



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros superiores tras un daño cerebral adquirido.

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Gil Mengual, Joana Alexandra

Tutor/a: Lloréns Rodríguez, Roberto

Cotutor/a externo: Sierra García, Ana

CURSO ACADÉMICO: 2024/2025

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros superiores tras un daño cerebral adquirido

“A les dones de la meua vida: iaia i mamà.
Des d’allà on esteu, sou la força que m’empeny.”

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradecer a mi tutor Roberto Llorens, por la confianza y la oportunidad de realizar este trabajo. Y a mi cotutora Ana Sierra, por aconsejarme y guiarme durante todo este tiempo. La experiencia ha sido gratificante y llena de aprendizaje.

Agradecer, en especial, a mi familia. Papá, Carla y Herminia, que siempre me habéis apoyado y habéis hecho posible todo lo que me he propuesto.

A mis amigos que, tanto en las buenas como en las malas, sois un pilar fundamental en mi vida. En especial, a Anabel y Lucía: la carrera nos hizo coincidir, pero lo mejor de nosotras ha sido fuera de ella.

Y a Ángel, por tu cariño, paciencia y por cuidarme durante todo este tiempo.

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a
una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros
superiores tras un daño cerebral adquirido

RESUMEN

El daño cerebral adquirido es una condición médica aguda que ocurre debido a una lesión que se produce en las estructuras del cerebro de forma repentina. Se debe a causas como ictus o traumatismos craneoencefálicos, que afectan al tejido cerebral y sus consecuencias dependen de la localización y extensión del daño. Una de las secuelas más común es la hemiparesia, una dificultad para mover un lado del cuerpo, afectando tanto el miembro superior como el inferior.

Los sistemas de realidad virtual han demostrado ser efectivos en la rehabilitación motora, al ofrecer ejercicios motivadores y orientados a tareas que promueven cambios corticales asociados a mejoras funcionales. Previo a este trabajo de fin de grado se empleó en los pacientes un sistema de rehabilitación basado en RV, que incluye un juego de cocina interactivo y permite realizar movimientos de mano y brazo. Además, se hizo una valoración funcional de los mismos antes, después y al cabo de un mes de la rehabilitación mediante las escalas clínicas *Fugl-Meyer Assessment Scale* y *Box and Blocks*.

En el presente trabajo final de grado se ha investigado el sustrato neurofisiológico de la recuperación neural promovida por una intervención basada en realidad virtual mediante el análisis de la señal electroencefalográfica durante el movimiento de las manos. La señal de electroencefalografía se ha analizado mediante la parametrización de la densidad espectral de potencia y de la sincronización/desincronización relacionada con eventos durante el movimiento de la mano afectada en 5 pacientes. Se ha concluido que 4 de los 5 pacientes presentan una correlación neural con las valoraciones funcionales correspondientes.

Palabras Clave: daño cerebral adquirido; hemiparesia; rehabilitación; realidad virtual; electroencefalografía; neuroplasticidad.

RESUM

El dany cerebral adquirit és una condició mèdica aguda que ocorre a causa d'una lesió que es produeix en les estructures del cervell de manera sobtada. Es deu a causes com ictus o traumatismes cranioencefàlics, que afecten el teixit cerebral i les seues conseqüències depenen de la localització i extensió del dany. Una de les seqüeles més comuna és l'hemiparèsia, una dificultat per a moure un costat del cos, afectant tant el membre superior com l'inferior.

Els sistemes de realitat virtual han demostrat ser efectius en la rehabilitació motora, en oferir exercicis motivadors i orientats a tasques que promouen canvis corticals associats a millores funcionals. Previ a aquest treball de fi de grau es va emprar en els pacients un sistema de rehabilitació basat en RV, que inclou un joc de cuina interactiu i permet realitzar moviments de mà i braç. A més, es va fer una valoració funcional dels mateixos abans, després i al cap d'un mes de la rehabilitació mitjançant les escales clíniques *Fugl-Meyer Assessment Scale* i *Box and Blocks*.

En el present treball final de grau s'ha investigat el substrat neurofisiològic de la recuperació neural promoguda per una intervenció basada en realitat virtual mitjançant l'anàlisi del senyal electroencefalogràfic durant el moviment de les mans. El senyal d'electroencefalografia s'ha analitzat mitjançant la parametrització de la densitat espectral de potència i de la sincronització/dessincronització relacionada amb esdeveniments durant el moviment de la mà afectada en 5 pacients. S'ha conclòs que 4 dels 5 pacients presenten una correlació neural amb les valoracions funcionals corresponents.

Paraules clau: dany cerebral adquirit; hemiparèsia; rehabilitació; realitat virtual; electroencefalografia; neuroplasticitat.

ABSTRACT

Acquired Brain Injury is an acute medical condition that occurs due to a sudden injury to the structures of the brain. It is caused by factors such as strokes or traumatic brain injuries, which affect brain tissue, and its consequences depend on the location and extent of the damage. One of the most common sequelae is hemiparesis, a difficulty in moving one side of the body, affecting both the upper and lower limbs.

Virtual reality systems have proven effective in motor rehabilitation, as they offer engaging, task-oriented exercises that promote cortical changes associated with functional improvements. Before this final degree project, a VR-based rehabilitation system was used with patients, including an interactive cooking game that enables hand and arm movements. Additionally, functional assessments were conducted before, after, and one-month post-rehabilitation using the *Fugl-Meyer Assessment Scale* and the *Box and Blocks* test.

In this final degree project, the neurophysiological substrate of neural recovery promoted by a virtual reality-based intervention was investigated through the analysis of electroencephalographic signals during hand movements. The electroencephalographic signal was analyzed by parameterizing the power spectral density and the event-related synchronization/desynchronization during the movement of the affected hand in five patients. It was concluded that four out of five patients showed a neural correlation with their corresponding functional assessments.

Keywords: acquired brain injury; hemiparesis; rehabilitation; virtual reality; electroencephalography; neuroplasticity.

ÍNDICE

Índice De la Memoria

| | |
|--|----|
| 1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 1.1 DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO..... | 1 |
| 1.1.1. Definición y tipos según etiología..... | 1 |
| 1.1.2. Incidencia y prevalencia..... | 4 |
| 1.1.3. Secuelas a nivel motor del miembro superior | 6 |
| 1.1.4. Neuroplasticidad y cambios plásticos asociados a la recuperación..... | 9 |
| 1.1.5. Rehabilitación..... | 14 |
| 1.2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS | 19 |
| 2. MATERIALES Y MÉTODOS | 20 |
| 2.1. PARTICIPANTES | 20 |
| 2.2. INSTRUMENTACIÓN..... | 20 |
| 2.2.1. Sistema de realidad virtual..... | 20 |
| 2.2.2. Valoración neurofisiológica | 22 |
| 2.2.3. Valoración funcional..... | 23 |
| 2.2.4. Análisis de datos..... | 23 |
| 2.3. PROCEDIMIENTO..... | 24 |
| 2.4. ANÁLISIS DE DATOS | 25 |
| 2.4.1. Análisis de señal | 25 |
| 2.4.2. Análisis estadístico | 31 |
| 3. RESULTADOS..... | 33 |
| 3.1. PARTICIPANTES | 33 |
| 3.2. ESTUDIO DE CASOS..... | 33 |

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros superiores tras un daño cerebral adquirido

| | |
|----------------------------|----|
| 3.2.1. Participante 1..... | 33 |
| 3.2.2. Participante 2..... | 37 |
| 3.2.3. Participante 3..... | 40 |
| 3.2.4. Participante 4..... | 44 |
| 3.2.5. Participante 5..... | 47 |
| 4. DISCUSIÓN..... | 52 |
| 5. CONCLUSIÓN | 57 |
| 6. REFERENCIAS..... | 58 |

Índice De Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1. Clasificación general de la enfermedad cerebrovascular. (Díez Tejedor, 2006) | 2 |
| Figura 2. Incidencia del daño cerebral en España. (<i>FEDACE (Federación Española de Daño Cerebral)</i> , 2023)..... | 6 |
| Figura 3. Áreas de la corteza motora. (Cuaderno de Cultura Científica, 2017)..... | 8 |
| Figura 4. Estructura y dispositivos del Sistema de Realidad Virtual..... | 21 |
| Figura 5. Movimiento de mano y brazo en el juego del sistema de RV..... | 21 |
| Figura 6. Uso de objetos tangibles en el juego del sistema de RV. | 22 |
| Figura 7. Sistema de colocación 10-20 de electrodos de EEG..... | 22 |
| Figura 8. Casco para la colocación de los electrodos..... | 23 |
| Figura 9. Protocolo de valoración y registro de las señales..... | 25 |
| Figura 10. Señal de EEG y eventos del registro del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación. | 26 |
| Figura 11. Segmento de la señal del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación tras recortar la zona de interés..... | 27 |
| Figura 12. Señal EEG del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación previa a la eliminación de canales artefactados. | 28 |
| Figura 13. Señal EEG del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación tras eliminar canales artefactados. | 28 |
| Figura 14. ICA de la señal del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación y componente de señal cerebral..... | 29 |
| Figura 15. <i>Barplot</i> del participante 1..... | 34 |
| Figura 16. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 1..... | 36 |
| Figura 17. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 1..... | 36 |
| Figura 18. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 1. | 37 |
| Figura 19. <i>Barplot</i> del participante 2..... | 38 |
| Figura 20. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 2..... | 40 |
| Figura 21. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 2..... | 40 |

| | |
|---|----|
| Figura 22. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 2. | 40 |
| Figura 23. <i>Barplot</i> del participante 3..... | 41 |
| Figura 24. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 3..... | 43 |
| Figura 25. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 3..... | 44 |
| Figura 26. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 3. | 44 |
| Figura 27. <i>Barplot</i> del participante 4..... | 45 |
| Figura 28. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 4..... | 47 |
| Figura 29. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 4..... | 47 |
| Figura 30. <i>Barplot</i> del participante 5..... | 48 |
| Figura 31. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 5..... | 50 |
| Figura 32. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 5..... | 51 |
| Figura 33. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 5. | 51 |

Índice De Tablas

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Criterios de inclusión y exclusión del estudio..... | 20 |
| Tabla 2. Características clínicas de los participantes..... | 33 |
| Tabla 3. Valoración funcional del participante 1..... | 34 |
| Tabla 4. Valores medios de ERSD del participante 1..... | 34 |
| Tabla 5. Índices de lateralidad del participante 1..... | 35 |
| Tabla 6. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 1..... | 35 |
| Tabla 7. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 1..... | 35 |
| Tabla 8. Coeficiente de activación cortical motora del participante 1..... | 36 |
| Tabla 9. Valoración funcional del participante 2..... | 37 |
| Tabla 10. Valores medios de ERSD del participante 2..... | 38 |
| Tabla 11. Índices de lateralidad del participante 2..... | 38 |
| Tabla 12. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 2..... | 39 |
| Tabla 13. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 2..... | 39 |
| Tabla 14. Coeficiente de activación cortical motora del participante 2..... | 39 |
| Tabla 15. Valoración funcional del participante 3..... | 41 |
| Tabla 16. Valores medios de ERSD del participante 3..... | 42 |
| Tabla 17. Índices de lateralidad del participante 3..... | 42 |
| Tabla 18. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 3..... | 42 |
| Tabla 19. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 3..... | 42 |
| Tabla 20. Coeficiente de activación cortical motora del participante 3..... | 43 |
| Tabla 21. Valoración funcional del participante 4..... | 45 |
| Tabla 22. Valores medios de ERSD del participante 4..... | 45 |

| | |
|--|----|
| Tabla 23. Índices de lateralidad del participante 4..... | 46 |
| Tabla 24. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 4..... | 46 |
| Tabla 25. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 4..... | 46 |
| Tabla 26. Coeficiente de activación cortical motora del participante 4..... | 47 |
| Tabla 27. Valoración funcional del participante 5..... | 48 |
| Tabla 28. Valores medios de ERSD del participante 5..... | 49 |
| Tabla 29. Índices de lateralidad del participante 5..... | 49 |
| Tabla 30. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 5..... | 49 |
| Tabla 31. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 5..... | 50 |
| Tabla 32. Coeficiente de activación cortical motora del participante 5..... | 50 |

Índice Del Presupuesto

| | |
|-----------------------------------|----|
| 1. NECESIDAD DEL PRESUPUESTO..... | 64 |
| 2. CONTENIDO DEL PRESUPUESTO..... | 65 |

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a
una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros
superiores tras un daño cerebral adquirido

MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN

1.1 DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO

1.1.1. Definición y tipos según etiología

El Daño Cerebral Adquirido (DCA) se refiere a aquella lesión o secuela que se genera a nivel cerebral de forma repentina. Su origen puede deberse a múltiples causas, y según la localización del daño pueden aparecer diferentes secuelas de tipo físico, psíquico y/o cognitivo (Centre de Diagnòstic i Intervenció Neurocognitiva – Neurologia Institut Universitari, 2024; Federación Española de Daño Cerebral, 2024).

Según la Federación Española de Daño Cerebral (FEDACE), las principales causas de DCA son el ictus, también denominado accidente cerebrovascular (ACV), caracterizado por la interrupción del flujo sanguíneo en una zona del cerebro, que impide el correcto aporte de oxígeno y nutrientes al tejido cerebral provocando la muerte neuronal de la región afectada; o el traumatismo craneoencefálico (TCE), en el que la lesión cerebral se produce por un golpe o traumatismo, incluso por un movimiento brusco (Centre de Diagnòstic i Intervenció Neurocognitiva – Neurologia Institut Universitari, 2024; Federación Española de Daño Cerebral, 2024). Otras causas frecuentes de DCA son tumores cerebrales, en los que el daño cerebral se produce cuando existe una masa o crecimiento celular fuera de lo habitual y se destruyen células del cerebro; anoxias cerebrales, cuando hay una falta de oxígeno temporal en el cerebro; o por infecciones provocadas por múltiples microorganismos, virus, hongos y parásitos (por ejemplo, la meningitis, encefalitis o infección por el virus del herpes) (Centre de Diagnòstic i Intervenció Neurocognitiva – Neurologia Institut Universitari, 2024; Federación Española de Daño Cerebral, 2024).

1.1.1.1. *Ictus*

El ictus o accidente cerebrovascular (ACV) es un trastorno circulatorio cerebral que ocasiona una alteración transitoria o definitiva de la función de una o varias partes del encéfalo (Ustrell-Roig & Serena-Leal, 2007). Existen múltiples factores de riesgo del ictus, que se pueden clasificar en modificables, potencialmente modificables y no modificables. La identificación de los factores de riesgo permite actuar en prevención primaria, estableciendo estrategias y medidas de control en sujetos que no han padecido la enfermedad, y en prevención secundaria, previniendo o reduciendo las recidivas de aquellos que ya la han padecido. Entre los factores modificables se encuentra la hipertensión arterial (HTA), que se encuentra en el 70% de los pacientes con ictus;

tabaquismo, que incrementa tres veces el riesgo de padecerlo; cardiopatías como la fibrilación auricular o infarto de miocardio reciente; o accidente isquémico transitorio (AITs) previos. Como factor potencialmente modificable existe la diabetes mellitus, ya que existe una relación directa entre el grado de intolerancia a la glucosa y el incremento en el riesgo. Y como no modificables, se encuentran la edad, sexo, factores hereditarios y la raza/etnia. Otros factores de riesgo relacionados con el ictus son la dislipemia, la hiperinsulinemia/resistencia a la insulina y estados de hipercoagulabilidad e inflamación; el sedentarismo y la obesidad, relacionados con la HTA, la intolerancia a la glucosa y la dislipemia; el consumo de drogas y de exceso de alcohol, produciendo este último HTA, alteraciones de la coagulación, arritmias cardíacas y disminución del flujo sanguíneo cerebral; y el estrés o la migraña (Martínez-Vila & Irimia Correspondencia, 2000).

Según la naturaleza de la lesión, se pueden distinguir dos tipos: ictus isquémico o isquemia cerebral, que se caracteriza por la falta de aporte de sangre a una determinada zona del parénquima encefálico; o ictus hemorrágico o hemorragia cerebral, causado por la rotura de un vaso sanguíneo encefálico con extravasación de sangre fuera del lecho vascular (Díez Tejedor, 2006). La clasificación general de la enfermedad cerebrovascular se muestra en la *Figura 1*:

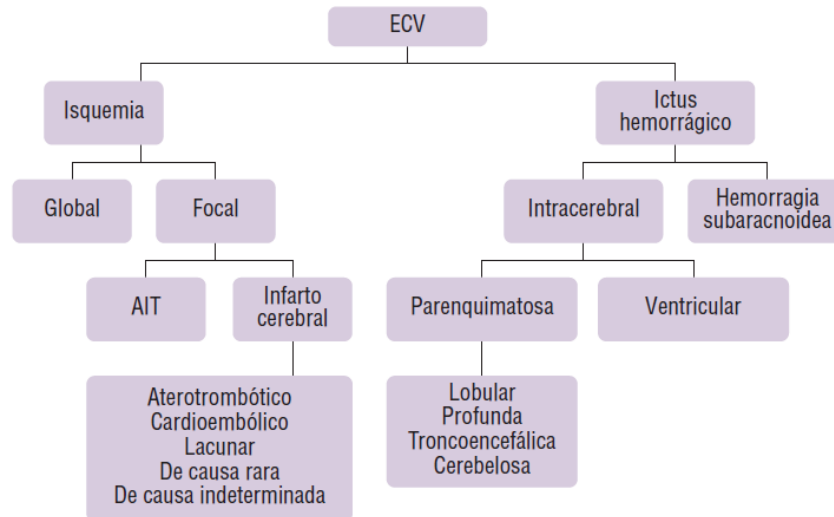


Figura 1. Clasificación general de la enfermedad cerebrovascular. (Díez Tejedor, 2006)

Ictus isquémico

La isquemia cerebral incluye todas las alteraciones del encéfalo secundaria a un trastorno del aporte circulatorio, ya sea cualitativo o cuantitativo (Díez Tejedor, 2006). Se produce por un estrechamiento u obstrucción de las arterias que se dirigen al cerebro, causando una reducción grave del flujo sanguíneo (isquemia). Puede deberse a una isquemia trombótica, cuando se forma un coágulo sanguíneo (trombo) debido a depósitos grasos u

otras afecciones en una de las arterias que suministra sangre al cerebro. O a una isquemia embólica, cuando se produce un coágulo sanguíneo lejos del cerebro (émbolo), con frecuencia en el corazón, que se traslada a través del torrente sanguíneo y se aloja en arterias del cerebro (Institut Guttmann, 2024a).

Dentro de la isquemia cerebral podemos diferenciar isquemia cerebral focal, si afecta a una zona del encéfalo; e isquemia cerebral global si afecta a todo el encéfalo. Y dentro de la isquemia cerebral focal se consideran dos tipos: el ataque isquémico transitorio (AIT) y el infarto cerebral, también denominado ictus isquémico. El AIT se define como un episodio breve de disfunción neurológica, con síntomas clínicos que típicamente duran menos de una hora, sin evidencia de infarto en las técnicas de neuroimagen. Los pacientes con AIT se consideran un grupo de alto riesgo de ictus (infarto cerebral). Y el infarto cerebral o ictus isquémico está ocasionado por la alteración del aporte circulatorio a un territorio encefálico, lo cual produce un déficit neurológico durante más de 24 horas y, consecuentemente, indica la presencia de una necrosis tisular (Díez Tejedor, 2006).

Ictus hemorrágico

El ictus hemorrágico se caracteriza por una extravasación de sangre dentro de la cavidad craneal, secundaria a la rotura de un vaso sanguíneo, arterial o venoso, por diversos mecanismos (Díez Tejedor, 2006). Este tipo de accidente cerebrovascular produce hinchazón y un aumento de la presión a causa de la hemorragia, que daña las células y el tejido del encéfalo (Instituto Nacional del Cáncer, 2024).

1.1.1.2. TCE

El traumatismo craneoencefálico (TCE) es una afectación en el encéfalo a causa de un traumatismo. Se debe, generalmente, a un golpe, una sacudida o un impacto explosivo a la cabeza, o una lesión penetrante de la cabeza que interrumpe el funcionamiento normal del cerebro (Food and Drug Administration, 2021; Institut Guttmann, 2024b). La afectación que sufre el cerebro se debe, por una parte, a la lesión primaria directamente relacionada con el impacto sobre el cráneo o con el movimiento de aceleración/desaceleración; y, por otra parte, a la lesión secundaria, incluyendo edema, hemorragia, aumento de la presión en el cráneo, etc., que se desarrolla como consecuencia de la lesión primaria. Cuando esto ocurre se lesionan las células cerebrales, se rompen los vasos sanguíneos y se crean cambios neurológicos, que provocan el daño cerebral (Food and Drug Administration, 2021; Institut Guttmann, 2024b).

Las consecuencias inmediatas de un TCE pueden ser leves, como dolor de cabeza, confusión, mareos o visión borrosa; o graves, como náuseas y vómitos, dificultad para hablar, debilidad en los brazos o las piernas, incluso una alteración de la conciencia o el

coma, o la muerte. Y se pueden derivar consecuencias a largo plazo como los trastornos a nivel sensorial, trastornos de la deglución y trastornos del movimiento y la marcha (hemiparesias y tetraparesias) o de la coordinación motora, tono muscular y espasticidad (Food and Drug Administration, 2021; Institut Guttmann, 2024b). Además, puede provocar déficits cognitivos y conductuales, alterando las funciones cognitivas como la atención-concentración, la memoria-aprendizaje, el razonamiento-inteligencia, el lenguaje-habla y cambios en la conducta y la emoción (Institut Guttmann, 2024b).

La principal causa de TCE son los accidentes de tráfico en adultos jóvenes, asociados a lesiones de tipo grave. Sin embargo, cada vez son más frecuentes los TCE causados por caídas de personas mayores en tratamiento anticoagulante (Hospital Universitario 12 de Octubre, 2024).

1.1.2. Incidencia y prevalencia

El daño cerebral adquirido tanto por ictus como por traumatismo es una de las causas más comunes de discapacidad y de muerte en adultos.

A nivel global

Existen grandes diferencias sobre la epidemiología de ambos casos. En el caso de los daños cerebrales causados por un ictus, los estudios epidemiológicos están bien establecidos respecto a los que se pueden encontrar para traumatismos, ya que estos últimos se han centrado, generalmente, en hospitales y no existen criterios suficientemente asentados para el diseño de estudios epidemiológicos de alta calidad (Guan et al., 2023).

Basándose en los datos globales sin atender a ciertos criterios resulta que en 2019 el crecimiento de casos por traumatismos es de 27.16 millones más que en el año 1990 y son generalmente debidos a accidentes de tráfico y caídas. Pese a esto, las ratios indican una disminución de casos por habitantes desde el 1990. Esto puede deberse, entre otros motivos, a los esfuerzos en los países desarrollados de la mejora en la seguridad vial (Guan et al., 2023).

A nivel global, el ictus isquémico es el tipo más frecuente de ictus alcanzando un 62.4% en el año 2019. Esto implica que 77.19 millones de individuos lo experimentaron en ese mismo año, de los cuales 3.29 millones resultaron en muerte. Las tasas de incidencia de muerte y discapacidad debidos a este fenómeno disminuyeron tanto en hombres como en mujeres desde el 1990 hasta 2019 según (Pu et al., 2023).

Las predicciones globales sugieren que las personas mayores de 25 años presentan un riesgo de un 18.3% de sufrirlo. La OMS propone una serie de intervenciones de atención primaria para factores de riesgo conductuales y de estilo de vida incluidos hipertensión,

tabaquismo o dietas poco saludables, teniendo como objetivo prevenir y gestionar enfermedades no transmisibles como la del estudio en cuestión. De esta forma la OMS enfatiza en la necesidad de reducir este tipo de enfermedades en un más de un tercio para el año 2030. Por ello se necesitan proyecciones globales para reducir la mortalidad y los años de vida ajustados por discapacidad (AAD). También cabe destacar que en países menos desarrollados la ratio aumenta debido a los bajos niveles de salud, accesibilidad a la atención médica y calidad de los servicios sanitarios. Y la contaminación del aire puede contribuir al aumento de casos (Pu et al., 2023).

