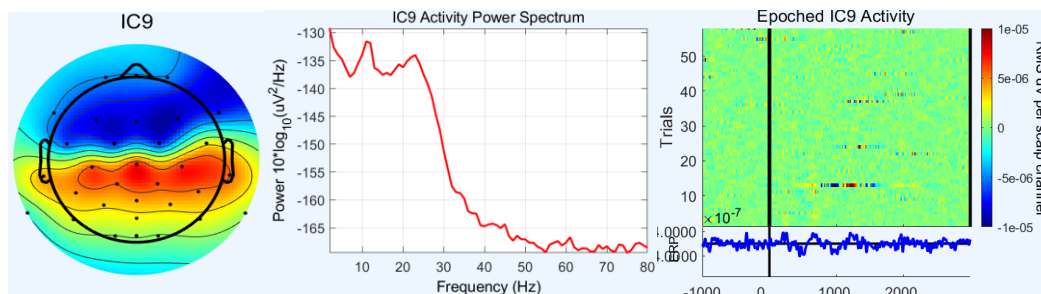


Figura 49. Componente independiente en el área somatosensorial con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

La siguiente zona identificada es el área parietal, en la que se encuentran para este sujeto 5 componentes independientes que guardan relación entre ellas según sus características. Además, se puede apreciar que también existe bilateralidad en esta zona, pues las componentes reflejan actividad cerebral en las mismas zonas en ambos hemisferios, tal y cómo representan las componentes 7 y 8 o la pareja formada por 23 y 27.

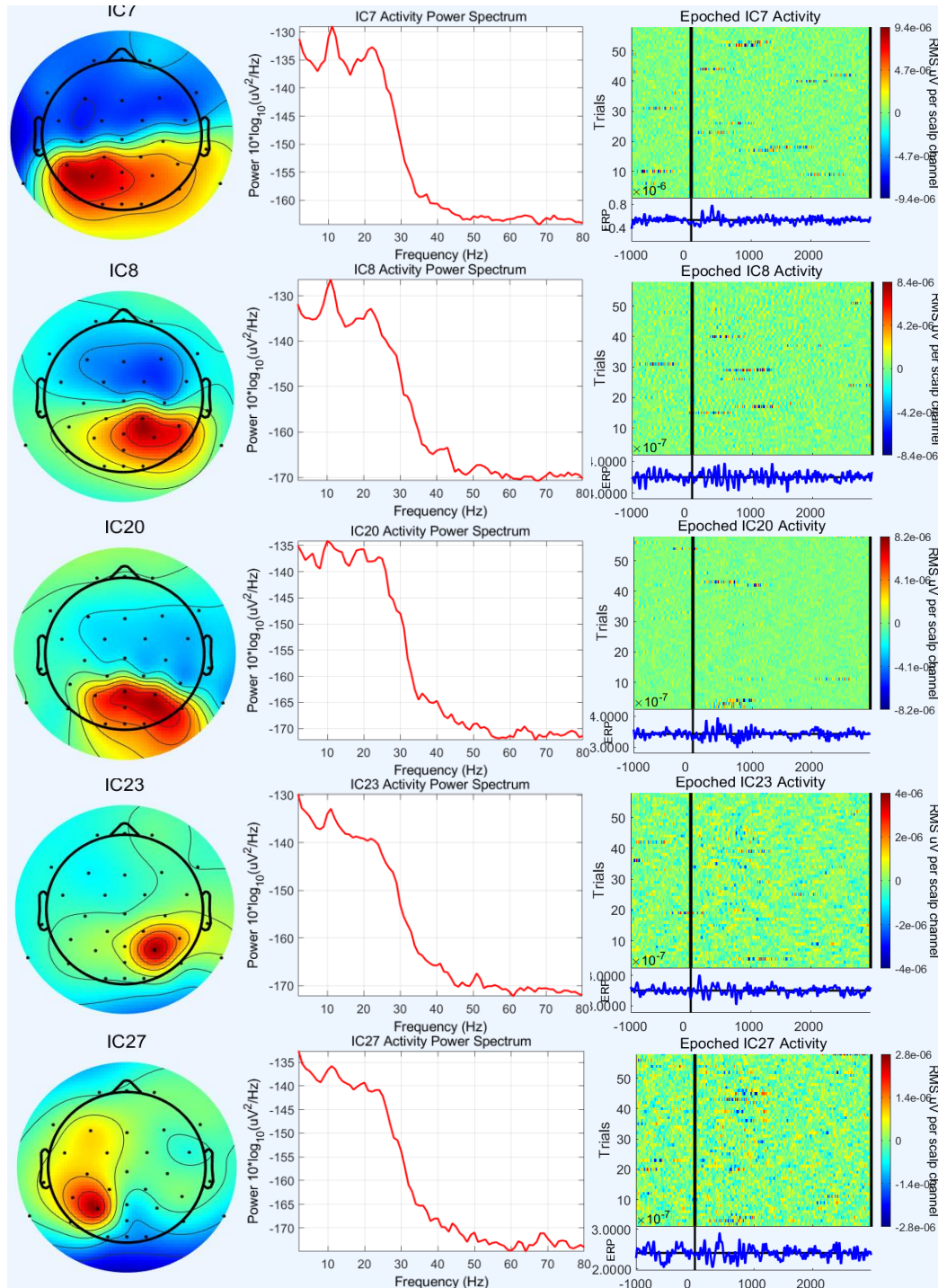


Figura 50. Componente independiente en el área parietal con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

En el área temporal, se encuentran 2 componentes en esta zona cerebral. Cabe destacar que ambas se presentan en el hemisferio derecho, denotando que puede existir una lateralización derecha durante el proceso deglutorio para esta área. Además, en ambas imágenes ERP se puede observar que existe una coherencia intertrial (negativa en el caso de IC11 y positiva en IC26) en el mismo instante temporal para todos los epoch, que se ve reflejado en la forma del ERP de estas componentes.

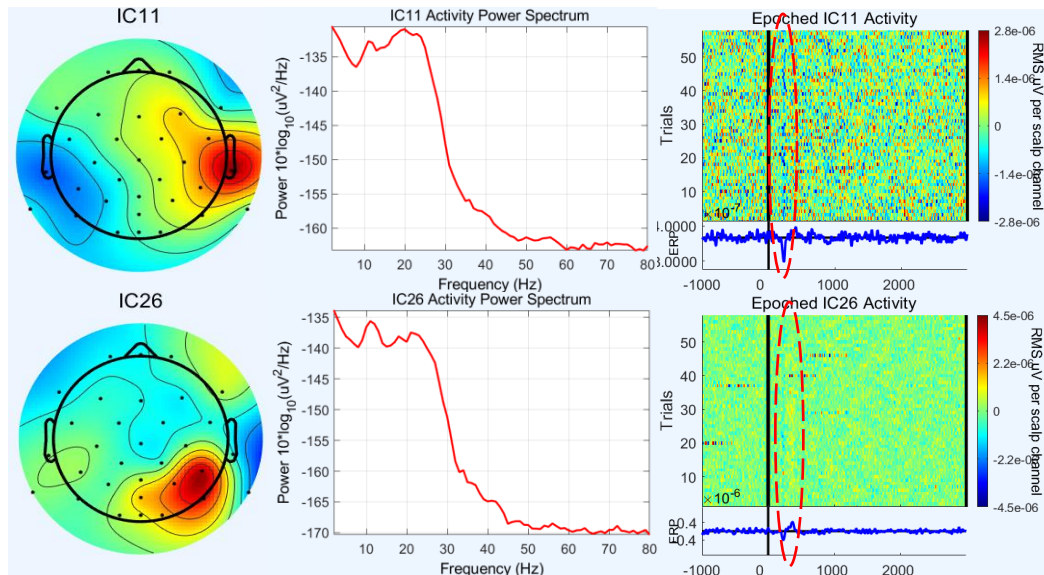
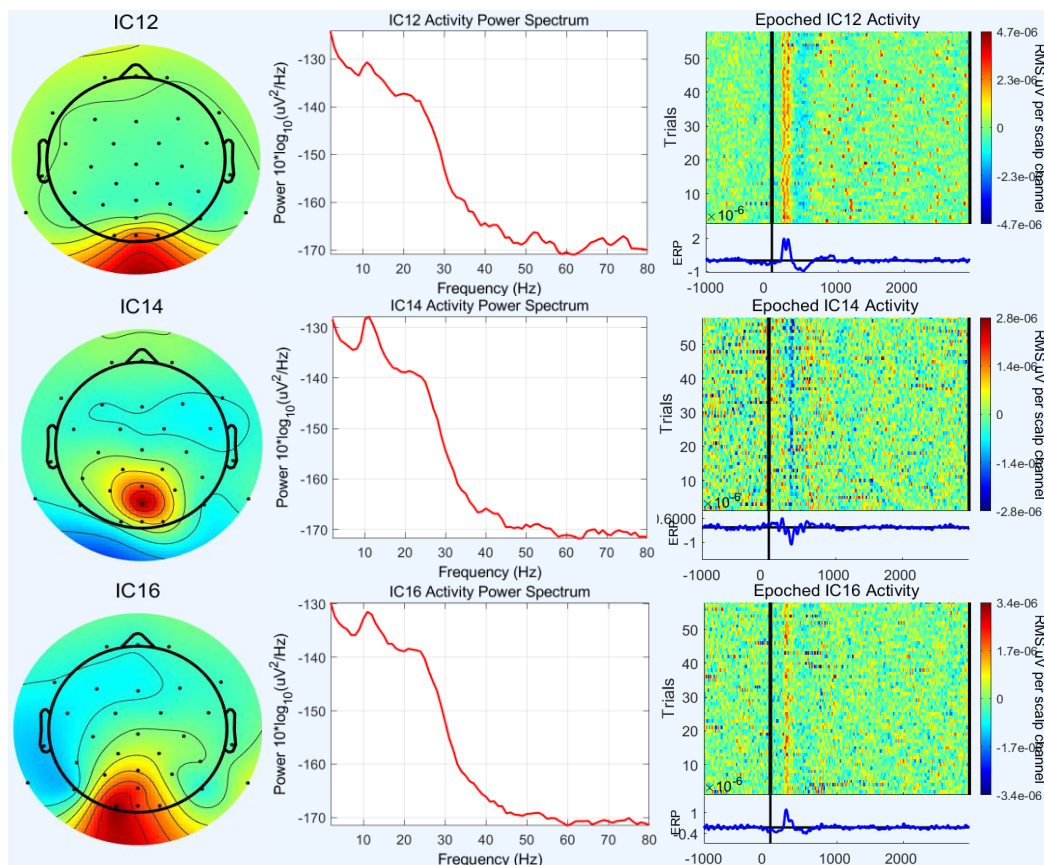


Figura 51. Componente independiente en el área temporal con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

Por último, se observan las componentes del área occipital, en las que también se encuentran características muy marcadas como pueden ser la predominancia de la banda alfa y las activaciones o desactivaciones simultáneas que se aprecian en las imágenes ERP de la Figura 52.



