



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

EL ELECTROENCEFALOGRAMA COMO HERRAMIENTA DE
PRONÓSTICO Y MEDICIÓN DE LA EFICACIA DE LAS TERAPIAS DE
REHABILITACIÓN NEUROLÓGICA.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIADO EN NEUROCIENCIAS

P R E S E N T A:

JAVIER NAVARRO MAGALLÓN

ASESOR DE TESIS

ANA MARIA ESCALANTE GONZALBO

Facultad de Medicina



CIUDAD DE MÉXICO

CIUDAD UNIVERSITARIA

2023



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a Any, a Javier y a Vainilla, por ser el soporte principal sobre el cual me realizo.

Gracias a Pam y a su familia, Tere y Tamy, por el cariño y el afecto.

Gracias a mi familia en general.

A mis tías, que son un pilar fundamental en mi construcción personal, a mis primos y a Jacobo.

Gracias especialmente a Yoli, a Ivanovich y a Brunelleschi, por existir y seguir presentes en mi vida. Y de igual manera a Ada, Jaziel y Jimeno.

Gracias a Moru, Arenuscas, Isaac y Saúl, para mí son un ejemplo del trabajo y dedicación.

Gracias a Carlos y a Elva por ser un gran ejemplo a seguir.

Gracias a mis compañeros de viaje de vida por creer en mí.

A mis compañeros de la Biblioteca de Fantasía y Terror, Renaut y Arturo.

A Jimmy, a Oliverio, a Xiuh y a Alex.

Gracias a Eli y a Hari, por la felicidad compartida.

Gracias igual a Sebas y a Trevi.

Gracias a la música que me permitió sobrellevar la escritura obligada.

Gracias especiales al Mushasho, a Allan, Monse y Ale, son personajes geniales que enriquecieron mi espíritu durante este camino.

Gracias también muy especiales a Xare, Gaby, Andy, Alex, Apo, Re, Liz, Vale, Monse Chiquita, Karla, Mish y a La Bebé, por su hermosa amistad.

Les deseo lo mejor en su futuro y en su presente.

Gracias al apoyo recibido por el proyecto PAPIIT IT 200121 se pudo completar esta tesis.

Gracias a Yóas Saimos Ramírez Graullera y a la unidad de cómputo del Instituto de Fisiología Celular por el apoyo ofrecido y los comentarios.

Gracias a Ana María Escalante por la asesoría y el gran curso que nos impartió durante la carrera.

Gracias a Herminia Pasantes, por ser una gran guía en este camino.

Gracias a Zeidy, a Lourdes, Luis Alberto y Susana por aceptar ser parte de este camino.

Gracias a mi fuerza y a sus interacciones.

Gracias a la vida y a la muerte.

ÍNDICE

1. Resumen.....	5
2. Introducción y Antecedentes.....	6
2.1 Evento Vascular Cerebral.....	6
2.2 Neuroplasticidad y EVC.....	7
2.3 Métodos para rehabilitación de un EVC.....	8
2.3.1 Ejecución motora.....	11
2.3.2 Imaginería motora.....	11
2.4 Pruebas para medir el deterioro cognitivo y motor después un EVC.....	11
2.4.1 NIH Stroke Scale.....	11
2.4.2 Conjunto de evaluación del deterioro del EVC: Stroke Impact Assessment Set.....	11
2.4.3 Fugl-Meyer Assessment.....	12
2.4.5 Prueba de función motora de Wolf.....	13
2.4.6 Prueba de fuerza y funcionalidad muscular de Kendall.....	13
2.4.7 Prueba de Caja y Bloques.....	13
2.4.8 Instrumento de medida de independencia funcional.....	13
2.4.9 Índice de Barthel.....	14
2.4.10 Escala de Marcha de Wisconsin.....	14
2.4.11 Escala Rankin Modificada.....	14
2.4.12 Minimental State Examination.....	15
2.4.13 Test de evaluación cognitiva de Montreal.....	15
2.4.14 Test de aprendizaje verbal de California.....	15
2.5 Fundamentos del electroencefalograma.....	16
2.5.1 Los montajes y el Sistema Internacional de colocación de electrodos 10/20.....	18
2.5.2 Artefactos.....	21
2.5.3 Polaridad y filtros.....	22
2.6 Fundamentos de Ondas.....	23
2.6.1 Frecuencia de muestreo.....	25
2.7 Ritmos de actividad eléctrica cerebral.....	25
2.7.1 Ondas Alfa.....	27
2.7.2 Ondas Beta.....	27
2.7.3 Ondas Delta y Theta.....	27
2.7.4 Ondas Gamma.....	28
2.7.5 Ritmos Sensoriomotores.....	28
2.8 Electroencefalograma cuantitativo.....	29
2.8.1 Transformada de Fourier.....	30
2.8.2 Análisis de componentes independientes y Análisis de Componentes Principales.....	30
2.9 Parámetros de electroencefalograma cuantitativo.....	30
2.9.1 Variabilidad de Alfa.....	31
2.9.2 Potencia de las bandas de frecuencia.....	31
2.9.3 Índice de Proporción de Potencia o Índice de Lentos/Rápidos.....	31

2.9.4 Proporción Delta/Alfa.....	31
2.9.5 Índice de Asimetría.....	31
2.9.6 Desincronización y sincronización relacionada a eventos.....	32
2.9.7 Densidad de potencia espectral.....	32
2.9.8 Exponente espectral.....	32
2.9.9 Frecuencia del Borde Espectral.....	32
2.9.10 Índice de Simetría Cerebral o Índice de Simetría Interhemisférica.....	32
2.9.11 Coeficiente de Lateralidad.....	33
2.9.12 Sincronía y Coherencia.....	33
2.9.13 Parámetros no lineales.....	33
2.10 Uso clínico e interpretación de un EEG.....	34
2.11 Uso del EEG en pronóstico y rehabilitación de un EVC.....	35
3. Hipótesis.....	39
4. Objetivos.....	39
5. Metodología.....	39
6. Resultados.....	41
6.1 ERDs y Ritmos sensoriomotores.....	42
6.2 Simetría Cerebral.....	42
6.3 Conectividad funcional.....	43
6.4 Sincronía.....	45
6.5 Cambios en la potencia, amplitud y relaciones de potencia entre bandas de frecuencia.....	45
6.5.1 Cambios en las bandas de frecuencias rápidas.....	45
6.5.2 Cambios en las bandas de frecuencias lentas.....	46
6.5.3 Cambios en proporción de Delta con respecto de alfa.....	47
6.5.4 Cambios en índice de rápidos contra lentos.....	48
6.5.5 Cambios en la proporción de Delta con respecto de Theta.....	48
6.5.6 Cambios en la proporción de Theta con respecto a las demás frecuencias TBR, TAR y TBAR.....	49
5.6 Parámetros mixtos, no lineales y otros.....	49
7. Discusión.....	63
7.1 Trabajos que miden las diferencias en la actividad cerebral que se llevan a cabo mediante un proceso de rehabilitación.....	64
7.2 Tipos de terapia y tipos de montajes.....	66
8. Conclusiones.....	67
9. Referencias bibliográficas:.....	69

Resumen

El evento vascular cerebral (EVC) es una de las principales causas de discapacidad motora y cognitiva en la población mundial. A raíz de los daños ocasionados por la lesión vascular se han desarrollado distintas formas de medir las discapacidades presentes en los pacientes. Las más utilizadas son las escalas de funcionalidad motora y las pruebas neuropsicológicas con las que comúnmente también se realizan pronósticos y se determina si hubo mejoras funcionales al cabo de un proceso de rehabilitación. Por otro lado, en las últimas décadas se ha propuesto el uso de la técnica del electroencefalograma (EEG) para medir tanto el daño del paciente (y con ello realizar un pronóstico), como la recuperación posterior a un proceso de rehabilitación.

En la presente tesis se indagan las posibilidades de medición de la actividad eléctrica cerebral y de cómo mediante distintos parámetros del EEG se pueden obtener biomarcadores para el pronóstico de la recuperación de un paciente tras haber sufrido un EVC y de mejoría después de haber llevado un proceso de rehabilitación. Del análisis de resultados con enfoque en la literatura científica de los últimos 10 años, se obtuvieron evidencias a favor de la hipótesis propuesta, que afirmaba la existencia de modificaciones en la actividad eléctrica cerebral que permitieran realizar un pronóstico u observar cambios aunados a un proceso de rehabilitación neurológica.

En una muestra de 49 trabajos revisados, se encontró que los parámetros de EEG que miden la simetría cerebral, la conectividad funcional y los cambios en las relaciones de las potencias entre las bandas de frecuencias clásicas, medidos durante el reposo, son comúnmente sugeridos como posibles biomarcadores del daño por EVC y de la recuperación posterior a la rehabilitación, algunos de estos cambios se correlacionan con las puntuaciones de las escalas de funcionalidad tradicionales como NIHSS, Fugl-Meyer Assessment (FMA) y MoCA. También se mencionan los potenciales relacionados a eventos (ERP) durante la ejecución motora (EM) o de imaginación motora (MI) como son las desincronizaciones relacionadas a eventos (ERDs) que pueden ser utilizadas como biomarcadores de las deficiencias y mejoras dentro de las intervenciones de interfaz-cerebro-computadora (BCI), de MI o mixtas.

El uso del EEG puede proporcionar un enfoque más cuantitativo de la funcionalidad del paciente y puede eliminar el factor de error del evaluador presente al aplicar las escalas tradicionales, ya que permite observar la funcionalidad del cerebro del paciente de manera directa. Los biomarcadores antes mencionados pueden dar información de la reorganización cerebral que se ha llevado a cabo por medio de la rehabilitación. Sin embargo, la recuperación después de un EVC es multifactorial y heterogénea. El desafío radica en realizar un análisis que contemple el mayor número de variables que intervienen en los procesos de recuperación y los cambios inherentes a la actividad eléctrica cerebral, incorporando en los protocolos variables como la edad, el sexo, la gravedad y el tiempo del EVC, así como su localización y tipo (si fue hemorrágico o isquémico). Para encontrar biomarcadores más fiables para el pronóstico y la medición de la eficacia de un proceso de rehabilitación neurológica, se necesita más investigación en el área, con muestras de un mayor número de pacientes y con mejores diseños en la metodología. Así se obtendrán resultados más sólidos que convengan de los beneficios de esta tecnología para su aplicación en la práctica clínica general y en los entornos de rehabilitación.

1. Introducción y Antecedentes

2.1 Evento Vascular Cerebral

El evento vascular cerebral (EVC), también conocido como accidente cerebrovascular, ocasiona la muerte de un área de tejido cerebral por la pérdida de irrigación sanguínea. Ocurre cuando una arteria cerebral se obstruye o se rompe en un área determinada, causando síntomas repentinos relacionados con el área afectada (Coupland et al, 2017).

Un EVC puede ser de dos tipos, isquémico o hemorrágico. El tipo isquémico, también conocido como infarto cerebral, es el que ocurre a causa de una incorrecta irrigación sanguínea como resultado de un vaso obstruido. Puede ser por la formación de un trombo o por un émbolo que viaja desde regiones distales al cerebro. Es la forma más común de EVC, con un impacto mundial de aproximadamente 11.6 millones de casos nuevos al año (Feigin et al, 2009).

La obstrucción puede ocurrir por un lapso breve de tiempo, lo que interrumpe la función pero sin ocasionar muerte neuronal en la región y las funciones se restablecen en cuanto se recupera la irrigación normal. A esto se le conoce como evento isquémico transitorio (EIT).

El tipo hemorrágico ocurre por la ruptura de un vaso sanguíneo, lo que lleva a una hemorragia expandida en un mayor volumen cerebral, con la consecuente muerte neuronal, por lo que suele causar mayores daños en la funcionalidad global del SNC.

El EVC es la segunda causa de muerte más importante a nivel mundial y una de las principales causas de discapacidad, con una incidencia creciente en los países en desarrollo (Campbell et al, 2019). Se presenta con mayor frecuencia en el sexo femenino que en el masculino, y 60 % de las muertes por esta enfermedad son de mujeres (Gupta, Kaul y Padma-Srivastava, 2019). Entre los factores de riesgo que aumentan la probabilidad de sufrir un EVC isquémico se encuentran: hipertensión, diabetes, hipercolesterolemia, obesidad y hábitos como el tabaquismo (Coupland et al, 2017).

Según cifras oficiales del 2018 en México, se reportan cerca de 170 mil infartos cerebrales anuales, de los cuales 1 de cada 5 casos produce la muerte y 3 de cada 5 de quienes lo sufren quedan con secuelas. La gama de secuelas es muy amplia y depende de cada caso particular, aunque se estima que seis meses después del EVC, 50% de los supervivientes tienen algún déficit motor residual (Remsik et al, 2019). Se considera estable y crónico si el déficit persiste después de 6 meses.

Entre las secuelas más frecuentes se cuentan las hemiplejias, que implican parálisis parcial o completa de un lado del cuerpo, incluidos brazo, pierna, pie y mano. La hemiparesia es uno de los daños motores más incapacitantes causados por un EVC. Solamente cerca del 35% de los pacientes recuperan la función suficiente para desempeñar las actividades cotidianas después de 6 meses de un EVC (Al-Qazzaz et al,

2021), además, las discapacidades de los supervivientes afectados contribuyen al deterioro cognitivo y visual. A la parálisis completa de las cuatro extremidades se le conoce como tetraplejía o cuadriplejía, aunque suele ser mucho menos frecuente en la población que sufrió un EVC, en comparación de las hemiplejías, y se presenta en mayor medida en pacientes con multi infartos. Las hemiparesias se definen como debilidad o incapacidad de mover un lado del cuerpo y a menudo se usan como sinónimo de las hemiplejías.

El momento en el que se realiza la intervención terapéutica es de suma importancia ya que en los primeros meses se desarrollan cambios en la excitabilidad cortical motora y otras regiones cerebrales, tanto ipsilesional como contralateral a la lesión, que nos hablan de los mecanismos cerebrales ante la misma (Grefkes y Fink, 2011). El tiempo desde el EVC es una consideración importante; se cataloga como fase aguda si el paciente se encuentran dentro de las 72 hrs hasta los 7 días posteriores al EVC, se llama fase subaguda si el paciente se encuentra entre la segunda semana y los 6 meses, y por último, se le denomina fase crónica pasados los 6 meses de que ocurrió el EVC (Le Franc et al, 2022). Según la American Stroke Association, la rehabilitación debe iniciarse lo antes posible después del EVC, preferiblemente en las primeras 24 a 48 horas siempre y cuando el paciente se encuentre en una situación de estabilidad médica (Powers et al, 2018).