Entre 1990 y 2020, el número de muertes y de AADs debido a este tipo de daños experimentó un aumento de 2.07 y 40.50 millones a 3.15 y 62.53 millones respectivamente. Sin embargo, la tasa respecto al número de población global de estos dos aspectos presenta una tendencia a disminuir, aunque la ratio de incidencia general es elevada (Pu et al., 2023).

En cuanto al sexo, la tendencia experimentada tanto para hombres como para mujeres ha sido ligeramente decreciente, pasando de una ratio por cada 100.000 habitantes de 90.25 en 1990 a 83.84 en 2020 en mujeres y en hombres de 81.59 a 79.15. Esta ratio disminuye todavía más para el número de casos de muertes, reduciéndose en hasta 10 puntos en ambos sexos. Además, cabe destacar que para las mujeres la ratio en cualquiera de los casos es mayor en comparación con los varones, pero la letalidad es mayor en los varones. Y, en cuanto a la edad, se ha obtenido que la tendencia desde principios de los 2000 ha sido creciente hasta el 2020 para todos los rangos de edad. Sin embargo, hasta los 60 años, la ratio por cada 100.000 habitantes es superior en 2020 que en 1990; pero a partir de los 60, la ratio en 2020 es mucho menor que en 1990 (Pu et al., 2023).

A nivel nacional

El ictus es la principal causa de Daño Cerebral Adquirido. En 2021, según el INE, se registraron 106.517 altas hospitalarias por esta patología, el 45% de las cuales corresponden a mujeres y el 55% restante a hombres. El promedio de edad es 72,82 años, siendo el promedio de edad en los varones de 70,74 años y de 75,32 años en las mujeres. De dichas altas médicas, el 12% de las altas se debieron al fallecimiento (*FEDACE (Federación Española de Daño Cerebral)*, 2023).

Y los traumatismos craneoencefálicos suponen la segunda causa más común dentro de los daños cerebrales adquiridos. Suelen ser ocasionados por golpes, caídas o accidentes de tráfico. Según el INE, en 2021 se registraron 25.298 altas hospitalarias, más de un 12.4% que en el año anterior. El promedio de edad está en los 67.33 años siendo un 55% de las altas correspondientes a los hombres y un 45 % a las mujeres. También es destacable que

el 32% de las altas tiene lugar en varones (*FEDACE (Federación Española de Daño Cerebral)*, 2023).

A nivel nacional, en la *Figura 2* se puede observar que las altas hospitalarias debidas a ictus son 4,21 veces mayores que las causadas por traumatismos, mostrando una gran diferencia en la incidencia de ambas patologías (*FEDACE (Federación Española de Daño Cerebral)*, 2023).

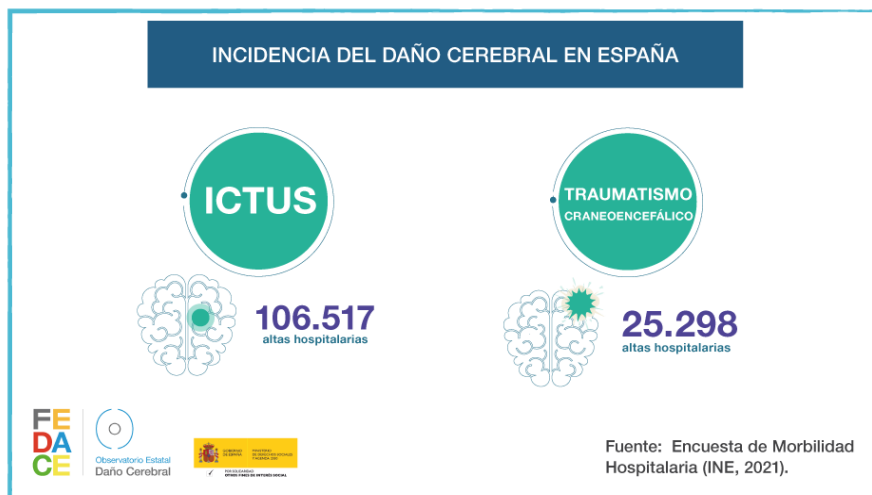


Figura 2. Incidencia del daño cerebral en España. (*FEDACE (Federación Española de Daño Cerebral)*, 2023)

1.1.3. Secuelas a nivel motor del miembro superior

Cuando una persona sufre un daño cerebral adquirido, las consecuencias que puede sufrir son muy complejas. Pueden presentar problemas severos en diferentes áreas, como puede ser motoras, sensoriales y cognitivas, así como pérdida de independencia funcional, que repercute sobre su vida diaria, laboral, social y económica (De Arróyabe Castillo & Zumalde, 2013).

Así pues, el DCA puede provocar alteraciones en la Actividades de la Vida Diaria (AVD), entendidas como todas aquellas tareas y rutinas típicas que los adultos realizan diariamente y que le permiten vivir de forma autónoma e integrada en la sociedad, cumpliendo así su rol dentro de ella (MIT Centro de Día, 2019). Por ello, existe una gran preocupación por parte de los profesionales, en concreto, de los terapeutas ocupacionales por promover la salud, prevenir la enfermedad y desarrollar una mejora, mantenimiento o recuperación de la independencia de cualquier paciente que haya sufrido una lesión (Cabeza & Sánchez Cabeza, 2005; Huertas Hoyas et al., 2015). Las AVD son resultado de la interacción de los sistemas motor, cognitivo, perceptivo en relación con la actividad que se lleve a cabo y el contexto donde ésta se produzca. Con ello, el objetivo de la

terapia ocupaciones es facilitar la realización de actividades para mejorar las habilidades, enseñando y desarrollando estrategias compensatorias y recuperadoras para mantener la independencia personal (Cabeza & Sánchez Cabeza, 2005).

Entre las consecuencias físicas más habituales de un DCA se encuentran las hemiplejias, es decir, la parálisis de la mitad del cuerpo, que conlleva la pérdida de la función motora; y hemiparesias, es decir, la pérdida de fuerza en una mitad del cuerpo, que dificulta el mantenimiento de la fuerza y de la masa muscular de la persona, limitando sus actividades básicas. Ambas aparecen en el lado contrario al hemisferio lesionado (Federación Española de Daño Cerebral, 2016; Instituto de Rehabilitación Neurológica, 2019).

Además, pueden aparecer otras secuelas como la ataxia, cuando existe una falta de coordinación; espasticidad, en la que los músculos se mantienen contraídos, genera posturas anómalas de los pacientes, lo que puede causar dolor. Y otros problemas como la disfagia, que es la dificultad de tragar alimentos, que provoca complicaciones en la alimentación; y la fatiga, puesto que, tras un daño cerebral, completar las tareas más sencillas requiere de un gran esfuerzo (Federación Española de Daño Cerebral, 2016; Instituto de Rehabilitación Neurológica, 2019).

La afectación de la función motora en forma de hemiparesia se debe a la muerte de las células nerviosas del área infartada y la disfunción celular de áreas anatómica y funcionalmente relacionadas. Estos déficits somatosensoriales y motores provocan una alteración en las aferencias que construyen el esquema corporal, lo que conlleva una falta de control postural y equilibrio en estos sujetos (Díaz-López et al., 2022). En estados extremos de alteración motora, la movilidad se vuelve muy reducida y puede derivar en un aumento de grasa y reducción de la densidad mineral ósea, que aumenta el riesgo de fracturas y complicando a largo plazo el estado de salud de la persona afectada (Instituto de Rehabilitación Neurológica, 2019).

También, otra de las complicaciones físicas son las alteraciones sensitivas, que se correlacionan con el déficit motor y la gravedad de este (Instituto de Rehabilitación Neurológica, 2019). Generalmente, las alteraciones sensoriales suelen ser más profundas en el brazo que en la extremidad inferior; y la recuperación del miembro superior, en particular de la mano, es menor que la de la extremidad inferior (FisioOnline, 2013).

Corteza motora

La corteza motora ocupa el tercio posterior de los lóbulos frontales. Es el área de la corteza cerebral que se encarga de generar movimiento voluntarios y conscientes por

parte de un individuo. La corteza motora se divide, tal y como se muestra en la *Figura 3*, en tres áreas específicas (Guyton & Hall, 2011):

- a) Corteza motora primaria. Esta área se encarga de controlar el movimiento de los músculos, con lo que la excitación de sus neuronas resulta en la realización de un movimiento específico. La representación de los diversos músculos del cuerpo en la corteza motora se realiza mediante el conocido homúnculo de Penfield, en el que se muestra que más de la mitad de toda la corteza motora se encarga de controlar los músculos de las manos y del habla.
- b) Área premotora. Su organización topográfica es similar a la de la corteza motora primaria, y las señales nerviosas generadas en esta área dan lugar a patrones de movimiento más complejos que los patrones puntuales generados en la corteza motora primaria.
- c) Área motora suplementaria. Posee otro tipo de organización topográfica para controlar la función motora. Las contracciones musculares suscitadas al estimular esta zona suelen ser bilaterales, en vez de unilaterales. Y esta área funciona en consonancia con el área premotora para aportar los movimientos posturales de todo el cuerpo, los movimientos de fijación de los distintos segmentos corporales, movimientos posturales de la cabeza y de los ojos, etc., como base para el control motor más fino de los brazos y de las manos a cargo del área premotora y de la corteza motora primaria.

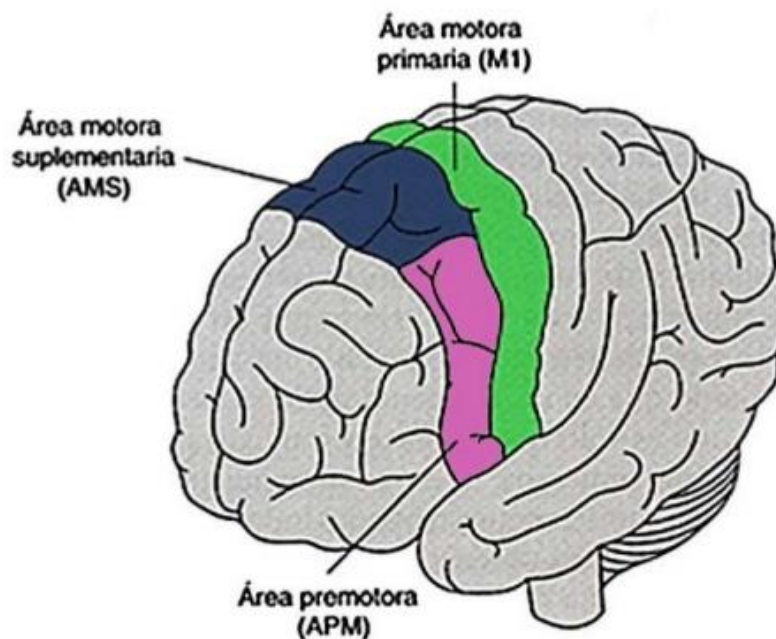


Figura 3. Áreas de la corteza motora. (Cuaderno de Cultura Científica, 2017)

Existen otras áreas especializadas del control motor como son el área de Broca y el habla o el área de destreza manual (Guyton & Hall, 2011).

Así pues, un DCA que afecte a la corteza motora tiene como consecuencias una alteración en el movimiento y control motor. En específico, puede afectar al movimiento voluntario del miembro superior.

1.1.4. Neuroplasticidad y cambios plásticos asociados a la recuperación

1.1.4.1. Definición teórica

Según la OMS, la neuroplasticidad se define como la capacidad de las células del sistema nervioso para regenerarse morfológica y funcionalmente, después de estar sujetas a influencias patológicas, ambientales o del desarrollo, incluyendo traumatismos y enfermedades, permitiendo la respuesta adaptativa a la demanda funcional (César Cuesta García, 2016).

La neuroplasticidad cerebral se manifiesta mediante la creación de sinapsis y mediante la llamada *poda sináptica*. Durante los primeros años, el cerebro pasa por un período de rápido crecimiento cerebral y crea numerosas sinapsis, llegando a conseguir unas 15.000 sinapsis por neurona. Sin embargo, en edad adulta se reducen a través de la *poda sináptica*. Con ello, se fortalecen las conexiones usadas frecuentemente y se eliminan las raramente utilizadas, las más débiles, con lo que el cerebro se adapta al entorno cambiante (Very Well Mind, 2024). La elaboración de nuevos circuitos inducida por el aprendizaje y mantenimiento de las redes neuronales se denomina *plasticidad natural*. En contraposición, la remodelación o cambios que tiene lugar de forma posterior a lesiones periféricas o centrales del sistema nervioso, que subyacen a la recuperación clínica parcial o completa, se denomina plasticidad *post-lesional* (Virginia Garcés-Vieira & Camilo Suárez-Escudero, 2014).

En la actualidad, gracias al desarrollo de la neurociencia y la tecnología, se entiende que el cerebro funciona mediante circuitos complejos, interconectados entre sí estructural y funcionalmente; así, la función cerebral es el resultado de la organización en red del cerebro como un todo. Esta idea permite conocer la estructuración de los procesos cognitivos superiores, y también su implicación en diversas enfermedades neurológicas, como el Daño Cerebral Adquirido, ya que los déficits producidos conllevan alteraciones en la conectividad cerebral. El hecho de que el funcionamiento cerebral se base en redes concede al cerebro las características de ser plástico y cambiante. Las conexiones neuronales corticales pueden ser remodeladas por nuestra experiencia o en respuesta a distintos estímulos, con lo que la plasticidad en la corteza cerebral se aplica tanto en el aprendizaje, así como en respuesta a lesiones cerebrales (Lubrini et al., 2018).

Cambios plásticos asociados a la recuperación

Tras una lesión cerebral, la recuperación se puede dividir en dos fases. En la primera fase se desencadenan una serie de mecanismos de plasticidad que permiten cierta reparación y reorganización espontánea, que resultan principalmente de la resolución de factores reversibles, como la reversión del edema y del proceso inflamatorio. Además, se produce por modificaciones funcionales de estructuras ya existentes, como el reclutamiento de regiones homólogas contralesionales, la activación de estructuras relacionadas con el aprendizaje o por formación y proliferación de nuevas estructuras y neuronas, con lo que el cerebro busca vías de reparación, iniciando una cascada de eventos regenerativos, mediante sinaptogénesis y neurogénesis. Esto se produce en el primer periodo tras la afección, siendo más evidente en los primeros 3 a 6 meses (Lubrini et al., 2018; Smith et al., 2019). Sin embargo, la neuroplasticidad cerebral también se puede inducir mediante terapia y rehabilitación. En esta segunda fase se puede aprovechar la activación de las áreas de aprendizaje que facilitan los cambios plásticos, aunque el entrenamiento puede inducir cambios plásticos a largo plazo, incluso meses hasta años después. De esta forma, el entrenamiento repetitivo de movimientos y la terapia motora facilitan la actividad cortical motora y la reorganización, mejorando así la funcionalidad motora del paciente (Schaechter, 2004; Smith et al., 2019).

Dado que las lesiones cerebrales traumáticas focales lateralizadas son análogas a las lesiones vasculares focales en la mayoría de los aspectos, consideramos conjuntamente sus consecuencias neurales, funcionales y clínicas. La recuperación funcional va ligada a nuevos patrones de activación que se manifiestan mediante plasticidad en las regiones que rodean el área dañada, reorganización o reconfiguración de las interacciones dentro de una red existente o reclutamiento de nuevas áreas o uso de redes alternativas (Smith et al., 2019). Hay estudios que han demostrado la presencia de anomalías en la excitabilidad de la corteza motora tras un daño cerebral. Estas anomalías pueden afectar, en general, a toda la red sensoriomotora. Sin embargo, se apunta principalmente al cambio de la lateralidad en la activación de las cortezas motoras ipsilesional y contralesional (Schaechter, 2004).

Tras una lesión, como el DCA, la lateralidad de la activación en la corteza motora primaria durante el movimiento de la mano afectada se desplaza hacia el hemisferio ipsilateral (hemisferio contralesional o hemisferio sano); o puede presentar una activación bilateral, comparado con la activación fuerte contralateral que caracteriza el movimiento de una mano no afectada. Después de un tiempo de una lesión, tras haber experimentado una buena recuperación de la función motora, la activación de la corteza motora primaria durante el movimiento de la mano afectada se desplaza hacia la normalidad: aumenta la

activación de la corteza motora ipsilesional y disminuye la actividad en la corteza motora contralesional. En contraste, la lateralidad de la activación de la corteza motora primaria durante el movimiento de la mano no afectada se mantiene relativamente estable (Schaechter, 2004).

Aparte de una reducción de la lateralidad, cabe destacar que después de una afección cerebral, los pacientes presentan una activación aumentada en áreas sensoriomotoras durante el movimiento de la mano afectada en comparación con sujetos sanos. Este aumento de la excitabilidad cortical tiene lugar en regiones corticales distantes, pero conectadas con la zona de la lesión; y la magnitud de la activación excesiva se relaciona con la gravedad inicial del déficit funcional. Con ello, la recuperación funcional, aparte de conllevar un aumento de la lateralidad, requiere una disminución de la activación cerebral, que será más elevada cuanto mejor sea la recuperación funcional (Hara, 2015; Schaechter, 2004).

Además, tras un proceso de recuperación motora, existen pacientes que presentan una activación de nuevas áreas cerebrales específicas. Estos aumentos específicos en la activación cerebral asociados a la recuperación pueden reflejar mecanismos compensatorios individuales para lograr un mejor control motor (Schaechter, 2004).

Por último, la normalización de la activación cerebral en la recuperación de un DCA está vinculada a la integridad de la corteza sensoriomotora ipsilesional y del tracto corticoespinal. En pacientes con cierto grado de recuperación motora, cuya lesión afecta la corteza sensoriomotora primaria, tienden a mostrar una activación persistente en las cortezas bilaterales; mientras que los pacientes con una lesión que preserva la corteza motora primaria tienden a regresar a la lateralidad normal de la activación de la corteza motora (Schaechter, 2004).

También, dicha integridad influye en la tasa o velocidad de recuperación motora reflejada con la normalización del patrón de activación. Los pacientes que experimentan una buena recuperación rápida presentan un patrón de activación durante el movimiento de la mano afectada similar al de sujetos sanos; mientras que pacientes con una buena recuperación, pero lenta, presentan una mayor activación de la corteza motora contralesional. Esto se debe a que, con una integridad suficiente de la corteza motora ipsilesional y su tracto corticoespinal, la recuperación puede ocurrir rápidamente, y es caracterizada por una readquisición de la normal dominancia de la corteza motora contralateral (ipsilesional). Sin embargo, los pacientes cuya integridad del tracto corticoespinal es insuficiente presentan una mayor activación de las cortezas motoras contralesionales durante el movimiento de la mano afectada, en un ejercicio de compensación (Schaechter, 2004).

Varios estudios sugieren que la actividad de la corteza sensoriomotora contralesional no puede reemplazar completamente a la de la corteza motora ipsilesional, pero tiene cierta capacidad de compensar las discapacidades motoras inducidas por la lesión cerebral, que afecta a la corteza motora y al tracto corticoespinal, y promover así una recuperación motora (Schaechter, 2004).

1.1.4.2. Técnicas de neuroimagen y neurofisiología

Debido al funcionamiento mediante circuitos del cerebro, demostrar la eficacia de las terapias de neurorrehabilitación es complejo. Aun así, existen estudios que emplean técnicas de neuroimagen que proporcionan información sobre la capacidad de remodelación al identificar sistemas o componentes neuronales que continúan funcionando después de una lesión, así como áreas y patrones específicos asociados con la recuperación. Con ello, se produce una reorganización cerebral asociada a la recuperación, observando cambios en la interacción entre diferentes áreas del cerebro, y no únicamente modificaciones locales en los patrones de activación funcional (Lubrini et al., 2018; Smith et al., 2019).

Técnicas de neuroimagen funcional

Con el objetivo de entender los mecanismos de neuroplasticidad subyacentes a la recuperación motora tras una afección, se utilizan técnicas de neuroimagen funcional que proporcionan herramientas potentes para el análisis de la función cerebral *in vivo*. Además de localizar circuitos neuronales responsables de funciones primarias como la percepción, cognición o emoción, permiten investigar las disfunciones que ocurren en enfermedades y lesiones. Y las funciones afectadas en trastornos específicos pueden ser estudiadas mediante tareas de activación, en las cuales se pide al sujeto que realice actividades mentales específicas (Smith et al., 2019).

Las dos técnicas más ampliamente usadas en este campo son la tomografía de emisión de positrones (PET - positron emission tomography) e imagen por resonancia magnética funcional (fMRI - functional magnetic resonance imaging), que permiten analizar la activación cerebral mediante la evaluación de la respuesta hemodinámica tras la realización de una tarea específica, ya que las áreas involucradas presentan un aumento en el suministro de sangre (Schaechter, 2004).

La técnica PET se basa en el incremento de flujo sanguíneo. Monitoriza los positrones emitidos por una inyección intravenosa que contiene una sustancia radioactiva (^{15}O) unida a agua, cuya distribución está relacionada directamente con el flujo sanguíneo (Schaechter, 2004).

Y la técnica fMRI, usando el método más comúnmente extendido de imagen dependiente del nivel de oxígeno en sangre, ofrece una medida indirecta de los cambios en el flujo sanguíneo cerebral, partiendo de que un aumento de la actividad neuronal está relacionado con un mayor consumo de oxígeno, lo que resulta en un aumento neto local de sangre oxigenada y una disminución neta de sangre desoxigenada. Esta disminución del hierro en la hemoglobina desoxigenada en la sangre produce un cambio en la susceptibilidad magnética, aumentando así la señal de resonancia magnética en el tejido cerebral. Es el método de mapeo de la función cerebral más extendido y sus ventajas residen en poseer una buena resolución espacial y temporal, ausencia de radiación ionizante y una gran disponibilidad. Sin embargo, es utilizada en un entorno confinado, produce ruido acústico y genera artefactos de la señal en ciertas regiones del cerebro (Schaechter, 2004; Smith et al., 2019).

Con todo esto, las técnicas de imagen funcional se pueden combinar con información clínica y datos fisiológicos para proporcionar una información más completa e integrada de la función cerebral y del cuerpo (Smith et al., 2019).

Técnicas de neurofisiología

Además de las técnicas de neuroimagen, existen técnicas de neurofisiología que permiten evaluar el estado del paciente. Una de las más recientes es la espectroscopía funcional de infrarrojo cercano (fNIRS), que ofrece una medida no invasiva de la activación cerebral monitorizando los cambios en la absorción de la luz del infrarrojo cercano debido a especies que contienen hemoglobina en la sangre cerebral. Facilita la aplicación al monitoreo de pacientes con DCA en rehabilitación, ya que permite el movimiento de la cabeza y, aunque posee una resolución temporal similar a la fMRI, permite una detección de la evolución hemodinámica más precisa, debido a que su tasa de muestreo es de mayor orden de magnitud (Schaechter, 2004).

Por último, el procedimiento de medida más extendido en relación con la neurofisiología es la electroencefalografía (EEG), que mide las corrientes eléctricas inducidas generadas por la actividad cerebral. Dado que es una medida que se deriva directamente de la actividad cerebral, es una señal muy rápida, con una resolución temporal alta y que puede ser muestreada con una alta frecuencia. Sin embargo, su resolución espacial es baja (Schaechter, 2004).

Las mediciones de EEG realizadas después de una lesión cerebral pueden documentar la reorganización de las áreas cerebrales que respaldan la recuperación clínica, revelando cambios en el equilibrio interhemisférico, alteraciones en la actividad de regiones vinculadas a las áreas dañadas y la reorganización de los mapas de representación

corporal. Estas medidas de las dinámicas cerebrales relacionadas con los resultados motores son de interés para la caracterización de los pacientes, con lo que pueden proporcionar información sobre los mecanismos de recuperación tras un daño cerebral. En particular, las alteraciones en la actividad electrocortical medidas con EEG pueden combinarse con las alteraciones en los déficits clínicos del paciente evaluados mediante escalas de calificación clínica. Además de utilizarse para detectar cambios funcionales y de conectividad, que permitan estudiar sus implicaciones en el proceso de rehabilitación (Milani et al., 2022).