Desarrollo de técnicas de minimización de interferencia de la actividad muscular de la señal electroencefalográfica durante la deglución

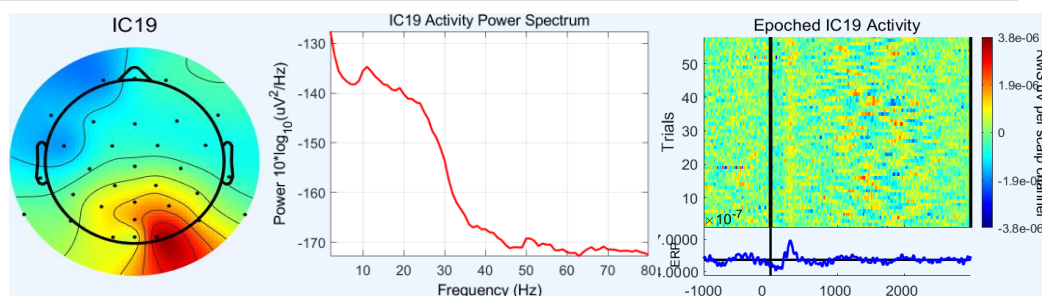


Figura 52. Componente independiente en el área occipital con su mapa topográfico, PSD e imagen ERP. Elaboración propia.

Los resultados expuestos son los extraídos para el sujeto 10, pero el estudio se realizó sobre 11 voluntarios. En la Tabla 7 se pueden observar las componentes por zonas correspondientes a cada sujeto. Cabe destacar que el número de componentes cerebrales por zonas no es igual en todos los sujetos, ya que existe una variabilidad en la actividad cerebral en todos los sujetos y en función de la complejidad de la señal procesada, logra separar mejor o peor las ICs. ICA busca la independencia y no necesariamente fuentes de señal fisiológicamente interpretables.

Tabla 7. Componentes independientes de la señal procesada de todos los sujetos divididas por zonas de activación cerebral. (R) significa parte derecha, (L) parte izquierda, (C) zona central y (POz) centrado en el electrodo POz. Si no acompaña ninguna letra, implica que la activación está distribuida por toda esa área cerebral. Elaboración propia.

Sujeto	Corteza Occipital	Corteza Prefrontal	Corteza Motora	Corteza Somatosensitiva	Corteza Parietal	Corteza Premotora	Corteza Temporal
1	18 (L), 5 (R), 20 (C)	7	12,16,21 (R),24 (L)	19,22(R),23 (R)	1,2,3,9(L)	10 (R), 14 (L)	6 (L), 17 (R)
2	8 (L), 26 (R), 21 (C), 6 (POz)	3,4,5	12,17,18(R)	7,9(L),10(L)	11, 14 (R)	1, 2, 16 (R), 19	13 (L), 22 (R)
3	6 (L), 26 (R), 24 (C), 9 (POz)	1,4	7,23	10,11,14, 15 (L), 22 (R)	13	2, 3, 12 (R), 25	29 (R)
4	16 (L), 17 (R), 14 (C), 5 (POz)	7	19 (R),24	9,11,12(L), 18,20,23 (R)	10 (R), 13	4, 15 (L), 21 (R), 27	8 (L)
5	7 (L), 13 (R), 15 (C), 11 (POz)	3,4	14 (L), 18	2 (R),6 (L),10 (L), 22,19,24 (L),21	12	9, 17 (L), 23 (R)	1 (L), 16 (R)
6	30 (L), 21 (POz), 6 (C)	1,4	18	19 (L),25 (R),27 (L)	12 (L)	10, 11, 20 (R), 23 (L)	17 (L), 22 (R)
7	24 (L), 23 (R), 4 (C), 22 (POz)	1,2	19	11,27 (R)	12	8 (R), 13, 16 (L), 25	5 (L), 6 (L), 7 (R)
8	13 (L), 23 (R), 18 (C), 16 (POz)	-	14 (L),20 (R)	6,8,9	12 (L)	1, 5, 7, 11, 21, 24 (L), 25 (R),	17 (L)
9	28 (L), 23 (R), 1 (C), 19 (POz)	2,6	7(L),20 (R), 22 (L)	5,8,15 (R), 16 (L)	14, 29 (R), 30	26 (R)	3 (L), 4 (R), 17 (L)
10	16 (L), 19 (R), 12 (C), 14 (POz)	1,2	4(R),10(L),25	9	7 (L), 8 (R), 20, 23 (R), 27 (L)	5, 15 (R), 17 (L), 18	11 (R), 26 (R)
11	11 (L), 29 (R), 16(C), 9 (POz)	5	13,18, 26	25	2,15 (L)	3,4, 19 (R), 20(L), 31	10 (R)

En todos los sujetos se ha identificado al menos 1 componente asociada a las distintas áreas cerebrales (exceptuando el área prefrontal del sujeto 8). De esta tabla se pueden extraer algunas conclusiones, como que el área prefrontal se activa de manera bilateral durante el proceso deglutorio, pues las componentes independientes asociadas a esta área tienen actividad distribuida en toda su superficie. Sin embargo, se observa en el resto de zonas que sí hay componentes que tienen preferencia por algún hemisferio. El área occipital también puede considerarse que se activa por completo, pues tiene componentes en la parte izquierda, derecha y central.

4.3 Estudio intersujetos

A continuación, se van a mostrar los resultados obtenidos del *Grand Average ERP* de los 11 sujetos de estudio. En la Figura 53 se observa el *Grand Average ERP* en el tiempo de cada canal, prescindiendo de la información espacial. Se puede observar que existen picos característicos en cada una de estas señales, a los cuales se tratará de dar explicación posteriormente según su latencia temporal.

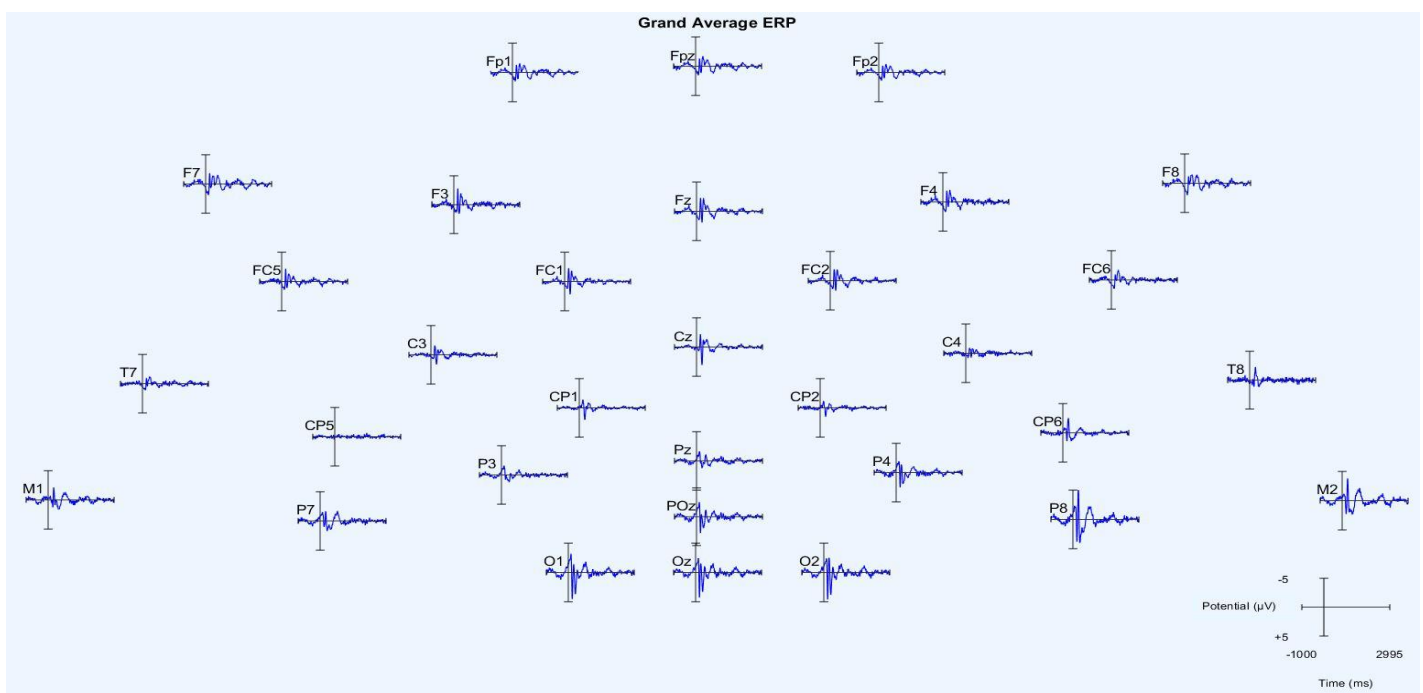


Figura 53. Representación en 32 canales del Grand ERP de 11 sujetos de estudio. Elaboración propia.

A continuación, se amplía el Grand ERP de un canal de cada una de las zonas de activación cerebral estudiadas en este trabajo. En cada uno de ellos se puede apreciar que existen picos característicos conocidos como componentes de ERP. En EEG, se están estudiando mucho estas componentes para tratar de buscar un significado funcional de las mismas, por lo que desde las Figuras 54 a la 60 se muestran el *Grand Average ERP* de un canal característico de cada una de las zonas en las que se ha dividido la corteza cerebral anteriormente para tratar de caracterizarla y darle un significado funcional a cada área.

La Figura 54 es el *Grand Average ERP* del canal Fpz, el cual se sitúa en el área prefrontal y es una representación de esta zona de la corteza cerebral. Como se puede observar en la imagen, a partir de los 150 ms de recibir el estímulo, empiezan a aparecer componentes de ERP al apreciarse un cambio significativo en la pendiente. Se van desarrollando una serie de picos característicos hasta que el potencial vuelve a su nivel basal previo alrededor de los 950 ms tras recibir la orden.