El deterioro de las funciones cognitivas derivado de un EVC, también es una secuela común, que se asocia a una peor recuperación funcional y calidad de vida reducida. Muchos de los pacientes con este tipo de secuelas tienden a desarrollar depresión y ansiedad con el tiempo (Sutcliffe et al, 2022). El predecir de manera temprana y precisa los resultados funcionales cognitivos y motores, puede derivar en una práctica clínica más personalizada para establecer objetivos y estrategias realistas para la rehabilitación y reducir la aparición de cuadros de depresión y ansiedad.

Existen tratamientos de emergencia como la trombólisis intravenosa y la trombectomía mecánica que, si se realizan de manera temprana a la detección del EVC isquémico, pueden reducir las afectaciones a largo plazo. Los problemas recaen en identificar si una persona es candidata a dichos procedimientos de emergencia, que generalmente requieren de la evaluación clínica por medio de varios estudios que incluyen tomografía computarizada (TC), resonancia magnética (RM) y angiografías para confirmar la existencia de oclusiones de vasos sanguíneos (Sutcliffe et al, 2022). En contraste con el registro de EEG, estas técnicas son, por mucho, más costosas y de menor portabilidad.

2.2 Neuroplasticidad y EVC

Casi inmediatamente después de que ocurre un EVC, se inicia una reorganización cerebral que continúa durante varias semanas. Este proceso adaptativo tiene lugar en el área adyacente a la lesión, pero también se presenta en áreas lejanas al sitio afectado, incluso en el hemisferio contralateral. Las manifestaciones de esta respuesta pueden observarse a nivel de las redes de conectividad, tratando de restaurar los enlaces afectados

o bien, en la reorganización de nuevos circuitos como mecanismo compensatorio para intentar recuperar una función perdida. En el caso de la pérdida o reducción de la función motora, las redes neuronales se reorganizan en forma tal, que ejercen interacciones excitadoras desde el área frontoparietal a la corteza motora primaria del hemisferio lesionado, que favorecen la ejecución de movimientos (Bachtiar y Stagg, 2020). Simultáneamente a las acciones de recuperación funcional en el hemisferio lesionado, cuando la pérdida neuronal afectó las áreas motoras, en los primeros días después del EVC, la conexión interhemisférica en las áreas corticales motoras primarias disminuye muy notablemente creando un desbalance entre los hemisferios (Ward, 2017). A esto le sigue una recuperación de la conectividad afectada o una reorganización de la interacción de los dos hemisferios en estas áreas. A medida que avanza este proceso de neuroadaptación puede restablecerse el balance normal entre los hemisferios, o bien puede instaurarse un nuevo acoplamiento entre ellos debido a una reorganización de los circuitos. La conectividad interhemisférica en las áreas corticales motoras primarias y secundarias, puede relacionarse con la gravedad de la lesión y en cierto modo refleja los progresos en la recuperación (Park et al, 2011).

Una medida reciente y más precisa de la comunicación entre los hemisferios, utiliza en forma combinada la estimulación magnética transcraneal y el registro electroencefalográfico (Casula et al. 2021). Los resultados de este trabajo muestran un desbalance en la propagación de la señal interhemisférica, así como un claro desbalance en la comunicación en los pacientes afectados por un EVC de las áreas motoras.

A nivel celular, lo que se observa es un incremento en el número y la fuerza de las conexiones sinápticas, mediados por una serie de cambios adaptativos que incluyen crecimiento axonal, reconfiguración del árbol dendrítico y un notable recambio en la dinámica de las espinas dendríticas (Murphy y Corbett, 2009). También ocurren cambios en la expresión de los receptores a nivel postsináptico, en la densidad de canales iónicos y en la liberación de algunos neurotransmisores. Todo esto contribuye a optimizar la formación de nuevas sinapsis, al reforzamiento de otras, y en conjunto a la reorganización de los circuitos tendientes a restablecer la función perdida (Schieber, 2001). En relación con los neurotransmisores, después de un EVC se pierde el balance, fisiológicamente muy bien regulado, entre el glutamato -el excitador- y el GABA -el inhibidor-. El GABA en particular, tiene una acción reguladora en la corteza motora (Clarkson et al, 2010).

2.3 Métodos para rehabilitación de un EVC

En esta tesis documental se busca comprender de manera amplia cómo la técnica electroencefalográfica permite medir el progreso de las intervenciones de rehabilitación, así como dar cuenta de los desafíos y retos que surgen al tratar de implementar estas técnicas en casos posteriores a un EVC.

El propósito de la rehabilitación después de un EVC es que la persona afectada pueda recuperar la capacidad para llevar a cabo las actividades de la vida cotidiana. Existen

habilidades básicas motoras que están presentes en el ser humano independientemente del área de especialización o actividad profesional. Estas habilidades se fueron construyendo y fortaleciendo desde los primeros años de interacción con el medio ambiente y se han clasificado en tres variantes principalmente: 1) locomotrices, que son aquellos movimientos que implican el desplazamiento del propio cuerpo como caminar, correr, saltar y girar, 2) no locomotrices, en los cuales el foco se centra en el dominio del cuerpo en el espacio como pueden ser las acciones de colgarse y balancearse y 3) habilidades de proyección y percepción, que son aquellas donde el foco se concentra en la proyección, manipulación y recepción de objetos como en las tareas de lanzamiento o atrapada (Ruíz Pérez, 1991). Por otro lado también tenemos las habilidades de coordinación y equilibrio que son necesarias para la correcta ejecución de los movimientos mencionados anteriormente, que dependen de una amplia red neuronal que conjunta la vía visual, la información propioceptiva y la información del laberinto del oído medio, y que como funciones principales tendrán el mantenimiento de la postura estática o dinámica de cuerpo (Falcón y Rivero, 2013).

Dependiendo de la localización cerebral de la arteria que originó el EVC la funcionalidad básica se puede ver afectada, dando lugar a deficiencias, restricciones y limitaciones de la funcionalidad motriz. Según la Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud (CIF) de la Organización Mundial de la Salud (OMS), las deficiencias son problemas de funcionalidad que implican desviaciones de la normalidad y pérdidas. Por su temporalidad, éstas se clasifican en temporales o permanentes, regresivas o estáticas e intermitentes o continuas. Así como también se clasifican concretamente según la función en: a) pérdida o ausencia; b) reducción; c) aumento o exceso; y d) desviación. El término “deficiencia” es más amplio ya que no implica necesariamente enfermedad o trastorno. Por otro lado, las limitaciones y restricciones tienen que ver con la realización de acciones y participación en las situaciones vitales, de los siguientes nueve dominios: d1) Aprendizaje y aplicación de conocimientos; d2) Tareas y demandas generales; d3) Comunicación; d4) Movilidad; d5) Autocuidado; d6) Vida doméstica; d7) Interacciones y relaciones interpersonales; d8) Áreas principales de vida; y d9) Vida comunitaria social y cívica. Evaluando las limitaciones y restricciones comparándolas tanto cualitativa como cuantitativamente contra el promedio de determinada población control, midiendo la discordancia entre el desempeño esperado y el observado (CIF, 2001). Todos estos dominios forman parte de una salud integral. Los planteamientos de la CIF permiten obtener información general para el estado de salud de un individuo y por lo mismo nos puede apoyar tanto para la observación de deficiencias como para la elección del mejor método de rehabilitación al ubicar los dominios con limitaciones y restricciones.

La plasticidad neuronal, neuroplasticidad o plasticidad cerebral son términos que se refieren a la capacidad que tiene el sistema nervioso para modificarse tanto estructural como funcionalmente. Es un componente clave del desarrollo neurológico, así como para el aprendizaje y el mantenimiento de la memoria (von Bernhardt, Bernhardt y Eugenin, 2017). Involucra cambios en distintos niveles para permitir que las células nerviosas se adapten a las variables del entorno interno del cuerpo, y también, permite al individuo

adaptarse a las variables del entorno externo mediante la integración de la información del exterior en la experiencia cotidiana. Con las diversas técnicas de rehabilitación, como las técnicas físicas de fisioterapia, las asistidas por brazo robótico por medio de interfaz-cerebro computadora (BCI) o las técnicas de neurofeedback (NF), se busca optimizar esta plasticidad para recuperar o reaprender una funcionalidad afectada, ya sea motora o cognitiva con el propósito de acrecentar las probabilidades de independencia de un paciente. En ese sentido se ha observado consistentemente que la mejoría en la función del brazo es un elemento central en la recuperación funcional.

Las hemiparesias en el miembro superior, definidas como las deficiencias del funcionamiento de la extremidad superior, son las que limitan en mayor medida la ejecución de actividades de la vida diaria de una manera independiente. Esto incluye la recuperación de los movimientos y capacidad de flexión de la muñeca y los dedos, que puede decirse que son un prerrequisito necesario para la realización de múltiples tareas de la vida diaria. La habilidad para sujetar y manipular objetos con la muñeca en flexión, al igual que la flexión de los dedos son indispensables para actividades como asir un bolígrafo o un lápiz, un tenedor o un cepillo de dientes, para abrir la llave del agua para bañarse, o la toalla para secarse, tomar la ropa y vestirse, abrir un frasco o peinarse. Éstas y muchísimas tareas más requieren la flexión de la muñeca y de los dedos. De aquí la importancia de la recuperación funcional de esta parte del cuerpo.

Tradicionalmente se han utilizado terapias físicas, ocupacionales, del habla y motoras. La fisioterapia en sus distintas vertientes ayuda a tratar los síntomas asociados con los déficits motores y sensitivos. Los pacientes con discapacidad motora del miembro superior, de manera tradicional, reciben paradigmas de rehabilitación que implican movimientos pasivos y repetitivos de la extremidad afectada, sin prestar mucha atención a la actividad cerebral involucrada en el movimiento (Remsik et al, 2019). Si bien es una estrategia eficaz, la recuperación puede ser lenta y por debajo de lo que se espera lograr con la rehabilitación.

Lo mismo pasa en cuanto a las discapacidades motoras del miembro inferior, la mayoría de los programas de rehabilitación inducen la neuroplasticidad de forma ascendente con intervenciones que se ocupan del entrenamiento de la extremidad afectada con el objetivo de provocar neuroplasticidad central (Marghi et al, 2017) con resultados subóptimos. El siguiente paso para la mejora de los pacientes puede recaer en la vinculación de los movimientos con la actividad cerebral como se consigue en los paradigmas novedosos de BCI y NF, combinando enfoques tanto de abajo hacia arriba como de arriba hacia abajo, lo que teóricamente permitiría optimizar la plasticidad cerebral para la formación de conexiones centrales y periféricas, en un reaprendizaje del movimiento (Remsik et al, 2019; Thakor, 2013).

2.3.1 Ejecución motora

La ejecución motora (ME) es la realización de una acción específica de alguna extremidad que, en este caso, tiene algún tipo de disfunción o discapacidad, con el objetivo de optimizar su funcionalidad. Son los movimientos presentes en la práctica común de cualquier actividad de la vida diaria o especializada (Zimmermann-Schlatter et al, 2008).

2.3.2 Imaginería motora

La imaginería motora (MI) es un proceso activo de reproducción de una acción mental de alguna extremidad sin realizarla con el cuerpo. Durante este proceso se activan de manera parcial las mismas áreas cerebrales activadas durante la ejecución motora. Se ha visto que la aplicación de esta técnica no solo mejora el movimiento en sus practicantes sanos sino que tiene el potencial de tener efectos beneficiosos en la rehabilitación de pacientes post EVC con déficits motores (Zimmermann-Schlatter et al, 2008).

2.4 Pruebas para medir el deterioro cognitivo y motor después un EVC

A lo largo de la historia de la rehabilitación neurológica, se han desarrollado una gran variedad de escalas para valorar el progreso de una intervención en rehabilitación. Las escalas más comunes se han establecido y validado por su fiabilidad a las predicciones y progresos tangibles de los pacientes, siendo las principales las que revisaremos a continuación.

2.4.1 NIH Stroke Scale

El NIHSS es una escala para cuantificar el deterioro causado por un EVC. Actualmente consta de 11 reactivos, puntuados de 0 a 2, 0 a 3, o 0 a 4 según el reactivo. Una puntuación máxima de 45 corresponde a un EVC grave y 0 corresponde a una función normal. Si se realiza en los pacientes al momento de la hospitalización constituye un buen predictor del resultado funcional (Carrick et al, 2016).

2.4.2 Conjunto de evaluación del deterioro del EVC: *Stroke Impact Assessment Set*

El conjunto de evaluación del deterioro del EVC (SIAS), es una escala (Tsuji et al, 2000) que mide varios aspectos de la discapacidad en pacientes hemipléjicos, que incluye función motora de las extremidades superiores e inferiores, sensibilidad sensorial, tono muscular, rango de movimiento (ROM), dolor, control del tronco, percepción visoespacial, lenguaje y funciones en el lado no afectado. El SIAS mide el desempeño de una tarea en escalas de 0 al 5 o de 0 a 3, dependiendo del reactivo.

2.4.3 Fugl-Meyer Assessment

La escala Fugl-Meyer (FMA) evalúa la funcionalidad motora después de alguna afectación. Se subdivide comúnmente en FMA-UE que se centra en medir la funcionalidad de las extremidades superiores y FMA-LE que se centra en las extremidades inferiores.

La escala FMA-UE mide la discapacidad dependiendo del desempeño y rendimiento de la actividad refleja, el control muscular y la fuerza muscular de las extremidades superiores en pacientes con hemiplejía después de un EVC. Esta escala se ha utilizado en la investigación en rehabilitación, así como para registrar la recuperación motora y se ha vuelto una medida de referencia del progreso de un paciente. Puntea mediante 33 reactivos en una escala tipo Likert de 0 a 2, donde 0 es un movimiento imposible de realizar, el 1 es un movimiento parcial y 2 es un movimiento que se realiza completamente. La puntuación máxima es de 66. Toma alrededor de 30 minutos completar la escala y se puede realizar usando artículos del hogar (Singer y García-Vega, 2017).