Algunos parámetros extraídos de la señal de electroencefalografía son el espectro de potencia de determinadas bandas de frecuencia relevantes (PSD – Power Signal Density), la actividad relacionada a eventos (ERS/D – Event-Related Synchronization or Desynchronization), índices de simetría (Brain Symmetry) o de lateralidad, u otras medidas como la conectividad funcional o propiedades rítmicas. De esta forma, los cuantificadores basados en EEG, combinados con datos obtenidos de evaluaciones clínicas, pueden contribuir a maximizar el potencial de rehabilitación mediante la caracterización del paciente, mejorando la precisión del pronóstico y facilitando la identificación de estrategias de rehabilitación adaptadas al estado funcional del individuo (Milani et al., 2022).

1.1.5. Rehabilitación

La rehabilitación tras un daño cerebral adquirido es crucial para ayudar a los pacientes a recuperar habilidades perdidas y mejorar su calidad de vida. Algunas de las razones sobre la importancia de la rehabilitación es que permite una mejora funcional, ya que ayuda a los pacientes a mejorar su funcionalidad física, cognitiva y emocional, lo que les permite recuperar la independencia en las actividades de la vida diaria. Previene complicaciones secundarias, como contracturas musculares, debilidad y deterioro de la movilidad, que son comunes después de un daño cerebral. Y mejora en la calidad de vida al recuperar habilidades y funciones perdidas, con lo que mejora significativamente la calidad de vida de los pacientes, permitiéndoles participar en actividades que disfrutan y mantener relaciones sociales (Federación Española de Daño Cerebral, 2007).

La rehabilitación provoca mecanismos de plasticidad que potencian la recuperación después de una lesión cerebral. Actúa sobre las alteraciones producidas tras la lesión para restaurar o compensar las funciones alteradas, mejorando las capacidades del paciente y favoreciendo su reincorporación a las actividades diarias (Lubrini et al., 2018). Se puede afirmar que la rehabilitación tras un daño cerebral es fundamental para una recuperación

correcta en la medida de lo posible y una mejora desde el punto de vista funcional y de calidad de vida de los pacientes afectados.

1.1.5.1. Convencional

Estas técnicas más convencionales para la rehabilitación de pacientes incluyen una combinación de enfoques que abordan diferentes aspectos de la recuperación y adaptación. Entre las técnicas más comunes utilizadas para este tipo de rehabilitación son ejercicios de fisioterapia convencionales, que tiene como objetivo mantener y mejorar la funcionalidad física de los afectados. Algunos principios básicos y técnicas que utiliza son la movilización activa y pasiva, fortalecimiento muscular, equilibrio y coordinación, marcha asistida, etc (Federación Española de Daño Cerebral, 2007).

Además, otra técnica extendida en rehabilitación convencional es el método Bobath, que se enfoca en el tratamiento de trastornos neurológicos, especialmente útiles en pacientes con espasticidad y otros trastornos motores. Como principios básicos de este método se encuentran la facilitación del control postural normal, uso de movimientos y posturas funcionales y estrategias para tratar de paliar patrones de movimiento anómalos y permitir en su defecto facilitar los movimientos normales. Para ello utiliza técnicas de control y ajuste de la alineación corporal, manipulación de puntos clave para su influencia en los patrones posturales y de movimiento y ejercicios de mejora de equilibrio (Federación Española de Daño Cerebral, 2007).

También existe la rehabilitación mediante el método Perfetti o Ejercicio Terapéutico Cognoscitivo. Es un método que busca la mejora de la coordinación motora y de la sensibilidad además de controlar la respuesta exagerada al estiramiento y la irradiación patológica, todo ello basándose en la integración de componente cognitivos, motores y sensitivos. Su aplicación se basa en el uso de estímulos táctiles, visuales, de presión y propioceptivos. Todo ello llevando un control y una progresión adecuada en el reclutamiento motor (Federación Española de Daño Cerebral, 2007).

Por último, existen otras autores y métodos relacionados con terapias de rehabilitación convencional como el método Rood, que está enfocado en la activación del sistema neuromuscular mediante estímulos sensoriales (cepillos, calor, presión). O la técnica Brunnstrom, relacionada con el control voluntario de las sinergias y facilitación de movimientos, aunque existe controversia sobre su eficacia debido al riesgo de aumentar el hipertono. Y el método Kabat o FNP (Facilitación Neuromuscular Propioceptiva) o el método Carr y Shepherd, ambos basados en el uso de reflejos y estímulos propioceptivos para mejorar la contracción muscular y la coordinación (Federación Española de Daño Cerebral, 2007).

1.1.5.2. Realidad virtual

La realidad virtual (RV) se define como la simulación de un entorno o una actividad mediante la estimulación, en tiempo real, de uno o varios canales sensoriales. Esto permite que el usuario interactúe con la simulación como si estuviera en un entorno real. La entrada del usuario, a través de controladores o movimientos corporales, se traduce en movimientos en el entorno virtual (Aida et al., 2018; Vilageliu Jordà et al., 2022).

Un aspecto que caracteriza los sistemas de realidad virtual es la inmersión, que se refiere a la capacidad del sistema de transmitir una ilusión de realidad al sujeto. Y, según el grado de inmersión, se puede diferenciar entre RV no inmersiva, seminmersiva e inmersiva. En los dos primeros casos el usuario percibe al mismo tiempo el entorno real y el entorno virtual. Y en la RV inmersiva, se sumerge completamente en el entorno virtual sin influencia perceptiva del mundo exterior (Aida et al., 2018; Vilageliu Jordà et al., 2022).

La RV ha sido utilizada en variedad de aplicaciones médicas, incluyendo el campo de la rehabilitación motora de pacientes con lesiones cerebrales, y concretamente en el deterioro de las extremidades superiores, sea debido a un ictus o a un traumatismo craneoencefálico (Aida et al., 2018; Vilageliu Jordà et al., 2022).

Múltiples estudios recogen las ventajas que posee el uso de realidad virtual en rehabilitación. En primer lugar, permite desarrollar un entorno de entrenamiento ecológico, dinámico y controlado, simulando situaciones que se asemejan bastante a las actividades de la vida diaria. Además, ofrece la posibilidad de crear actividades personalizadas para cada usuario, proporcionando así adaptabilidad y flexibilidad frente a las necesidades del paciente. Y posee un componente lúdico y un entorno agradable, que aumenta el compromiso y la motivación de los usuarios, que favorece la repetición temprana de acciones habilidosas dirigidas por tareas, un pilar de la terapia de rehabilitación neurológica. Por último, los sistemas de RV poseen una creciente disponibilidad, bajo costo y seguridad, que refuerzan aún más su uso en rehabilitación (Aida et al., 2018).

Sin embargo, aún existen varias limitaciones en su uso. La evidencia de este tipo de terapia aún no está completamente demostrada por una serie de factores. Por la escasez de publicaciones que condicionan la generalización de los resultados, así como bajo número de participantes en los estudios, que comprometen la calidad metodológica. La mayoría de los estudios consistieron en informes de casos y ensayos no aleatorizados sin controles, y los protocolos de rehabilitación utilizados variaron considerablemente. Además, muchos estudios se realizan teniendo en cuenta daño cerebral de diferentes

etiologías, sea ictus, traumatismo craneoencefálico, tumores u otros, y no se especifica la gravedad lesional, ni el tiempo transcurrido entre la lesión y el inicio del estudio (Aida et al., 2018; Vilageliu Jordà et al., 2022).

Aun así, la realidad virtual ha demostrado ser eficaz en procedimientos de rehabilitación de pacientes de ictus, como se muestra en el estudio de (Colomer et al., 2016). En este estudio se desarrolla un sistema de rehabilitación partiendo de la hipótesis de que la recuperación de la función después de un daño cerebral conlleva una reorganización neuronal, que tiene lugar en experiencias que implican aprendizaje. Por ello, se escoge un sistema de Realidad Mixta, que combina realidad virtual con objetos tangibles que los pacientes puedan manipular, permitiendo crear entornos que ofrecen experiencias personalizadas, que comporten un reto en las habilidades motoras del paciente.

El estudio consistió en terapia de rehabilitación realizada en tres fases (A-B-A), que combinaba 30 sesiones de fisioterapia convencional (A) y 30 sesiones de la intervención experimental con el sistema de realidad virtual (B). Y la evolución de los pacientes se evaluó mediante escalas clínicas como la *Fugl-Meyer Assessment Scale*, el *Wolf Motor Function Test*, el *Box and Blocks Test* y el *Nine Hole Peg Test*, entre otros.

Los resultados mostraron efectos positivos de la intervención experimental, mediante un aprendizaje motor efectivo y una retención de habilidades motoras derivadas del tratamiento. Así pues, la mejora detectada respalda la efectividad clínica de las intervenciones de realidad mixta que, junto con su bajo costo, su portabilidad y su aceptación, podría promover su integración en la práctica clínica como una alternativa a otros.

1.1.5.3. Valoración funcional

Para la valoración funcional tras un proceso de rehabilitación es común el uso de escalas clínicas como las descritas a continuación.

Fugl-Meyer

La escala de Fugl-Meyer (FMA) se utiliza para evaluar el deterioro sensoriomotor en individuos con DCA. Se trata de una escala propuesta por Axel Fugl-Meyer en 1975 para evaluar la recuperación post accidente cerebrovascular y que actualmente se utiliza para la evaluación clínica de la función motora. Está diseñada para evaluar cinco dominios: función motora, sensibilidad, equilibrio, movimiento articular pasivo y dolor articular. La evaluación para la extremidad superior (FMA-UE) ha sido probada extensamente y posee excelentes propiedades psicométricas, por ello, es la más empleada en la rehabilitación del miembro superior. La evaluación de la extremidad superior (máximo de 66 puntos) y de la extremidad inferior (FMA-LE) (máximo de 34 puntos), son utilizadas como medidas

de la recuperación tras un DCA durante el proceso de rehabilitación. Si nos centramos en la evaluación del miembro superior, contiene 33 elementos que se pueden evaluar del 0 al 2, siendo el caso máximo de 66 puntos. De esta puntuación, 36 puntos corresponden a los movimientos proximales de hombro, codo y antebrazo, 10 puntos a los movimientos de muñeca y 14 a la mano. Los seis restantes se evalúan mediante una prueba con ambos brazos de coordinación y velocidad. A parte de esta puntuación más general se evalúan otros aspectos como la sensación, el movimiento articular pasivo y el dolor articular todo ello con el fin de dar un criterio lo más sólido posible a la prueba. En función de la puntuación es posible evaluar el deterioro de los pacientes en distintos niveles y ver si hay variaciones significativas en las distintas fases de la rehabilitación (Fugl-Meyer et al., 1975; Margit Alt Murphy, 2024).

Box and Blocks

Se trata de una prueba utilizada para medir la destreza manual y la función motora fina, especialmente en pacientes que se están recuperando de un accidente cerebrovascular o que presentan discapacidades motoras. La prueba parte de una caja dividida en dos compartimentos. En uno de ellos se introducen 150 cubos cuadrados de madera de 2.5 cm cada uno. Se pide al paciente que traslade los cubos de un lado al otro con una mano dentro de un tiempo concreto (1 minuto). La puntuación está sujeta al número de cubos que es capaz de transferir el paciente en ese tiempo. La puntuación suele estar entre 60 y 80 aproximadamente en sujetos sanos para la mano dominante dependiendo de la edad, siendo lo más común entre 75 y 80 para los menores de 50 años. Esta prueba permite evaluar, por tanto, la capacidad de coordinación y la fuerza de las manos, monitorear la progresión y comparar resultados entre intervenciones (Mathiowetz et al., 1985).

Además de las dos mencionadas, existen otras escalas utilizadas en clínica para evaluar pacientes, como son:

Nine Hole Peg Test. Se trata de una herramienta estandarizada esencial en terapia ocupacional para evaluar la destreza motora fina y la función de la mano. Se presenta en un tablero perforado con nueve agujeros y nueve clavijas. Se le pide al paciente que coloque las clavijas de una en una en los agujeros y que luego las retire evaluando así la habilidad motora fina. Después de retirar la última clavija se evalúa el tiempo que ha tardado el paciente. Todo ello permite determinar el nivel de deterioro en pacientes condicionados por un daño cerebral adquirido (DiversAutonomía, 2024).

Wolf Motor Function Test. Test utilizado para medir la función motora en la extremidad superior mediante la evaluación de 17 marcadores a través de una serie de tareas funcionales. La evaluación se compone por tiempo, capacidad funcional (ítems 1-

6) y fuerza (ítems 7-14). Los 9 ítems restantes implican analizar la calidad del movimiento al completar varias tareas. Primero se evalúa el lado menos afectado. Las pruebas son muy sencillas como levantar un lápiz o recoger un clip, entre otras (Physiopedia, 2024).

Motor Activity Log. Herramienta utilizada para medir la cantidad y la calidad de la actividad de personas que han sufrido un accidente cerebrovascular. La evaluación se centra en la extremidad afectada y proporciona información de como los pacientes utilizan su brazo y mano en la actividad cotidiana. Todo ello se evalúa mediante 30 preguntas sobre actividades cotidianas en las que el paciente evalúa del 0 al 5 en función de si lo puede realizar con normalidad (puntuación 5) o no puede realizar el movimiento (puntuación 0) (Taub et al., 2011).

1.2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

En este trabajo, se presenta una serie de casos sobre pacientes que han sufrido un daño cerebral adquirido focal en un hemisferio determinado, cuya secuela principal es una alteración de la actividad motora del miembro superior y que han estado sometidos a terapia de rehabilitación con Realidad Virtual. La efectividad de este tipo de intervenciones está demostrada por estudios como (Colomer et al., 2016), y por valoraciones funcionales realizadas mediante escalas clínicas.

La hipótesis principal que se plantea en este estudio es que los cambios funcionales de los pacientes, que en este caso están relacionadas con la actividad motora del miembro superior, están sustentados por cambios neurales.

Así pues, como hipótesis secundaria se plantea que los cambios fisiológicos se produzcan en el área motora del cerebro, habiendo una mayor actividad en el hemisferio afectado. Esto se traduce en la presencia de desincronización en el hemisferio afectado y sincronización en el hemisferio sano cuando el paciente se recupera, y un índice de lateralidad desplazado hacia el hemisferio afectado. Además, la activación cortical de las áreas motoras se verá reducida con la recuperación, tras el aumento excesivo derivado del DCA.

Con ello, el objetivo principal es evaluar la evolución en los cambios adaptativos producidos en la actividad eléctrica del cerebro (EEG) en respuesta a la intervención de RV. Y, como objetivos específicos, se plantean:

- Cuantificar la evolución neurofisiológica de los pacientes mediante medidas extraídas de la señal de electroencefalografía.
- Relacionar la evolución neurofisiológica con la mejora funcional del paciente medida con escalas clínicas.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. PARTICIPANTES

Todos los participantes del presente trabajo fueron reclutados del centro de neurorrehabilitación que el Instituto de Rehabilitación Neurológica (IRENEA) tiene en el Hospital Vithas Valencia Consuelo. En concreto, se ha reclutado una muestra de 5 pacientes diagnosticados con Daño Cerebral Adquirido (DCA) y que cumplen unos criterios de participación, recogidos en la *Tabla 1*.

Tabla 1. Criterios de inclusión y exclusión del estudio.

| Criterios de inclusión | Criterios de exclusión |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none">• Edad entre 18 y 75 años• Diagnóstico clínico de DCA• Lesión focal• Lesión lateralizada• Cronicidad < 10 años | <ul style="list-style-type: none">• Antecedentes de lesión cerebral adquirida, enfermedades psiquiátricas o neurodegenerativas• Neoplasias coexistentes, disfunción orgánica grave, afección clínica inestable (por ejemplo, inestabilidad hemodinámica o insuficiencia respiratoria grave) o trastornos oftálmicos |

Dichos criterios de participación permiten filtrar pacientes cuyas alteraciones neurológicas, que se reflejan en el electroencefalograma, sean debidas a la afección resultante del DCA a estudiar, y no sean provocadas por otras enfermedades paralelas o más antiguas. Además, se requiere que sea una afección focal y lateralizada, con el objetivo de estudiar los cambios en la actividad eléctrica del hemisferio afectado relacionado con la mejoría del paciente gracias al tratamiento de rehabilitación.

2.2. INSTRUMENTACIÓN

2.2.1. Sistema de realidad virtual

El protocolo de neurorrehabilitación se realiza mediante un Sistema de Realidad Virtual (RV), evolución del sistema descrito en (Colomer et al., 2016). Se trata de un sistema de rehabilitación desarrollado dentro del proyecto ArmRest del centro IRENEA, que consiste en un dispositivo de realidad mixta capaz de detectar la posición del cuerpo y las manos del usuario, con lo que identificar y contabilizar una serie de movimientos. Además, posee una calibración obligatoria por parte de cada usuario, que registra los límites en cada uno de sus movimientos y se adapta a sus capacidades. La disposición de la estructura del prototipo se muestra en la *Figura 4*, además de los dispositivos que

contiene en su interior, que son: 1. Proyector; 2. Cámara de profundidad (Intel Realsense D415), encargada de registrar la pose y posición de las manos y objetos reales; 3. Cámara de profundidad (Intel Realsense D415), encargada de registrar la pose del cuerpo; y 4. Cámara de profundidad (Carmine), encargada de registrar los toques en la superficie proyectada.



Figura 4. Estructura y dispositivos del Sistema de Realidad Virtual.

Mediante este sistema de RV, los participantes juegan a un juego de cocina que involucra movimientos de la mano y del brazo, como los que aparecen en la Figura 5.

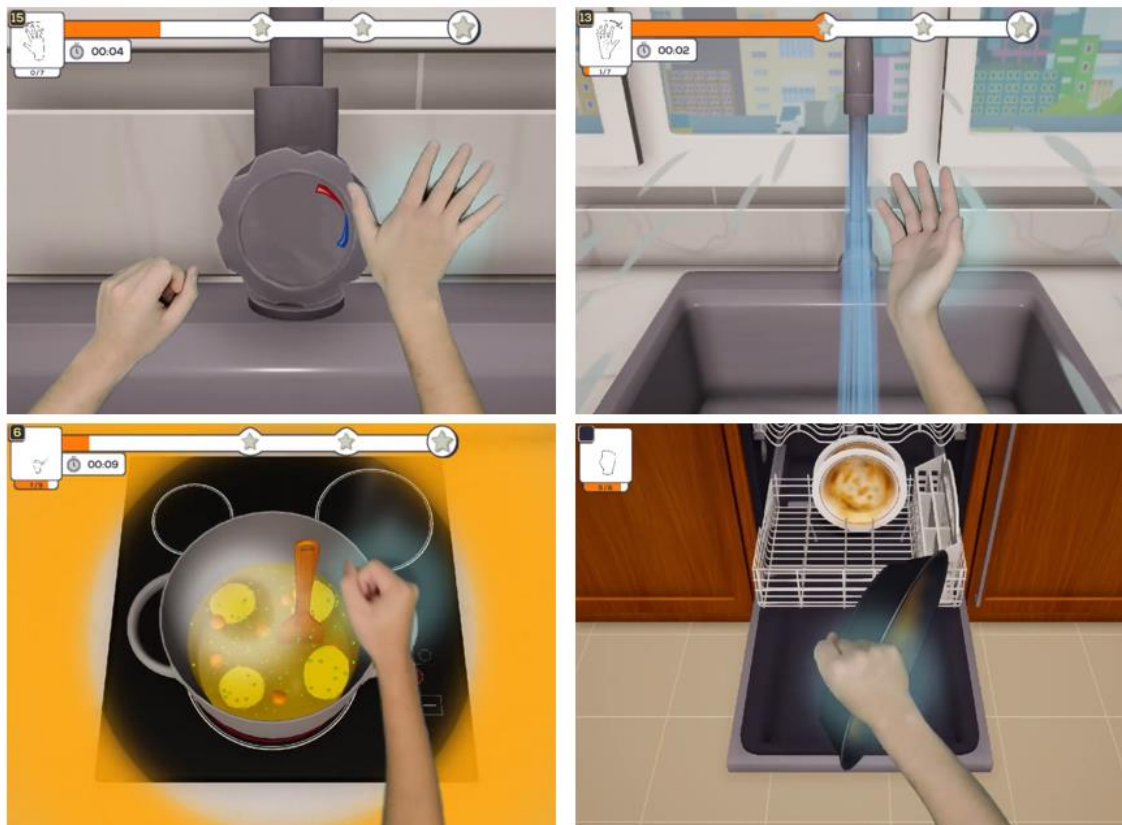


Figura 5. Movimiento de mano y brazo en el juego del sistema de RV.

Este sistema posee un proceso de calibración que permite adaptar el juego a las habilidades y capacidades de cada paciente. Y permite combinar realidad virtual con objetos tangibles que los pacientes puedan manipular, con lo que mejorar sus habilidades motoras, como se muestra en la *Figura 6*.

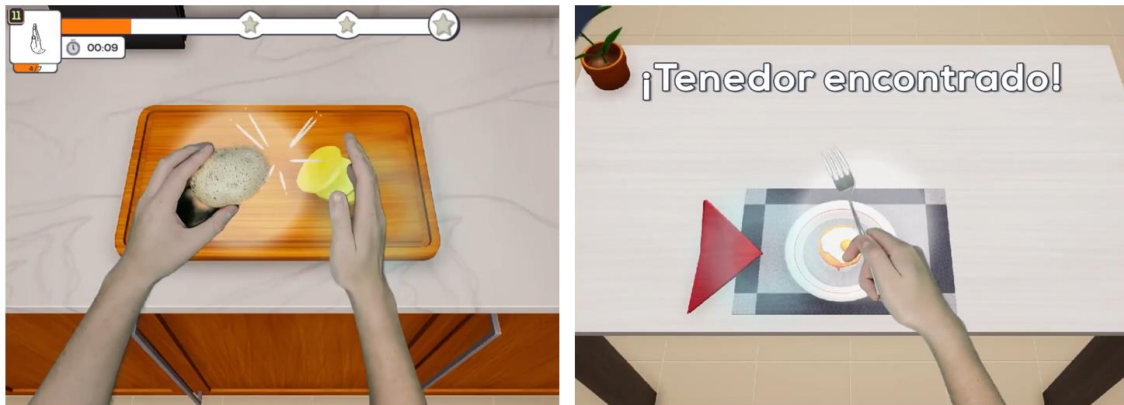


Figura 6. Uso de objetos tangibles en el juego del sistema de RV.

Así pues, las señales de EEG se han registrado para analizar la evolución del paciente usando este Sistema de Realidad Virtual.

2.2.2. Valoración neurofisiológica

2.2.2.1 EEG y E-Prime

El sistema de registro de EEG utilizado es el LiveAmp con 32 canales posicionados con el sistema internacional 10-20, que se observan en color verde en la *Figura 7*. Se trata de un sistema inalámbrico que guarda el registro internamente con una frecuencia de muestreo de hasta 1kHz.

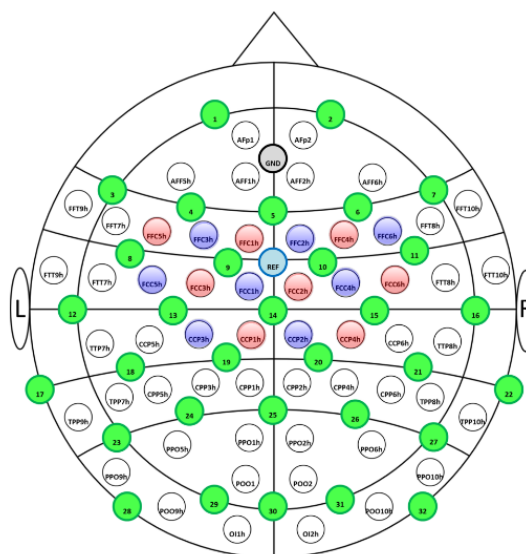


Figura 7. Sistema de colocación 10-20 de electrodos de EEG.