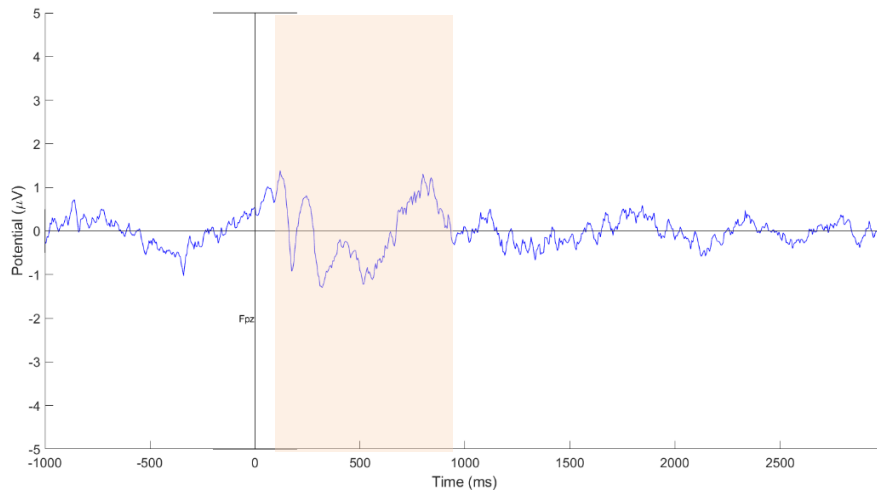


Figura 54. Grand ERP en el canal Fpz, del área prefrontal con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

La corteza prefrontal no juega un papel fundamental en el acto de deglución, pero sí es importante para su correcto desarrollo. Es bien conocido que el área prefrontal, la parte más anterior del lóbulo frontal, participa en las funciones cerebrales de orden superior tales y como pueden ser la toma de decisiones, la memoria, la atención, regular el comportamiento o la motivación [99]. Respecto a estudios llevados a cabo sobre deglución, no está muy clara cuál es la función de esta área, pero tiene que ver con la preparación y planificación de las tareas cognitivas que se acaban de mencionar y por tanto guarda mayor relación con el protocolo de registro que con la propia deglución; así como de controlar funciones autónomas y vegetativas durante las fases faríngea y esofágica, como la regulación de la presión y la respiración [100]. Otros estudios muestran además que la corteza prefrontal está relacionada con el sentido del gusto y el sabor y se piensa que el movimiento de deglución puede modular la actividad en la corteza prefrontal de los sujetos sanos [101]. Además, cuando aparece la actividad prefrontal, está en el rango de valores indicados en la literatura.

En la Figura 55 se escoge el electrodo Fz como representativo de la corteza premotora. En este caso, se percibe en la imagen que las componentes ERP comienzan a aparecer en un rango muy similar al de la corteza prefrontal; pues abarca desde los 180 a los 945 ms tras haber aparecido la imagen del niño comiendo en el protocolo de registro.

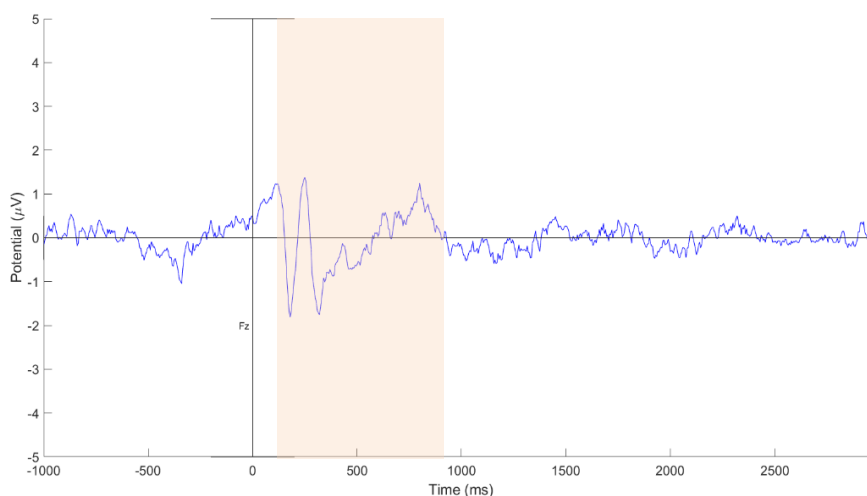


Figura 55. Grand ERP en el canal Fz, del área premotora con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

En lo referente al área premotora, no hay mucha discusión; pues al tratarse de un movimiento voluntario necesita una planificación y preparación previa. Sin embargo, algunos autores defienden que la activación de la corteza premotora está relacionada también con la activación del esófago; ya que se ha demostrado que la proyección de los tractos nerviosos del músculo estriado esofágico probablemente esté localizada en esta área premotora [100].

Respecto a la corteza motora, se ha escogido el electrodo Cz para sintetizar la información de lo que ocurre en esta zona de la corteza cerebral en la Figura 56. En este caso, el cambio respecto al nivel basal comienza a aparecer sobre los 100 ms y vuelve a su estado original cuando se alcanzan los 850 ms.

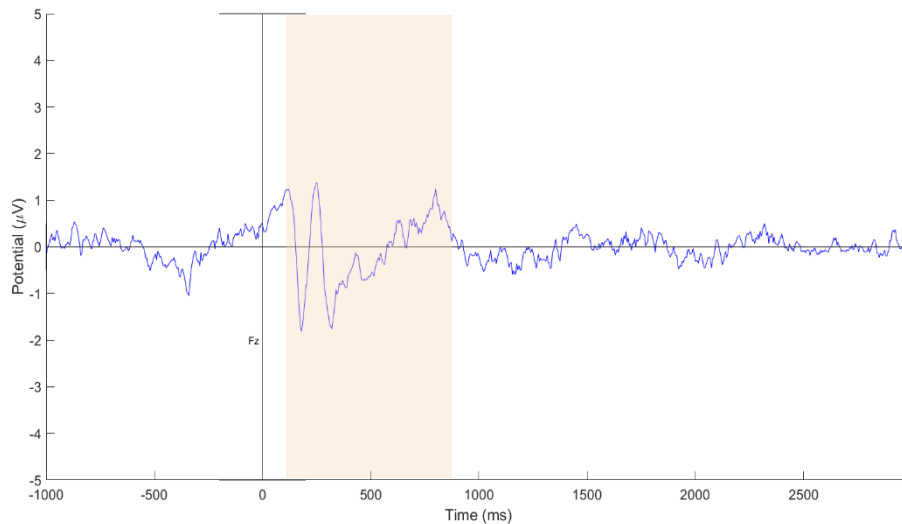


Figura 56. Grand ERP en el canal Cz, del área motora con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

La Figura 57 muestra el electrodo CP6 como representación de lo que ocurre en el área somatosensitiva. El potencial comienza a experimentar cambios significativos al alcanzar los 85 ms y retorna a su estado inicial al haberse cumplido el segundo tras recibir la orden.

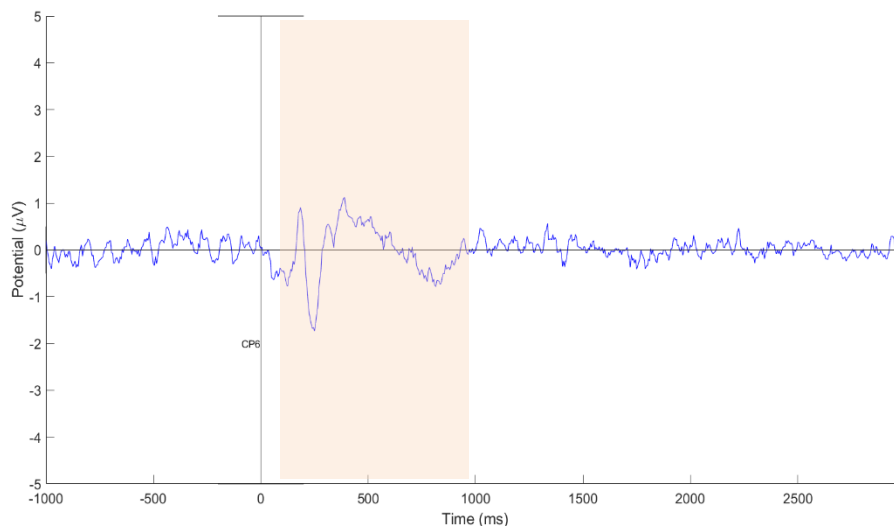


Figura 57. Grand ERP en el canal CP6, del área somatosensitiva con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

En cuanto a la corteza motora y somatosensorial, estas cobran una gran importancia pues son las encargadas de iniciar la deglución en su fase voluntaria [100]. Dentro de cada una de estas áreas, se suele utilizar un esquema denominado “homúnculo de Penfield” que identifica con qué parte del cuerpo se corresponde cada parte de la corteza cerebral en el área motora y somatosensorial. En el caso de la lengua y la faringe, ocupan las posiciones más laterales de la corteza. Se puede observar en la Figura 53, que el electrodo CP6 presenta una mayor amplitud que el resto de los electrodos de su misma área somatosensorial. Parece que existe una lateralización en el hemisferio derecho para este área; sin embargo, no existe consenso en la bibliografía sobre el lado predominante, aunque se ha llegado a la conclusión de que sí existe una lateralización durante el proceso deglutorio, aunque no siempre vaya a ser del mismo lado [102].

La corteza parietal viene representada por el electrodo Pz en la Figura 58. En este caso, los componentes ERP comienzan a aparecer temprano, alrededor de los 85 ms y finalizan a los 750 ms.