Los cambios significativos varían con respecto al tipo de EVC. Las diferencias clínicamente importantes son de un rango entre 4 y 7 puntos para un ictus crónico, y de 9 a 10 puntos para un ictus subagudo. Hoonhorst y colaboradores (2015) reportaron que la escala tiene la capacidad de pronosticar la recuperación de la extremidad superior a los 6 meses después del EVC. Las puntuaciones menores a 31, predicen un nula a escasa capacidad, puntajes de 32 a 47 representan una capacidad limitada, puntajes de 48 a 52 son de capacidad notable y puntajes de 53 a 66 representan una capacidad total de las extremidades superiores.

Esta escala se ha utilizado como referencia para establecer comparaciones con las diferencias que se observan en algunos parámetros de qEEG, lo que ha permitido la propuesta de dichos parámetros como biomarcadores con el objetivo de señalar el pronóstico y posible recuperación de un paciente después de un EVC, de una manera fisiológica y cuantitativa.

La FM-LE, se centra en la valoración sensoriomotora de la extremidad inferior. En el caso de las secciones que evalúan la sensación, 0 representa anestesia y 2 representa una sensación normal. Con un total de 28 puntos máximo, mide la actividad refleja de flexores y extensores, movimientos voluntarios de la cadera, rodillas, tobillos y tendones en distintas posiciones (supina, sentado y de pie), factores de coordinación y velocidad del movimiento, la sensación al tacto suave en pierna y planta del pie; considera la presencia de dolor articular durante el movimiento pasivo de la extremidad inferior.

2.4.5 Prueba de función motora de Wolf

La prueba de función motora (WMFT) mide la capacidad motora de las extremidades superiores mediante tareas cronometradas y funcionales.

Evalúa la destreza, fuerza y función de las extremidades superiores. Utiliza una escala ordinal que va de 0 a 5 puntos (6 puntos), donde se obtiene 0 cuando no participa el brazo afectado y 5 cuando el brazo sí participa en un movimiento normal, con una puntuación máxima de 75.

2.4.6 Prueba de fuerza y funcionalidad muscular de Kendall

El manual para evaluar la fuerza y funcionalidad muscular de Kendall (Kendall MMT) fue elaborado por Florence Kendall en 1993. Evalúa la capacidad del paciente para contraer voluntariamente un músculo en particular, mediante la realización de diferentes posiciones. Puede identificar músculos o grupos de músculos que tienen una contracción deficiente, proporcionando información para un tratamiento personalizado. Mide la potencia muscular en porcentaje con una puntuación máxima del 100%. A grandes rasgos, mide la fuerza y funcionalidad del cuello, las extremidades superiores e inferiores y la espalda.

2.4.7 Prueba de Caja y Bloques

La prueba de la caja y los bloques (BBT) es una prueba que mide la destreza manual bruta y unilateral. Consta de una caja de madera dividida en dos compartimentos por un tabique y 150 bloques y donde el sujeto participante debe mover los bloques de uno en uno y de un compartimento al otro en un plazo de un minuto. Se puede utilizar en sujetos con EVC, pero que no tengan una discapacidad muy grave de las extremidades superiores o un déficit cognitivo severo que impida captar las instrucciones.

2.4.8 Instrumento de medida de independencia funcional

El instrumento de medida de independencia funcional (FIM) es una escala muy aceptada en rehabilitación, para medir las capacidades funcionales de los pacientes, con una buena fiabilidad, después de haber sido víctimas de un EVC (Estrada-Barranco et al, 2021). Evalúa a través de 18 ítems, la función física, psicológica y social de un individuo. Se puntúa en una escala de tipo Likert de 7 puntos, siendo 1 el valor mínimo, que implicaría una completa dependencia y 7 el valor máximo, que implicaría una total independencia de ayuda externa. Dentro de la evaluación se incluyen actividades de cuidado personal, control de la micción y control intestinal, desplazamientos, locomoción, cognición y comunicación social.

La FIM-FAM es una escala que evoluciona de la FIM, y comprende 30 ítems que evalúan funciones cognitivas, conductuales, de movilidad y locomoción, autocuidado, comunicación y físicas. Dentro de las evaluaciones cognitivas el FIM-FAM incluye 5

ítems con un máximo de 35 puntos, y evalúa resolución de problemas, memoria, orientación, atención, y juicio de seguridad.

2.4.9 Índice de Barthel

El índice de Barthel (BI) es una escala ordinal que mide la independencia funcional de los dominios del cuidado personal y la movilidad en pacientes con discapacidades crónicas, incluyendo pacientes después de un EVC en entornos de rehabilitación. Se utiliza para evaluar y monitorear los cambios y progresos de la discapacidad de un paciente a lo largo del tiempo. La versión más común es un formulario que cuenta con 10 elementos que incluyen la evaluación de: 1. independencia en la alimentación, 2. moverse de la silla de ruedas a la cama y de regreso, 3. aseo personal, 4. trasladarse hacia el inodoro y de regreso, 5. bañarse, 6. caminar sobre una superficie nivelada, 7. subir y bajar escaleras, 8. vestirse y desvestirse, 9. continencia de intestinos y 10. continencia urinaria. Las puntuaciones se suman para obtener una puntuación total que va de 0 a 100, siendo 0 totalmente dependiente y 100 totalmente independiente (Ferrucci et al, 2010).

Al igual que la escala BI, el Índice de Barthel Modificado (MBI) mide el grado de independencia de un paciente. Con una puntuación máxima de 100, es la escala más utilizada en rehabilitación para medir las actividades de la vida diaria (ADL).

2.4.10 Escala de Marcha de Wisconsin

La Escala de Marcha de Wisconsin (WSG), como su nombre lo indica, evalúa la capacidad del paciente para caminar. Consta de 14 ítems, de los cuales 13 se enfocan en las extremidades superiores y su comportamiento durante la marcha y 1 se enfoca en las ayudas manuales durante la caminata. Se puntúa desde 1 a 3, siendo 1 lo normal y 3 lo atípico. La puntuación más alta es de 42, que corresponde a un paciente con una discapacidad severa en la marcha y la puntuación más baja de 13.35 que corresponde a un paciente con marcha normal. La diferencia clínicamente significativa para observar cambios en rehabilitación es de 2.25 puntos.

2.4.11 Escala Rankin Modificada

Se utiliza la Escala Rankin Modificada (mRS) para evaluar el resultado funcional tras un EVC y es una de las escalas más utilizadas en la práctica clínica (Wilson et al, 2002). La puntuación va de 0 a 6, siendo 0 asintomático, 1 sin discapacidad significativa, 2 de discapacidad leve, 3 con discapacidad moderada, 4 con discapacidad moderadamente grave, 5 con discapacidad grave y 6 muerte.

Durante el uso de mRS frecuentemente se suelen encontrar discrepancias entre los evaluadores al examinar a un mismo paciente, por lo que Wilson y colaboradores (2002) proponen añadir una entrevista estructurada con una lista de ADL para proporcionar mayor información al evaluador y mayor validez a la prueba.

2.4.12 Minimental State Examination

El mini examen del estado mental (MMSE) es una prueba neurológica de evaluación cognitiva utilizada para detectar un deterioro cognitivo leve o un cuadro de demencia. Su aplicación tiene una duración aproximada de 10 minutos, aunque puede variar según el contexto y el sujeto. Se realizan preguntas para evaluar la orientación, la memoria de trabajo, la atención y el cálculo, el lenguaje y la memoria diferida. Tiene una sensibilidad del 97% y una especificidad del 88%. Toda puntuación por debajo o igual a 24 indica un probable deterioro cognitivo y mayor a 24 indica que no hay tal deterioro (Beaman et al, 2004). Debe señalarse, sin embargo, que es una medida altamente influenciada por el grado de escolaridad y la edad de los sujetos a evaluar.

2.4.13 Test de evaluación cognitiva de Montreal

La escala de evaluación cognitiva de Montreal (MoCA) es una prueba de entre 5 a 10 minutos de aplicación, que evalúa la función ejecutiva y visoespacial, la atención, la memoria, el lenguaje, la abstracción, el recuerdo y la orientación. Con una sensibilidad estimada de un 90% para detectar el déficit cognitivo leve cuando la puntuación es < 26 (Rodríguez-Bores et al, 2014).

Tanto el MoCA como el MMSE, si se administran antes del alta de un paciente con EVC, ofrecen una buena capacidad de predicción del deterioro cognitivo de un paciente al cabo de 6 meses.

2.4.14 Test de aprendizaje verbal de California

El test de aprendizaje verbal de California (CVLT), es uno de los test neuropsicológicos tradicionales. Evalúa varios aspectos del aprendizaje verbal y la memoria auditivo-verbal: la vulnerabilidad a la interferencia proactiva y retroactiva, la retención de información a corto y largo plazo y la consistencia del recuerdo. Su tiempo de administración es de aproximadamente 35 minutos. Consta de una lista de 16 palabras y una lista de palabras de interferencia (Villar et al, 2013).

En esta sección se observó, que las escalas a las que los evaluadores recurren para evaluar a los pacientes post EVC han sido validadas y ampliamente verificadas por la literatura científica y han demostrado que se puede tener cierto grado de confianza en ellas. Sus puntajes siguen siendo la referencia, en muchos casos, con los cuales comparar para las nuevas propuestas basadas en biomediciones que pretenden ser más objetivas y cuantitativas que las escalas tradicionales. En la siguiente sección empezaremos a profundizar en la técnica del electroencefalograma y las posibilidades que se despliegan de su uso.

2.5 Fundamentos del electroencefalograma

El electroencefalograma (EEG) es una técnica no invasiva, por lo general (también existen variantes invasivas como el EEG intracraneal o electrocorticografía), que permite obtener un gráfico de las diferencias en el voltaje trazado en el tiempo entre dos puntos cualesquiera de la superficie del cuero cabelludo (Olejniczak, 2006).

Para esta técnica se utilizan unos discos de metal conductor, llamados electrodos, que se unen a cables para conducir la corriente y que se fijan al cuero cabelludo con un gel o una pasta conductora para disminuir la resistencia y poder registrar las fluctuaciones pequeñas en el voltaje entre dos electrodos, mismas que están en el orden de los microvoltios de amplitud (Bear, 2016). Posteriormente las señales recogidas se amplifican, y ya actualmente se digitalizan para tener un registro de información digital que se puede observar a través de algún ordenador. Esto ha permitido que se facilite el trabajo de observación, análisis y traslado de los registros.

Las principales fuentes de esta actividad registrada con el EEG, se derivan de la sumatoria de la actividad de las neuronas piramidales encontradas en las capas III, V y VI de la corteza cerebral. Según Olejniczak (2006), se necesita la actividad simultánea de al menos 108 neuronas por cada 6 cm^2 de área cortical para obtener un registro visible. Esto se debe a la atenuación de la actividad eléctrica neuronal que produce la piel, el cráneo y las meninges, que se encuentran entre el electrodo y el encéfalo.

Las dos características principales de la corteza que permiten la adquisición de EEG son su organización en forma de lámina que en su mayoría se encuentra paralela al cuero cabelludo, y su organización columnar que conduce a la generación de dipolos eléctricos ortogonales (de 90 grados) en la corteza, detectables por los electrodos del EEG en el cuero cabelludo. Los registros de EEG, como mencionamos anteriormente, son resultado de la conducción por volumen de los flujos de corriente entre los tejidos (Iriarte y Artieda, 2012). Las interacciones entre neuronas y grupos neuronales dan como resultado que esta actividad eléctrica tenga propiedades individuales y grupales, que se pueden estudiar mediante el registro digital de los datos para realizar diversos análisis (coherencia, propagación, sincronía, potencial de banda; entre otros) (Iriarte y Artieda, 2012). Cada sinapsis actúa como un propulsor de la corriente eléctrica mediante la generación de potenciales postsinápticos excitatorios e inhibitorios (EPSP e IPSP, respectivamente), contribuyendo a la diferencia de voltaje que se puede registrar con los electrodos (Fig. 3).

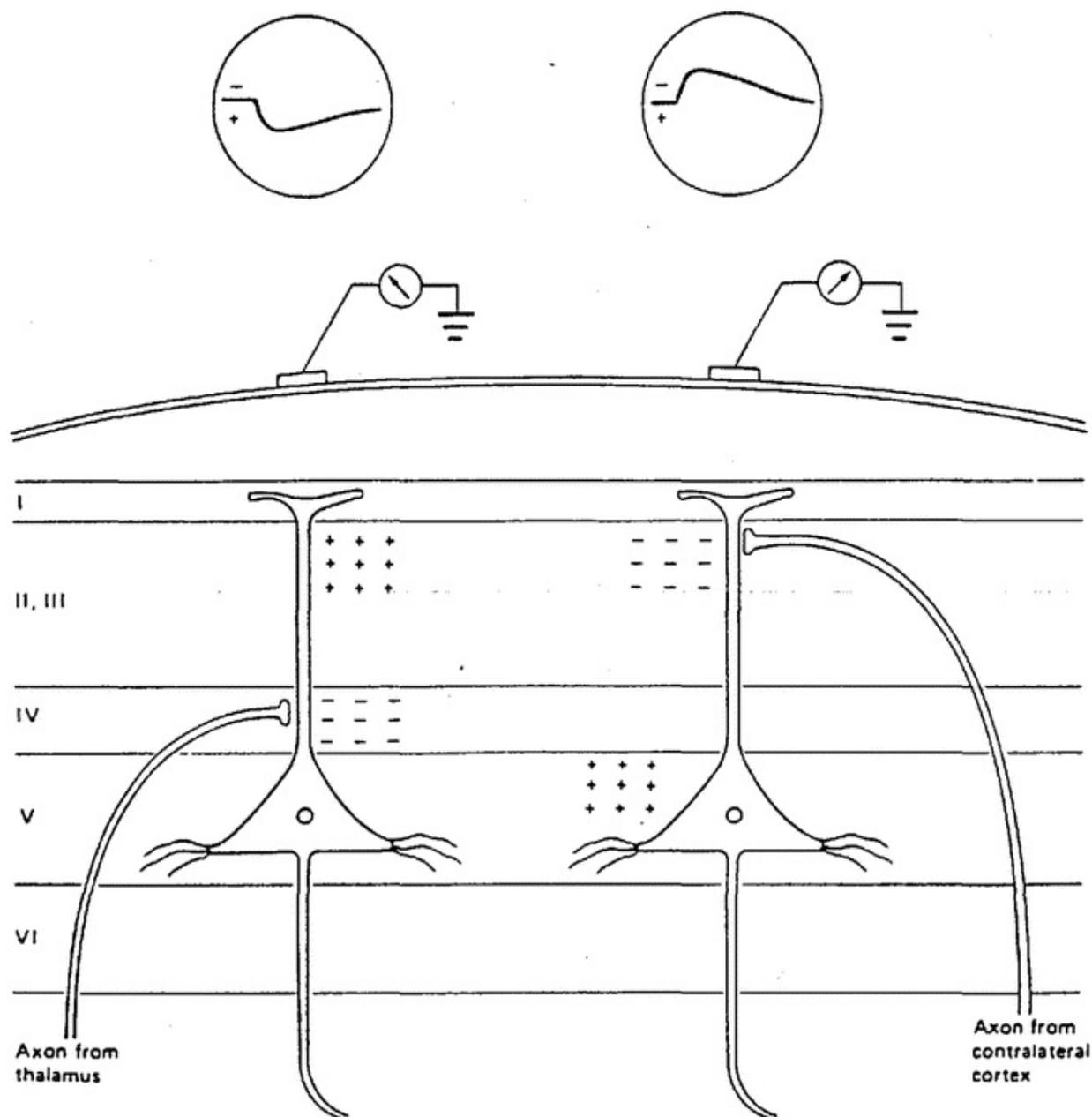


Figura 3: Generación de campos de voltaje extracelulares por actividad sináptica (citado de Martin, 1991)

Los factores que intervienen en los valores de amplitud de un potencial registrado tienen que ver con el área de la corteza cerebral involucrada, la población neuronal que se activa de forma sincrónica, y de la acción de las células gliales, así como de la orientación de los electrodos y los factores que obstaculizan y atenúan la señal. Todo ello de manera global, va a afectar el registro de los ritmos generados por la actividad eléctrica cerebral (Blum y Rutkove, 2007).