El casco utilizado para la colocación de los electrodos se muestra en la *Figura 8*. En este estudio se hace un registro simultáneo de la señal de EEG y fNIRS, por lo que el casco recoge tanto los electrodos de EEG como los optodos que registran la señal fNIRS. Sin embargo, cabe aclarar que el presente trabajo se centra exclusivamente en el análisis de la actividad eléctrica.



Figura 8. Casco para la colocación de los electrodos.

Finalmente, se hace uso del software E-Prime para el diseño del experimento y el envío de eventos en los momentos de aparición de estímulos, pausas o en cualquier momento necesario según el protocolo (*E-Prime® / Psychology Software Tools, 2024*).

2.2.3. Valoración funcional

En cada sesión de rehabilitación, aparte del registro de la señal EEG, también se realiza una valoración funcional con escalas clínicas sobre el estado del paciente. En este caso, se realizó mediante las escalas clínicas *Fugl-Meyer Assessment Scale* y *Box and Blocks*. La primera evalúa el deterioro sensoriomotor de la extremidad superior puntuando los movimientos proximales de hombro, codo y antebrazo, los movimientos de muñeca y de mano, así como la coordinación y la velocidad de los brazos, con un máximo de 66 puntos. Y la segunda, que evalúa la destreza manual y la función motora fina cuantificando la cantidad de cubos que traslada de un compartimento a otro en 1 minuto.

2.2.4. Análisis de datos

Para la lectura de eventos de E-Prime y el cálculo final de resultados se ha usado MATLAB, una plataforma de programación extendida en el campo de la ingeniería. Se ha utilizado la versión R2023b y algunas *toolboxes* como son la *Signal Processing Toolbox*, *Image Processing Toolbox*, *Curve Fitting Toolbox*, *Statistics and Machine Learning*, *Wavelet Toolbox* y *Symbolic Math Toolbox*.

Para el preprocesado de la señal de EEG y la extracción de características se ha utilizado la versión 3.13.0 de Python en el entorno de programación de Spyder. Se trata de una combinación muy extendida en el campo de la ingeniería, especialmente en el análisis de señales de electroencefalografía. Concretamente, para el preprocesado y análisis de la señal de EEG se ha hecho uso de la librería MNE, que permite explorar, visualizar y analizar los datos adquiridos, además de otros datos fisiológicos (*MNE — MNE 1.8.0 Documentation*, 2024).

2.3. PROCEDIMIENTO

Los pacientes incluidos en el estudio se sometieron a una terapia de rehabilitación mediante un sistema de Realidad Virtual, desarrollada a partir de un estudio anterior (Colomer et al., 2016). Los pacientes fueron evaluados antes de iniciar el proceso de rehabilitación, justo en la finalización de este y un mes después. Se llevó a cabo una valoración funcional mediante el uso de las escalas clínicas *Fugl-Meyer Assessment* (FMA) y *Box and blocks test* (BBT) y una valoración fisiológica mediante la adquisición simultánea de EEG y fNIRS. En esta última, se solicitó al paciente la apertura y cierre de la mano afectada y de la mano sana de forma aleatoria, de acuerdo con el protocolo de valoración descrito en la *Figura 9*:

1. Explicación del protocolo de valoración al paciente (2 minutos aproximadamente).
2. Fase de entrenamiento para familiarizarse con la tarea (2 minutos aproximadamente). Se entrena la ejecución del movimiento con ambas manos.
3. Fase de relajación (1 minuto). El paciente debe permanecer 1 minuto sin moverse mirando a una cruz (“+”) en el centro de la pantalla.
4. Fase de ejecución del movimiento de la mano (14 minutos). Los pasos a-c se repiten 20 veces (10 para cada mano):
 - a. Instrucción (2 segundos): Se indica tanto por el canal auditivo (se escucha el audio “Derecha” o “Izquierda”) como por el visual (se muestra en pantalla la flecha correspondiente) la mano con la que se debe ejecutar el movimiento. El orden de aparición es aleatorio.
 - b. Periodo de ejecución (20 segundos): Un pitido indica el inicio del ejercicio. Durante los próximos 20 segundos se tiene que abrir y cerrar la mano que corresponda a una frecuencia de 1 Hz (1 repeticiones por segundo). De nuevo, un pitido indica el final del ejercicio. Durante este paso la pantalla estará en negro.
 - c. Periodo de descanso (20 segundos): Tras el pitido que indica el final del ejercicio anterior, aparece una cruz (“+”) en la pantalla. El paciente debe

centrarse en la cruz intentando no pensar en nada y sin hacer movimientos.

5. Fase de relajación (1 minuto): Finalmente, el paciente debe permanecer 1 minuto mirando a una cruz en el centro de la pantalla.

El protocolo de valoración tiene una duración de 1 hora y 20 minutos, que incluyen todas las fases explicadas anteriormente.

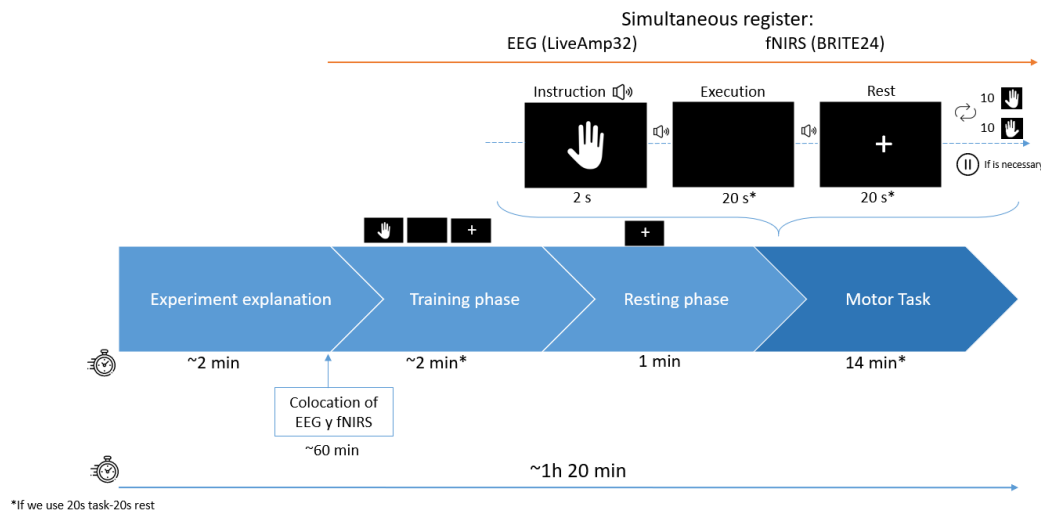


Figura 9. Protocolo de valoración y registro de las señales.

2.4. ANÁLISIS DE DATOS

2.4.1. Análisis de señal

Los cinco pacientes del estudio se codifican con términos anonimizados. Además, de cada paciente tenemos almacenadas tres señales de la forma nombre, nombre_2 y nombre_3, correspondientes la señal registrada antes de la rehabilitación, después de la rehabilitación y al cabo de un mes, respectivamente. Cada señal registrada almacena tres archivos: un archivo con extensión .vhdr que contiene metadatos; un archivo con extensión .vmrk que contiene información sobre eventos en los datos; y un archivo con datos binarios con extensión .eeg que contiene los valores de voltaje de EEG. Con ello, para el análisis de la señal se han realizado los siguientes pasos:

1. Revisión de los datos

En primer lugar, se cargan los datos de EEG, incluyendo la señal electroencefalográfica y los eventos marcados por el protocolo de valoración. A continuación, a partir de los datos de E-Prime se comprueba (y corrige en caso necesario) el nombre de cada evento, de forma que se obtenga 1 evento de inicio (codificado en E-Prime como Z), 10 eventos

del movimiento de la mano derecha (codificado en E-Prime como H), 10 eventos del movimiento de la mano izquierda (codificado en E-Prime como G), y los eventos necesarios de pausa (codificado en E-Prime como P). La revisión de datos y ejemplos se muestra gráficamente en la *Figura 10*:

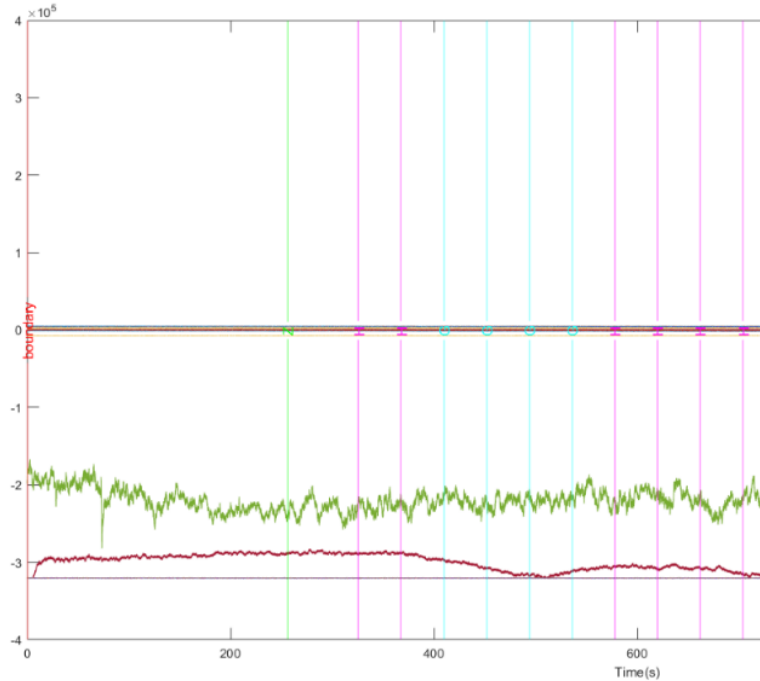


Figura 10. Señal de EEG y eventos del registro del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación.

2. Preprocesado de los datos

Para la realización del preprocesado se ha realizado una revisión del estado del arte relacionado con señales de electroencefalografía, más concretamente en evaluación de la actividad motora derivada de esta señal. Estudios como (Blanco-Díaz et al., 2022; Blanco-Díaz et al., 2024; Chen et al., 2021; Jochumsen et al., 2017; Neuper et al., 2009; Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999) se han consultado para obtener un algoritmo de preprocesado. Para ello se ha tenido en cuenta que las áreas corticales que se activan durante la preparación y ejecución motora lo hacen en las bandas de frecuencia alfa y beta (Neuper et al., 2009).

El preprocesado de la señal se ha llevado a cabo con la librería MNE del lenguaje de programación Python y los pasos del algoritmo se detallan a continuación:

- a) Obtención de los datos de interés (*Figura 11*). Se eliminan los eventos no relacionados con el movimiento de las manos (Z y P) y el inicio el final de la grabación, dejando únicamente el registro de la intervención. En concreto, se recorta desde los 10 segundos anteriores al primer evento de tarea hasta los 22 segundos después del último evento de tarea.

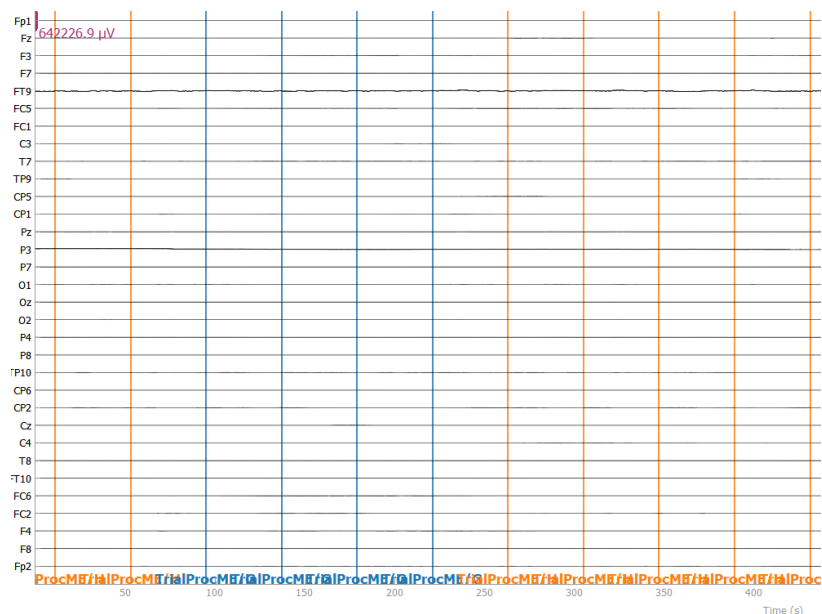


Figura 11. Segmento de la señal del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación tras recortar la zona de interés.

- b) Ajuste de la frecuencia de muestreo y filtrado. La señal fue registrada en una frecuencia de muestro de 500 Hz la cual ha sido reducida a 256 Hz. A continuación, se filtra la señal con un filtro FIR paso-banda con frecuencias de corte de 8 y 30 Hz, con el objetivo de cubrir las bandas alfa (8-13 Hz) y beta (13-30 Hz) dónde se lleva a cabo la actividad motora y eliminar artefactos de baja y alta frecuencias, como las señales eléctricas oculares o musculares, y ruido. También se aplica un filtro FIR notch de frecuencia 50 Hz para eliminar el ruido de la red eléctrica.
- c) Eliminación manual de canales artefactados mediante inspección visual, tal y como se muestra en la *Figura 12* y *Figura 13*.
- d) Enventanado y eliminación de ventanas. Se dividen la señal en ventanas de 32 segundos: 10 segundos antes del evento y 22 segundos después. Esto se realiza atendiendo al protocolo de valoración: cuando se emite un evento, el paciente realiza 20 segundos la tarea y los 20 segundos siguientes descansa (*resting*). Por tanto, seleccionamos, respecto a cada evento, un tiempo de *rest* anterior y posterior. Tras esto, se descartan ventanas que presenten ruido y artefactos.
- e) Análisis de Componentes Independientes y revisión manual (*Figura 14*). Se aplica un ICA (Independent Component Analysis) con el objetivo de eliminar artefactos. Este algoritmo separa la señal de EEG en 7 componentes independientes: señal del cerebro, artefacto muscular, parpadeo del ojo, latido cardíaco, ruido de línea, ruido de canal y otros. Tras aplicar este algoritmo, se realiza una selección de las componentes relacionadas con señal eléctrica cerebral mediante ICLabel.

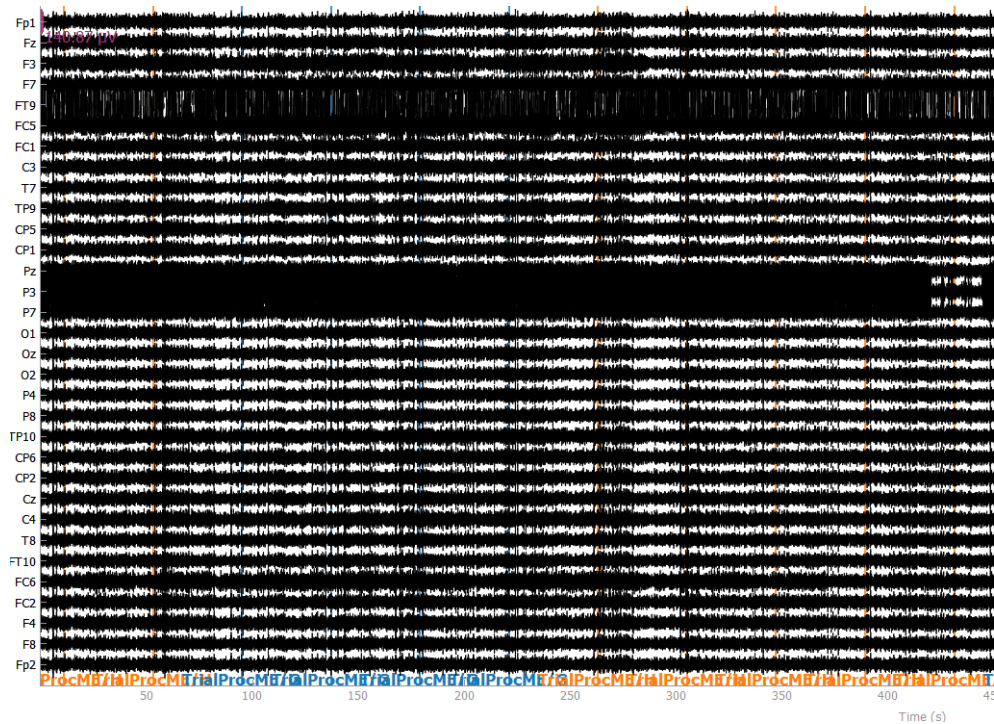


Figura 12. Señal EEG del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación previa a la eliminación de canales artefactados.

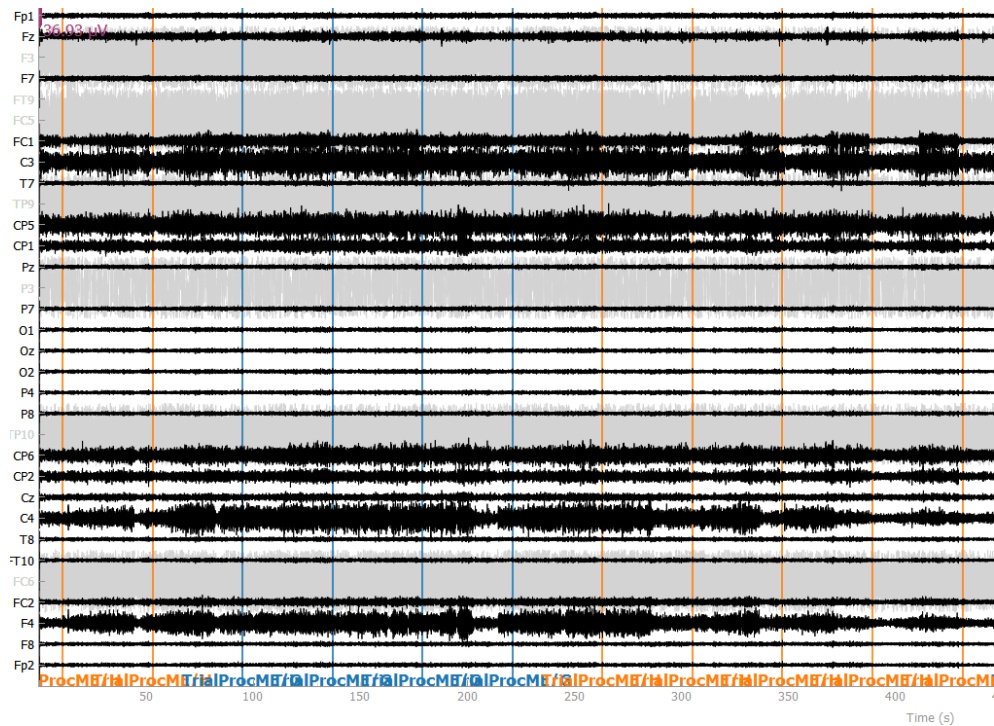


Figura 13. Señal EEG del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación tras eliminar canales artefactados.

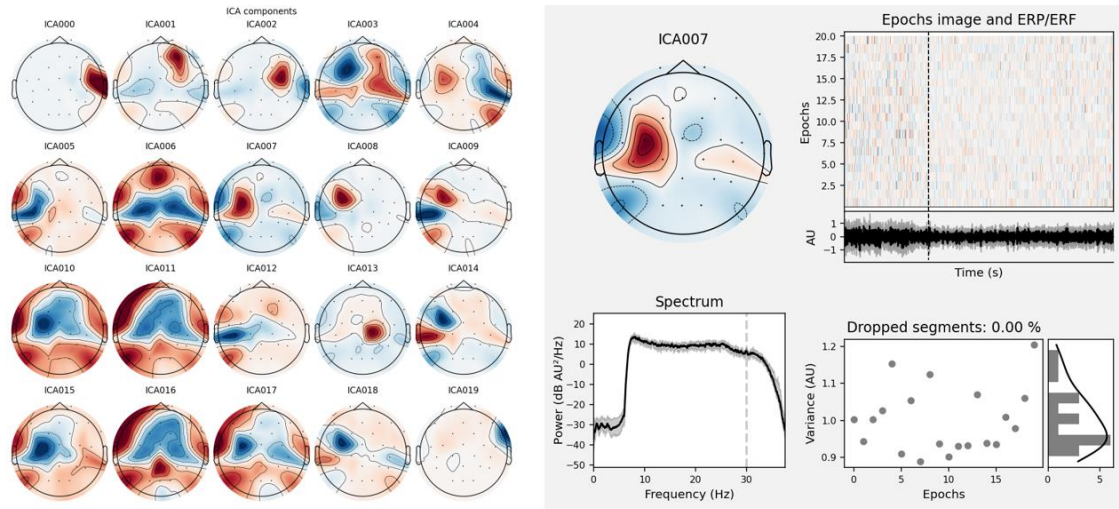


Figura 14. ICA de la señal del paciente 5 al cabo de un mes de la rehabilitación y componente de señal cerebral.

Una vez preprocesadas, las señales se almacenan, divididas por ventanas, identificadas según correspondan a la realización de la tarea con la mano derecha o con la mano izquierda.

3. Extracción de características

El algoritmo de extracción de características se obtiene tras una revisión de la literatura relacionada con el estudio de la actividad motora y de la evolución de individuos que han sufrido una lesión cerebral con consecuencias clínicas en dicha actividad motora. Derivado de estudios como (Blanco-Díaz et al., 2022; Blanco-Díaz et al., 2024; Chen et al., 2021; Jochumsen et al., 2017; Lajtos et al., 2023; Neuper et al., 2009; Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999) se han seleccionado el espectro de densidad de potencia (PSD – Power Spectral Density) y la sincronización/desincronización relacionada con eventos (ERSD – Event-Related Synchronization/Desynchronization) como características relevantes para el estudio de la actividad motora derivada de actividad eléctrica del cerebro (EEG).

La PSD se obtiene como el cuadrado de la señal de EEG (Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999), y puede obtenerse en diferentes bandas de interés, como en el caso del presente trabajo en el que se analiza la banda beta (13-30 Hz). La sincronización y desincronización relacionadas con eventos (ERS/ERD) son medidas de PSD con respecto a un evento específico calculadas de acuerdo con la *Ecuación (1)*, siendo A la PSD durante la realización de una tarea y R la PSD durante el reposo (Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999).

$$\mathbf{ERSD} = \frac{\mathbf{A} - \mathbf{R}}{\mathbf{R}} \quad (1)$$

Debido a la propia definición de ERSD, la ERD se define como una disminución de potencia en frecuencia con respecto al evento (expresado en valores negativos) y la ERS un aumento (expresado en valores positivos) (Chen et al., 2021). En el caso específico de las tareas motoras se espera valores negativos de ERSD durante las mismas debido a una mayor activación cortical (Chen et al., 2021; Pfurtscheller & Lopes Da Silva, 1999).

Así pues, los pasos seguidos son los siguientes:

- a) Definición de la mano afectada. Para obtener las características se evalúa únicamente la señal de EEG durante la realización de la tarea con la mano afectada, esto es, con el hemisferio afectado.
- b) Cálculo de la PSD. Se obtiene la PSD con la función *tfr_multitaper* de la librería MNE, para la banda beta. Y se normaliza con respecto a la actividad total del cerebro.
- c) Cálculo de la ERSD. Se obtiene la ERSD con la función *apply_baseline* de la librería MNE, de acuerdo con la *Ecuación (1)*, definiendo como reposo el período de 2 segundos anterior al evento.

Después de esto, se almacenan las variables de PSD normalizada y ERSD, para los 32 canales registrados.

4. Cálculo de las variables de análisis

A partir de los datos de PSD normalizado y ERSD, se ha llevado a cabo el cálculo de las variables que permiten el análisis de la evolución neurofisiológica de los pacientes. Estos cálculos se han llevado a cabo en MATLAB.

En primer lugar, se han seleccionado los canales C3 y C4 tanto para el análisis de la PSD como de la ERSD, por tener mayor relevancia en la evaluación de actividades motoras según la literatura. El canal C3 está posicionado sobre el área motora del hemisferio izquierdo, y C4 sobre el área motora del hemisferio derecho. Por tanto, se ha detallado en cada paciente el canal que corresponde al hemisferio lesionado y al hemisferio sano: si la mano afectada es la derecha, C3 corresponde al hemisferio afectado o lesional y C4 al hemisferio no afectado; y viceversa.