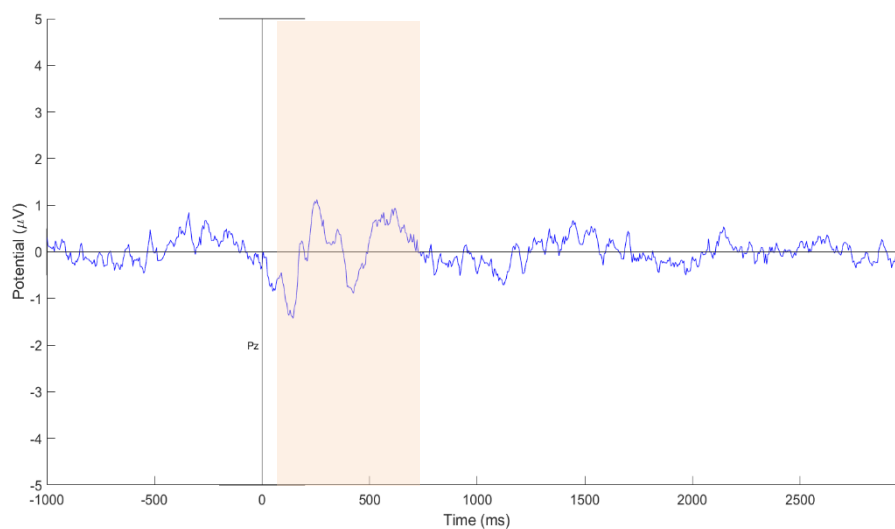


Figura 58. Grand ERP en el canal Pz, del área parietal con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

El área parietal siempre suele estar activada en todos los estudios de deglución, pero las funciones que se le asocian son diversas. Entre ellas destacan la estimulación química y mecánica del esófago y la de servir como centro general para procesar y asociar órdenes visuales y auditivas con tareas motoras [103]. Otros estudios muestran que también puede influir en la atención motora, especialmente en el cambio de un movimiento al siguiente en movimientos secuenciales como es la deglución [102], ya que también está asociado a la integración sensorial-motora tanto aferente como eferente [104].

El electrodo Oz hace referencia a la corteza occipital y viene representado en la Figura 59. Como se puede observar, la línea basal cambia su tendencia prácticamente en el instante en el que se recibe el estímulo; en concreto se ha determinado que a los 45 ms y recupera su actividad normal a los 920 ms.

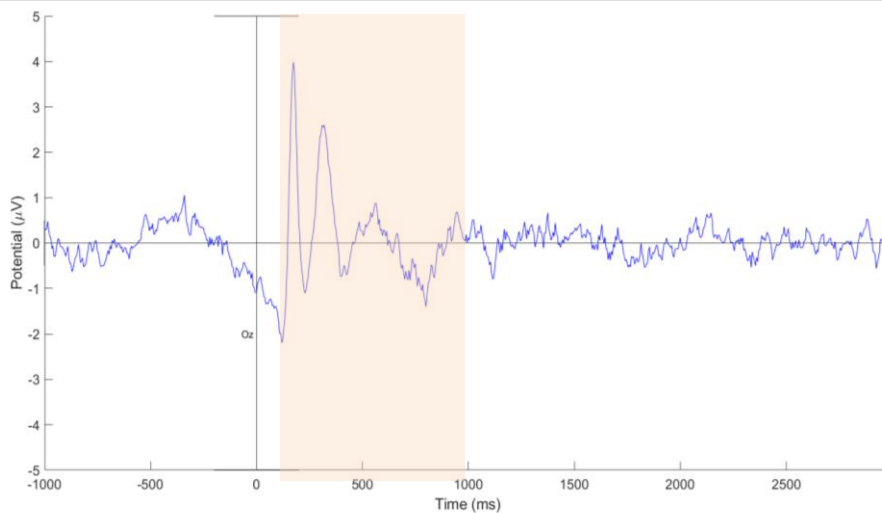


Figura 59. Grand ERP en el canal Oz, del área occipital con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

En el área occipital, como se mencionó anteriormente, se procesa toda la información visual que captan los ojos. Además, dentro del propio lóbulo occipital, se puede encontrar una subestructura denominada precúneo, cuya función en estudios relacionados con la deglución es integrar la información sensorial y modular la actividad motora, conectándose con la corteza premotora y la ínsula [100,105].

Por último, en la Figura 60 se representa el área corteza temporal por medio del electrodo T8. En este caso, las componentes ERP ocupan un menor rango temporal, comenzando a los 165 ms y finalizando a los 700 ms.

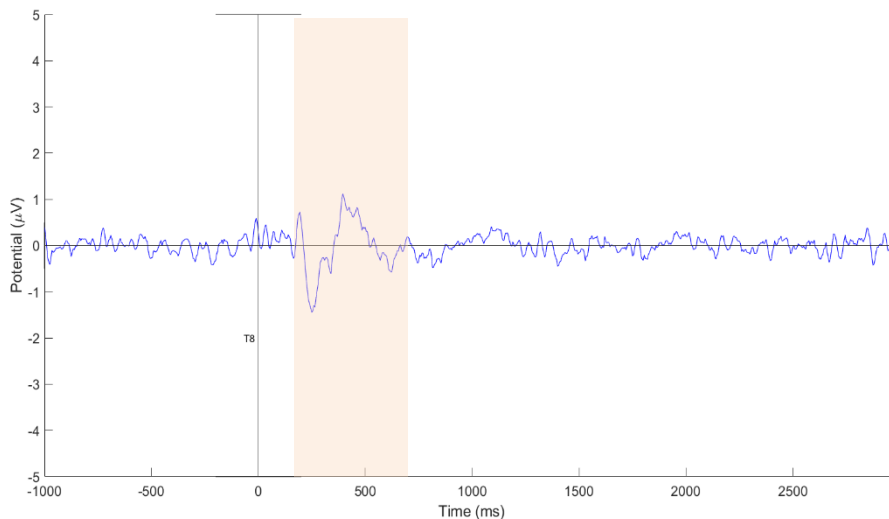
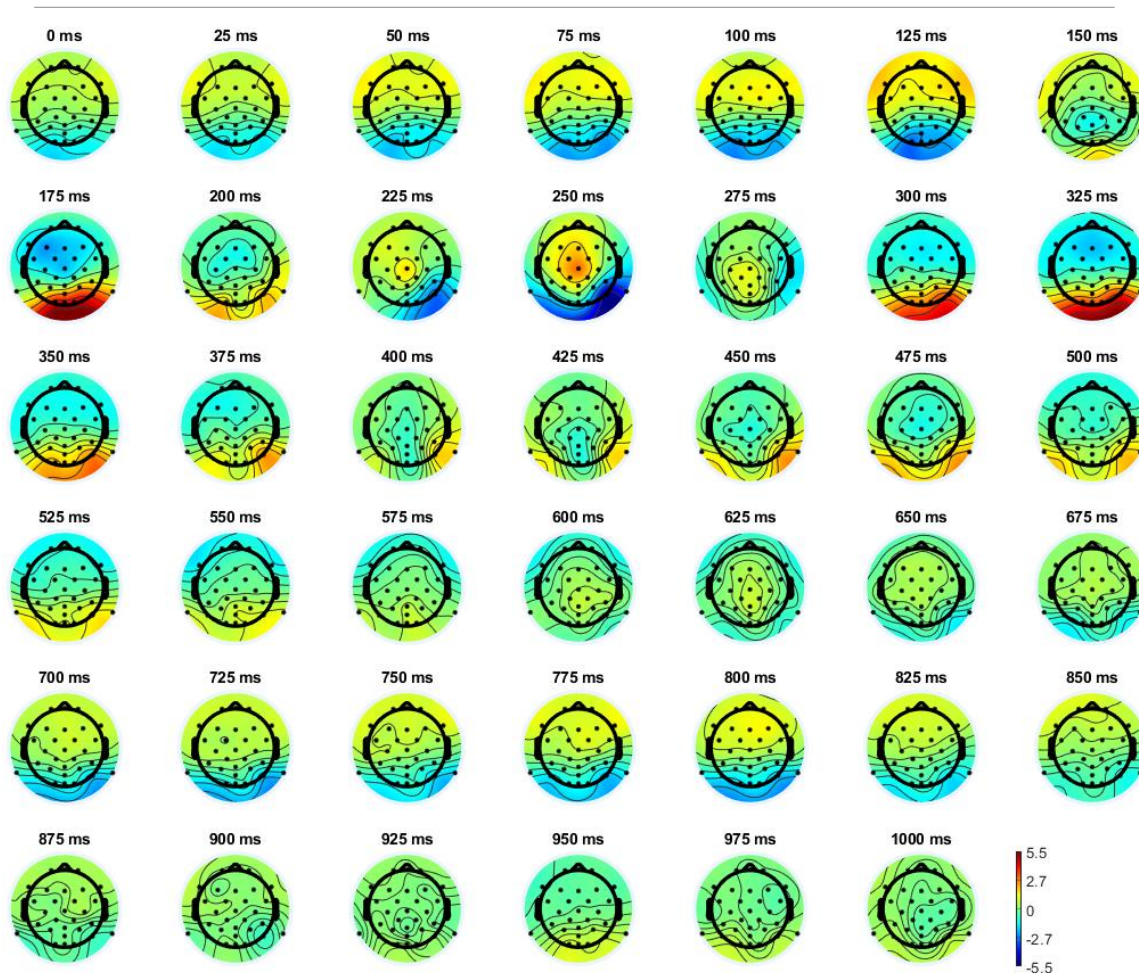


Figura 60. Grand ERP en el canal T8, del área temporal con la zona donde se encuentran los componentes de ERP señalado en fondo naranja. Elaboración propia.

El área temporal, como se mencionó en el apartado introductorio, tiene una estrecha relación con la percepción de sabores y es la principal función que se le atribuye en los estudios sobre deglución.

Para poder integrar de manera espacial toda la información vista en las imágenes anteriores, se presenta una secuenciación temporal cada 25 ms desde el inicio de la orden de deglución hasta un segundo después. Con la información de la Figura 61, se pueden asociar las actividades cerebrales con componentes ERP que se han detectado en otros estudios y ver cuál es su interpretación funcional.



Grand ERP time sequence

Figura 61. Secuencia temporal de la señal Grand Average ERP de la actividad cerebral durante el proceso deglutorio de 11 sujetos de estudio. Elaboración propia.

Por tanto, el último paso es entender la secuencia de activación cerebral que se ha visto en la Figura 61 y tratar de darle una explicación fisiológica al orden de activación de dichas zonas. Como se observa, desde los 50 a los 125 primeros milisegundos, la zona predominante que se activa es la corteza prefrontal, asociándole como función principal la atención; pues en la red de atención visual selectiva, es la encargada de inicializar y mantener el sesgo sensorial selectivo en la memoria de trabajo [106]. A continuación, la corteza parieto-occipital sería la encargada de centrar la atención en lugares específicos del entorno, tal y como se ve de un color azul más intenso a los 125 ms en la Figura 61. A esta última componente de la red visual selectiva se la conoce como *Visual N1* y es de gran interés para estudiar el proceso de la atención. Se puede encontrar en la Figura 59 como el primer pico negativo que aparece, siendo además el de mayor magnitud negativa. Bibliográficamente se encuentra entre los 150 y los 200 ms, pero en la imagen está en los 120 ms; lo que puede deberse a la edad joven de los sujetos [106].