2.5.1 Los montajes y el Sistema Internacional de colocación de electrodos 10/20

Tanto los estudios de investigación como los de diagnóstico clínico requieren de una replicabilidad de los resultados entre sujetos, y por ello se desarrolló una convención de un sistema de proporciones del cuero cabelludo conocido como *sistema internacional 10/20 (SI-10/20)*. Es un sistema de medición desde puntos de referencia óseos. La medida desde el nacimiento de la nariz (nasion) hasta donde desaparece la protuberancia occipital (inion), es llamada línea media o anteroposterior. Por último, se mide desde la zona preauricular de un lado hasta la zona preauricular del otro, es la llamada línea transversal. Para cada una de estas dos mediciones se calcula el 10 y el 20 por ciento, de ahí el nombre del sistema, y se colocan los electrodos con estos puntos de referencia (Figura 4).

Previo a su colocación, se utiliza un gel removedor de grasa en la zona donde se colocará el electrodo para asegurar una baja impedancia y un registro lo más limpio posible. La impedancia se define como la capacitancia del sistema sumada a la resistencia al paso de la corriente eléctrica de cada uno de los electrodos, pero al ser la capacitancia casi igual a 0, se toma como único valor la resistencia en cada electrodo. Para que un EEG sea viable los valores de esta resistencia, según Iriarte y Artieda (2012), deben estar entre 300 y 5000 Ohms.

La colocación de los electrodos en el SI-10/20 ha llevado a la creación de gorros con los electrodos y cables integrados y fijos, facilitando su colocación, aunque aumente la impedancia en cada electrodo. Esto se pudo constatar de manera personal en el Laboratorio de Habilitación Cognitiva del Instituto Nacional de Pediatría, cuando comparamos las resistencias al utilizarse el gorro estándar con respecto a los electrodos colocados manualmente. Esto también podría variar dependiendo de los materiales del con los que están hechos los gorros y el cableado.

Tradicionalmente, el SI-10/20 consta de 19 electrodos corticales más dos referenciales que se colocan en la apófisis mastoides y un electrodo de tierra, que se ubica en la frente del paciente y se conecta a la entrada de tierra física que ofrece el electroencefalógrafo. El SI- 10/20 puede llegar a complejizarse ocupando los espacios entre electrodos en sus puntos medios. Se puede llegar hasta 128 electrodos, que sirven para la realización de diversos análisis matemáticos post registro. Cuando este tipo de registro supera los 120 electrodos hablamos de un sistema de EEG de alta densidad (Pizzagalli, 2007).

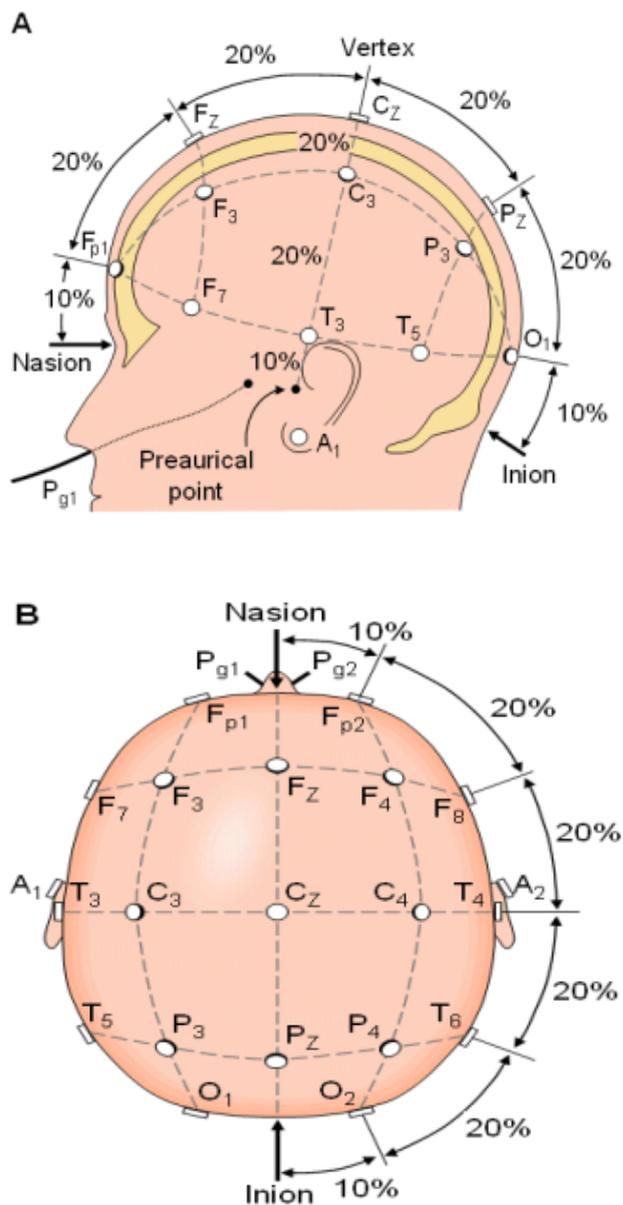


Figura 4: Colocación de electrodos del sistema 10-20 (Tomado de Facultad de Medicina, 2019)

Las mediciones de los cambios de voltaje dependen de la colocación de los electrodos, de la actividad cerebral en sí, y de la elección de los electrodos a comparar; a esto último generalmente se le conoce como *montaje*.

Los montajes (ver Tabla 1), reflejan la elección de comparación entre dos electrodos efectuada por el investigador o clínico, o dicho de otra manera, es la forma en que se decide elegir las entradas para la obtención de un gráfico de diferencia de voltaje de salida.

Existen muchos tipos de montajes, los de uso más común son los montajes bipolares y monopolares.

Los montajes bipolares son elecciones de comparación entre electrodos diferentes que forman dos polos. Su uso en la clínica se estandarizó principalmente en sus versiones longitudinales o de doble banana y transversales. Por consenso internacional se organizan de izquierda a derecha y de adelante hacia atrás (Iriarte y Artieda, 2012). Los montajes bipolares son útiles para detectar cambios en la actividad eléctrica cerebral durante eventos rápidos, como convulsiones (Niedermeyer y Lopes da Silva, 2012), son útiles en situaciones en las que se requiere de una mayor sensibilidad a la detección de cambios en el tiempo de la actividad eléctrica cerebral, como en la detección de actividad gamma (Makeig et al, 2004).

El montaje bipolar, específicamente el longitudinal, permite la identificación de artefactos y facilita obtener un registro más limpio. Al usar electrodos vecinos para su comparación, los artefactos que afectan a ambos electrodos se cancela entre sí (Klem et al, 1999)

Tabla 1. Ejemplos de montajes (Modificada de Iriarte y Artieda, 2012)				
Canal	Montaje virtual contra valor promedio	Monopolar contra referencia	Bipolar longitudinal (doble banana)	Bipolar transversal
1	Fp1-Avg	Fp1-A1	Fp1-F3	F7-Fp1
2	F3-Avg	F3-A1	F3-C3	Fp1-Fp2
3	C3-Avg	C3-A1	C3-P3	Fp2-F8
4	P3-Avg	P3-A1	P3-O1	F7-F3
5	O1-Avg	O1-A1	Fp2-F4	F3-Fz
6	Fp2-Avg	Fp2-A2	F4-C4	Fz-F4
7	F4-Avg	F4-A2	C4-P4	F4-F8
8	C4-Avg	C4-A2	P4-O2	T3-C3
9	P4-Avg	P4-A2	Fp1-F7	C3-Cz
10	O2-Avg	O2-A2	F7-T3	Cz-C4
11	F7-Avg	F7-A1	T3-T5	C4-T4
12	T3-Avg	T3-A1	T5-O1	T5-P3
13	T5-Avg	T5-A1	Fp2-F8	P3-Pz

14	F8-Avg	F8-A2	F8-T4	Pz-P4
15	T4-Avg	T4-A2	T4-T6	P4-T6
16	T6-Avg	T6-A2	T6-O2	O1-O2
17	Fz-Avg	Fz-A1	Fz-Cz	
18	Cz-Avg	Cz-A1	Cz-Pz	
19	Pz-Avg	Pz-A1		

Por su parte, los montajes monopares, también llamados referenciales, son comparaciones entre una entrada de referencia contra otras entradas variables. Los electrodos de referencia se colocan en puntos de referencia neutrales del cuerpo, como son las zonas preauriculares o la muñeca. El montaje monopolar permite una mejor localización de las fuentes de actividad cerebral debido a su mayor sensibilidad en la detección de señales de baja amplitud. Además, el uso de más electrodos en un montaje monopolar permite una cobertura amplia del cuero cabelludo, lo que mejora la precisión en la localización de la actividad eléctrica cerebral (Niedermeyer y Lopes da Silva, 2012).

El montaje monopolar también permite la utilización de diversas técnicas de análisis espacial y temporal para estudiar la dinámica de la actividad cerebral. Por ejemplo, la técnica de inversión de la fuente permite localizar la actividad cerebral a nivel de fuente y analizar su dinámica temporal (Grech et al, 2008).

La técnica de EEG tiene una pobre resolución espacial. Al ser una técnica que efectúa una proyección bidimensional de los flujos eléctricos, que se mueven en un espacio tridimensional (Olejniczak, 2006), resulta difícil encontrar la fuente espacial de un cambio de voltaje hacia las estructuras más profundas del encéfalo. Sin embargo, es una técnica con alta resolución temporal, que permite tener un registro en tiempo real (*online*) de la electrofisiología en ciertas regiones corticales de interés, mientras se realiza una tarea o intervención (Rogers et al, 2021). Además, con ayuda de las tecnologías desprovistas de cableado (*wireless*), como sería utilizando la comunicación a través del protocolo *bluetooth*, se abre la oportunidad para realizar nuevos estudios de tareas que por los movimientos del cableado resultaban inconcebibles en décadas pasadas, dada la enorme cantidad de artefactos que generaban.

2.5.2 Artefactos

La señal de EEG tiene características asociadas, como una baja relación señal/ruido (SNR), señal débil y una alta sensibilidad al ruido, por lo que es una técnica altamente sensible a la presencia de artefactos. Los artefactos son señales eléctricas espurias que no representan la actividad eléctrica del cerebro, que es la de nuestro interés. Se pueden ver

como una especie de interferencia que obstaculiza nuestra visión de la actividad cerebral. Estos artefactos pueden ser biológicos o artificiales (Rosetti, 2008).

Los artefactos biológicos, como su nombre lo indica, son señales del cuerpo que se interponen a la señal encefálica, y pueden ser desde los parpadeos y movimientos oculares hasta el pulso cardíaco, o movimientos musculares de otra índole (muecas, risas, movimientos de los músculos de la cabeza, etc.), que pueden estar en las mismas frecuencias que buscamos dentro del encéfalo y a una amplitud superior, por lo que resulta particularmente importante controlar este tipo de movimientos a la hora del registro. Para tratar de identificar estos artefactos se pueden realizar registros coadyuvantes como pueden ser el electrooculograma (EOG) o el electrocardiograma (ECG), para tener en cuenta cómo fue la actividad tanto de los parpadeos y movimientos oculares como de los latidos cardíacos durante el registro, y así sea más fácil filtrar la señal, debido a que conocemos sus características (Rosetti, 2008).

Los artefactos artificiales o no-biológicos, surgen como consecuencia de fallas técnicas como el movimiento de cables y electrodos, impactos en los aparatos de registro, o interferencias del entorno, como la que proviene de la luz eléctrica, u otros dispositivos cercanos. Por esto mismo, las nuevas técnicas que permiten la adquisición del registro sin uso de cables son ideales para implementarse en registros que implican movimiento de los sujetos, aunque también presentan ruido del movimiento muscular.

Es imprescindible que los técnicos de EEG estén atentos durante el registro para minimizar cualquier aparición de artefactos. Sin embargo, si hubo algún artefacto indeseado y se registró, se pueden aplicar filtros post registro con el riesgo de modificar la señal cerebral subyacente o eliminar los segmentos que presentan artefactos.

2.5.3 Polaridad y filtros

La polaridad en un EEG, se refiere a la dirección del flujo de la corriente eléctrica que se mide en el cuero cabelludo en relación a una referencia. La polaridad puede ser positiva o negativa y describe la actividad eléctrica en las diferentes zonas del cerebro y durante diferentes estados mentales (Niedermeyer y Lopes da Silva, 2012), lo que puede hablar de una mayor o menor excitación neuronal.