A continuación, se calcula el promedio de la PSD normalizada y la ERSD en la banda beta entre las 10 repeticiones del movimiento de la mano afectada, y se calculan los siguientes índices de lateralidad:

- **Índice de Lateralidad de la PSD (IL_{PSD})** de acuerdo con la *Ecuación (2)*, siendo $PSD_{CONTRALATERAL}$ la potencia en el hemisferio contrario a la mano que ejecuta el

movimiento y $PSD_{IPSILATERAL}$ la potencia en el hemisferio del mismo lado que la mano que ejecuta el movimiento (Williamson et al., 2022).

$$IL_{PSD} = \frac{PSD_{CONTRALATERAL} - PSD_{IPSILATERAL}}{PSD_{CONTRALATERAL} + PSD_{IPSILATERAL}} \quad (2)$$

- **Índice de Lateralidad de la ERSD (IL_{ERSD})** de acuerdo con la *Ecuación (3)*, siendo $ERSD_{CONTRALATERAL}$ la ERSD en el hemisferio contrario a la mano que ejecuta el movimiento y $ERSD_{IPSILATERAL}$, la ERSD en el hemisferio del mismo lado que la mano que ejecuta el movimiento (Chen et al., 2021):

$$IL_{ERSD} = \frac{ERSD_{IPSILATERAL} - ERSD_{CONTRALATERAL}}{|ERSD_{IPSILATERAL}| + |ERSD_{CONTRALATERAL}|} \quad (3)$$

Debido a que se evalúa únicamente el movimiento de la mano afectada, el hemisferio contralateral al movimiento será el hemisferio afectado y el ipsilateral el sano en ambos índices. Por tanto, en el análisis del movimiento de la mano afectada, valores positivos de los índices indican una mejoría en la ejecución del movimiento. En el caso del IL_{PSD} , ya que la PSD comprende valores únicamente positivos, valores positivos del índice indican que el hemisferio afectado está abarcando más actividad que el sano. En el caso del IL_{ERSD} , se debe a que una mayor actividad está asociada a una mayor desincronización, que se expresa en números negativos; por tanto, cuanto más normal es un patrón de lateralidad, más negativo es el $ERSD_{CONTRALATERAL}$ respecto al $ERSD_{IPSILATERAL}$.

Por último, para comprobar la hipótesis en que los pacientes presentan una activación aumentada en áreas sensoriomotoras durante el movimiento de la mano afectada, relacionada con la gravedad inicial del déficit funcional, se ha calculado un coeficiente de activación cortical motora como aparece en la *Ecuación (4)*.

$$activación\ motora = PSD_{CONTRALATERAL} + PSD_{IPSILATERAL} \quad (4)$$

De esta forma, una mayor recuperación funcional requiere una disminución de la activación de las áreas sensoriomotoras, que se refleja en una disminución del coeficiente de activación motora.

2.4.2. Análisis estadístico

Las herramientas estadísticas, en general, permiten analizar e interpretar información cuantitativa recopilada sobre individuos, grupos o una serie de hechos, con el fin de deducir de ella significados precisos. En este trabajo, estas herramientas permiten estudiar los resultados numéricos extraídos de una señal de electroencefalograma, para

evaluar el estado y evolución de los pacientes. El análisis estadístico se ha realizado con el software de MATLAB, implementando distintas funciones.

El análisis estadístico ha consistido en determinar las diferencias significativas de la actividad eléctrica de ambos hemisferios cerebrales en las sesiones de registro antes, después y al cabo de un mes de la rehabilitación y diferencias significativas de un mismo hemisferio entre dichos registros. En este caso, se han establecido diferencias con las medidas de ERSD. Y para ello, se ha contrastado una prueba de hipótesis de igualdad de dos poblaciones (en nuestro caso, hemisferios) para muestras emparejadas en la comparación de ambos hemisferios dentro de un mismo registro, y una prueba de hipótesis de igualdad de dos poblaciones para muestras independientes para la comparación de hemisferios entre los registros de las distintas sesiones.

Estas pruebas de hipótesis dependen de si las poblaciones siguen una distribución normal o no; por lo que previo a su aplicación, se ha realizado la prueba de Shapiro-Wilk, para determinar si las poblaciones siguen una distribución normal. La prueba de Shapiro-Wilk tiene como hipótesis nula que la población siga una distribución normal. Y se ha implementado con la función *swtest* en MATLAB, que devuelve un 0 si la población sigue una distribución normal (se acepta la H_0) y 1 si la población no sigue una distribución normal.

A continuación, según si las poblaciones (hemisferios) presentan normalidad o no, se ha aplicado la prueba de igualdad entre poblaciones. Si ambos hemisferios presentan normalidad se aplica una prueba t-Student, cuya hipótesis nula es que las diferencias entre poblaciones proceden de una distribución normal con una media igual a 0 y una varianza desconocida. Esto se ha implementado con la función *ttest* de MATLAB para establecer diferencias entre hemisferios dentro del mismo registro, y con la función *ttest2* para las diferencias de los hemisferios entre registros. Ambas pruebas devuelven un valor de 0 si las poblaciones son estadísticamente iguales, y 1 si son diferentes.

En cambio, si alguno de los dos hemisferios comparados no presenta normalidad, se aplica una prueba de los rangos con signo de Wilcoxon, cuya hipótesis nula es que las diferencias entre poblaciones proceden de una distribución cuya mediana es cero. Esto se ha implementado con la función *signrank* de MATLAB para establecer diferencias entre hemisferios dentro del mismo registro, y la función *ranksum* para las diferencias en los hemisferios entre registros. Ambas pruebas devuelven un valor de 0 si las poblaciones son estadísticamente iguales, y 1 si son diferentes.

3. RESULTADOS

3.1. PARTICIPANTES

Después de realizar el preprocesado, se obtienen las características de las señales de EEG y se realiza un estudio de caso para cada participante. En la *Tabla 2* se detallan las características relevantes para este estudio de estos 5 participantes.

Tabla 2. Características clínicas de los participantes.

| Nº | Participante | Edad | Sexo | Etiología | Fecha de la lesión | Hemisferio afectado |
|----|--------------|---------|-----------|-----------|--------------------|---------------------|
| 1 | APnCD | 79 años | Masculino | Ictus | 30/10/2020 | Derecho |
| 2 | DxUKj | 52 años | Femenino | TCE | 04/03/2020 | Izquierdo |
| 3 | FQJtg | 52 años | Masculino | Ictus | 21/12/2019 | Izquierdo |
| 4 | Nfjcu | 29 años | Femenino | TCE | 12/01/2020 | Izquierdo |
| 5 | zxmrZ | 50 años | Masculino | Ictus | 13/01/2020 | Izquierdo |

3.2. ESTUDIO DE CASOS

3.2.1. Participante 1

3.2.1.1. Descripción del participante

El primer participante (APnCD) es un hombre de 79 años que sufrió un ictus isquémico el 30 de octubre de 2020, que le afectó el hemisferio derecho, por lo que presenta una alteración motora en la extremidad izquierda. La valoración previa a la terapia se le realizó el 25/02/2021; tras la terapia, el día 26/04/2021 y un mes después, el 19/05/2021. Según el cuestionario *Motor Activity Log*, el paciente podía llevar a cabo alguna de las actividades de la vida diaria con el miembro afectado, como lavarse o secarse las manos.

3.2.1.2. Evolución funcional

Las puntuaciones obtenidas en las escalas clínicas referentes al participante 1 se muestran en la *Tabla 3*. El aumento en los valores indica una ligera mejoría. Sin embargo, las diferencias son pequeñas, de 2 puntos en la escala FMA-UE, y de 5 cubos en la BBT, con lo que no son clínicamente significativas.

A nivel funcional, después de la rehabilitación con RV el participante logra mejorar en la realización de actividades la vida diaria como abrir una puerta girando la manilla, levantarse de la silla con reposabrazos y llevar un objeto en la mano, siendo aún más notable su mejoría al cabo de un mes de la rehabilitación.

Tabla 3. Valoración funcional del participante 1.

| FMA-UE | | BBT | |
|--------|----|--------|----|
| PRE | 45 | PRE | 13 |
| POST | 47 | POST | 18 |
| POST+1 | 47 | POST+1 | 22 |

3.2.1.3. Evolución neurofisiológica

En la *Figura 15* se puede observar el valor medio de ERSD en el hemisferio sano y afectado en la banda beta a lo largo de las distintas sesiones de evaluación neurofisiológica, permitiendo visualizar a grandes rasgos la evolución de la actividad cerebral del participante 1.

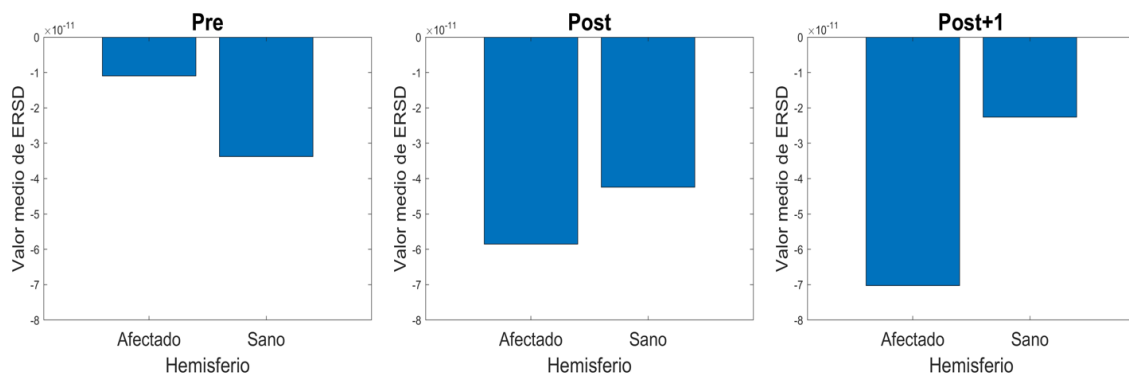


Figura 15. Barplot del participante 1.

En las tres sesiones hay valores de desincronización (valores negativos) en ambos hemisferios, indicando que tanto el hemisferio sano como el afectado participan en la activación cortical necesaria para el movimiento de una única mano. Aun así, en el primer registro antes de la sesión de la rehabilitación el hemisferio sano presenta una mayor desincronización, puesto que muestra un mayor valor negativo; y el patrón se invierte después de la rehabilitación, haciéndose más notable en el registro al cabo de un mes, indicando una mejoría, aunque no una total recuperación. El valor medio de la ERSD para cada hemisferio y sesión se puede ver en la *Tabla 4*.

Tabla 4. Valores medios de ERSD del participante 1.

| | Pre | Post | Post+1 |
|---------------------|-------------|-------------|-------------|
| Hemisferio afectado | -1,0957E-11 | -5,8520E-11 | -7,0240E-11 |
| Hemisferio sano | -3,3788E-11 | -4,2409E-11 | -2,2641E-11 |

Para estudiar la evolución neurofisiológica, se calculan los índices de lateralidad para cada sesión. Los índices de lateralidad calculados con la ERSD y PSD se muestran en la *Tabla 5*.

Tabla 5. Índices de lateralidad del participante 1.

| | Pre | Post | Post+1 |
|-------------|---------|--------|--------|
| IL_{ERSD} | -0,5103 | 0,1596 | 0,5125 |
| IL_{PSD} | -0,0995 | 0,1504 | 0,1160 |

Antes de la rehabilitación, ambos son negativos. Pero se hacen positivos después de la rehabilitación, aumentando su magnitud al cabo de un mes en el caso de la ERSD.

La significación de la diferencia de estas actividades entre hemisferios se presenta mediante p-valores en la *Tabla 6*, tomando un nivel de significación del 5%. Y, de acuerdo con los valores medios de ERSD y el índice de lateralidad, se ha indicado la dominancia de hemisferios para cada sesión.

Tabla 6. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 1.

| | Pre | Post | Post+1 |
|------------|-----------------|---------------------|---------------------|
| p-valor | 0,0002 | 0,0000 | 0,0000 |
| Dominancia | Hemisferio sano | Hemisferio afectado | Hemisferio afectado |

Además, la significación de la diferencia de estas actividades entre sesiones para cada hemisferio se presenta mediante p-valores en la *Tabla 7*, tomando un nivel de significación del 5%.

Tabla 7. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 1.

| | Pre vs Post | Post vs Post+1 |
|---------------------|-------------|----------------|
| Hemisferio afectado | 0,0000 | 0,1644 |
| Hemisferio sano | 0,0049 | 0,0020 |

La desincronización de ambos hemisferios presenta diferencias significativas después de la rehabilitación respecto a la sesión antes de la rehabilitación. Además, el hemisferio sano también presenta diferencias significativas entre la sesión después de la rehabilitación y al cabo de un mes de esta, de acuerdo con la disminución en su desincronización.

Para estudiar la evolución neurofisiológica, también se ha calculado un coeficiente de activación cortical motora para cada sesión, que se muestra en la *Tabla 8*.

Tabla 8. Coeficiente de activación cortical motora del participante 1.

| | Pre | Post | Post+1 |
|----------------------------|--------|--------|--------|
| Activación cortical motora | 0,0186 | 0,0011 | 0,0537 |

Como se observa, la activación motora disminuye después de la rehabilitación; sin embargo, vuelve a aumentar al cabo de un mes de la rehabilitación.

Por último, para plasmar la activación cerebral durante la realización de la tarea con la mano afectada mostrando la totalidad de la superficie de la corteza cerebral, se han obtenido los mapas topográficos para los tres registros: antes de la rehabilitación, tras la rehabilitación y al cabo de un mes en la *Figura 16*, *Figura 17* y *Figura 18*, respectivamente.

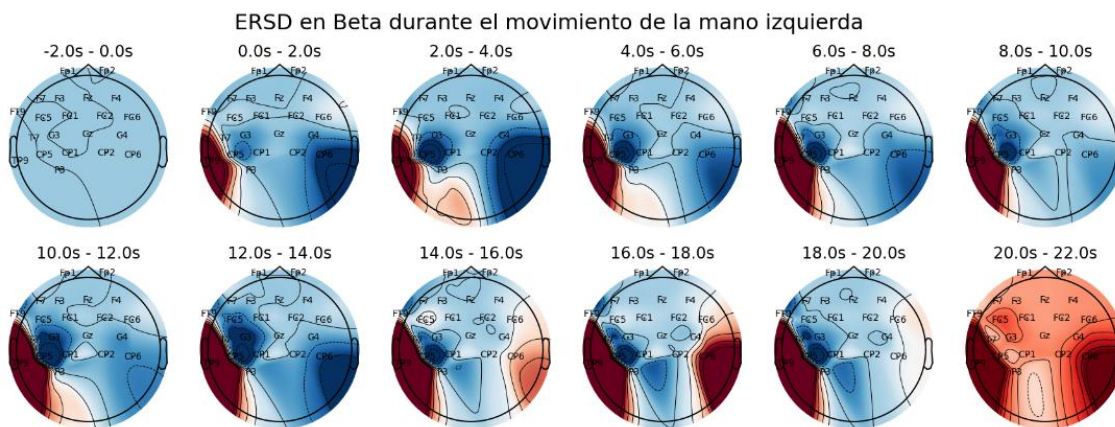


Figura 16. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 1.

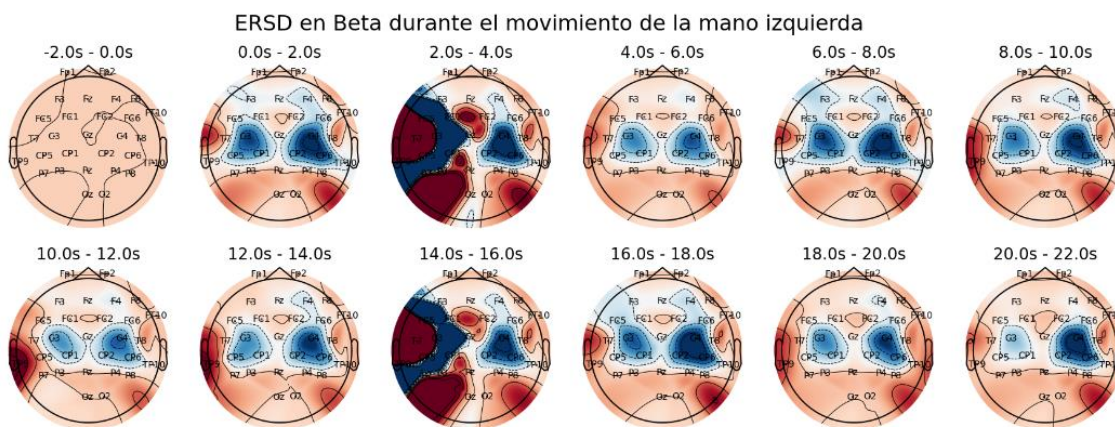


Figura 17. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 1.

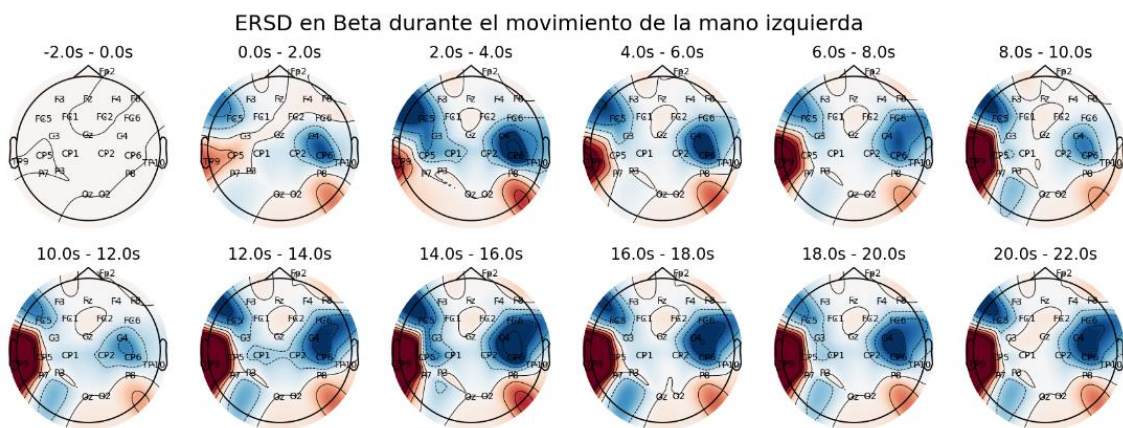


Figura 18. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 1.

3.2.2. Participante 2

3.2.2.1. Descripción del participante

La segunda participante (DxUKj) es una mujer de 52 que sufrió un traumatismo craneoencefálico el 4 de marzo de 2020, que le afectó el hemisferio izquierdo, por lo que presenta una alteración motora en la extremidad derecha. La valoración previa a la terapia se le realizó el 25/02/2021; tras la terapia el día 05/05/2021 y un mes después el 01/06/2021, aunque no se tienen los datos. Esta participante realiza Actividades de Cuidados Personales de forma autónoma como la higiene personal y la alimentación, aunque con supervisión para la ducha y el vestido.

3.2.2.2. Evolución funcional

Las puntuaciones obtenidas en las escalas clínicas referentes al participante 2 se muestran en la *Tabla 9*. El aumento en los valores indica una mejoría: las diferencias de 6 puntos en la escala FMA-UE, y de 8 cubos en la BBT son clínicamente significativas.

Después de la rehabilitación con RV presenta una mejoría en el miembro superior, tanto en manipulación como en fuerza en actividades manipulativas que implican destreza fina, fuerza y precisión. Y después de un mes sigue mejorando en el desempeño de las Actividades de Cuidados Personales.

Tabla 9. Valoración funcional del participante 2.

| | FMA-UE | | BBT |
|------|--------|------|-----|
| PRE | 44 | PRE | 16 |
| POST | 50 | POST | 24 |

3.2.2.3. Evolución neurofisiológica

En la *Figura 19* se puede observar el valor medio de ERSD en el hemisferio sano y afectado en la banda beta a lo largo de las distintas sesiones de evaluación

neurofisiológica, permitiendo visualizar a grandes rasgos la evolución de la actividad cerebral del participante 2.

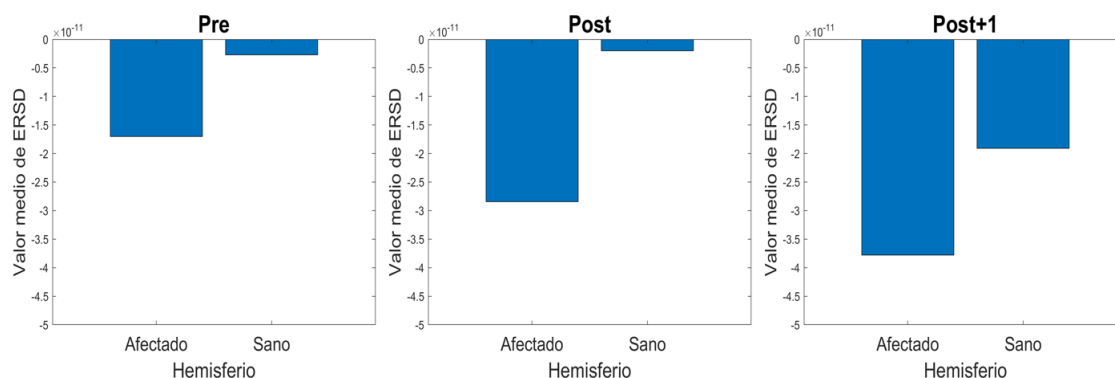


Figura 19. Barplot del participante 2.

En las tres sesiones hay valores de desincronización (valores negativos) para ambos hemisferios, indicando que los dos hemisferios participan en la activación cortical necesaria para el movimiento de una única mano. En los tres casos el hemisferio afectado presenta una mayor desincronización, que aumenta en magnitud a lo largo de las sesiones; sin embargo, el hemisferio sano aumenta también su desincronización en la sesión al cabo de un mes. Los valores numéricos de la ERSD se indican en la *Tabla 10*.

Tabla 10. Valores medios de ERSD del participante 2.

| | Pre | Post | Post+1 |
|---------------------|-------------|-------------|-------------|
| Hemisferio afectado | -1,7031E-11 | -2,8438E-11 | -3,7807E-11 |
| Hemisferio sano | -0,2694E-11 | -0,1991E-11 | -1,9077E-11 |

Para estudiar la evolución neurofisiológica, se calculan los índices de lateralidad para cada sesión. Los índices de lateralidad calculados con la ERSD y PSD se muestran en la *Tabla 11*.

Tabla 11. Índices de lateralidad del participante 2.

| | Pre | Post | Post+1 |
|-------------|--------|--------|--------|
| IL_{ERSD} | 0,7269 | 0,8691 | 0,3293 |
| IL_{PSD} | 0,1155 | 0,4567 | 0,4797 |

Los índices son positivos en todos los casos, que refleja la dominancia del hemisferio afectado en todos los registros. En el índice de lateralidad calculado con la PSD se observa, además, un ligero aumento de magnitud.

La significación de la diferencia de estas actividades entre hemisferios se presenta mediante p-valores en la *Tabla 12*, tomando un nivel de significación del 5%. Y, de acuerdo con los valores medios de ERSD y el índice de lateralidad, se ha indicado la dominancia de hemisferios para cada sesión.

Tabla 12. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 2.

| | Pre | Post | Post+1 |
|------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| p-valor | 0,0000 | 0,0007 | 0,0000 |
| Dominancia | Hemisferio afectado | Hemisferio afectado | Hemisferio afectado |

Además, la significación de la diferencia de estas actividades entre sesiones para cada hemisferio se presenta mediante p-valores en la *Tabla 13*, tomando un nivel de significación del 5%.