Sin embargo, hay un estudio que muestra que la primera onda positiva debida al sentido del gusto tiene su representación principalmente sobre los electrodos frontales, la ínsula izquierda y la corteza orbitofrontal en el mismo rango de tiempo que la activación prefrontal de la atención anteriormente propuesta. Debido a que es el primer pico positivo que aparece en ensayos gustativos, lo denominan P1 [107]. Este pico se puede apreciar en la Figura 54, pues es el primer pico positivo que aparece a los 150 ms aproximadamente, coincidiendo con el rango de 130-150 ms en el que se ha reportado esta componente característica [108].

Durante todo ese tiempo, también se deberían estar dando las componentes C1 y P100 del potencial evocado visual en la zona occipital, los cuales indican que se está procesando el estímulo visual [109]. No obstante, no aparecen remarcados en la Figura 61 ya que la atención es un proceso de un orden superior que requiere de un mayor número de neuronas activadas sincronamente y su señal es más potente que la relacionada con la percepción visual.

A continuación, a los 175 ms se observa una activación de polaridad positiva en la corteza occipital, la cual se ha determinado que puede estar involucrada en la memoria implícita de un estímulo, la cual utiliza experiencias previas para ayudar en la realización de una tarea sin ser conscientes de que esas experiencias existen [110]. La componente P200 de otros estudios utilizando estímulos visuales de manera repetida, muestran que un estímulo sobreaprendido tiene una latencia inferior que aquellos que son nuevos; hipótesis que cuadra con el protocolo utilizado, pues repite el mismo estímulo una gran cantidad de veces, así como con que el tiempo de activación del área occipital de la componente P200 sea de 175 ms [111, 112].

El siguiente instante temporal relevante se produce en los 250 ms, donde se puede apreciar que se activa la corteza premotora y parte de la motora para planificar y mandar la orden de inicio de la deglución a los músculos de la fase oral. Si se centra la atención también en la corteza occipital, existe también una activación considerable de polaridad negativa que puede ser debida a la componente N2pc, también relacionada con el proceso de atención visual selectiva; pues aparece siempre que una persona fija su atención en un objeto [113].

Si se avanza temporalmente, se observa a los 300 ms una nueva activación de la corteza occipital. En este caso, dado que la señal motora ya ha sido enviada, se considera que entra en acción el área del precúneo en la deglución, funcionando como un área de asociación que modula la actividad motora integrando información sensorial en cuanto a temperatura, viscosidad y tamaño del bolo... [100].

Una vez se pasan los 350 ms, se mantiene una activación en la corteza parietal posterior en ambos hemisferios, funcionando como si de un sistema de control en lazo cerrado se tratase, pues constantemente va integrando información sensorial y motora para corregir y modular el paso del bolo [104].

A priori, parece que ya no queda ninguna activación significativa más, pero si se centra la atención en el intervalo de 500 a 1000 ms como muestra la Figura 62, aparecen nuevas componentes interesantes que habían sido ignoradas por tener que representar toda la información para 1 segundo en una misma escala relativa al máximo valor de una activación cerebral.

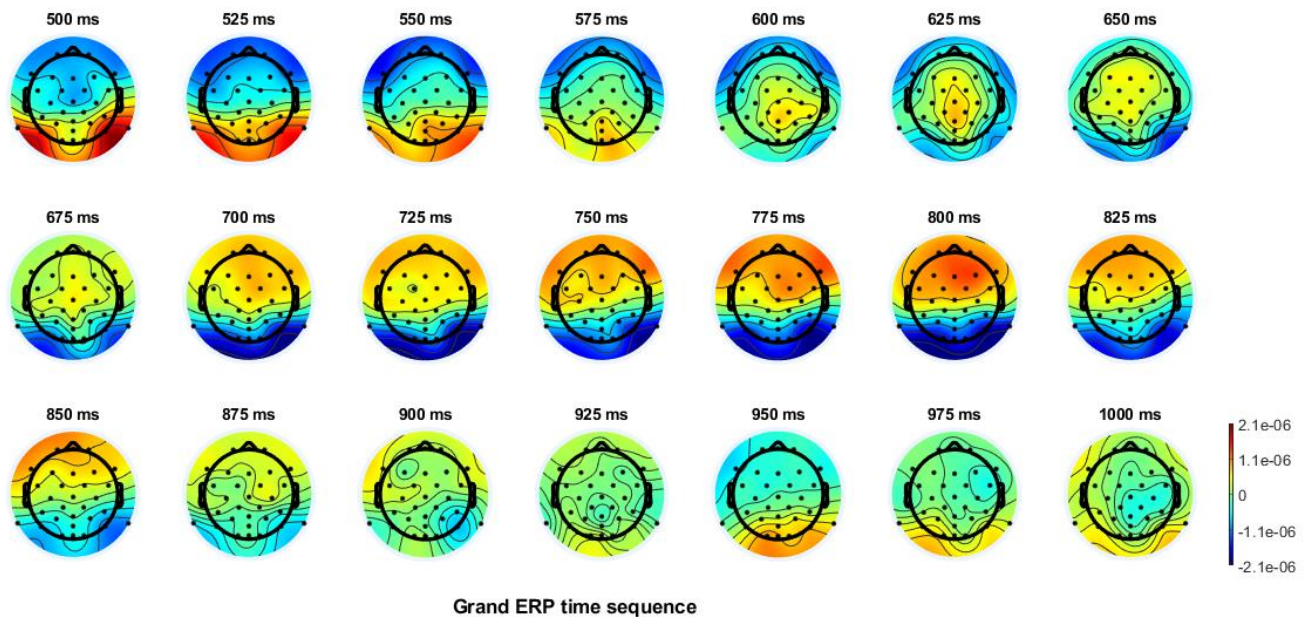


Figura 62. Secuencia temporal de la señal Grand Average ERP de 500 a 1000 ms. Elaboración propia.

A la vista de la Figura 62, aparecen entre 600 y 650 ms unas activaciones en las cortezas somatosensitiva, motora y premotora que pueden verse asociadas a la activación del esófago para que regule los movimientos peristálticos del mismo como apuntaban algunos investigadores para la corteza premotora [100].

Finalmente, entre los 700 y los 850 ms hay una activación completa del lóbulo frontal, que como se ha dicho anteriormente, es probable que sea la modulación de la corteza frontal producida por el movimiento de deglución. No se sabe muy bien esta modulación qué efecto tiene, pero es posible que en este caso haga referencia a la memoria a corto plazo para que sea más fácil recordar las acciones realizadas durante el protocolo de registro [101].

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un nuevo método basado en MVMD y ICA para la minimización de las interferencias fisiológicas de la señal de EEG durante el proceso deglutorio, como son la interferencia muscular que se solapa principalmente con la actividad gamma y la interferencia ocular con las bajas frecuencias (delta, theta, alfa y beta).

Con ello, se ha podido identificar el patrón común de las activaciones cerebrales que entran en juego tanto en el proceso deglutorio como en el desarrollo del protocolo de registro. Se han hallado en prácticamente la totalidad de los sujetos que las zonas de la corteza que se activan son la prefrontal, la premotora, la motora, la somatosensitiva, la parietal posterior, la occipital y la temporal.

El análisis del *Grand Average ERP* sugirió que durante el primer segundo tras la orden de deglución se observan componentes que generalmente tienen que ver con la atención visual selectiva, el gusto, la planificación y ejecución del movimiento voluntario, el control de la actividad motora por medio de la integración de la información sensorial, la ejecución y control del movimiento esofágico y la memoria a corto plazo.

Además, se ha conseguido establecer una secuencia temporal para el protocolo de registro utilizado e identificar las funciones asociadas a cada zona cerebral según el instante temporal en el que se activan. Estos hallazgos pueden ser relevantes para entender mejor el funcionamiento del cerebro durante el proceso deglutorio normal y ayudar así a diagnosticar precozmente la disfagia o a diseñar terapias neurorrehabilitadoras para detener o revertir la progresión de la enfermedad.

CAPÍTULO 6. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

El presente estudio puede servir como base para el desarrollo de un proyecto centrado en la prevención y el tratamiento de la patología de la disfagia. Una de las principales limitaciones del estudio es la cantidad de sujetos a los que se le han realizado los ensayos; pues puede que las conclusiones no sean estadísticamente significativas. El estudio también puede verse afectado por la edad, pues los pacientes de disfagia suelen ser de edad avanzada y para el estudio se han utilizado sujetos de unos 20 años. En el futuro, se pretende estudiar el patrón común de sujetos sanos de mayor edad.

Otra limitación viene determinada por la técnica utilizada para registrar las activaciones cerebrales. Si bien es verdad que el EEG posee una gran resolución temporal del orden de los milisegundos, la resolución espacial es muy inferior. Por tanto, no se pueden determinar zonas exactas de la corteza cerebral. Por ejemplo, en el apartado 1.3.2 se mencionan las áreas de Brodmann 22, 41 y 42 que se corresponden con la circunvolución temporal superior, mientras que en el estudio se determina que las activaciones se producen en el área temporal sin especificar el lugar exacto dentro de dicho lóbulo. Además, la técnica de EEG es capaz de registrar tan solo la actividad eléctrica superficial; por lo que a diferencia de otras técnicas como el fMRI, no es capaz de identificar actividad en partes internas del cerebro como puede ser la ínsula en la deglución.

A pesar de dichas limitaciones, se puede continuar con la investigación hacia un proyecto más amplio. Las dos primeras limitaciones, con tiempo y buenos registros se puede solucionar aumentando la base de datos y contando con personas de mayor edad para así contrastar los resultados obtenidos en este estudio. Pueden seguirse diversos caminos simultáneamente e ir avanzando hacia el objetivo final de mejorar el diagnóstico y el tratamiento de la enfermedad de la disfagia, como por ejemplo:

- Extraer 3 señales diferentes de saliva, agua y yogur y estudiar cómo varía la actividad cerebral respecto a la viscosidad de los alimentos. También puede probarse a variar el tamaño del bolo suministrado y observar los cambios asociados.
- Análisis multimodal EEG-EMG para determinar la coherencia entre ambas señales.
- Analizar la conectividad cerebral para estudiar la red funcional cerebral.
- Determinar las diferencias en la señal de EEG y EMG entre sujetos sanos y patológicos.