Por convención, si se dibuja una cresta, el cambio del voltaje es negativo, y por el contrario, si se dibuja un valle el cambio es positivo. El conocer los extremos de cambios de voltaje, es decir, en cuáles electrodos se encuentran los cambios positivos o negativos mayores, dependerá del tipo de montaje realizado. Si el montaje es monopolar, como se compara contra una misma referencia, resulta muy fácil saber dónde existen estos picos, siendo el punto más positivo el de mayor amplitud positiva (mayor tamaño de valle dibujado) y el punto más negativo el de mayor amplitud negativa (mayor tamaño de cresta dibujada). En cambio, si el montaje es de tipo bipolar, se necesita tomar en cuenta la cadena de electrodos con los que se comparan, recordemos que un montaje bipolar va

tomando como referencia electrodos vecinos o adyacentes de forma anteroposterior (Olejniczak, 2006).

La información acerca de estos extremos aporta un valor de amplitud máximo según la oscilación del cambio del voltaje, que ayuda a determinar los promedios que se toman en los potenciales evocados relacionados a eventos (ERP) y contribuyen a la formación de los ritmos característicos de un EEG. Además, permiten localizar el posible foco de una crisis epiléptica (Rosetti, 2008).

Los filtros pueden ser frecuenciales o espaciales, y pueden aplicarse durante o después de un registro. Los filtros frecuenciales son como los ecualizadores de un sistema de sonido; se utilizan para discriminar ondas de algunas frecuencias que no nos interesan o que nos impiden escuchar algo que sí es de nuestro interés. La actividad cerebral habitualmente registrada va de los 0 a los 40-50 Hz en los seres humanos adultos sanos (Niedermeyer y Lopes da Silva, 2012), sin embargo, existe actividad eléctrica que interfiere en el mismo rango de frecuencias, por ejemplo, la actividad muscular. Es por eso que se integra el uso de filtros. Los filtros frecuenciales también son de tres tipos: i) filtros de paso bajo o filtros altos (*High Filter* [HF]), que son aquellos que dejan pasar las frecuencias inferiores, ii) filtros de paso alto o filtros bajos (*Low Filter* [LF]) y iii) filtros de banda específica (BPF), los cuales pueden dejar pasar solo una frecuencia de interés o eliminar alguna frecuencia específica (Iriarte y Artieda, 2012).

Por otro lado, existen también los complejos filtros espaciales que se basan en análisis matemáticos aplicados al registro para descomponer las fuentes del EEG, permitiendo hacer un análisis diferencial de las fuentes por su topografía (Iriarte y Artieda, 2012).

Todo proceso de filtrado deforma la señal y puede dar lugar a malinterpretaciones, por lo que se debe ser muy cuidadoso al momento de la elección y aplicación de los filtros. Es importante conocer previamente las características de la situación en la que se encuentra un paciente para poder realizar un registro de la mejor manera posible.

2.6 Fundamentos de Ondas

Las oscilaciones están presentes en muchos aspectos de la naturaleza, desde los átomos de los cristales, los niños columpiándose en el parque, hasta los comportamientos de los cuerpos celestes en las galaxias. Se describen en la física, como un movimiento repetido en torno a un punto de equilibrio o posición central.

Una oscilación está descrita por la matemática simple como una serie de senos y/o cosenos dibujados en el tiempo, que contienen componentes básicos: 1. el ciclo, que se define como el viaje de ida y vuelta, 2. el periodo (P), el cual se define como el tiempo (en segundos (s)) de duración de un ciclo, 3. la longitud de onda (λ), que usualmente es definida como la distancia que existe entre los dos puntos más altos de las crestas o de los valles (aunque se puede usar cualquier punto en espejo de la onda) y se expresa en metros

estudiar la sincronización y desincronización de la actividad eléctrica cerebral en distintas regiones del cerebro (Varela et al, 2001).

2.6.1 Frecuencia de muestreo

La Frecuencia de Muestreo (SR) es análoga a los “cuadros por segundo” en el cine y se refiere a cuántas muestras de una señal se tomarán en un segundo, por lo que se expresa en Hertzios (Hz). El Teorema de Nyquist dicta que para una señal de un ancho de banda (B) determinado, la SR debe ser de al menos el doble de la señal a muestrear ($2*B$) para regenerar la señal sin perder información importante (Iriarte y Artieda, 2012). Es decir, si queremos registrar una señal que oscila a 10 Hz, la SR debe ser de al menos 20 Hz.

2.7 Ritmos de actividad eléctrica cerebral

La mayoría de los estudios de EEG enfocados en la rehabilitación, basan sus objetivos en la decodificación de los ritmos de actividad cerebral que aparecen en distintas zonas durante un registro de electroencefalograma, para su posterior modulación (con BCI, neurofeedback (NF) o algún paradigma mixto). Estos ritmos se han asociado a lo largo de la historia de la electroneurofisiología humana con distintas funciones cerebrales, ya sean cognitivas, motoras o emocionales.

Desde sus inicios en la década de los 20s del siglo XX, Hans Berger trató de unir correlacional y causalmente la aparición de ondas alfa y beta con distintos estados cognitivos (Figura 6) (Hermann et al, 2016).

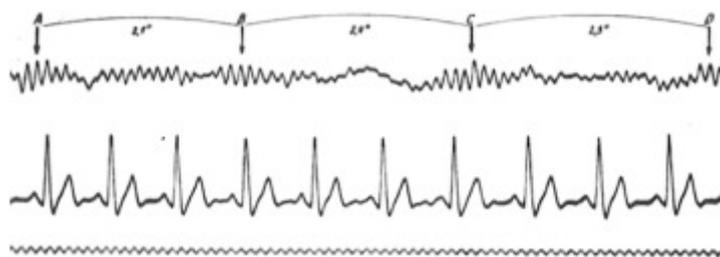


Figura 6: (1) Ondas alfa (parte superior) descritas por Hans Berger en 1929. (2) Electrocardiograma (parte media). (3) Referencia temporal (debajo) a 10 Hz (Tomado de Hermann et al, 2016).

Con Berger y su hijo Klaus, se inaugura la búsqueda de correlatos neurofisiológicos de las funciones cognitivas del ser humano sin daño cerebral. Estas características, además, no son estáticas conforme a la edad, sino que la actividad eléctrica encefálica también cambia conforme la maduración cerebral se lleva a cabo (Husain y Sinha, 2018). En los niños se puede incluso deducir su edad al observar los patrones del registro EEG, siendo

esto más preciso entre más joven es el niño (Iriarte y Artieda, 2012). En los adultos, si bien existe mucha variabilidad fisiológica y cada actividad cerebral de un individuo es única, se han realizado convenciones de patrones definidos a lo que se refiere a una actividad eléctrica “normal”, en cuanto a morfología, frecuencia de las ondas en dicha morfología y la forma en la que se distribuyen topográficamente en distintos contextos, como puede ser en vigilia o en distintas fases del sueño.

Las cinco bandas de frecuencias tradicionales (debido a que caracterizan la mayor parte de la fisiología cerebral) y que son ampliamente utilizadas en el área de la investigación en neurociencias, son en orden creciente de Hz (ciclos por segundo): ondas delta (0.1 a 4 Hz), ondas theta (4-8 Hz), ondas alfa (8 a 13 Hz), ondas beta (13 a 30 Hz) y ondas gamma (>30 Hz) (Figura 6.1) (Kandel, Schwartz y Jessell, 2000).

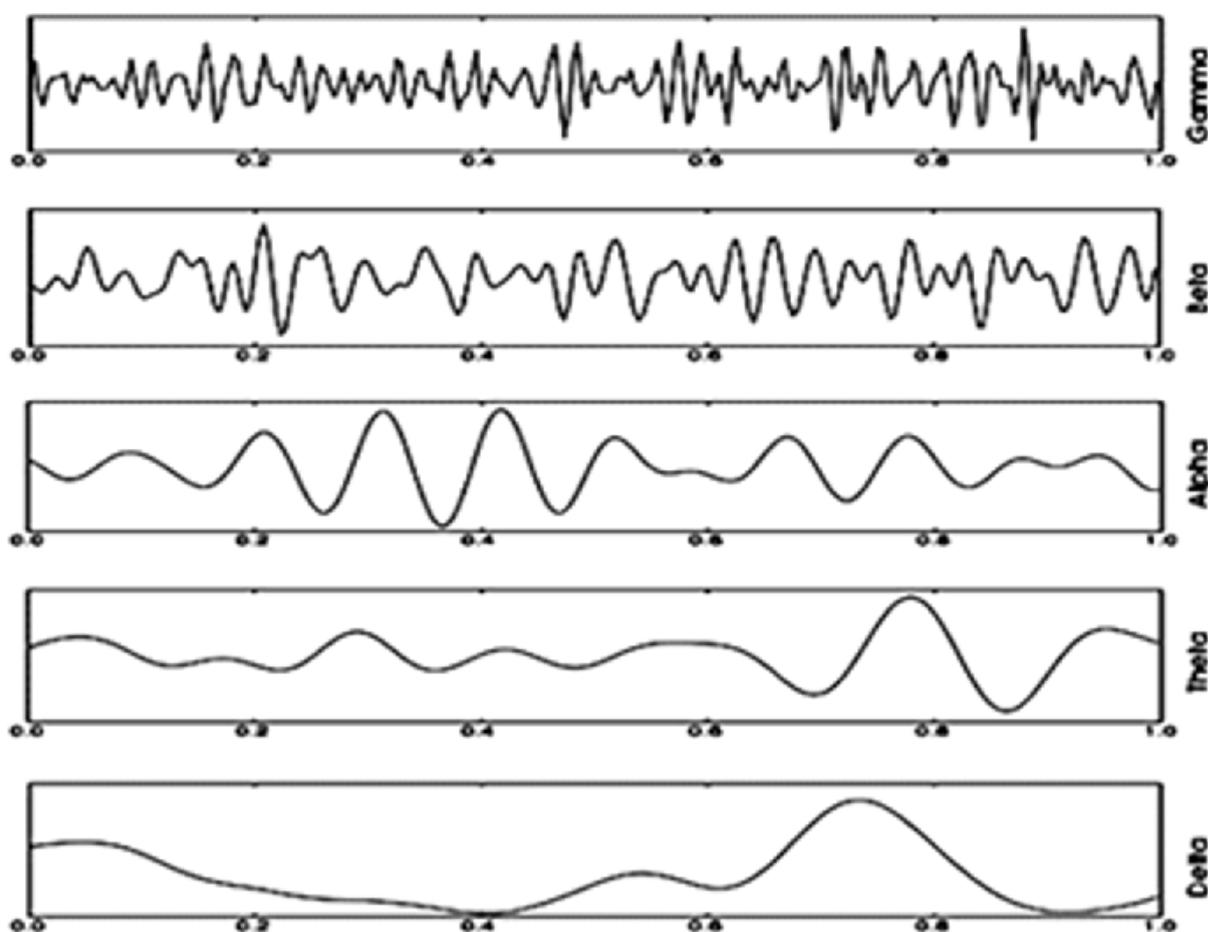


Figura 6.1: Representación de las ondas cerebrales típicas, basada en registros EEG (Tomado de Medithe y Nelakuditi, 2016).

El uso de las bandas de frecuencia es ampliamente aceptado por la comunidad científica debido a su utilidad en la interpretación del EEG y la posibilidad de usarse en la comparación de los resultados entre estudios diferentes (Thibault, Lifshitz y Raz, 2018).

Estas bandas de frecuencias se han utilizado para analizar patrones de la actividad eléctrica cerebral en diversas condiciones psicológicas y neurológicas.

2.7.1 Ondas Alfa

Las oscilaciones alfa (8 - 12 Hz) fueron las primeras en describirse, de ahí su nombre. Se han relacionado a los procesos atencionales y se modulan durante la estimulación sensorial en diferentes áreas de la corteza. Se sugiere que su aparición ayuda a la inhibición de estructuras corticales irrelevantes para una tarea dada (Klimesch, 2012). Además, su aparición durante los estados de reposo entre tareas se ha relacionado con un mejor rendimiento cognitivo en la tarea (Klimesch, 1999).

Estas ondas cerebrales se encuentran mayormente en las áreas parieto occipitales, facilitan la atención y la memoria, por la inhibición mencionada. Klimesch (1999), propone que el rango de Alfa se puede subdividir en Alfa Inferior (8-10 Hz) y Alfa Superior (10-12 Hz), ya que se vinculaba su aparición con distintos procesos cognitivos. La primera subdivisión se relaciona a cambios atencionales en tareas y estímulos y la segunda subdivisión se relaciona con el rendimiento en la memoria, así como los procesos de búsqueda y recuperación de la memoria declarativa (Kober et al, 2015; Basar et al, 2001).

2.7.2 Ondas Beta

El segundo tipo de ondas descritas por Hans Berger, fueron las oscilaciones Beta, que frecuentemente aparecían en zonas frontotemporales al realizar actividades que necesitan concentración, por ejemplo, cálculos mentales (Hermann et al, 2017). En 2001, Neuper y Pfurtscheller, encuentran que éstas se modulan cuando los sujetos realizan tareas motoras, o con tareas que involucran interacción sensoriomotora (Kilavik et al, 2013). En 2010, Engels y Fries, sugieren que esta actividad refleja una expectativa sensoriomotora. A la banda Beta también se le suele subdividir en Beta Baja (12,5 - 15 Hz), Beta Media (16 - 22 Hz) y Beta Alta (22 - 30 Hz). Las fluctuaciones en Beta Baja en conjunto con Theta se correlacionan con las funciones cognitivas de memoria y atención (Arroyo-Ferrer et al, 2021).

2.7.3 Ondas Delta y Theta

A menudo, las ondas Delta, se encuentran en la corteza del lóbulo frontal y se han relacionado a la detección de estímulos de interés en una serie de estímulos distractores. Debido a la baja frecuencia de esta actividad eléctrica, se cree que abarcan redes neuronales bastante amplias, aunque se teoriza que el área del cíngulo puede ser muy importante para su modulación (Harmony, 2013).

Las ondas theta, en cambio, se teoriza que reflejan la comunicación córtico hipocámpal, y se asocia a procesos funcionales de memoria (Mitchell et al, 2008), y por ende, se relacionan con el aprendizaje funcional durante la rehabilitación cognitiva. Además, un

decremento de su potencia antes de un estímulo seguido de su aumento en potencia durante una tarea cognitiva está asociado con un buen desempeño (Doppelmayr et al, 2007).

2.7.4 Ondas Gamma

En contraparte con las oscilaciones de baja frecuencia asociadas a la inhibición funcional, las oscilaciones de alta frecuencia en los rangos desde beta 2 hacia gamma, se han relacionado con la activación cortical, y dependiendo de la región de su aparición pueden asociarse a diferentes procesos, como el procesamiento atento de información, y el mantenimiento activo de contenidos de memoria y percepción consciente (Hermann, 2017).