Tabla 13. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 2.

| | Pre vs Post | Post vs Post+1 |
|---------------------|-------------|----------------|
| Hemisferio afectado | 0,0306 | 0,0000 |
| Hemisferio sano | 0,8010 | 0,0000 |

La desincronización en el hemisferio afectado presenta diferencias significativas entre la sesión antes de la rehabilitación y después de la rehabilitación, y entre esta última y al cabo de un mes. En cambio, el hemisferio sano no presenta diferencias significativas entre la primera sesión y la segunda, pero sí entre la segunda y la tercera. Esto se debe al aumento en magnitud de su desincronización, que indica una mayor participación en la ejecución del movimiento de la mano afectada.

Para estudiar la evolución neurofisiológica, también se ha calculado un coeficiente de activación cortical motora para cada sesión, que se muestra en la *Tabla 14*.

Tabla 14. Coeficiente de activación cortical motora del participante 2.

| | Pre | Post | Post+1 |
|----------------------------|--------|--------|--------|
| Activación cortical motora | 0,0352 | 0,0442 | 0,0714 |

En este participante no se observa una disminución de la actividad motora, sino más bien un ligero aumento de esta actividad.

Por último, para plasmar la activación cerebral durante la realización de la tarea con la mano afectada mostrando la totalidad de la superficie de la corteza cerebral, se han obtenido los mapas topográficos para los tres registros: antes de la rehabilitación, tras la rehabilitación y al cabo de un mes en la *Figura 20*, *Figura 21* y *Figura 22*, respectivamente.

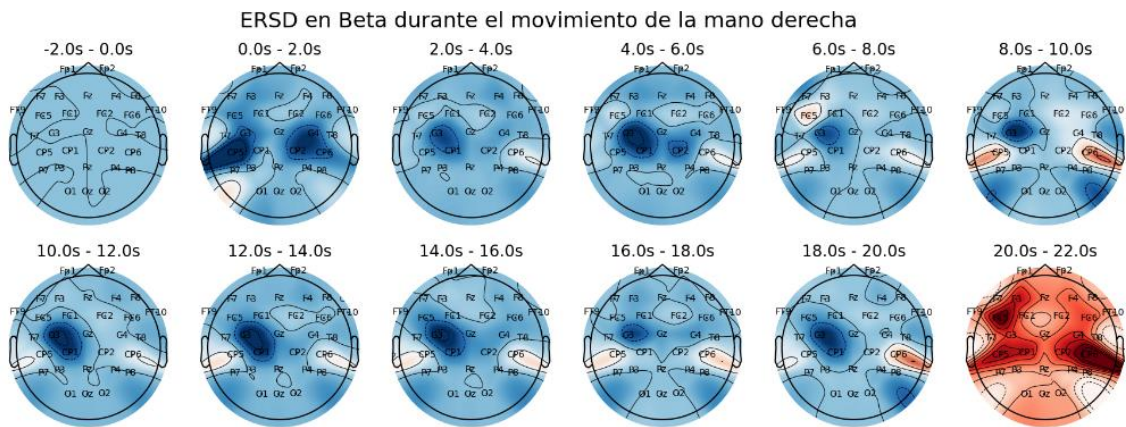


Figura 20. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 2.

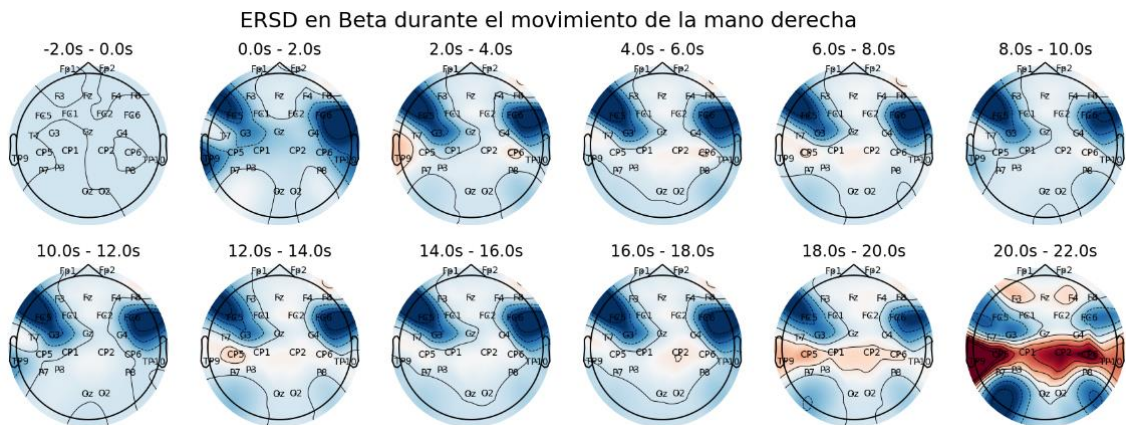


Figura 21. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 2.

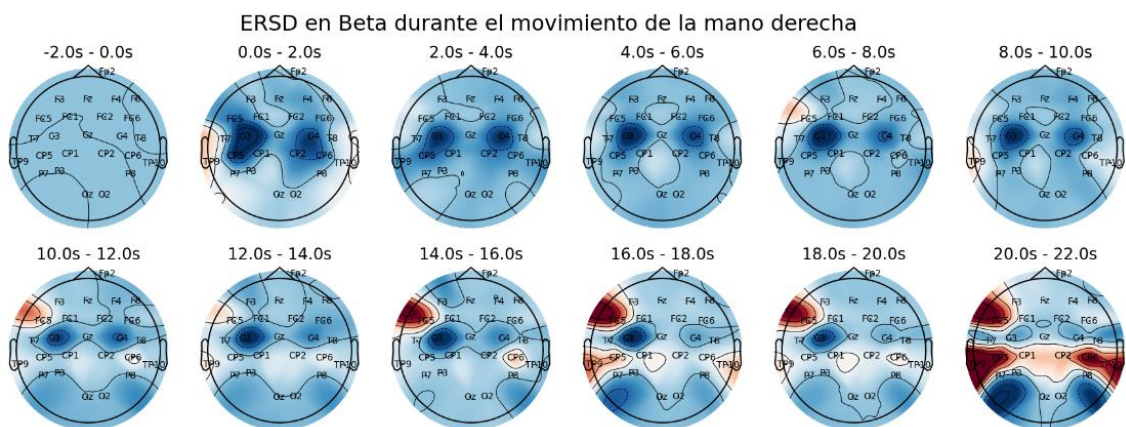


Figura 22. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 2.

3.2.3. Participante 3

3.2.3.1 Descripción del participante

El tercer participante (FQJtg) es un hombre de 52 años que sufrió un ictus isquémico el 21 de diciembre de 2019, que le afectó el hemisferio izquierdo, por lo que presenta una

alteración motora en la extremidad derecha. La valoración previa a la terapia se le realizó el 22/02/2021; tras la terapia el día 20/04/2021 y un mes después el 31/05/2021. Según el cuestionario *Motor Activity Log*, este participante no realiza actividades de la vida diaria, únicamente lavarse y secarse las manos.

3.2.3.2. Evolución funcional

Las puntuaciones obtenidas en las escalas clínicas referentes al participante 3 se muestran en la *Tabla 15*. Los valores aumentan, pero no hay casi diferencias: 2 puntos en la escala FMA-UE, y de 1 cubos en la BBT, con lo que no son clínicamente significativas.

Después de la rehabilitación con RV el participante no presenta mejoría en las actividades de la vida diaria. Posee las mismas puntuaciones en las actividades de lavado y secado de manos, levantarse de una silla con reposabrazos, abotonar una camisa, encender la luz con un interruptor, salir del coche o coger un vaso/botella para beber.

Tabla 15. Valoración funcional del participante 3.

| FMA-UE | | BBT | |
|--------|----|--------|----|
| PRE | 46 | PRE | 17 |
| POST | 48 | POST | 18 |
| POST+1 | 49 | POST+1 | 19 |

3.2.3.3 Evolución neurofisiológica

En la *Figura 23* se puede observar el valor medio de ERSD en el hemisferio sano y afectado en la banda beta a lo largo de las distintas sesiones de evaluación neurofisiológica, permitiendo visualizar a grandes rasgos la evolución de la actividad cerebral del participante 3.

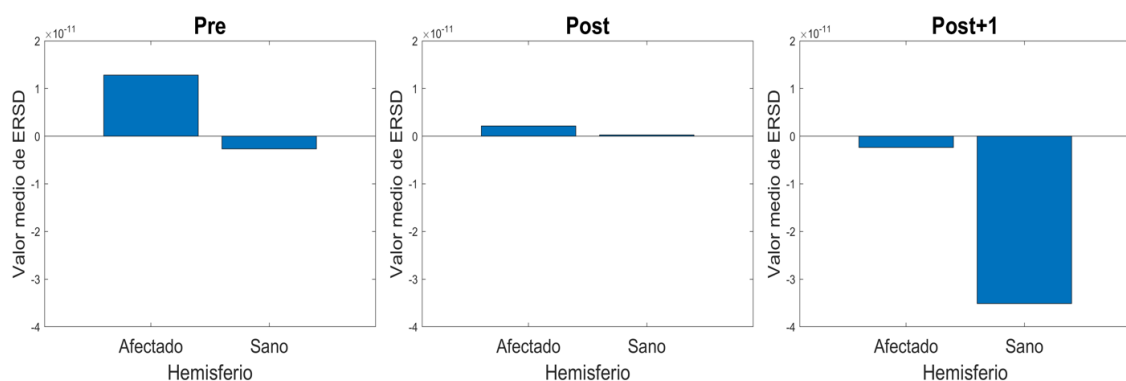


Figura 23. Barplot del participante 3.

En el registro antes de la sesión de rehabilitación el hemisferio afectado presenta una sincronización (valor positivo) frente a una desincronización (valor negativo) en el hemisferio sano, así pues, es este último el encargado del movimiento de la mano afectada. Después de la rehabilitación el hemisferio afectado reduce la sincronización y el hemisferio

sano presenta una mínima sincronización, con lo que ninguno de los dos se encarga de la realización del movimiento. Y al cabo de un mes ambos hemisferios se desincronizan, siendo el afectado mayor en magnitud, con ello el participante es capaz de mover la mano gracias al hemisferio sano. Los valores numéricos de la ERSD se indican en la *Tabla 16*.

Tabla 16. Valores medios de ERSD del participante 3.

| | Pre | Post | Post+1 |
|---------------------|-------------|------------|-------------|
| Hemisferio afectado | 1,2785E-11 | 0,2111E-11 | -0,2378E-11 |
| Hemisferio sano | -0,2637E-11 | 0,0252E-11 | -3,5094E-11 |

Para estudiar la evolución neurofisiológica, se calculan los índices de lateralidad para cada sesión. Los índices de lateralidad calculados con la ERSD y PSD se muestran en la *Tabla 17*.

Tabla 17. Índices de lateralidad del participante 3.

| | Pre | Post | Post+1 |
|-------------|---------|---------|---------|
| IL_{ERSD} | -1,0000 | -0,7865 | -0,8731 |
| IL_{PSD} | 0,0867 | -0,1104 | -0,0376 |

Los índices son, en general, negativos, que indican una mayor actividad del hemisferio sano. Y no existen diferencias muy notables en magnitud, que reflejan la existencia de un mismo patrón de activación entre los hemisferios.

La significación de la diferencia de estas actividades entre hemisferios se presenta mediante p-valores en la *Tabla 18*, tomando un nivel de significación del 5%. Y, de acuerdo con los valores medios de ERSD y el índice de lateralidad, se ha indicado la dominancia de hemisferios para cada sesión.

Tabla 18. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 3.

| | Pre | Post | Post+1 |
|------------|-----------------|-------------------|-----------------|
| p-valor | 0,0001 | 0,2943 | 0,0000 |
| Dominancia | Hemisferio sano | No hay dominancia | Hemisferio sano |

Además, la significación de la diferencia de estas actividades entre sesiones para cada hemisferio se presenta mediante p-valores en la *Tabla 19*, tomando un nivel de significación del 5%.

Tabla 19. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 3.

| | Pre vs Post | Post vs Post+1 |
|---------------------|-------------|----------------|
| Hemisferio afectado | 0,0082 | 0,7947 |
| Hemisferio sano | 0,6562 | 0,0003 |

Estos datos indican que hay diferencia significativa en el hemisferio afectado entre la sesión antes de la rehabilitación y después de la rehabilitación, pero no entre esta y la sesión al cabo de un mes. Esto es un reflejo de la disminución en la sincronización entre la primera y la segunda sesión, y de la poca diferencia en magnitud entre la sincronización y la posterior desincronización en la tercera sesión. En cambio, el hemisferio sano no presenta diferencias entre la primera y la segunda sesión, ya que en ambos casos desincroniza muy poco; sin embargo, entre la segunda y la tercera sesión sí que hay diferencias significativas, puesto que aumenta notablemente su desincronización.

Para estudiar la evolución neurofisiológica, también se ha calculado un coeficiente de activación cortical motora para cada sesión, que se muestra en la *Tabla 20*.

Tabla 20. Coeficiente de activación cortical motora del participante 3.

| | Pre | Post | Post+1 |
|----------------------------|--------|--------|--------|
| Activación cortical motora | 0,0511 | 0,0112 | 0,0066 |

El participante 3 sí que presenta una disminución de la actividad motora reflejada en la disminución de este coeficiente.

Por último, para plasmar la activación cerebral durante la realización de la tarea con la mano afectada mostrando la totalidad de la superficie de la corteza cerebral, se han obtenido los mapas topográficos para los tres registros: antes de la rehabilitación, tras la rehabilitación y al cabo de un mes en la *Figura 24*, *Figura 25* y *Figura 26*, respectivamente.

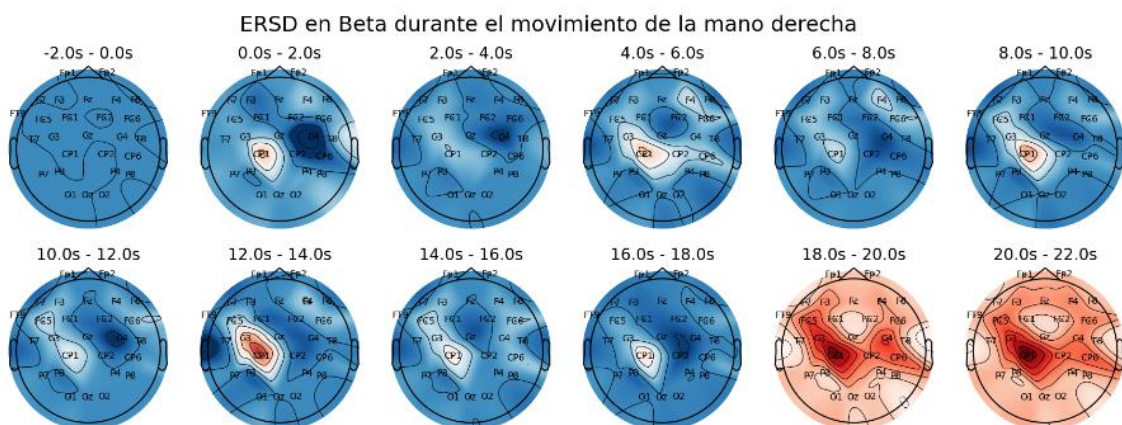


Figura 24. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 3.

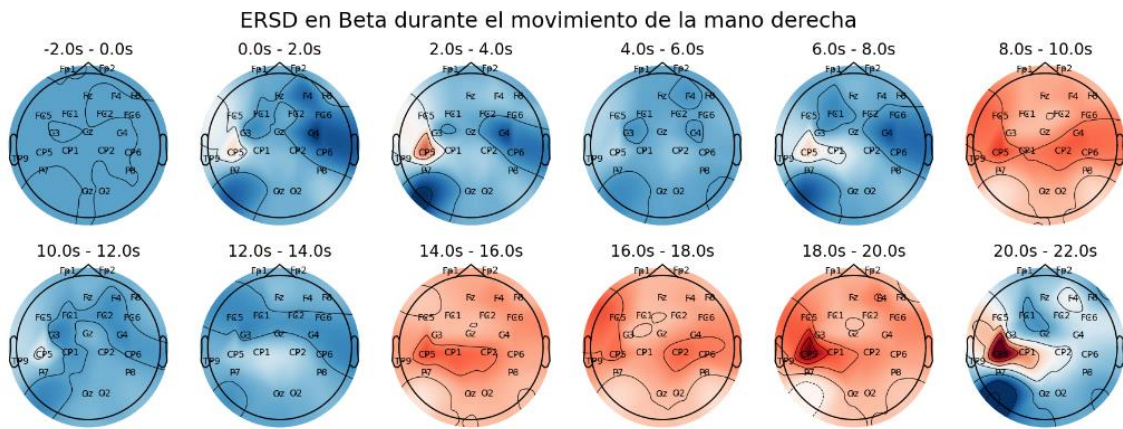


Figura 25. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 3.

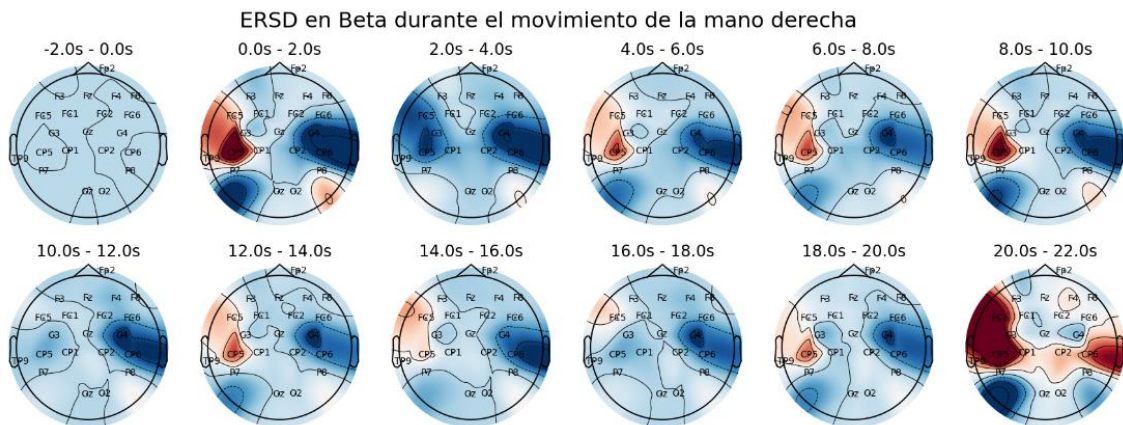


Figura 26. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 3.

3.2.4. Participante 4

3.2.4.1 Descripción del participante

La cuarta participante (Nfjcu) es una mujer de 29 años que sufrió un traumatismo craneoencefálico el 12 de enero de 2020, que le afectó el hemisferio izquierdo, por lo que presenta una alteración motora en la extremidad derecha. La valoración previa a la terapia se le realizó el 26/02/2021, y tras la terapia el día 05/05/2021. Esta participante presenta autonomía para las actividades de Cuidados Personales como el vestido, aunque con supervisión en algunas. Aun así, presenta alteración en la destreza de la mano afectada al realizar actividades manipulativas.

3.2.4.2. Evolución funcional

Las puntuaciones obtenidas en las escalas clínicas referentes al participante 4 se muestran en la *Tabla 21*. Los valores presentan un aumento considerado, de 6 puntos en la escala FMA-UE, y de 7 cubos en la BBT, que indican una significación clínica.

Tras la rehabilitación con RV, este participante mejora notablemente en actividades de Cuidados Personales, que realiza con independencia modificada, excepto la ducha dónde puede necesitar supervisión y ayuda. Referente a la destreza manual, mejora notablemente los movimientos del miembro superior, sobre todo a nivel distal. Sin embargo, presenta un ligero temblor que le interfiere en movimiento de mayor precisión. Y se observa una mayor implicación en algunas de las Actividades Instrumentales como la compra, uso de transporte público o gestión económica.

Tabla 21. Valoración funcional del participante 4.

| FMA-UE | | BBT | |
|--------|----|------|----|
| PRE | 40 | PRE | 13 |
| POST | 46 | POST | 20 |

3.2.4.3 Evolución neurofisiológica

En la *Figura 27* se puede observar el valor medio de ERSD en el hemisferio sano y afectado en la banda beta a lo largo de las distintas sesiones de evaluación neurofisiológica, permitiendo visualizar a grandes rasgos la evolución de la actividad cerebral del participante 4.

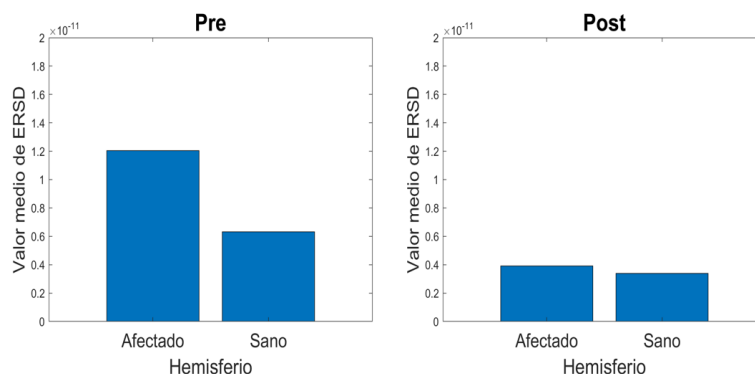


Figura 27. Barplot del participante 4.

En ambos registros, los dos hemisferios presentan una sincronización (valores positivos) siendo mayor para el hemisferio afectado. Antes de la rehabilitación esta diferencia es más grande que después de la rehabilitación, además de que entre ambas sesiones disminuye en magnitud. Esto indica que la desincronización característica del movimiento de la mano afectada no tiene lugar en estas áreas corticales del hemisferio afectado y del hemisferio sano. Los valores numéricos de la ERSD se indican en la *Tabla 22*.

Tabla 22. Valores medios de ERSD del participante 4.

| | Pre | Post |
|---------------------|------------|------------|
| Hemisferio afectado | 1,2051E-11 | 0,3918E-11 |
| Hemisferio sano | 0,6318E-11 | 0,3396E-11 |

Para estudiar la evolución neurofisiológica, se calculan los índices de lateralidad para cada sesión. Los índices de lateralidad calculados con la ERSD y PSD se muestran en la *Tabla 23*.

Tabla 23. Índices de lateralidad del participante 4

| | Pre | Post |
|-------------|--------|---------|
| IL_{ERSD} | 0,3121 | 0,0714 |
| IL_{PSD} | 0,1748 | -0,0297 |

Los valores de los índices con la ERSD son positivos, indicando una mayor magnitud en el valor del hemisferio afectado, aunque es menor en magnitud después de la rehabilitación. Y en el caso del índice de lateralidad para la PSD, el valor es positivo antes de la rehabilitación y se hace negativo, indicando una menor contribución del hemisferio afectado después de la rehabilitación.

La significación de la diferencia de estas actividades entre hemisferios se presenta mediante p-valores en la *Tabla 24*, tomando un nivel de significación del 5%. Y, de acuerdo con los valores medios de ERSD y el índice de lateralidad, se ha indicado la dominancia de hemisferios para cada sesión.

Tabla 24. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 4.

| | Pre | Post |
|------------|-------------------|-------------------|
| p-valor | 0,2124 | 0,7460 |
| Dominancia | No hay dominancia | No hay dominancia |

Además, la significación de la diferencia de estas actividades entre sesiones para cada hemisferio se presenta mediante p-valores en la *Tabla 25*, tomando un nivel de significación del 5%.

Tabla 25. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 4.

| | Pre vs Post |
|---------------------|-------------|
| Hemisferio afectado | 0,0891 |
| Hemisferio sano | 0,7537 |

Las sincronizaciones que presenta ambos hemisferios no son significativamente diferentes, con lo que la disminución en la magnitud no es significativa.

Para estudiar la evolución neurofisiológica, también se ha calculado un coeficiente de activación cortical motora para cada sesión, que se muestra en la *Tabla 26*.

Tabla 26. Coeficiente de activación cortical motora del participante 4.

| | Pre | Post |
|----------------------------|--------|--------|
| Activación cortical motora | 0,1066 | 0,0283 |

La participante 4 sí que presenta una disminución en la actividad motora, ya que el coeficiente disminuye.