CAPÍTULO 7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Malandraki, G. A., Sutton, B. P., Perlman, A. L., Karampinos, D. C., & Conway, C. (2009). Neural activation of swallowing and swallowing-related tasks in healthy young adults: An attempt to separate the components of deglutition. *Human brain mapping*, 30(10), 3209-3226.
- [2] Matsuo, K., & Palmer, J. B. (2008). Anatomy and physiology of feeding and swallowing: normal and abnormal. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 19(4), 691-707.
- [3] Sasegbon, A., & Hamdy, S. (2017). The anatomy and physiology of normal and abnormal swallowing in oropharyngeal dysphagia. *Neurogastroenterology & Motility*, 29(11), e13100.
- [4] Magallón, L. (2014, 24 de junio). Disfagia orofaríngea: cuando dejas de controlar una función tan automática y primaria como es “comer”. *RhbNeuromad*. <https://rhnneuromad.com/tag/disfagia-orofaringea/>.
- [5] (2012, 5 de diciembre). Fases de la deglución: oral, faríngea y esofágica. *Vithas-NeuroRHB*. <https://neurorhb.com/blog-dano-cerebral/la-deglucion/>.
- [6] Molina, B., Guerra, F. J., & Gutiérrez, R. (s. f.). DISFAGIA Y ASPIRACIÓN. En *LARINGE Y PATOLOGÍA CÉRVICO-FACIAL* (pp. 1–26). Recuperado de <https://seorl.net/PDF/Laringe%20arbor%20traqueo-bronquial/120%20-%20DISFAGIA%20Y%20ASPIRACION%20C3%93N.pdf>.
- [7] Fonoaudiología Deglución. (2015, 26 enero). Recuperado de <http://fonoaudiologiadeglucion.blogspot.com/2015/01/la-deglucion-es-una-actividad-de.html>
- [8] El Esófago. (2015, 2 junio). Recuperado 25 de agosto de 2021, de <https://www.blogdebiologia.com/el-esofago.html>
- [9] González, R., & Bevilacqua, J. (2009). Disfagia en el paciente neurológico. *Rev Hosp Clín Univ Chile*, 20(252), 62.
- [10] Bakheit, A. M. O. (2001). Management of neurogenic dysphagia. *Postgraduate medical journal*, 77(913), 694-699.
- [11] Lata Caneda, M. C., & Mourelle, M. DISFAGIA EN LAS ENFERMEDADES CRÓNICAS Y DEGENERATIVAS. *DISFAGIA OROFARÍNGEA*, 253.
- [12] Ceballos, F. L. S. (2015). Epidemiología de la disfagia en la población española (p. 1). Universidad Complutense de Madrid.
- [13] “NHDS- National Hospital Discharge Survey Homepage.” [Online]. Available:
- [14] <https://www.cdc.gov/nchs/nhds/index.htm>. [Accessed: 15-Aug-2020].
- [15] Malagelada, J., Bazzoli, F., Boeckstaens, G., De Looze, D., Fried, M., Kahrilas, P., ... & LeMair, A. (2014). Guías y cascadas mundiales.
- [16] Clavé, P., & Shaker, R. (2015). Dysphagia: current reality and scope of the problem. *Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology*, 12(5), 259.

- [17] Hernández, J. Á., Paradinas, M. R., Sánchez, E. A., & Carrillo, M. D. V. LA DISFAGIA OROFARÍNGEA EN EL SIGLO XXI, UN SÍNTOMA IGNORADO. Soluciones multidisciplinarias, 1
- [18] Instituto Nacional de Estadística. (2020, 20 septiembre). Proyecciones de Población 2020–2070 [Comunicado de prensa]. Recuperado de https://www.ine.es/prensa/pp_2020_2070.pdf
- [19] Gómez Pastor, I. (2017). Estrategia de enfermedades neurodegenerativas.
- [20] Fundamed. (2019). Situación de la disfagia orofaríngea en España. Desde el cribado al abordaje nutricional. Recuperado de https://www.fundacionfundamed.org/doc/GrupoTrabajo_Situacion-disfagia-orofaringea-espana.pdf
- [21] Patel, D. A., Krishnaswami, S., Steger, E., Conover, E., Vaezi, M. F., Ciucci, M. R., & Francis, D. O. (2018). Economic and survival burden of dysphagia among inpatients in the United States. *Diseases of the Esophagus*, 31(1), dox131.
- [22] Westmark, S., Melgaard, D., Rethmeier, L. O., & Ehlers, L. H. (2018). The cost of dysphagia in geriatric patients. *ClinicoEconomics and outcomes research: CEOR*, 10, 321.
- [23] Álvarez Hernández, J., León Sanz, M., Planas Vilá, M., Araujo, K., García de Lorenzo, A., & Celaya Pérez, S. (2015). Prevalence and costs of malnutrition in hospitalized dysphagic patients: a subanalysis of the PREDyCES® study.
- [24] Méndez Sánchez, I. M. (2017). Enfoque clínico-diagnóstico: técnicas diagnósticas. Evaluación y diagnóstico de la disfagia orofaríngea: presentación de casos clínicos.
- [25] Delgado Capellán, S. (2020). Evaluación y observación de la prevalencia de disfagia en adultos mayores mediante el cuestionario EAT-10.
- [26] Sánchez, I. M., Vega, M. D. C. L., & Aisa, Á. P. (2017). Disfagia orofaríngea. Algoritmo y técnicas diagnósticas. *Revista andaluza de patología digestiva*, 40(3), 132-140.
- [27] Suiter, D. M., & Leder, S. B. (2008). Clinical utility of the 3-ounce water swallow test. *Dysphagia*, 23(3), 244-250.
- [28] García-Peris, P., Velasco, C., Velasco, M., & Clavé, P. (2011). Disfagia en el anciano. *Nutrición hospitalaria*, 4(3), 35-43..
- [29] Zaidi, N. H., Smith, H. A., King, S. C., Park, C., O'NEILL, P. A., & Connolly, M. J. (1995). Oxygen desaturation on swallowing as a potential marker of aspiration in acute stroke. *Age and ageing*, 24(4), 267-270.
- [30] Méndez Sánchez, I. M. (2017). Enfoque clínico-diagnóstico: técnicas diagnósticas. Evaluación y diagnóstico de la disfagia orofaríngea: presentación de casos clínicos.
- [31] IOM. (2020, 24 noviembre). Disfagia: qué es, causas, tipos, síntomas y tratamientos. Recuperado 10 de junio de 2021, de <https://www.institutoorl-iom.com/disfagia/>
- [32] Terré, R. (2017). Tratamiento de la disfagia neurógena. *Sobre ruedas*, 96(1), 16-20.
- [33] Sirgo Rodríguez, P., Álvarez Menéndez, S., Fernández Gutiérrez, M. J., Barroso Rodilla, J. M., & Álvarez Marcos, C. A. (2020). Espesantes comerciales clásicos y de nueva generación. Cualidades organolépticas y utilidad en las pruebas diagnósticas de la disfagia. *Nutrición Hospitalaria*, 37(6), 1201-1208.

- [34] Hernández-Gutiérrez, M. I., & Carrillo-Mora, P. (2017). Aplicaciones terapéuticas de la estimulación cerebral no invasiva en neurorrehabilitación. *Revista Investigación en Discapacidad*, 6(1), 25-33.
- [35] Rofes, L., Vilardell, N., & Clavé, P. (2013). Post-stroke dysphagia: progress at last. *Neurogastroenterology & Motility*, 25(4), 278-282.
- [36] JavierInsitu. (2019, 1 noviembre). Estimulación cerebral no invasiva. Recuperado 10 de junio de 2021, de <https://elbigotedecamilo.com/2019/10/31/estimulacion-cerebral-no-invasiva/>
- [37] Macías, D. (2019, 25 marzo). Estimulación Cerebral: Tratamiento Eficiente Contra La Depresión | Nación Farma: Salud Y Medicina Para Todos. Recuperado 10 de junio de 2021, de <https://nacionfarma.com/estimulacion-cerebral-tratamiento-eficiente-contra-la-depresion/>
- [38] Goebel, R., & Sorger, B. (2010). Real-time fMRI-based brain-computer interfacing for neurofeedback therapy and compensation of lost motor functions. *Imaging in Medicine*, 2(4), 407.
- [39] Lorey, B., Naumann, T., Pilgramm, S., Petermann, C., Bischoff, M., Zentgraf, K., ... & Munzert, J. (2013). How equivalent are the action execution, imagery, and observation of intransitive movements? Revisiting the concept of somatotopy during action simulation. *Brain and cognition*, 81(1), 139-150.
- [40] Kober, S. E., Grössinger, D., & Wood, G. (2019). Effects of motor imagery and visual neurofeedback on activation in the swallowing network: A real-time fMRI study. *Dysphagia*, 34(6), 879-895.
- [41] Tortosa I Moreno, A. (2015, 26 mayo). Re: Sistema nerviós [Comentario]. Recuperado de http://www.infermeravirtual.com/cat/activitats_de_la_vida_diaria/fitxa/generalitats/sistema_nervios
- [42] Alabau, I. (2019, 12 septiembre). Re: Sistema nervioso somático: qué es y función [Comentario]. Recuperado de <https://www.psicologia-online.com/sistema-nervioso-somatico-que-es-y-funcion-4704.html>
- [43] Farfán, C. (s. f.). Sistema Nervioso Periférico. Recuperado 6 de julio de 2021, de <https://es.calameo.com/read/006199566d6cbd1282051>
- [44] Castellero, O. (2021, 19 junio). Re: Médula espinal: anatomía, partes y funciones [Comentario]. Recuperado de <https://psicologiaymente.com/neurociencias/medula-espinal>
- [45] Triglia, A. (2021, 15 junio). Re: Tronco del encéfalo: funciones y estructuras [Comentario]. Recuperado de <https://psicologiaymente.com/neurociencias/tronco-del-encefalo-funciones>
- [46] Tirapu-Ustárriz, J., Luna-Lario, P., Iglesias-Fernández, M. D., & Hernáez-Goñi, P. (2011). Contribución del cerebelo a los procesos cognitivos: avances actuales. *Rev Neurol*, 53(5), 301-315.
- [47] Muñoz, B. A. Estudio Anatómico-fisiológico del Sistema Nervioso.
- [48] Puigbó, J. (2019, 8 enero). Re: Sistema Nervioso Central: Funciones y partes [Comentario]. Recuperado de <https://www.psicologia-online.com/sistema-nervioso-central-funciones-y-partes-4327.html>