Se han descrito acoplamientos y afectaciones entre las frecuencias descritas anteriormente y se han relacionado causalmente a procesos cognitivos. Las ondas alfa, modulan también la aparición de ondas gamma y estas ondas alfa a su vez, se modulan por ondas theta o delta (Osipova, Hermes y Jensen, 2008). Es decir, las ondas más lentas parecen estar modulando la aparición de las ondas más rápidas.

Observando cómo se comportan las ondas cerebrales en momentos precisos durante tareas de imaginación del movimiento, de orden cognitivo (ej; hacer cálculos mentales) o incluso en reposo, se pueden establecer relaciones entre las tareas y sus componentes de actividad eléctrica cerebral, para crear modelos de trabajo en rehabilitación donde se busque readaptar los cambios que se sufren tras un EVC (Renton, Tibbles y Topolovec-Vranic, 2017).

2.7.5 Ritmos Sensoriomotores

El nombre de los ritmos también se define según la región en que se encuentren las frecuencias y por el método empleado para su aparición, por ejemplo, las ondas cerebrales de 8 a 12 Hz, también pueden llamarse Ritmo Mu (μ) si se encuentran sobre las regiones frontocentrales (sobre la cisura precentral según la organización homuncular, debajo de los electrodos C3 y C4, áreas 3 a 6 de Brodmann). El Ritmo Mu, es un ritmo sensoriomotor (SMR) cuya extracción y modulación se implementa muy a menudo en paradigmas que involucran imaginación motora o práctica mental de un movimiento (Hermann et al, 2017), para volver a aprender o mejorar su ejecución. Este ritmo es cada vez más comúnmente usado en pacientes que sufrieron un EVC.

Con los movimientos de esfuerzo normal, el Ritmo Mu contralateral se desincroniza y atenúa a medida que se planifican y ejecutan los movimientos; a esto se le denomina desincronización relacionada a eventos (ERD). Es decir, el Ritmo Mu, tiende a desaparecer con los movimientos del miembro contralateral.

También existe el Ritmo Sensoriomotor Beta (18-30 Hz). Este ritmo adquiere una mayor presencia de desincronización en las mismas zonas que el Ritmo Mu, cuando el

movimiento está siendo ejecutado en el lado contralateral. Se asocia por lo mismo, a la ejecución y control del movimiento contralateral.

Cuando se finaliza el movimiento, estos SMR se sincronizan, en una sincronización relacionada a eventos (ERS). Estas cualidades de sincronía y asincronía de los SMR con el movimiento contralateral, son los que permitieron diseñar las primeras intervenciones con interfaz cerebro-computadora (BCI) y neurofeedback (NF) para la rehabilitación de las funciones motoras.

Un aumento de la potencia del SMR en la banda Beta (12 - 15 Hz) también está relacionado con el rendimiento cognitivo en tareas de memoria declarativa. Se cree que durante su aparición en el EEG durante tareas de orden cognitivo la conducción de información somatosensorial a la corteza se atenúa (Kober et al, 2015), en una especie de inhibición interna que permite priorizar la información de la tarea de orden cognitivo. La activación de los ritmos sensoriomotores de beta que serían los SMR beta inferior (12-15 Hz), además de su asociación con el rendimiento cognitivo descrita anteriormente, se correlaciona con la inhibición del movimiento, y mejora de la atención.

2.8 Electroencefalograma cuantitativo

Cuando hablamos de electroencefalograma cuantitativo (qEEG) hablamos de un conjunto de herramientas que se utilizan para analizar datos de EEG de manera objetiva y cuantitativa en lugar de depender de la interpretación subjetiva de un experto. Además, para realizar la detección visual de artefactos y zonas de interés de un registro se necesita mucha experiencia evaluando y registrando tanto sujetos sanos como pacientes con alguna afectación neurológica. A diferencia del EEG en su forma pura, el cual se enfoca en la observación visual de la actividad eléctrica en el cerebro, el qEEG utiliza técnicas de estadística y matemáticas para extraer información objetiva de la señal eléctrica registrada (Thatcher, 2012).

Varios estudios han encontrado correlaciones de diversos parámetros de qEEG con otras patologías neurológicas. Tiene la ventaja de ser una técnica más objetiva y reproducible basada en la actividad cerebral en comparación de las escalas neuropsicológicas tradicionales de medición, lo que puede ayudar a detectar trastornos neurológicos de manera temprana y dar seguimiento a la progresión de la enfermedad.

En general, el EEG tiene la ventaja de que se puede utilizar en entornos variados, como en las unidades de cuidados intensivos. Por ejemplo, el parámetro ADR se ha utilizado en la clínica para predecir una isquemia cerebral tras un EVC hemorrágico (Hussein, 2020), en este reporte de caso también se observa que la variabilidad en alfa (RAV) puede predecir la isquemia incluso 20 minutos antes que ADR, lo que concuerda con estudios posteriores que proponen al decremento en el parámetro RAV como marcador de isquemia cerebral (Hussein, 2020).

Entre las desventajas del qEEG, se encuentra la necesidad de un conocimiento experto de las técnicas de procesamiento de señales para lograr una correcta interpretación de los resultados. Por lo que la precisión y fiabilidad de los resultados dependerá de la calidad de la señal de EEG, de la selección de partes limpias y de la correcta selección de los parámetros de procesamiento (Thatcher, 2012).

2.8.1 Transformada de Fourier

Es evidente que la actividad eléctrica cerebral registrada se muestra de manera oscilatoria y con frecuencia se utilizan los métodos de análisis derivados de los osciladores armónicos (Iriarte y Artieda, 2012) para analizar la señal. El más utilizado de éstos, es la Transformada de Fourier (FT), una herramienta que permite pasar una señal periódica del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia (Hz, recordemos que la frecuencia se puede observar como el número de veces que un proceso se repite en un segundo) para obtener información de los armónicos que componen una señal, así como de la intensidad y fase de la misma. Como antes se mencionó, la frecuencia se relaciona con la actividad cerebral, por lo tanto, es importante evaluar detalladamente las características de frecuencia dentro de la señal. En otras palabras, la FT permite descomponer la señal en componentes de frecuencias expresados en señales periódicas de senos y cosenos. La información obtenida mediante la FT es útil para identificar patrones en la actividad eléctrica cerebral, que a su vez son útiles para el diagnóstico de algunos trastornos neurológicos (Sanei y Chambers, 2007).

2.8.2 Análisis de componentes independientes y Análisis de Componentes Principales

El análisis de componentes independientes (ICA) y el análisis de componentes principales (PCA) son técnicas de procesamiento de señales complejas de EEG en componentes más simples y significativos. El ICA y el PCA permiten separar diferentes fuentes de actividad cerebral (Makeig et al, 1996) y permiten eliminar componentes artefactuales de los registros, como la eliminación del artefacto ocular, y en sí de cualquier artefacto de origen muscular, sin comprometer demasiado la señal cerebral (Iriarte y Artieda, 2012). Por otro lado, el PCA también resulta útil para reducir la dimensionalidad de los datos de EEG (Makeig et al, 2004). En las últimas décadas, dentro de la investigación, su uso se ha potenciado debido a su confiabilidad para extraer las señales de interés, así como su accesibilidad y fácil manejo dentro de los programas de procesamiento de señal EEG.

2.9 Parámetros de electroencefalograma cuantitativo

Los parámetros EEG, son medidas descriptivas o variables del registro de EEG. Existen parámetros generales de un registro electroencefalográfico. La potencia absoluta y relativa de alguna banda de frecuencia, la coherencia y la sincronía, son algunos de los parámetros más generales que se utilizan ampliamente en la literatura de investigación en EEG. Todos ellos se obtienen a partir de fórmulas matemáticas que nos permiten obtener una vista parcial desde cierto ángulo de la actividad global del encéfalo.

2.9.1 Variabilidad de Alfa

La variabilidad de alfa (RAV), es quizás la más sencilla de todas, ya que se mide con respecto a los cambios de amplitud de alfa en el tiempo. Una gran variabilidad es cuando existe una gran diferencia entre los valles y los picos y una variabilidad pobre, es lo contrario, picos pequeños. Los cambios en la variabilidad de alfa se pueden evaluar por visualización del gráfico por parte de un experto en EEG, y son fáciles de discernir para los recién iniciados (Hussein, 2020).

2.9.2 Potencia de las bandas de frecuencia

En el dominio frecuencial, la amplitud y la fase permiten calcular la potencia o poder (μV^2). La potencia absoluta total viene dictada por el área bajo la curva del espectro de potencia, que representa la energía total del espectro. La potencia absoluta de alguna banda representa la sumatoria del área bajo la curva del espectro de potencia de dicha banda. La potencia relativa de alguna banda se obtiene al dividir la potencia absoluta de la banda entre la potencia total del espectro, que es otra forma de ver qué tan presente se encuentra una banda de frecuencia en una ventana de tiempo determinada (Iriarte y Artieda, 2012).

2.9.3 Índice de Proporción de Potencia o Índice de Lentos/Rápidos

Utilizando los valores de potencia absoluta se puede medir la relación de potencia que existe entre las bandas de frecuencia lentas (Delta + Theta) divididas entre las bandas de frecuencia rápidas (Alfa+Beta), a este cálculo se le denomina índice de relación de potencia (PRI) o *Power Ratio Index*, también llamado DTABR por otros autores (Sheorjunday et al, 2011). Existe también la proporción de Delta contra las frecuencias rápidas (Alfa + Beta), llamada DABR.

2.9.4 Proporción Delta/Alfa

Al igual que en el PRI, para calcular la relación entre Delta y Alfa (DAR) se utilizan los valores absolutos de potencia de estas bandas de frecuencia para crear un coeficiente (Hussein, 2020). Existe también la relación inversa llamada ADR. Se ha utilizado ampliamente en la detección de isquemia.

2.9.5 Índice de Asimetría

El índice de asimetría (AI) es una comparación de la diferencia en potencia para cada par de electrodos homólogos. Mide la asimetría absoluta, la cual suma los valores absolutos (siempre positivos) y sus valores son directamente proporcionales a la asimetría en amplitud y frecuencia en cualquier dirección. También se puede medir la asimetría relativa, que muestra lateralidad, sube con el incremento de potencia a la derecha y baja con el incremento de potencia a la izquierda.

2.9.6 Desincronización y sincronización relacionada a eventos

Las atenuaciones y amplificaciones de la potencia de bandas de frecuencia específicas de un EEG en respuesta a un evento se conocen como desincronización relacionada a evento (ERD) y sincronización relacionada a evento (ERS), respectivamente. Al ser potencias de bandas de frecuencia, su cálculo se realiza elevando al cuadrado las señales de cada ensayo y luego se promedian los ensayos, con estos valores se hace un cálculo porcentual del ritmo inactivo entre la condición reposo y la condición tarea (imaginación o ejecución motora) (Edlinger, Neuper y Pfurtscheller, 2002).

2.9.7 Densidad de potencia espectral

El análisis de densidad espectral (PSD) de una serie de tiempo describe la distribución de potencia de las diferentes frecuencias que componen una señal. Se descompone mediante la transformada de Fourier en varias frecuencias discretas. El promedio estadístico de una determinada señal analizada en términos de frecuencia se le denomina espectro (Iriarte y Artieda, 2012).

2.9.8 Exponente espectral

El exponente espectral (SE) es una medida global del espectro PSD, concretamente se calcula midiendo la pendiente de inclinación del PSD en coordenadas logarítmicas. Un decaimiento más prominente representa la ralentización global de las bandas de frecuencia. Por lo que puede utilizarse como un índice de la actividad EEG ralentizada de manera global.

2.9.9 Frecuencia del Borde Espectral

La frecuencia del borde espectral (SEF) se refiere a la frecuencia umbral por debajo de la cual se encuentra el 95% del poder del espectro y que no tiene en cuenta la relación entre las fases (Iriarte y Artieda, 2012).

2.9.10 Índice de Simetría Cerebral o Índice de Simetría Interhemisférica

El índice de simetría cerebral (BSI), es un parámetro de EEG que compara la potencia espectral de los dos hemisferios cerebrales utilizando señales filtradas por paso de banda específica. Sus valores van de 0 a 1, donde 0 representa una simetría total y 1 refleja una total asimetría (Sebastián-Ramagosa et al, 2020), el rango normal está entre 0.042 +/- 0.005. Se calcula el valor normalizado con la fórmula (señal izquierda - señal derecha) / totalidad de señal x 100.

2.9.11 Coeficiente de Lateralidad

El coeficiente de lateralidad (LC) es una medida de potencia comparativa entre hemisferios al igual que el BSI y el AI, pero que arroja valores de -1 a 1 (Iriarte y Artieda, 2012). Es una medida que se utiliza en rehabilitación para observar cambios al momento de realizar o imaginar una acción. Se calcula dependiendo de los valores de la señal de interés a evaluar su asimetría en un contexto dado, $LC = (C-I) / (C+I)$, donde C representa los valores de la señal a evaluar en el hemisferio contralateral a la extremidad que se mueve o se imagina el movimiento, y la I representa los valores de la señal de interés en el lado ipsilateral a la extremidad que se mueve.

2.9.12 Sincronía y Coherencia

La sincronía, o interacción cerebral, se refiere a la relación temporal entre dos señales (Bastos y Schoffelen, 2016) se puede definir como un ajuste de frecuencias entre dos oscilaciones periódicas debido a algún tipo de interacción; es decir, si coinciden en ritmo independientemente de la amplitud de las señales (Iriarte y Artieda, 2012), muy parecido a cuando varios metrónomos análogos, que son las herramientas de los músicos para medir el tiempo en pulsaciones por minuto (PPM), que en un principio oscilaban asincrónicamente se acoplan por interacciones complejas en un mismo ritmo sincrónico.

La coherencia (Coh), es un tipo de medida de sincronía que representa el grado de correlación estable en el tiempo entre dos o más regiones del cerebro con base en las coincidencias en la fase y la amplitud de las frecuencias, por lo que resulta esencialmente en una medida de conectividad funcional entre regiones del cerebro en el campo de la electrofisiología (Omejc et al, 2018). Se mide con correlaciones entre señales, es decir, puede decirse que hay correlación entre señales si a partir de cambios en alguna de ellas se pueden obtener los cambios de la otra señal (Iriarte y Artieda, 2012). Arroja valores de 0 a 1 entre las señales, un valor de coherencia cercano a 0 indica una diferencia aleatoria entre fase y amplitud y un valor cercano a 1 indica que no hay diferencias en fase y amplitud de las señales en el tiempo. También se puede calcular el acoplamiento funcional con respecto a un estímulo o evento (TRCoh) mediante el cálculo de la coherencia acoplado en tiempo a una acción motora o mental.