Por último, para plasmar la activación cerebral durante la realización de la tarea con la mano afectada mostrando la totalidad de la superficie de la corteza cerebral, se han obtenido los mapas topográficos para los tres registros: antes de la rehabilitación y tras la rehabilitación en la *Figura 28* y *Figura 29*, respectivamente.

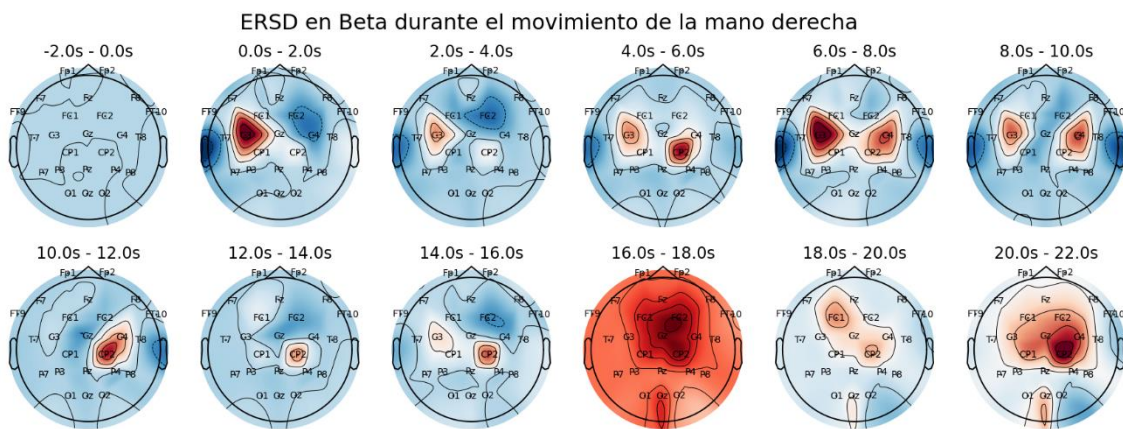


Figura 28. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 4.

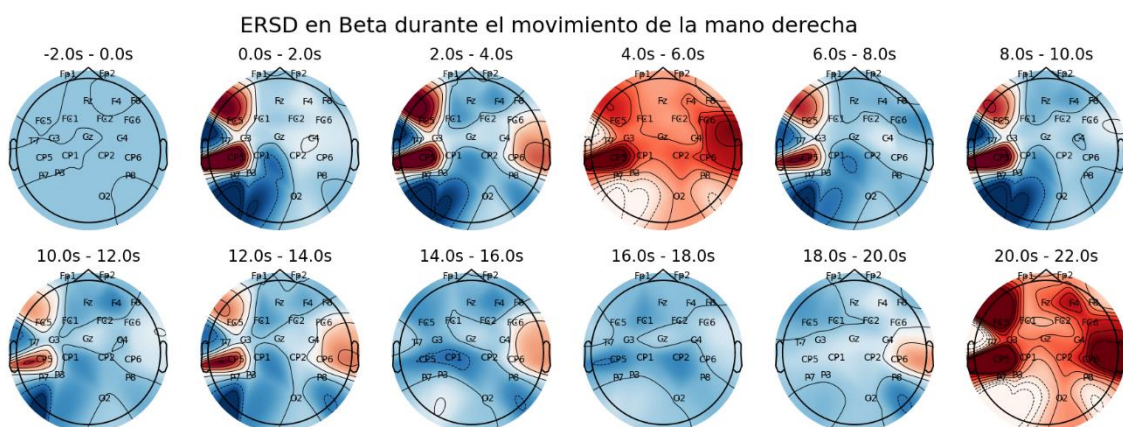


Figura 29. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 4.

3.2.5. Participante 5

3.2.5.1 Descripción del participante

El quinto participante (zxmz) es un hombre de 50 años que sufrió un ictus hemorrágico el 13 de enero de 2020, que le afectó el hemisferio izquierdo, por lo que presenta una

alteración motora en la extremidad derecha. La valoración previa a la terapia se le realizó el 22/02/2021; tras la terapia el día 26/04/2021 y un mes después el 31/05/2021. Según el cuestionario *Motor Activity Log*, este participante realiza la mayor parte de las actividades de la vida diaria con facilidad.

3.2.5.2. Evolución funcional

Las puntuaciones obtenidas en las escalas clínicas referentes a la participante 5 se muestran en la *Tabla 27*. La escala FMA-UE presenta sus valores máximos en las tres valoraciones, de 66 puntos; y la BBT indica una mejoría, con un aumento de 7 puntos entre la valoración previa y tras la rehabilitación, y 7 puntos más en la valoración al cabo de un mes.

Aunque este participante ya poseía buenas puntuaciones, después de la intervención con RV mejora en algunas actividades de la vida diaria como en limpiar una superficie con un paño, poner y quitarse los zapatos, usar una llave para abrir una puerta o llevar un objeto en la mano.

Tabla 27. Valoración funcional del participante 5.

| FMA-UE | | BBT | |
|--------|----|--------|----|
| PRE | 66 | PRE | 30 |
| POST | 66 | POST | 37 |
| POST+1 | 66 | POST+1 | 44 |

3.2.5.3 Evolución neurofisiológica

En la *Figura 30* se puede observar el valor medio de ERSD en el hemisferio sano y afectado en la banda beta a lo largo de las distintas sesiones de evaluación neurofisiológica, permitiendo visualizar a grandes rasgos la evolución de la actividad cerebral de la participante 5.

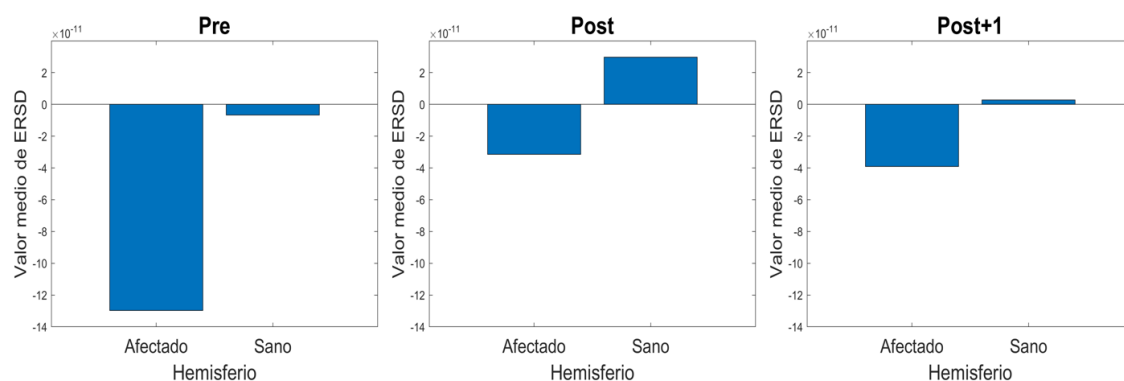


Figura 30. Barplot del participante 5.

En las tres sesiones, el hemisferio afectado presenta una mayor desincronización puesto que muestra un mayor valor negativo, indicando su participación en la realización del

movimiento de la mano afectada. Además, la desincronización disminuyendo en magnitud al cabo de un mes de la rehabilitación. En cambio, el hemisferio sano se desincroniza (valor negativo) ligeramente en la sesión antes de la rehabilitación, indicando una contribución de este en la realización del movimiento; sin embargo, después de la rehabilitación se sincroniza (valor positivo), que se mantiene al cabo de un mes, aunque en menor magnitud. Los valores numéricos de la ERSD se indican en la *Tabla 28*.

Tabla 28. Valores medios de ERSD del participante 5.

| | Pre | Post | Post+1 |
|---------------------|--------------|-------------|-------------|
| Hemisferio afectado | -12,9737E-11 | -3,1395E-11 | -3,9136E-11 |
| Hemisferio sano | -0,6626E-11 | 2,9771E-11 | 0,2804E-11 |

Para estudiar la evolución neurofisiológica, se calculan los índices de lateralidad para cada sesión. Los índices de lateralidad calculados con la ERSD y PSD se muestran en la *Tabla 29*.

Tabla 29. Índices de lateralidad del participante 5.

| | Pre | Post | Post+1 |
|-------------|--------|--------|--------|
| IL_{ERSD} | 0,9028 | 1,0000 | 1,0000 |
| IL_{PSD} | 0,5626 | 0,3189 | 0,3554 |

En los tres registros, los índices de lateralidad, tanto para la ERSD como para la PSD, presentan valores positivos, que indica una dominancia clara del hemisferio afectado. Si bien, la evolución es más clara en el caso de la ERSD, ya que su magnitud es elevada y va en aumento.

La significación de la diferencia de estas actividades entre hemisferios se presenta mediante p-valores en la *Tabla 30*, tomando un nivel de significación del 5%. Y, de acuerdo con los valores medios de ERSD y el índice de lateralidad, se ha indicado la dominancia de hemisferios para cada sesión.

Tabla 30. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre hemisferios para el participante 5.

| | Pre | Post | Post+1 |
|------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| p-valor | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| Dominancia | Hemisferio afectado | Hemisferio afectado | Hemisferio afectado |

Además, la significación de la diferencia de estas actividades entre sesiones para cada hemisferio se presenta mediante p-valores en la *Tabla 31*, tomando un nivel de significación del 5%.

Tabla 31. Significación estadística de diferencias en actividad cerebral entre sesiones para el participante 5.

| | Pre vs Post | Post vs Post+1 |
|---------------------|-------------|----------------|
| Hemisferio afectado | 0,0000 | 0,5454 |
| Hemisferio sano | 0,0000 | 0,0000 |

En el hemisferio afectado, hay diferencias significativas entre el registro antes de la rehabilitación y después de ella, que refleja la disminución en magnitud de la desincronización. Sin embargo, entre esta última sesión y al cabo de un mes no hay diferencias significativas. En cambio, el hemisferio afectado sí que presenta diferencias significativas entre los registros, cosa que indica que, en el primer caso, el cambio de desincronización y sincronización es significativo; y en el segundo caso, la disminución de la magnitud de la sincronización también es significativa.

Para estudiar la evolución neurofisiológica, también se ha calculado un coeficiente de activación cortical motora para cada sesión, que se muestra en la *Tabla 32*.

Tabla 32. Coeficiente de activación cortical motora del participante 5.

| | Pre | Post | Post+1 |
|----------------------------|--------|--------|--------|
| Activación cortical motora | 0,0594 | 0,0465 | 0,0223 |

El participante 5 presenta una disminución en la actividad motora, indicada por la disminución del coeficiente entre las sesiones.

Por último, para plasmar la activación cerebral durante la realización de la tarea con la mano afectada mostrando la totalidad de la superficie de la corteza cerebral, se han obtenido los mapas topográficos para los tres registros: antes de la rehabilitación, tras la rehabilitación y al cabo de un mes en la *Figura 31*, *Figura 32* y *Figura 33*, respectivamente.

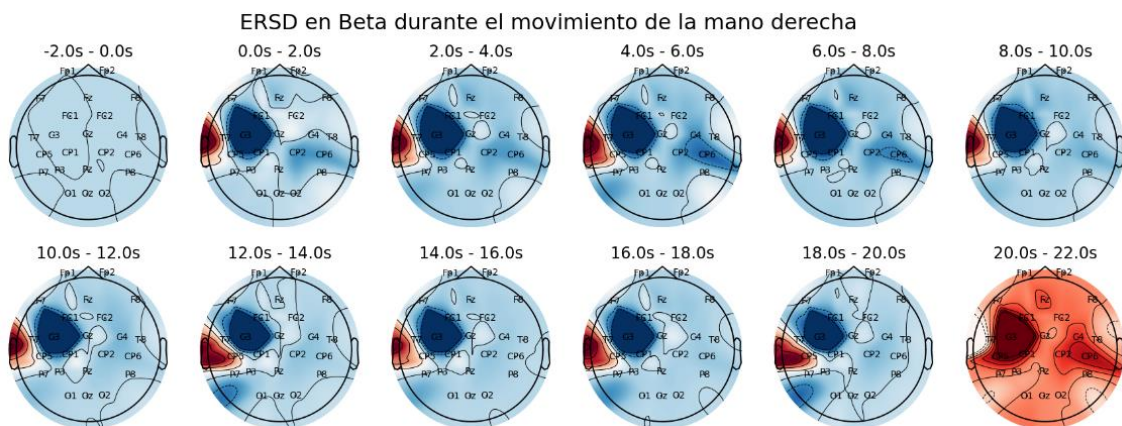


Figura 31. Mapa topográfico antes de la rehabilitación del participante 5.

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros superiores tras un daño cerebral adquirido

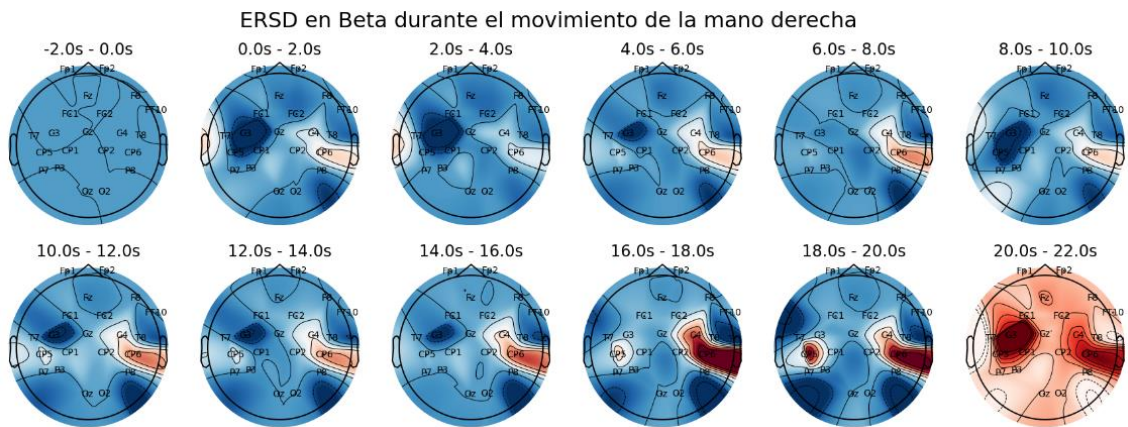


Figura 32. Mapa topográfico después de la rehabilitación del participante 5.

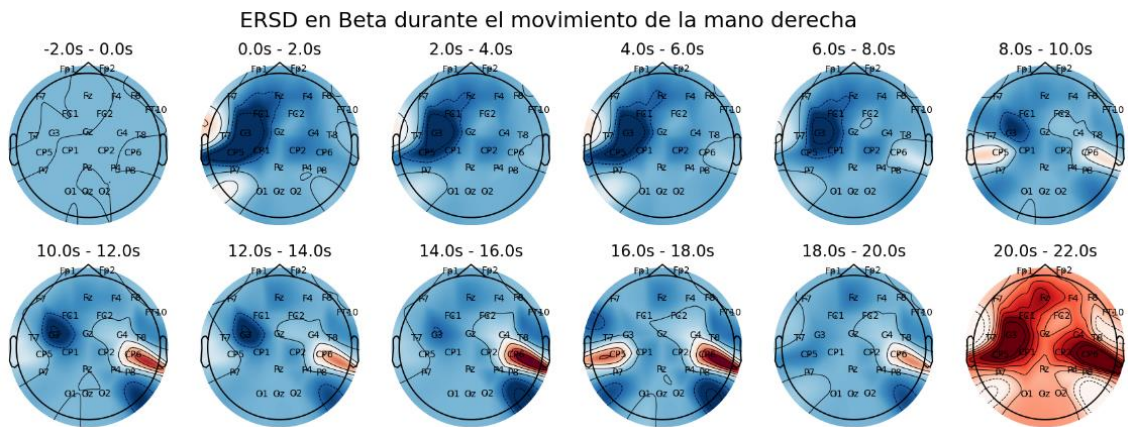


Figura 33. Mapa topográfico al cabo de un mes de la rehabilitación del participante 5.

4. DISCUSIÓN

El presente trabajo fin de grado investiga la evolución de 5 participantes con la ERSD y la PSD extraídas del registro de electroencefalograma antes de la rehabilitación, después de la rehabilitación y al cabo de un mes durante la realización del movimiento con la mano afectada, esto es, con el hemisferio afectado. En el estudio de casos realizado en cada uno de los participantes se han planteado diversas hipótesis. La primera es que, tras la rehabilitación, se espera recuperar el patrón de ERSD esperado en una persona sana durante el movimiento de una mano. Es decir, se espera la presencia de desincronización en el hemisferio afectado durante el movimiento de la mano afectada y sincronización del hemisferio sano. La segunda hipótesis es la recuperación de un patrón de lateralidad normal de acuerdo con una mejora funcional del individuo, que se ha analizado mediante los índices de lateralidad (IL_{PSD} y IL_{ERSD}), y con la significación estadística entre hemisferios y entre sesiones. Y la tercera hipótesis es la reducción en la activación de las áreas motoras, tras un aumento excesivo derivado del daño cerebral adquirido, como consecuencia de una mejor recuperación. Esta hipótesis se ha estudiado con el coeficiente de activación cortical motora.

A continuación, se analizan y discuten los resultados del estudio de los casos analizados, en relación con la hipótesis principal del presente trabajo de fin de grado, en la que se espera que los cambios funcionales estén correlacionados con cambios neurofisiológicos.

De esta forma, en el participante 1 se observa unas puntuaciones de 45 y 13 antes de la rehabilitación en las escalas FMA-UE y BBT, respectivamente. Este valor no aumenta mucho en la FMA-UE, con un valor de 47 tanto después de la rehabilitación como al cabo de un mes, pero sí en la BBT, con un valor en aumento de 18 después de la rehabilitación y de 22 al cabo de un mes. Esto indica una ligera mejoría, que se ve reflejada en el cambio de patrón en la desincronización de ambos hemisferios, estando cuantificado por el IL tanto para la PSD como para la ERSD, que pasa de un valor negativo a uno positivo. Antes de la rehabilitación el hemisferio sano contribuye más a la realización del movimiento (p -valor=0.0002), sin embargo, después de la rehabilitación y al cabo de un mes contribuye más el hemisferio afectado (p -valor=0.0000). Así es pues, que el hemisferio sano reduce su desincronización de forma significativa entre el Pre y el Post (p -valor=0.0049) y entre el Post y el Post+1 (p -valor=0.0020), pero el aumento de desincronización en el hemisferio afectado en el Post no presenta diferencias significativas con respecto al Post+1 (p -valor=0.1644). Aun así, aunque haya una mejoría, en la media de la ERSD en el Post+1 se observa que el hemisferio sano sigue contribuyendo en el movimiento de la mano afectada, ya que sigue desincronizando. Todo esto es comparable con las puntuaciones de las escalas clínicas.

En cuanto al participante 2, presenta unas puntuaciones de 44 y 16 antes de la rehabilitación en las escalas FMA-UE y BBT, respectivamente, que aumentan notablemente después de la rehabilitación, obteniendo un valor de 50 en la FMA-UE y en un valor de 24 en la BBT. Sin embargo, no se tienen las puntuaciones al cabo de un mes, por lo que se analizarán principalmente las dos sesiones anteriores. Este buen estado y mejoría del participante 2 se refleja en los índices de lateralidad positivos, que indican un patrón de lateralidad normal, reafirmado por la significación estadística, que presenta p-valores menores que 0.05 en las diferencias entre hemisferios para las dos sesiones (Pre y Post). Sin embargo, mediante las medias de ERSD y la significación estadística de las diferencias entre sesiones, se observa que el hemisferio sano desincroniza ligeramente en el Pre y el Post, sin diferencias significativas entre ambos (p-valor=0.8010). Aun así, el hemisferio afectado presenta un aumento sucesivo de la desincronización entre las sesiones, que resultan significativas en la comparación, Pre vs Post (p-valor=0.0306). Con esto se concluye que, pese a una mejora funcional significativa en el participante 2, el patrón de lateralidad no se ha corregido completamente, con lo que el hemisferio sano contribuye en el movimiento de la mano afectada. La puntuación de la sesión al cabo de un mes hubiese sido interesante para valorar el cambio más a largo plazo de este participante.

El participante 3 posee puntuaciones con menor variabilidad en las escalas clínicas que el resto de los pacientes: la escala FMA-UE pasa de 46 a 48 y 49, y de 17 a 18 y 19 en la BBT entre las sesiones antes, después y al cabo de un mes de la rehabilitación, con lo que indican que no ha habido una mejora funcional notable. Neurológicamente se observa en los gráficos de las medias de ERSD y los índices de lateralidad que la evolución no es la esperada para un paciente que rehabilita correctamente. En la sesión antes de la rehabilitación el hemisferio sano abarca la desincronización encargada del movimiento de la mano, mientras que el hemisferio afectado se sincroniza; hecho que se refleja en índice de lateralidad de la ERSD, que es elevado en magnitud y negativo. En la siguiente sesión, ninguno de los dos se desincroniza, con lo que el movimiento de la mano afectada se realizará por la activación de otras áreas que no sea la motora. Y el registro al cabo de un mes refleja una dominancia del hemisferio sano, que realiza el movimiento de la mano afectada, aunque el hemisferio afectado se desincroniza ligeramente. Este último hecho queda cuantificado con el IL_{ERSD} , que posee un valor negativo y elevado en magnitud. Aun así, la actividad cortical motora sí que logra disminuir a lo largo de las tres sesiones, como queda reflejado en coeficiente asociado a esta. Con todo esto, se concluye que el desorden en el patrón de lateralidad y en las activaciones de las áreas motoras corticales son las que demuestran la poca evolución funcional que presenta el participante 3.

A continuación, se analiza el participante 4. Presentando datos únicamente de la sesión antes de la rehabilitación y después de la rehabilitación, indica una mejora funcional en las escalas clínicas, que aumentan de 40 a 46 en la escala FMA-UE y de 13 a 20 en la escala BBT. Aun así, los dos índices de lateralidad no reflejan una mejora, ya que en la sesión después de la rehabilitación el IL_{ERSD} disminuye en magnitud y el IL_{PSD} se hace negativo. Además, el gráfico de las medias de ERSD indica una sincronización (valor positivo) en ambos hemisferios, con lo que las áreas motoras no estarían involucradas en el movimiento de la mano; y no hay diferencias significativas entre hemisferios, con lo que no se demuestra la presencia de un patrón de lateralidad. La disminución de la actividad cortical del área motora tampoco es significativa ya que, aunque el coeficiente disminuye en magnitud, las diferencias entre sesiones para ambos hemisferios no son significativas. En este participante pues, no se garantiza que la mejora funcional haya sido resultado de la reorganización neuronal esperada.

Por último, el participante 5 parte de una situación muy buena, con la puntuación máxima de 66 en la escala FMA, que se mantiene en las tres sesiones, y una puntuación de 30 en la escala BBT antes de la rehabilitación. Además, en esta última escala presenta un aumento, con una puntuación de 37 después de la rehabilitación y de 44 en la sesión al cabo de un mes. Por lo tanto, se espera un buen patrón de activación en la realización del movimiento de la mano afectada, aunque con alguna mejora entre las sesiones. Con ello, se observa que, efectivamente, en el gráfico de medias de ERSD, el hemisferio afectado es el que contribuye principalmente al movimiento de la mano en las tres sesiones, ya que presenta desincronización. Esto se refleja en el IL_{ERSD} , que va en aumento, alcanzando el valor máximo en la sesión Post y Post+1, y en las diferencias entre hemisferios, que resultan significativas en las tres sesiones (p -valor=0.0000). Y la mejora que presenta este individuo se refleja en el cambio de desincronización a sincronización del hemisferio sano, que no contribuye en el movimiento a partir de la sesión después de la rehabilitación, cambio reflejado en las diferencias entre sesiones en el hemisferio sano, que resultan significativas ambas, en el Pre vs Post (p -valor=0.0000) y entre Post y Post+1 (p -valor=0.0000). Y en la disminución de la actividad cortical motora, que se observa una disminución en magnitud de la desincronización del hemisferio afectado, que resulta significativa entre la sesión Pre y Post (p -valor=0.0000), relacionada además con la disminución en la actividad cortical motora, cuyo coeficiente también disminuye.