- [49] Bertran, P. (2021, 4 agosto). Las 47 áreas de Brodmann (características y funciones). Recuperado 16 de agosto de 2021, de <https://medicoplus.com/neurologia/areas-brodmann>
- [50] Castellero, O. (2021, junio 5). Re: Las 47 áreas de Brodmann y las regiones del cerebro que contienen [Comentario]. Recuperado de <https://psicologiyamente.com/neurociencias/areas-brodmann>
- [51] Martin, R. E., Goodyear, B. G., Gati, J. S., & Menon, R. S. (2001). Cerebral cortical representation of automatic and volitional swallowing in humans. *Journal of neurophysiology*, 85(2), 938-950.
- [52] Dziewas, R., Sörös, P., Ishii, R., Chau, W., Henningsen, H., Ringelstein, E. B., ... & Pantev, C. (2003). Neuroimaging evidence for cortical involvement in the preparation and in the act of swallowing. *Neuroimage*, 20(1), 135-144.
- [53] González, J. (2014, septiembre). Técnicas de toma de datos y análisis de ELECTROENCEFALOGRAFÍA. Recuperado de [http://opera.eii.us.es/sinergia/public/uploads/sinergia/entregables/2013-2014-9/Grupo9Memoria1.pdf](http://opera.eii.us.es/sinergia/public/uploads/sinergia/entregables/2013-2014/G2013-2014-9/Grupo9Memoria1.pdf)
- [54] Pardell, X. (s. f.). Electroencefalografo - Apuntes de Electromedicina. Recuperado 7 de julio de 2021, de <https://www.pardell.es/electroencefalografo.html>
- [55] Guerrero, J. F. (2010, septiembre). Bioseñales. Recuperado de http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T2_OCW.pdf
- [56] iMotions. (2019). Electroencephalography The Complete Pocket Guide. Recuperado de <https://imotions.com/guides/electroencephalography-eeg/>
- [57] Maquet, P., Degueldre, C., Delfiore, G., Aerts, J., Péters, J. M., Luxen, A., & Franck, G. (1997). Functional neuroanatomy of human slow wave sleep. *Journal of Neuroscience*, 17(8), 2807-2812.
- [58] Garcia-Rill, E. (2015). Waking and the reticular activating system in health and disease. Academic Press.
- [59] Brankačk, J., Stewart, M., & Fox, S. E. (1993). Current source density analysis of the hippocampal theta rhythm: associated sustained potentials and candidate synaptic generators. *Brain research*, 615(2), 310-327.
- [60] Brown University. (2016, 25 julio). New theory explains how beta waves arise in the brain [Comunicado de prensa]. Recuperado de <https://www.brown.edu/news/2016-07-25/beta>
- [61] McCormick, D. A., McGinley, M. J., & Salkoff, D. B. (2015). Brain state dependent activity in the cortex and thalamus. *Current opinion in neurobiology*, 31, 133-140.
- [62] Newson, J. J., & Thiagarajan, T. C. (2019). EEG frequency bands in psychiatric disorders: a review of resting state studies. *Frontiers in human neuroscience*, 12, 521.
- [63] Romero, S., Mañanas, M. A., & Barbanoj, M. (2008). Estudio comparativo de técnicas automáticas para el filtrado ocular en señales EEG simuladas. Depto. ESAIL, Universidad Politécnica de Catalunya.

- [64] Pion-Tonachini, L. (2017, 19 abril). SCCN: Independent Component Labeling. Recuperado 8 de julio de 2021, de <https://labeling.ucsd.edu/tutorial/labels>
- [65] Rincón, A. Q., Risk, M., & Liberczuk, S. (2012). Preprocesamiento de eeg con filtros hampel. *IEEE Latin American Transactions*.
- [66] White, D. M., & Van Cott, C. A. (2010). EEG artifacts in the intensive care unit setting. *American journal of electroneurodiagnostic technology*, 50(1), 8-25.
- [67] Nam, Y., Koo, B., Cichocki, A., & Choi, S. (2016). Glossokinetic potentials for a tongue-machine interface: How can we trace tongue movements with electrodes?. *IEEE Systems, Man, and Cybernetics Magazine*, 2(1), 6-13.
- [68] TMSi. (2019). TMSi - SAGA 32/64+for EEG. Recuperado 9 de julio de 2021, de <https://www.tmsi.com/products/saga-for-eeg/>
- [69] EventIDE (Versión 2021 enero 04) [software de ordenador]. (2012). Rusia: OkazoLab. Recuperado de <http://www.okazolab.com>
- [70] EEGLAB (Versión 2021.0) [MATLAB toolbox]. (2004). La Jolla, California. Recuperado de <https://sccn.ucsd.edu>
- [71] MATLAB (Versión 2019b) [software de ordenador]. (1984). MathWorks. Recuperado de <https://la.mathworks.com>
- [72] Srinivasan, R., Tucker, D. M., & Murias, M. (1998). Estimating the spatial Nyquist of the human EEG. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 30(1), 8-19.
- [73] Kmon, P. (2016). Low-power low-area techniques for multichannel recording circuits dedicated to biomedical experiments. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences*, 64(3).
- [74] MARTÍNEZ, M., GÓMEZ, L., SERRANO, A. J., VILA, J., & GÓMEZ, J. (2009). DISEÑO DE FILTROS IIR [Diapositivas]. Recuperado de http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/filtros-digitales/tema_4_diseno_de_filtros_iir.pdf
- [75] Diseño de filtro FIR - MATLAB & Simulink - MathWorks América Latina. (s. f.). Recuperado 13 de julio de 2021, de <https://la.mathworks.com/help/signal/ug/fir-filter-design.html>
- [76] Nolan, H., Whelan, R., & Reilly, R. B. (2010). FASTER: fully automated statistical thresholding for EEG artifact rejection. *Journal of neuroscience methods*, 192(1), 152-162.
- [77] Lalinde, J. D. H., Castro, F. E., Rodríguez, J. E., Rangel, J. G. C., Sierra, C. A. T., Torrado, M. K. A., ... & Pirela, V. J. B. (2018). Sobre el uso adecuado del coeficiente de correlación de Pearson: definición, propiedades y suposiciones. *Archivos venezolanos de Farmacología y Terapéutica*, 37(5), 587-595.
- [78] González-Ruiz, I., Batanero, C., & Contreras, J. M. (2015). Recursos interactivos para el estudio de la varianza: análisis de su idoneidad didáctica. *Suma*, 80, 31-38.
- [79] Mielniczuk, J., & Wojdyłło, P. (2007). Estimation of Hurst exponent revisited. *Computational statistics & data analysis*, 51(9), 4510-4525.

- [80] Piskarev, D. (2017, 18 abril). Cálculo del coeficiente de Hurst. Recuperado 14 de julio de 2021, de <https://www.mqI5.com/es/articles/2930>
- [81] Luengas Domínguez, D., Ardila Romero, E., & Moreno Trujillo, J. F. (2010). Metodología e interpretación del coeficiente de Hurst. ODEON (Bogotá), (5), 265-290.
- [82] Torres-García, A. A., Reyes-García, C. A., Villaseñor-Pineda, L., & Ramírez-Cortés, J. M. (2013). Análisis de senales electroencefalográficas para la clasificación de habla imaginada. Revista mexicana de ingeniería biomédica, 34(1), 23-39.
- [83] Huang, N. E., Shen, Z., Long, S. R., Wu, M. C., Shih, H. H., Zheng, Q., ... & Liu, H. H. (1998). The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. Proceedings of the Royal Society of London. Series A: mathematical, physical and engineering sciences, 454(1971), 903-995.
- [84] Galdón, J. M. (2020, 5 agosto). Qué es y cómo se calcula un Punto de Ensayadura o Punto de Silla. Recuperado 15 de julio de 2021, de <https://www.tusclasesparticulares.com/blog/que-como-calcula-punto-ensilladura>
- [85] ur Rehman, N., & Aftab, H. (2019). Multivariate variational mode decomposition. IEEE Transactions on Signal Processing, 67(23), 6039-6052.
- [86] Gu, C., Qiao, X., Jin, Y., & Liu, Y. (2020). A novel fault diagnosis method for diesel engine based on MVMD and band energy. Shock and Vibration, 2020.
- [87] Franzke, C. (2009). Multi-scale analysis of teleconnection indices: climate noise and nonlinear trend analysis. Nonlinear Processes in Geophysics, 16(1), 65-76.
- [88] Méndez, F. J. M., & Seoane, M. S. (2008). Análisis de Componentes Independientes en separación de fuentes de ruido de tráfico en vías interurbanas. ETSI Telecomunicación, Universidad de Vigo. C./maxwells/n, 36310.
- [89] Delorme, A. (s. f.). Independent Component Analysis for Dummies. Recuperado 16 de julio de 2021, de <http://cerco.cnrs.fr/pagesp/arno/indexica.html>
- [90] Chen, J. L. (2014). Electrostimulation Contingencies and Attention, Electrocortical Activity and Neurofeedback (Doctoral dissertation, Goldsmiths, University of London).
- [91] Processing data with EEGLAB: ICA artifact isolation (removal). (s. f.). Recuperado 21 de julio de 2021, de https://carpentries-incubator.github.io/SDC-EEGLAB/08-ICA_artifact/index.html
- [92] Romero, S., Mañanas, M. A., Riba, J., Morte, A., Giménez, S., Clos, S., & Barbanoj, M. J. (2004). Nuevo método automático de filtrado ocular en señales eeg espontáneas basado en análisis de componentes independientes. XXV Jornadas de Automática, Ciudad Real.
- [93] Alfonsi, E., Versino, M., Merlo, I. M., Pacchetti, C., Martignoni, E., Bertino, G., ... & Nappi, G. (2007). Electrophysiologic patterns of oral-pharyngeal swallowing in parkinsonian syndromes. Neurology, 68(8), 583-589.
- [94] Plank, M. Independent Component Analysis—demystified!. Brain Products.
- [95] Alda, A., & Torreblanca, N. (2020, 19 mayo). Colocación de electrodos EEG en un Layout Fijo vs. Variable. Recuperado 22 de julio de 2021, de <https://www.bitbrain.com/es/blog/colocacion-electrodos-eeg>.