Estas medidas sirven para investigar la interacción entre diferentes regiones del cerebro en función del tiempo e identificar redes funcionales que subyacen procesos cognitivos (Bastos y Schoffelen, 2016).

2.9.13 Parámetros no lineales

Dado que la actividad eléctrica registrada en EEG tiene fuertes características no lineales y dinámicas, también se opta por medir los parámetros no lineales (NDA). Algunos ejemplos de este tipo de parámetros son: Entropía Aproximada (ApEn), que cuantifica la posibilidad de aparición de una nueva secuencia en una secuencia de tiempo dada, e indica la regularidad y previsibilidad de una señal; Entropía muestral (SampEn), que

mejora la consistencia de ApEn; Complejidad Lz, que mide la tasa de aparición de nuevos patrones en una serie de tiempo y C0, que calcula la proporción de componentes irregulares descomponiendo las secuencias en componentes regulares e irregulares (Hu et al, 2022). La información mutua mencionada anteriormente también es un parámetro para medición no lineal de la coherencia de distintas bandas de frecuencia.

2.10 Uso clínico e interpretación de un EEG

En la clínica, el EEG es interpretado por un neurofisiólogo especializado mediante la observación de los ritmos de las ondas y sus amplitudes, las asimetrías entre la actividad de ambos hemisferios cerebrales, los cambios en la magnitud y la relación entre las ondas (Al Qazzaz et al, 2021). Su uso ha sido ampliamente aceptado por la comunidad científica como método diagnóstico de diversas patologías neurológicas, como trastornos del sueño, diversos tipos de epilepsia y encefalopatías, entre otras (Iriarte y Artieda, 2012). Se han relacionado ciertas alteraciones en la electrofisiología cerebral con trastornos depresivos, trastorno de déficit de atención e hiperactividad, y alteraciones cognitivas (Klimesch, 1999). También se ha propuesto como una vía de medición cuantitativa de la mejora del paciente después de una intervención en rehabilitación (Kuak, Sobaniec y Bockowski, 2005). Esta última propuesta, se basa en la capacidad de diagnóstico oportuno de las patologías antes mencionadas y de las diferencias marcadas que existen en la actividad eléctrica cerebral en un individuo sano en comparación con un individuo que ha tenido algún tipo de catástrofe cerebral como puede ser un EVC.

En cuanto al diagnóstico y pronóstico de un EVC, en la práctica clínica se sigue tratando de demostrar que el uso de EEG sea de vital importancia para los pacientes al momento de ingresar con síntomas de EVC, entre sus limitantes se encuentran los largos tiempos necesarios para montar los electrodos. Sin embargo, se sabe que proporciona información sobre los efectos agudos de un EVC. Existen estudios que revaloran el uso del EEG como parte del diagnóstico y pronóstico neurológico, ya que capturan información importante sobre la lesión aguda por EVC, que no están disponibles en las imágenes cerebrales estructurales.

Dentro de las intervenciones de rehabilitación neurológica y en conjunto con técnicas como Interfaz-Cerebro-Computadora (BCI), Neurofeedback (NF) y Realidad virtual (RV), se ha intentado incorporar nuevas formas, complementarias o sustitutivas, para ayudar en la rehabilitación de miembros paréticos (Camargo-Vargas, Callejas y Mazzoleni, 2021) o de algunos déficits cognitivos (Renton, Tibbles y Topolovec-Vranic, 2017), que devienen generalmente después de un EVC o un traumatismo. Por otro lado, existen también las intervenciones fisioterapéuticas tradicionales, como aquellas que se basan en la reeducación del movimiento y coordinación de las extremidades afectadas como son 1) los ejercicios de amplitud del movimiento activos y asistidos, 2) la terapia del movimiento inducida por restricción del miembro funcional y 3) la terapia ocupacional, que buscan recuperar la funcionalidad de los pacientes con deterioros motores por medio de técnicas físicas (Manual MSD, 2023).

2.11 Uso del EEG en pronóstico y rehabilitación de un EVC

La electroencefalografía en su forma pura, así como la cuantitativa, ha contado con varias aplicaciones en el tratamiento de pacientes con EVC, incluyendo el monitoreo de la actividad eléctrica cerebral en pacientes con EVC isquémico agudo o durante cirugías. Se ha utilizado durante décadas para observar la planificación y la realización de un movimiento complejo (ej., alcanzar y agarrar) que requiere de la coordinación de los músculos y la actividad eléctrica registrada corticalmente (Faith et al, 2011).

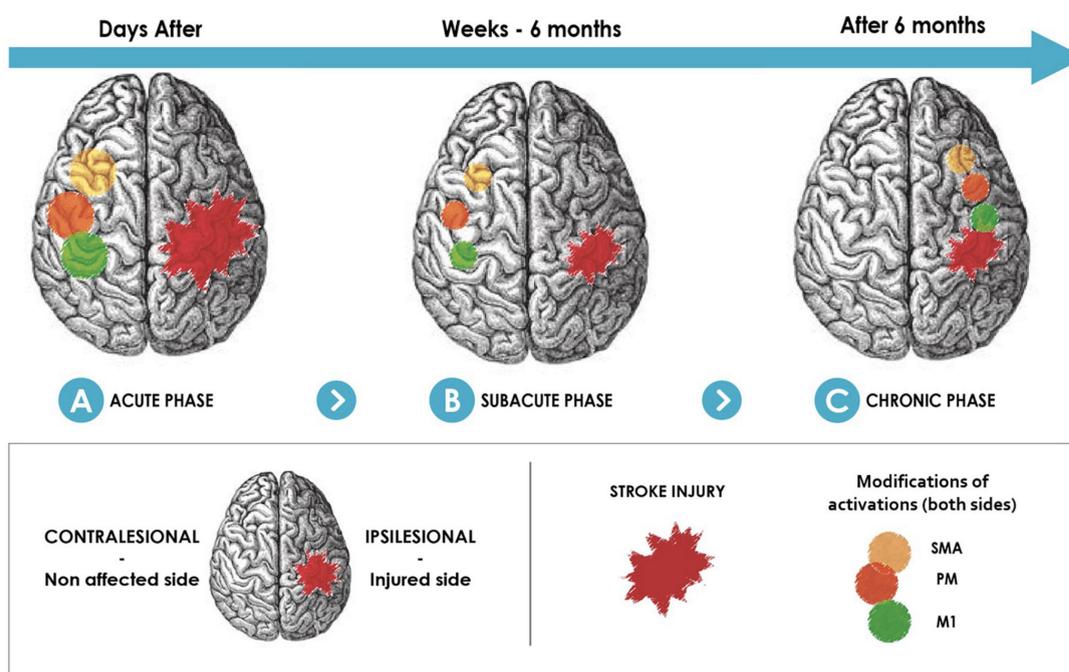


Figura 7: Modificaciones de la actividad cortical según el tiempo de la lesión por EVC (Tomado de Le Franc et al, 2022).

Por otro lado, recientemente se ha utilizado el EEG en la clínica para tratar de predecir las mejoras, motoras o cognitivas, de pacientes post EVC, a este tipo de trabajos se les llama estudios con enfoque de pronóstico (Sheorajpanday et al, 2011), ya que realizan mediciones de la actividad eléctrica cerebral sin tomar en cuenta el tipo de rehabilitación al que se someten los pacientes o los cambios en la actividad eléctrica cerebral al concluir cierto periodo de tiempo. También existen los estudios con enfoque de validación de tratamiento, los cuales realizan mediciones de la actividad eléctrica cerebral antes y después de una o más intervenciones de rehabilitación. Ambos enfoques intentan observar cambios en la actividad eléctrica que i) permitan tomar mejores decisiones en el ámbito clínico con respecto al tipo y tiempo de la rehabilitación para los distintos tipos de pacientes post EVC, ii) que den pautas a futuro para nuevos métodos de terapias, y iii) ser

de ayuda a los clínicos para predecir la recuperación de un paciente, personalizar su tratamiento y maximizar las mejoras.

Los estudios con un enfoque de pronóstico intentan encontrar biomarcadores tempranos de la actividad eléctrica cerebral que predigan resultados a futuro, ya que existe evidencia de cambios en los parámetros de EEG y qEEG tanto inmediatamente después de un EVC como a largo plazo (Sheorjunday et al, 2011). En cambio, los estudios con enfoque de validación de tratamiento también buscan biomarcadores pero aunados a la recuperación funcional de algún tipo específico de rehabilitación.

En principio, todo cambio significativo de la actividad eléctrica cerebral tanto en reposo como en tareas específicas en pacientes que sufrieron un EVC y que no se observa en sujetos sanos, es un potencial marcador de la recuperación del paciente si se contrasta con las medidas conductuales cognitivas. Después de un tiempo se puede corroborar si el cambio observado se va restableciendo, acompañando a las mejoras en la funcionalidad. Por ejemplo, si observamos una disminución de la potencia de alfa global post EVC y un déficit motor en FMA, podemos correlacionar el restablecimiento de la potencia de alfa global con la recuperación motriz al cabo de cierto tiempo, ya sea por recuperación espontánea o por algún proceso de rehabilitación. Este tipo de correlaciones se realizan muy a menudo en la investigación en rehabilitación neurológica. Por lo que también es importante conocer los cambios presentes en la neurofisiología tras un EVC en los diferentes tiempos posteriores al suceso.

Dado que el daño cerebral causado por un EVC conlleva un aumento en la asimetría cerebral debido, entre otras cosas, a la disminución de la actividad eléctrica del hemisferio afectado y a la compensación de la plasticidad del hemisferio contralesional, Van Putten y Tavy, en 2004, proponen al índice de simetría interhemisférica (BSI) como un método para valorar el estado de un paciente y especular sobre su desempeño futuro.

Por otro lado, las proporciones entre las frecuencias lentas y rápidas también se han propuesto como un factor que predice y valora el estado motor y/o cognitivo de un paciente, dado que se ha observado un aumento de las frecuencias lentas en reposo en los pacientes con EVC en comparación con sujetos control. Un estudio del 2011 que realizó mediciones de qEEG en 110 pacientes encontró que los parámetros de índice de simetría (BSI) derivado por pares de electrodos y la relación entre las frecuencias rápidas con las lentas (PRI o DTABR) se correlacionan con el resultado funcional evaluado por la escala tradicional de Rankin modificada (mRS) a los 6 meses del EVC y la dependencia evaluada por NIHSS, respectivamente (Sheorjunday et al, 2011).

Es frecuente que tanto los familiares como los propios pacientes soliciten a los clínicos una cierta predicción sobre la posibilidad de recuperación tras un EVC. En la fase aguda, los predictores más potentes son la edad del paciente y la gravedad del EVC, así como, la presencia de abducción del hombro y extensión de los dedos en las primeras 72 hrs, que suelen ser signos que predicen una recuperación funcional (Nijland et al, 2010). Sin embargo, predecir el resultado de la terapia en la fase crónica sigue siendo un desafío en

el ámbito clínico porque no siempre se relaciona con la extensión del daño inicial; además, existen procesos complejos de reorganización cerebral mediados por neuroplasticidad que no son fácilmente predecibles. Por lo tanto es en las fases crónicas donde más se requiere del uso de técnicas complementarias para el pronóstico y validación de tratamiento de una recuperación funcional.

Por otra parte, el EEG puede ser parte integral de las terapias de rehabilitación neurológica, debido entre otras cosas, a su bajo costo y su nula invasividad. Los protocolos de interfaz cerebro computadora (BCI) y de neurofeedback (NF), en general, tienen como premisa utilizar la actividad eléctrica cerebral para el entrenamiento de alguna mejora funcional, lo que resulta en un aumento de la actividad cerebral modulada con estas técnicas. Por ende, mediante el uso de estos tipos de rehabilitación se reportan, en mayor medida, cambios en la actividad eléctrica cerebral derivados de la intervención en comparación con las intervenciones de rehabilitación tradicional.

Le llamamos interfaz a un transductor, un dispositivo capaz de convertir un tipo de señal generada por un sistema a otro tipo de señal comprensible por otro sistema. En el caso de las interfaces cerebro-computadora (BCI's), las señales que se transducen son las del sistema nervioso central (SNC), por lo que este tipo de interfaces intentan modificar la relación del cerebro con el ambiente, para mejorar, complementar, sustituir o restaurar las acciones controladas por el SNC (Wolpaw, Millán y Ramsey 2020). De esta manera, con el BCI basado en registros de EEG, se puede interactuar directamente mediante la modulación de dicha actividad cerebral, para obtener un resultado esperado en tiempo real, que puede ir desde mover un cursor en la computadora hasta la realización de un movimiento de un brazo electrónico.

Las técnicas de BCI han ido evolucionando con el tiempo. Se han vuelto cada vez más asequibles y estudiables. Han permitido abrir nuevos enfoques en la rehabilitación neurológica para personas con discapacidades físicas resultado de algún daño cerebral o un EVC (Abiri et al, 2019); en especial, ha resultado muy beneficiosa su compaginación con la técnica electroencefalográfica y las nuevas técnicas inalámbricas para la grabación de los registros. La decodificación de señales de EEG es necesaria para el uso correcto en el desempeño de las BCI basados en EEG. Muchos estudios se centran en la decodificación de señales relacionadas con la cinemática del cuerpo en general, imagería motora (MI), y el desempeño de otras tareas que involucran otros sentidos y habilidades cognitivas.

A diferencia del BCI, en el NF se utilizan programas (*softwares*) para enviar una señal de regreso al practicante con la finalidad de que aprenda a desempeñar determinada acción en la computadora y que esto lleve a la modulación de la actividad de zonas en la corteza cerebral, que a su vez resulten en una mejora de la capacidad adquirida (Papo, 2019). Se basa en la asociación empírica que la literatura científica ha proporcionado sobre la aparición de ciertos tipos de actividad eléctrica en determinadas regiones del cerebro que se asocian con una funcionalidad precisa (cognitiva, motora o neurofisiológica), y que mediante el entrenamiento de su aparición o sostenimiento, resultará en un cambio en la

conducta con el tiempo. Es decir, al practicante se le enseña cómo mejorar o inhibir ciertos parámetros electrofisiológicos, a través del condicionamiento operante, que es el proceso de aprendizaje en el cual la conducta se ve reforzada por retroalimentación inmediata y refuerzos positivos.