Los resultados demuestran que el cerebro pasa por un proceso de reorganización neural, consecuencia de los mecanismos de neuroplasticidad desencadenados por la rehabilitación mediante RV. En todos los participantes se observa un cambio en la actividad eléctrica de los hemisferios a medida que se entrena la mano parética, que en 4 de los 5 se puede

relacionar con el cambio en las valoraciones funcionales. Sin embargo, el patrón de reorganización neural no es concluyente, ya que cada participante presenta un patrón distinto.

La hipótesis planteada en el trabajo es que, tras un daño cerebral adquirido, el área motora se reorganiza y produce un aumento en el reclutamiento del hemisferio contralesional, esto es, el hemisferio ipsilateral al movimiento de la mano afectada. Dicha hipótesis también incluye que, en el proceso de recuperación, se pase de una activación de la red motora bilateral a un patrón de actividad más normal donde prima la activación del hemisferio afectado. Pero lo cierto es que estudios previos en esta misma línea como (Cleland & Madhavan, 2021; Rossini & Dal Forno, 2004; Williamson et al., 2022) indican la presencia de una gran variabilidad entre sujetos, lo que no permite basarse en un único patrón tan evidente para estudiar la evolución de un paciente mediante la señal EEG.

Esta gran variabilidad entre sujetos en el estudio de las vías de reparación después de una lesión se debe a la complejidad de estos mecanismos y el conocimiento limitado que se tiene acerca de las vías de recuperación motora del miembro superior. Además, está fluctuación también se debe a diferencias anatómicas de las lesiones, que impiden conocer en detalle las posibles vías de recuperación que tiene un paciente. Por ejemplo, el reclutamiento de las áreas afectadas viene determinado por la integridad del tracto corticoespinal.

Con ello, este estudio posee algunas limitaciones que provocan esta falta de concordancia con la hipótesis. Por una parte, la muestra tan reducida de 5 participantes sobre los que se ha realizado el análisis no permite obtener generalizaciones. Además, la falta de información de alguno de ellos como la señal EEG y valoración funcional del participante 4 al cabo de un mes de la rehabilitación o la valoración funcional al cabo de un mes del participante 2 también contribuye a la falta de concordancia, ya que el estudio en estos pacientes no es total. Otro factor para tener en cuenta es la mala calidad de algunas señales que poseen ruido y artefactos que ha provocado su descarte en el preprocesado junto con información que podía haber sido relevante.

Por otra parte, la obtención de otro tipo de información clínica que hubiese aportado conocimiento sobre la integridad de otras estructuras cerebrales involucradas en la recuperación permitiría saber las causas de por qué en algunos pacientes se activan otras áreas, en otros pacientes se sigue reclutando el hemisferio no lesionado y en otros se lateraliza la actividad de acuerdo con la hipótesis. Información alternativa obtenida de técnicas de neuroimagen como fMRI o PET previas al análisis de EEG hubiese permitido comparar participantes, sabiendo el alcance y magnitud de sus lesiones y sus posibilidades de recuperación.

En definitiva, en este trabajo no hemos encontrado un patrón evidente en la relación entre los cambios neurales y las mejoras funcionales. Los patrones de actividad eléctrica cambian en el tiempo, cosa que se ha observado en todos los participantes, es decir, el cerebro responde ante la rehabilitación produciendo cambios neurales que conllevan mejoras funcionales. Sin embargo, explicar la forma en que lo hace no es tan evidente ya que los cambios adaptativos del cerebro son muy complejos.

Aun así, el uso del EEG, combinada con otras técnicas durante la rehabilitación con RV constituye una herramienta para los profesionales con la que obtener información más detallada sobre el estado y evolución del paciente con la finalidad de conseguir terapias específicas, optimizando y maximizando su recuperación.

5. CONCLUSIÓN

La rehabilitación con el Sistema de Realidad Virtual ha demostrado tener resultados efectivos en la mejora funcional de pacientes con una alteración motora en el miembro superior tras haber sufrido un Daño Cerebral Adquirido (DCA).

Esta mejora está altamente correlacionada con cambios plásticos en el cerebro, mediante los cuáles reorganiza sus vías hacia patrones de activación y de lateralidad normales. Estos cambios pueden ser cuantificados por medidas neurofisiológicas como el electroencefalograma (EEG), que permite la valoración neurofisiológica del paciente y el estudio de su evolución. En este estudio se ha demostrado en 4 de los 5 pacientes, en los que se ha obtenido una correlación entre los cambios neurales y los cambios funcionales.

De esta forma, el uso del electroencefalograma durante la rehabilitación con Realidad Virtual o cualquier otro sistema de rehabilitación, permite desarrollar sistemas de valoración objetivos e independientes del usuario ayudando así a la personalización de futuros tratamientos.

6. REFERENCIAS

- Aida, J., Chau, B., & Dunn, J. (2018). Immersive virtual reality in traumatic brain injury rehabilitation: A literature review. In *NeuroRehabilitation* (Vol. 42, Issue 4, pp. 441–448). IOS Press. <https://doi.org/10.3233/NRE-172361>
- Blanco-Díaz, C. F., Antelis, J. M., & Ruiz-Olaya, A. F. (2022). Comparative analysis of spectral and temporal combinations in CSP-based methods for decoding hand motor imagery tasks. *Journal of Neuroscience Methods*, 371. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2022.109495>
- Blanco-Díaz, C. F., Guerrero-Mendez, C. D., Delisle-Rodríguez, D., Jaramillo-Isaza, S., Ruiz-Olaya, A. F., Frizera-Neto, A., Ferreira de Souza, A., & Bastos-Filho, T. (2024). Evaluation of temporal, spatial and spectral filtering in CSP-based methods for decoding pedaling-based motor tasks using EEG signals. *Biomedical Physics and Engineering Express*, 10(3). <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ad2e35>
- Cabeza, S., & Sánchez Cabeza, Á. (2005). *Terapia ocupacional y daño cerebral adquirido. Conceptos básicos*. www.revistatog.org.
- Centre de Diagnòstic i Intervenció Neurocognitiva – Neurologia Institut Universitari. (2024). *Dany Cerebral Adquirit*. <https://cdincbarcelona.com/especialitats/dany-cerebral-adquirit/>
- César Cuesta García. (2016). *El procesamiento de la información somatosensorial y la funcionalidad de la mano en pacientes con Daño Cerebral Adquirido*. .
- Chen, S., Shu, X., Wang, H., Ding, L., Fu, J., & Jia, J. (2021). The Differences Between Motor Attempt and Motor Imagery in Brain-Computer Interface Accuracy and Event-Related Desynchronization of Patients With Hemiplegia. *Frontiers in Neurorobotics*, 15. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.706630>
- Cleland, B. T., & Madhavan, S. (2021). Ipsilateral motor pathways to the lower limb after stroke: Insights and opportunities. *Journal of Neuroscience Research*, 99(6), 1565–1578. <https://doi.org/10.1002/JNR.24822>
- Colomer, C., Llorens, R., Noé, E., & Alcañiz, M. (2016). Effect of a mixed reality-based intervention on arm, hand, and finger function on chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0153-6>

- De Arróyabe Castillo, E. L., & Zumalde, E. C. (2013). Daño cerebral adquirido: Percepción del familiar de las secuelas y su malestar psicológico. *Clinica y Salud*, 24(1), 27–35. <https://doi.org/10.5093/cl2013a4>
- Díaz-López, N., Monge-Pereira, E., Jodra-Centeno, E., Molina-Rueda, F., & Miangolarra-Page, J. C. (2022). Use of recognition of laterality through implicit motor imagery for the improvement of postural control and balance in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *Revista de Neurología*, 74(12), 375–382. <https://doi.org/10.33588/rn.7412.2022039>
- Díez Tejedor, Exuperio. (2006). *Guía para el diagnóstico y tratamiento del ictus*. Prous Science.
- DiversAutonomía. (2024). *Nine Hole Peg Test*. <https://www.diversautonomia.com/producto/nine-hole-peg-test-herramienta-de-evaluacion-de-destreza-motora-fina-impresa-en-3d-ideal-para-terapia-ocupacional-y-evaluacion-neurologica/>
- E-Prime® | Psychology Software Tools. (2024). <https://pstnet.com/products/e-prime/>
- FEDACE (Federación Española de Daño Cerebral). (2023). https://fedace.org/observatorio_incidencia_dano_cerebral_2021
- Federación Española de Daño Cerebral. (2007). *Fisioterapia y daño cerebral adquirido*. www.fedace.org
- Federación Española de Daño Cerebral. (2016). *Secuelas en el control motor*. https://fedace.org/fisicos_dano_cerebral.html
- Federación Española de Daño Cerebral. (2024). *El Daño Cerebral*. <https://fedace.org/dano-cerebral>
- FisioOnline. (2013). *Síntomas y complicaciones de los ACV*. <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/sintomas-y-complicaciones-de-los-acv>
- Food and Drug Administration. (2021). *El traumatismo craneoencefálico: Lo que debe saber sobre los síntomas, el diagnóstico y tratamiento*. <https://www.fda.gov/consumers/articulos-para-el-consumidor-en-espanol/el-traumatismo-craneoencefalico-lo-que-debe-saber-sobre-los-sintomas-el-diagnostico-y-tratamiento>
- Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., & Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 7(1), 13–31.

- Guan, B., Anderson, D. B., Chen, L., Feng, S., & Zhou, H. (2023). Global, regional and national burden of traumatic brain injury and spinal cord injury, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. *BMJ Open*, *13*(10), e075049. <https://doi.org/10.1136/BMJOPEN-2023-075049>
- Guyton & Hall. (2011). *Tratado de Fisiología Médica*.
- Hara, Y. (2015). Brain Plasticity and Rehabilitation in Stroke Patients. In *J Nippon Med Sch* (Vol. 82, Issue 1). www.nms.ac.jp/
- Hospital Universitario 12 de Octubre. (2024). *Traumatismo craneoencefálico*. <https://www.comunidad.madrid/hospital/12octubre/profesionales/servicios-quirurgicos/traumatismo-craneoencefalico>
- Huertas Hoyas, E., Pedrero Pérez, E. J., Águila Maturana, A. M., García López-Alberca, S., & González Alted, C. (2015). Functionality predictors in acquired brain damage. *Neurología*, *30*(6), 339–346. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2014.01.001>
- Institut Guttmann. (2024a). *Ictus*. <https://barcelona.guttmann.com/es/especialidad/ictus>
- Institut Guttmann. (2024b). *Traumatismo craneoencefálico*. <https://www.guttmann.com/es/especialidad/traumatismo-craneoencefalico>
- Instituto de Rehabilitación Neurológica. (2019). *Las secuelas motoras más comunes en un ictus*. <https://irenea.es/blog-dano-cerebral/secuelas-motoras-mas-comunes-en-un-ictus/>
- Instituto Nacional del Cáncer. (2024). *Definición de ictus hemorrágico*. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/ictus-hemorragico>
- Jochumsen, M., Roving, C., Roving, H., Cremoux, S., Signal, N., Allen, K., Taylor, D., & Niazi, I. K. (2017). Quantification of movement-related EEG correlates associated with motor training: A study on movement-related cortical potentials and sensorimotor rhythms. *Frontiers in Human Neuroscience*, *11*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00604>
- Lajtos, M., Barradas-Chacón, L. A., & Wriessnegger, S. C. (2023). Effects of handedness on brain oscillatory activity during imagery and execution of upper limb movements. *Frontiers in Psychology*, *14*. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1161613>
- Lubrini, G., Martín-Montes, A., Díez-Ascaso, O., & Díez-Tejedor, E. (2018). Brain disease, connectivity, plasticity and cognitive therapy: A neurological view of mental

- disorders. In *Neurología* (Vol. 33, Issue 3, pp. 187–191). Spanish Society of Neurology. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.02.005>
- Margit Alt Murphy. (2024). *Fugl-Meyer Assessment*. Institute of Neuroscience and Physiology. <https://www.gu.se/en/neuroscience-physiology/fugl-meyer-assessment>
- Martínez-Vila, E., & Irimia Correspondencia, P. (2000). Factores de riesgo del ictus. In *ANALES Sis San Navarra* (Vol. 23).
- Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985). Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity. *The American Journal of Occupational Therapy. : Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 39(6), 386–391. <https://doi.org/10.5014/ajot.39.6.386>
- Milani, G., Antonioni, A., Baroni, A., Malerba, P., & Straudi, S. (2022). Relation Between EEG Measures and Upper Limb Motor Recovery in Stroke Patients: A Scoping Review. In *Brain Topography* (Vol. 35, Issues 5–6, pp. 651–666). Springer. <https://doi.org/10.1007/s10548-022-00915-y>
- MIT Centro de Día. (2019). *Actividades de la vida diaria. Definición y características*. <https://mitcentrodedia.es/actividades-de-la-vida-diaria/>
- MNE — MNE 1.8.0 documentation. (2024). <https://mne.tools/stable/index.html>
- Neuper, C., Scherer, R., Wriessnegger, S., & Pfurtscheller, G. (2009). Motor imagery and action observation: Modulation of sensorimotor brain rhythms during mental control of a brain-computer interface. *Clinical Neurophysiology*, 120(2), 239–247. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.11.015>
- Pfurtscheller, G., & Lopes Da Silva, F. H. (1999). *Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles*. www.elsevier.com/locate/clinph
- Physiopedia. (2024). *Wolf Motor Function Test (WMFT)*. [https://www.physiopedia.com/Wolf_Motor_Function_Test_\(WMFT\)](https://www.physiopedia.com/Wolf_Motor_Function_Test_(WMFT))
- Pu, L., Wang, L., Zhang, R., Zhao, T., Jiang, Y., & Han, L. (2023). Projected Global Trends in Ischemic Stroke Incidence, Deaths and Disability-Adjusted Life Years From 2020 to 2030. *Stroke*, 54(5), 1330–1339. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.122.040073>
- Rossini, P. M., & Dal Forno, G. (2004). Integrated technology for evaluation of brain function and neural plasticity. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 15(1), 263–306. [https://doi.org/10.1016/S1047-9651\(03\)00124-4](https://doi.org/10.1016/S1047-9651(03)00124-4)

- Schaechter, J. D. (2004). Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. In *Progress in Neurobiology* (Vol. 73, Issue 1, pp. 61–72). <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2004.04.001>
- Sistemas nerviosos: las áreas motoras — Cuaderno de Cultura Científica*. (2017). <https://culturacientifica.com/2017/08/29/sistemas-nerviosos-las-areas-motoras/>
- Smith, L. G. F., Milliron, E., Ho, M. L., Hu, H. H., Rusin, J., Leonard, J., & Sribnick, E. A. (2019). Advanced neuroimaging in traumatic brain injury: An overview. *Neurosurgical Focus*, 47(6). <https://doi.org/10.3171/2019.9.FOCUS19652>
- Taub, E., McCulloch, K., Uswatte, G., Morris, D. M., Bowman, M., Crago, J., King, D. K., Bishop, S., Allen, F., & Yakley, S. (2011). *UAB Training for CI Therapy Motor Activity Log (MAL) Manual*.
- Ustrell-Roig, X., & Serena-Leal, J. (2007). Stroke. Diagnosis and therapeutic management of cerebrovascular disease. *Revista Espanola de Cardiologia*, 60(7), 753–769. <https://doi.org/10.1157/13108281>
- Very Well Mind. (2024). *How Neuroplasticity Works*. <https://www.verywellmind.com/what-is-brain-plasticity-2794886>
- Vilageliu Jordà, È., Enseñat Cantallops, A., & García Molina, A. (2022). Uso de la realidad virtual inmersiva en la rehabilitación cognitiva de pacientes con daño cerebral. Revisión sistemática. *Revista de Neurología*, 74(10), 331. <https://doi.org/10.33588/rn.7410.2022034>
- Virginia Garcés-Vieira, M., & Camilo Suárez-Escudero, J. (2014). Neuroplasticidad: aspectos bioquímicos y neurofisiológicos. In *Rev CES Med* (Vol. 28, Issue 1).
- Williamson, J. N., Sikora, W. A., James, S. A., Parmar, N. J., Lepak, L. V., Cheema, C. F., Refai, H. H., Wu, D. H., Sidorov, E. V., Dewald, J. P. A., & Yang, Y. (2022). Cortical Reorganization of Early Somatosensory Processing in Hemiparetic Stroke. *Journal of Clinical Medicine*, 11(21). <https://doi.org/10.3390/jcm11216449>

PRESUPUESTO

1. NECESIDAD DEL PRESUPUESTO

El presupuesto es una parte importante del proyecto que detalla los recursos económicos necesarios para llevarlo a cabo y la inversión económica puesta en el mismo. Por tanto, es una herramienta muy útil para estimar los costos e identificar las fuentes de financiación necesarias, realizar la correcta planificación financiera para asegurar disponibilidad económica en los momentos clave del proyecto.

Teniendo en cuenta el *hardware* y *software*, así como el personal relacionado con el proyecto, ha sido posible la realización de este apartado. En este caso, al ser declarado proyecto para la administración pública el presupuesto empleado en el material se eleva en un 13% debido a gastos generales, más un 6% para beneficio del contratista. Además, se ha de tener en cuenta el IVA de tipo general (21%).

2. CONTENIDO DEL PRESUPUESTO

CUADRO DE MAQUINARIA: EQUIPOS Y SOFTWARE

| Código | Maquinaria | Precio (€/u) | Cantidad (u) | Total(€) |
|-------------------------|-------------------------------------|--------------|--------------|-----------------|
| MAQ.04 | Equipo EEG LiveAmp | 25000,00 | 1,00 | 25000,00 |
| MAQ.PO | Ordenador para el análisis de señal | 1200,00 | 1,00 | 1200,00 |
| MAQ.OR | Ordenador sistema de RV | 800,00 | 1,00 | 800,00 |
| MAQ.05 | Licencia Python | 0,00 | 1,00 | 0,00 |
| MAQ.07 | Licencia MATLAB R2023b académica | 262,00 | 1,00 | 262,00 |
| MAQ.01 | Proyector | 199,00 | 1,00 | 199,00 |
| MAQ.03 | Software RV | 150,00 | 1,00 | 150,00 |
| MAQ.02 | Cámara Intel Realsense D415 | 400,00 | 2,00 | 800,00 |
| MAQ.09 | Cámara Carmine | 160,00 | 1,00 | 160,00 |
| MAQ.06 | Licencia software E-Prime | 100,00 | 1,00 | 100,00 |
| MAQ.08 | Licencia Office 365 | 99,00 | 1,00 | 99,00 |
| TOTAL MAQUINARIA | | | | 28770,00 |

CUADRO DE PRECIOS MANO DE OBRA

| Código | Denominación | Precio (€/h) | Horas (h) | Total(€) |
|---------------------------|--|--------------|-----------|-----------------|
| MO.05 | Ingeniero superior | 31,00 | 4,00 | 124,00 |
| MO.02 | Fisioterapeuta | 30,00 | 30,00 | 900,00 |
| MO.01 | Terapeuta | 17,00 | 225,00 | 3825,00 |
| MO.03 | Ingeniero Biomédico estudiante doctorado | 18,00 | 130,00 | 2340,00 |
| MO.04 | Ingeniero biomédico junior | 12,50 | 480,00 | 6000,00 |
| TOTAL MANO DE OBRA | | | | 13189,00 |

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros superiores tras un daño cerebral adquirido

CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

| Código | Cantidad | Unidad | Denominación/Maquinaria | Precio[€/ (u o h)] | Total(€) |
|---|----------|--------|--|--------------------|----------|
| Tratamiento con realidad virtual | | | | | |
| MAQ.OR | 225,00 | h | Ordenador sistema de RV | 0,40 | 90,00 |
| MAQ.01 | 225,00 | h | Proyector | 0,10 | 22,39 |
| MAQ.03 | 225,00 | h | Software RV | 0,08 | 16,88 |
| MAQ.02 | 450,00 | h | Cámara Intel Realsense D415 | 0,20 | 90,00 |
| MAQ.09 | 225,00 | h | Cámara Carmine | 0,08 | 18,00 |
| MO.01 | 225,00 | h | Terapeuta | 17,00 | 3825,00 |
| Total por unidad tratamiento con realidad virtual: | | | | | 4062,26 |
| Valoración Funcional | | | | | |
| MO.02 | 6,00 | h | Fisioterapeuta | 30,00 | 180,00 |
| Total por hora de la valoración funcional: | | | | | 180,00 |
| Valoración neurofisiológica | | | | | |
| MAQ.04 | 6,00 | h | Equipo EEG LiveAmp | 2,50 | 15,00 |
| MAQ.06 | 6,00 | h | Licencia software E-Prime | 0,05 | 0,30 |
| MO.03 | 6,00 | h | Ingeniero Biomédico estudiante doctorado | 18,00 | 108,00 |
| Total por unidad valoración neurofisiológica: | | | | | 123,30 |
| Análisis de señal | | | | | |
| MAQ.PO | 500,00 | u | Ordenador para el análisis de señal | 0,03 | 13,70 |
| MAQ.05 | 200,00 | u | Licencia Python | 0,00 | 0,00 |
| MAQ.07 | 300,00 | u | Licencia MATLAB R2023b académica | 0,03 | 8,97 |
| MAQ.08 | 60,00 | u | Licencia Office 365 | 0,01 | 0,68 |
| MO.03 | 60,00 | h | Ingeniero Biomédico estudiante doctorado | 18,00 | 1080,00 |
| MO.04 | 300,00 | h | Ingeniero biomédico junior | 12,50 | 3750,00 |
| Total por unidad del análisis de señal: | | | | | 4853,35 |
| Redacción y revisión de los documentos | | | | | |
| MO.05 | 2,00 | h | Ingeniero superior | 31,00 | 62,00 |
| MO.03 | 15,00 | h | Ingeniero Biomédico estudiante doctorado | 18,00 | 270,00 |
| MO.04 | 150,00 | h | Ingeniero biomédico junior | 12,50 | 1875,00 |
| Total por hora de redacción y revisión: | | | | | 2207,00 |
| Reuniones | | | | | |
| MO.05 | 2,00 | h | Ingeniero superior | 31,00 | 62,00 |
| MO.03 | 20,00 | h | Ingeniero Biomédico estudiante doctorado | 18,00 | 270,00 |
| MO.04 | 20,00 | h | Ingeniero biomédico junior | 12,50 | 250,00 |
| Total por hora de reuniones: | | | | | 672,00 |
| Preparación de la presentación | | | | | |
| MO.03 | 5,00 | h | Ingeniero Biomédico estudiante doctorado | 18,00 | 90,00 |

Estudio de los cambios adaptativos en la actividad eléctrica del cerebro en respuesta a una intervención mediante realidad virtual sobre la funcionalidad de los miembros superiores tras un daño cerebral adquirido

| | | | | | |
|---|-------|---|----------------------------|-------|--------|
| MO.04 | 10,00 | h | Ingeniero biomédico junior | 12,50 | 125,00 |
| Total por hora de la preparación de la presentación: | | | | | 215,00 |

PRESUPUESTO TOTAL

| Denominación | Unidad | Cantidad | Precio | Total (€) |
|--|--------|----------|---------|-----------------|
| Tratamiento con realidad virtual | u | 5,00 | 4062,26 | 20311,31 |
| Valoración funcional | u | 5,00 | 180,00 | 900,00 |
| Valoración neurofisiológica | u | 5,00 | 123,30 | 616,50 |
| Análisis de señal | u | 1,00 | 4853,35 | 4853,35 |
| Redacción y revisión de los documentos | u | 1,00 | 2207,00 | 2207,00 |
| Reuniones | u | 1,00 | 672,00 | 672,00 |
| Preparación de la presentación | u | 1,00 | 215,00 | 215,00 |
| Presupuesto de ejecución material | | | | 29775,16 |
| Gastos (13%) | | | | 3870,77 |
| Beneficio industrial (6%) | | | | 1786,51 |
| Presupuesto de ejecución por contrata | | | | 35432,44 |
| IVA (21%) | | | | 7440,81 |
| PRESUPUESTO TOTAL | | | | 42873,26 |

El presupuesto total asciende a la cantidad de CUARENTA Y DOS MIL OCHOCIENTOS SETENTA Y TRES CON VEINTISEIS.