- [96] TMSi. (s. f.). SAGA Break-Out-Box EEG head layout – TMSi. Recuperado 22 de julio de 2021, de <https://tmsi.wiljekoffie.dev/product/saga-break-out-box-with-32-microcoax-connectors-in-10-20-eeg-head-layout>
- [97] Sur, S., & Sinha, V. K. (2009). Event-related potential: An overview. *Industrial psychiatry journal*, 18(1), 70.
- [98] Coles, M. G., & Rugg, M. D. (1995). *Event-related brain potentials: An introduction*. Oxford University Press.
- [99] Hari, R. (2006). Action–perception connection and the cortical mu rhythm. *Progress in brain research*, 159, 253-260.
- [100] Miller, E. K., & Cohen, J. D. (2001). An integrative theory of prefrontal cortex function. *Annual review of neuroscience*, 24(1), 167-202.
- [101] Hamdy, S., Mikulis, D. J., Crawley, A., Xue, S., Lau, H., Henry, S., & Diamant, N. E. (1999). Cortical activation during human volitional swallowing: an event-related fMRI study. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 277(1), G219-G225.
- [102] Lee, J., Yamate, C., Taira, M., Shinoda, M., Urata, K., Maruno, M., ... & Iwata, K. (2018). Prefrontal cortex activity during swallowing in dysphagia patients. *Journal of oral science*, 17-0238.
- [103] Mosier, K. M., Liu, W. C., Maldjian, J. A., Shah, R., & Modi, B. (1999). Lateralization of cortical function in swallowing: a functional MR imaging study. *American Journal of Neuroradiology*, 20(8), 1520-1526.
- [104] Kern, M., Birn, R., Jaradeh, S., Jesmanowicz, A., Cox, R., Hyde, J., & Shaker, R. (2001). Swallow-related cerebral cortical activity maps are not specific to deglutition. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 280(4), G531-G538.
- [105] Wilmskoetter, J., Daniels, S. K., & Miller, A. J. (2020). Cortical and Subcortical Control of Swallowing—Can We Use Information From Lesion Locations to Improve Diagnosis and Treatment for Patients With Stroke?. *American Journal of Speech-Language Pathology*, 29(2S), 1030-1043.
- [106] Kern, M. K., Jaradeh, S., Arndorfer, R. C., & Shaker, R. (2001). Cerebral cortical representation of reflexive and volitional swallowing in humans. *American Journal of Physiology-Gastrointestinal and Liver Physiology*, 280(3), G354-G360.
- [107] Hillyard, S. A., & Anllo-Vento, L. (1998). Event-related brain potentials in the study of visual selective attention. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 95(3), 781-787.
- [108] Ohla, K., Busch, N. A., & Lundström, J. N. (2012). Time for taste—a review of the early cerebral processing of gustatory perception. *Chemosensory perception*, 5(1), 87-99.
- [109] Mangun, G. R. (1995). Neural mechanisms of visual selective attention. *Psychophysiology*, 32(1), 4-18.
- [110] Mandler, G., Nakamura, Y., & Van Zandt, B. J. (1987). Nonspecific effects of exposure on stimuli that cannot be recognized. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 13(4), 646.

- [111] Pernet, C., Basan, S., Doyon, B., Cardebat, D., Démonet, J. F., & Celsis, P. (2003). Neural timing of visual implicit categorization. *Cognitive Brain Research*, 17(2), 327-338.
- [112] Rozynski, M. M., & Chen, C. M. (2015). Electrophysiological Changes in P200 Latency and Amplitude of Jittered Orientation Visual Integration Task in Healthy Participants: A Multi-Block Design EEG Study.
- [113] Mazza, V., Turatto, M., & Caramazza, A. (2009). Attention selection, distractor suppression and N2pc. *cortex*, 45(7), 879-890

PRESUPUESTO

1. NECESIDAD DEL PRESUPUESTO

El desarrollo del Trabajo de Fin de Grado (TFG) descrito en este documento ha necesitado una gran cantidad de recursos materiales y humanos. Es por ello que se hace necesario elaborar un presupuesto que refleje el coste total del proyecto.

2. COSTES PARCIALES

2.1. Cuadro de precios: Mano de obra

El siguiente apartado refleja los costes asociados al personal que ha trabajado en el desarrollo del proyecto. El coste total de este cuadro vendrá determinado por la cantidad de personas involucradas, el salario de cada una de estas personas y el tiempo que le han dedicado al proyecto. En concreto, han participado 4 personas en el proyecto: 2 ingenieros biomédicos *senior* que son la tutora y la cotutora del TFG y 2 ingenieros biomédicos *junior*, que son el propio alumno que desarrolla el presente trabajo y otro alumno que colaboró en la obtención de los registros para llevar a cabo otro TFG.

Respecto al salario de cada uno de los participantes, se tomó como referencia los sueldos de los investigadores del Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería (Ci2B). Para los ingenieros *senior* está estipulado un sueldo de 30€/h, mientras que para un ingeniero *junior* se le atribuye un coste de 15€/h. En la Tabla 1 se muestra el cuadro de precios para la mano de obra. Cabe destacar que el tiempo empleado por el alumno no se corresponde con las 300 horas esperables por los 12 créditos ECTS que se le asignan al TFG debido a que al alumno se le concedió una Beca de Colaboración a la Investigación.

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

Nº	Código	Descripción	Precio (€/h)	Tiempo (h)	Total (€)
1	MO01	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	30	900
2	MO02	Ingeniero Biomédico <i>Senior</i>	30	30	900
3	MO03	Ingeniero Biomédico <i>Junior</i>	15	22	330
4	MO04	Ingeniero Biomédico <i>Junior</i>	15	485	7.275
TOTAL					9.405

Por tanto, el coste por mano de obra asciende a **nueve mil cuatrocientos cinco euros**.

2.2. Cuadro de precios: Fungibles

Para poder llevar a cabo los registros, se necesitan materiales tales como electrodos y geles para realizar una adquisición correcta de las señales de EEG. En la Tabla 2 se presentan todos los materiales que se han necesitado para realizar los 11 registros.

Tabla 2. Cuadro de precios de materiales fungibles.

Nº	Código	Descripción	Precio (€/ud)	Cantidad (uds.)	Total (€)
1	MAT01	Bote de gel electrolítico	3	4	12
2	MAT02	Bote de gel exfoliante	3	31	93
3	MAT03	Paquete Jeringuillas	8	11	88
4	MAT04	Electrodos unipolares	0,35	11	3,85
5	MAT05	Casco de malla 32 canales	1.495	3	4.485
6	MAT06	Cableado amplificador	81	1	81
7	MAT07	Yogur	0,65	33	21,45
8	MAT08	Botella de agua	0,45	11	4,95
9	MAT09	Agujas neurología	1	11	11
10	MAT10	Cintas de velcro	20	1	20
11	MAT11	Desinfectante COVID-19	2,49	1	2,49
TOTAL					4.822,74

Por tanto, el coste asociado a los materiales empleados para los registros es de **cuatro mil ochocientos veintidós euros y setenta y cuatro céntimos**.

2.3. Cuadro de precios: Hardware

El hardware empleado en este proyecto ha sido un portátil personal del alumno y el amplificador electrofisiológico TMSi SAGA 32+/64. El modelo de ordenador utilizado para registrar y analizar las señales es un ASUS X550VX.

Tabla 3. Cuadro de precios de hardware.

Nº	Código	Descripción	Precio (€/ud.)	Cantidad (uds.-)	Periodo de amortización (años)	Intervalo amortizado (años)	Total (€)
1	HW01	ASUS X550VX	649	1	4	0,75	121,69
2	HW02	TMSi SAGA 32+/64	20.400	1	10	0,75	1530
TOTAL							1.651,69

El coste del hardware viene expresado en la Tabla 3 y asciende a un total de **mil seiscientos cincuenta y un euros y sesenta y nueve céntimos**.

2.4. Cuadro de precios: *Software*

Para poder desarrollar el proyecto correctamente, se han necesitado varias aplicaciones, las cuales han sido proporcionadas de manera gratuita por la Universidad Politécnica de Valencia. Sin embargo, se ha incluido el coste de uso de las licencias de estos softwares durante el desarrollo del estudio para estimar el coste real del mismo.

La propia universidad ofrece licencias para las aplicaciones de Microsoft Office y de MATLAB. Además, se tuvieron que emplear otros softwares como *Quick Recording Application* (QRA) que venía incluido de manera gratuita en la compra del dispositivo TMSi SAGA32+/64 para comprobar el correcto funcionamiento del amplificador, y *EventIDE* de Okazolab para confeccionar las diapositivas del protocolo y adquirir la señal de EEG.

Tabla 4. Cuadro de precios de software.

Nº	Código	Descripción	Precio (€/ud.)	Cantidad (uds.-)	Periodo de amortización (años)	Intervalo amortizado (años)	Total (€)
1	SW01	QRA software	0	1	10	0,75	0
2	SW02	EventIDE software	950	1	10	0,75	71,25
3	SW03	Licencia de estudiante MATLAB R2021b	69	1	1	0,75	51,75
4	SW04	Licencia de estudiante Microsoft Office 365	149	1	1	0,75	111,75
TOTAL							234,75

El coste asociado al uso de las herramientas software supone un total de **doscientos treinta y cuatro euros y setenta y cinco céntimos**.

3. COSTE TOTAL

El coste total de ejecución del proyecto se corresponde con la suma de los costes parciales que se han presentado en el apartado anterior. A este coste ejecución, hay que incluirle los gastos generales y el beneficio industrial, que serán un 13% y un 6% respectivamente sobre el coste de ejecución. Así pues, obtendremos el presupuesto bruto. Finalmente, se obtiene el presupuesto neto incluyendo el 21% de IVA sobre el presupuesto bruto.

Tabla 5. Cálculo del presupuesto neto del proyecto.

DESCRIPCIÓN	TOTAL (€)
Coste de mano de obra	9.405
Coste de materiales	4.822,74
Coste de <i>Hardware</i>	1.651,69
Coste de <i>Software</i>	234,75
Coste de ejecución total	16.114,18
Gastos generales (13%)	2.094,84
Beneficio industrial (6%)	966,85
Presupuesto bruto	19.175,87
IVA (21%)	4.026,93
PRESUPUESTO NETO TOTAL	23.202,80

Por tanto, el presupuesto neto del proyecto asciende a un total de **veintitrés mil doscientos dos euros y ochenta céntimos**.