Fingelkurts y colaboradores (2002), encontraron disminuciones en la banda de frecuencia theta que se correlacionaron con mejoras en las funciones cognitivas en pacientes con EVC. En 2006, Perreau y Razafimahazo, encontraron resultados importantes en las zonas frontales. Realizaron un estudio donde mediante un programa de entrenamiento cognitivo en pacientes con EVC crónico, lograron obtener mejoras significativas de las puntuaciones de memoria y atención y un aumento significativo en las bandas Alfa y Beta durante el reposo en la región frontal del cerebro.

En 2007, Doppelmayr y colaboradores intentaron observar cambios en los pacientes con EVC mediante dos entrenamientos, uno en base a incrementar la potencia de la banda alfa y otro para decrecer la potencia de la banda theta, y encontrar alguna correlación con beneficios en el desempeño cognitivo de las escalas tradicionales de memoria verbal y pruebas de atención. Al cabo de los experimentos, aunque sí se encontraron mejoras en cuanto al control de la actividad Alfa y Theta, no se observó ninguna correlación con las pruebas cognitivas.

La investigación de las últimas décadas sugiere que estas características de las técnicas de BCI y de NF las convierten en una buena herramienta para usarse en pacientes con algún déficit posterior a un EVC, dado que permite que el paciente participe en la neuromodulación de manera activa, y que consecuentemente se induzca la neuroplasticidad que facilitará la recuperación funcional (Renton T, Tibbles A, Topolovec-Vranic J, 2017).

También se ha utilizado la técnica EEG como guía para la observación de distracciones en los pacientes con EVC durante una terapia de rehabilitación motora, comparando las ERD y ERS de tareas pasivas y activas de agarre y supinación de la mano parética (Park et al, 2015). Se muestra que las tareas motoras activas inducen una mayor ERD que las pasivas en la corteza motora en ambos hemisferios y en el área motora suplementaria (SMA). La observación respalda el uso del EEG para evaluar qué tan comprometidos cognitivamente están los pacientes en la terapia, mejorando los movimientos. De manera parecida, Rogers y colaboradores (2021) utilizan el EEG para obtener mediciones en tiempo real de qué tan comprometido se encuentra un paciente en una intervención por realidad virtual (RV). El EEG se ha utilizado junto con otras técnicas novedosas como la estimulación magnética transcraneal (TMS) reportando buenos resultados en comparación con la rehabilitación de fisioterapia tradicional (Hoyer y Celnik, 2011).

El conjunto de estas observaciones, sumado a la versatilidad y portabilidad de la técnica sugiere que el uso del EEG como una herramienta puede ser de ayuda para comprender mejor un EVC y la forma en la que cambia la actividad cerebral durante un proceso de

rehabilitación. Además, se ha propuesto como medio de entrenamiento para un fin funcional mediante las técnicas novedosas de BCI y NF, cuyos resultados son alentadores.

3. Hipótesis

De acuerdo con la literatura científica de los últimos 10 años, la evaluación de la actividad cerebral medida a través de EEG ha demostrado ser útil tanto para el pronóstico como para observar cambios con respecto al proceso de rehabilitación neurológica en pacientes que sufrieron un EVC.

4. Objetivos

- **Objetivo general:** Conocer el estado del arte en el uso de la técnica del EEG como herramienta para medir el pronóstico y la eficacia de las diversas intervenciones de rehabilitación neurológica después de un EVC.
- **Objetivos específicos:**
 - a) Realizar una búsqueda bibliográfica de los trabajos y revisiones sobre la técnica del EEG en rehabilitación, para el pronóstico y la medición cuantitativa de la mejora de los pacientes antes y después de una intervención.
 - b) Analizar a profundidad la bibliografía recopilada.
 - c) Una vez analizado el estado del arte de la literatura consultada realizar una integración que servirá para generar propuestas y abrir el panorama hacia algunas de estas aplicaciones dentro del Laboratorio de Investigación y Desarrollo de Aplicaciones Interactivas para la Rehabilitación (LANR).

5. Metodología

Se realizó una búsqueda bibliográfica exhaustiva en las bases de datos PubMed, Web of Science y Scopus, con las palabras clave, *EEG*, *stroke*, *qEEG*, *rehabilitation*, para obtener los trabajos que utilizan las técnicas de EEG o qEEG en relación al pronóstico y valoración de un proceso de rehabilitación de pacientes post EVC, ya que es el principal padecimiento con el que se trabaja actualmente en el Laboratorio de Rehabilitación Neurológica (LARN) del Instituto de Fisiología Celular.

Se encontraron un total de 992 resultados en las bases de datos, de los cuáles se realizó el filtrado para obtener solo los artículos correspondientes a la última década mediante la herramienta de tamizaje integrada en las bases de datos, proceso por el cual se obtuvieron 861 artículos. Se incluyeron los artículos que hacían uso de la técnica EEG y qEEG en

rehabilitación y pronóstico. Se excluyeron los estudios que integraban pacientes en rehabilitación de enfermedades psiquiátricas, los estudios duplicados, los estudios que no se encontraban en inglés y en los cuáles no se tuvo acceso. Al final se excluyeron 812, resultando en 49 artículos agrupados en las diferentes categorías.

Se revisaron y clasificaron en dos carpetas, en la primera se situaron los artículos correspondientes al pronóstico funcional donde se realizan mediciones sin mencionar la rehabilitación, y en la segunda, los artículos correspondientes a las mediciones de valoración de la terapia en rehabilitación, EEG para pronóstico (EEGP, n=16) y EEG de valoración (EEGV, n=33), delimitando la búsqueda a los trabajos publicados después del año 2012 hasta el 2022.

Se ordenaron las carpetas con ayuda de Zotero y Mendeley, para tener un total control en el registro de las citas.

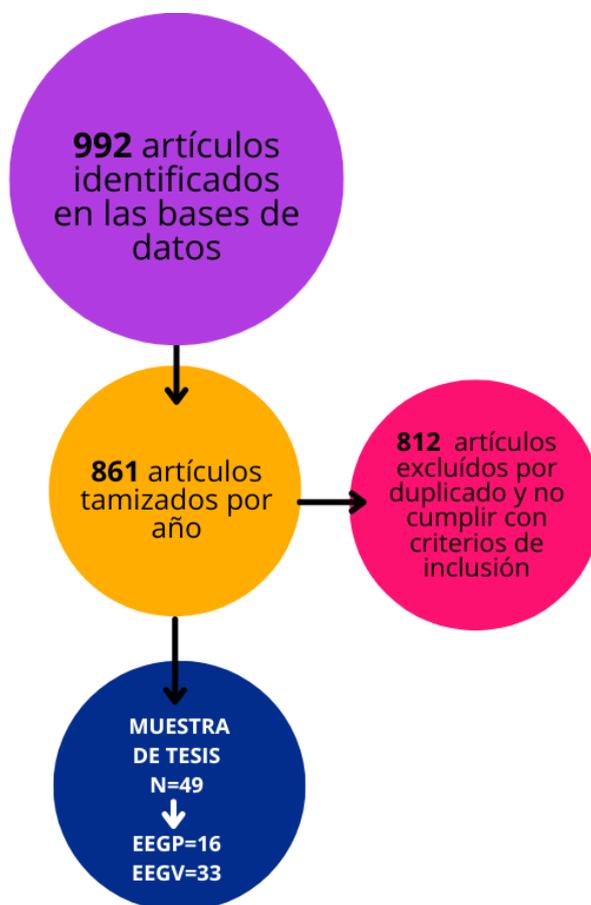


Figura 17 : Resumen esquemático del flujo metodológico.

N = Número de total de artículos en la muestra,

EEGP = Carpeta de pronóstico y

EEGV = Carpeta de validación de tratamiento.

A continuación, se revisó la totalidad de la bibliografía científica seleccionada (N=49) y se hicieron las notas y resúmenes pertinentes de cada trabajo (como se muestra en la

Tabla 2) para posteriormente integrar la información de acuerdo a lo presentado en nuestros antecedentes y poner a prueba nuestra hipótesis .

Se extrajeron de dichas referencias diversos tipos de evidencias que nos permitieron llegar a conclusiones y recomendaciones que serán tratadas en los capítulos siguientes. Además, se buscaron algunos artículos de apoyo que permitieran explicar mejor nuestros antecedentes para que el lector pudiera comprender lo mejor posible las tecnologías mencionadas y su utilización en la clínica.

6. Resultados

De una muestra de 49 trabajos encontrados, 16 estudios se centraron en realizar mediciones de EEG para predecir una mejora motora o cognitiva en pacientes con EVC y 33 se centraron en observar cambios cuantificables asociados a un proceso de rehabilitación. Los del primer grupo en su mayoría, dada su naturaleza de pronóstico, se enfocan en las mediciones durante la etapa aguda y subaguda ($n = 12/16$, 75%) para predecir un resultado posterior, a excepción de un trabajo que realizó las mediciones en la etapa crónica (Chen et al, 2017). Los del segundo grupo se centran principalmente en esta última etapa del EVC ($n = 16/33$, 48.8%); este incremento de los trabajos interesados en la etapa crónica de EVC se puede deber tanto al mayor tamaño de muestra que pudo reunirse en esta situación, como al gran número de casos de EVC que muestran discapacidades residuales que permanecen durante esta etapa, con la necesidad de buscar intervenciones que optimicen los resultados favorables en estos casos para los distintos tipos de pacientes.

Nueve de 49 ($n = 9/49$, 18.36%) estudios reportan haber realizado análisis diferencial con respecto a las edades de los pacientes registrados y únicamente seis de 49 ($n = 6/49$, 12.2%), reportan haber realizado análisis diferencial respecto al sexo de los pacientes y todos ellos se encuentran dentro del grupo de validación de tratamiento. En tres de los estudios se controlaron el rango de edad (>5 años de diferencia) y en dos de los estudios no aplicaba la distinción entre sexos ya que la muestra de pacientes era homogénea (todos hombres).

En general, los trabajos en ambos enfoques realizan las mediciones de EEG durante el reposo, para observar los cambios en la actividad basal cerebral, exceptuando los estudios que intentan realizar predicciones con respecto a un biomarcador que acompaña la acción motriz, como son los potenciales evocados relacionados a eventos como los ERDs (Tangwiriyasakul et al, 2014) o las asimetrías y variabilidades de amplitud de distintas bandas de frecuencia en tareas específicas (Chen et al, 2017; Hussain y Park, 2021; Kusumastuti, Wibawa y Purnomo, 2021).

Cabe resaltar que, en algunos estudios, el borde entre pronóstico y validación de tratamiento es frágil, y parece ser que la categorización recae tanto en los resultados de los parámetros de la actividad eléctrica de EEG como en el diseño experimental. La

categorización que se utilizó en la metodología propuesta fue la del diseño experimental puro, la cual se dividió acorde a si se mencionaba o no el proceso de rehabilitación. Sin embargo, varios estudios reportan parámetros que predicen la recuperación y además validan un tipo de rehabilitación, por lo que sus hallazgos repercuten tanto en el pronóstico como en la validación de las terapias mencionadas. Por ello es mejor hablar en términos de los parámetros encontrados y descritos en los estudios revisados, refiriéndose a sus implicaciones en el pronóstico y en la validación de tratamiento.

6.1 ERDs y Ritmos sensoriomotores

De los 49 estudios revisados seis de ellos (12.2 %) (Kaiser et al, 2012; Tangwiriyasakul et al, 2014; Pichiorri et al, 2015; Calabro et al, 2019; Chen et al, 2021; Wang et al, 2022) obtienen resultados significativos al realizar la medición de ERDs de los ritmos sensoriomotores Mu o Alfa (Kasier et al, 2013; Tangwiriyasakul et al, 2014; Chen et al, 2021; Wang et al, 2022) y Beta (Pichiorri et al, 2015; Calabro et al, 2019) durante la imaginación de un movimiento (MI) o ejecución del movimiento (EM), con un tamaño de muestra de entre 8 a 50 pacientes. Una discapacidad más alta se relaciona con un ERD de Mu contralesional en respuesta a MI, que puede ser un signo de reclutamiento del hemisferio no afectado para la compensación (Kasier et al, 2012, n=29) y los ERD de Alfa se restablecen a valores más negativos conforme se recupera la funcionalidad en el hemisferio afectado (Tangwiriyasakul et al, 2014, n=8).

En respuesta a una intervención de interfaz-cerebro-computadora (BCI) basada en MI, los ERDs de Alfa y Mu aumentan y ese aumento se correlaciona con las mejoras funcionales evaluadas por MBI (Wang et al, 2022, n=7), FMA-UE y KMMT (Chen et al, 2021, n=32). Es así que los ERDs de los ritmos sensoriomotores pueden proporcionar un enfoque cuantitativo y gráfico de la capacidad motriz de un sujeto con la consecuente validación de su estado motor, antes y después de una terapia enfocada en los déficits motores. Estos resultados van en línea con los trabajos de neurofeedback (NF) o interfaz cerebro computadora (BCI) que proponen al entrenamiento de los ritmos sensoriomotores como métodos para obtener mejoras en la plasticidad cerebral asociada a un mejor desempeño motor. Por ejemplo, en el estudio de Uhm y Yang (2018), el ritmo sensoriomotor Beta de 12 a 35 Hz es entrenado para incrementarlo en Cz en un grupo de pacientes (n=30) que se sometieron a una terapia en NF, obteniendo mejoras significativas en la aparición de este ritmo en comparación con las medidas previas a la intervención, en pacientes con EVC agudo y subagudo.

6.2 Simetría Cerebral

La simetría cerebral medida usualmente por medio del parámetro BSI se obtiene en diez trabajos de la presente revisión (20.4%) (Stojanovic y Djurasic, 2013; Schleiger et al, 2014; Ang et al, 2015; Carrick et al, 2016; Trujillo et al, 2017; Mane et al, 2018 y 2019; Wang et al, 2019; Hussain y Park, 2021; Saes et al, 2021), con tamaños de muestra de entre 10 a 86 pacientes. Los valores de BSI (recordar que van de 0 a 1) en reposo son más bajos en los sujetos sanos en comparación con los pacientes con EVC, es decir, existe

mayor simetría en los sujetos sanos en comparación con los afectados por EVC. El BSI de frecuencias rápidas se correlaciona de manera positiva con la gravedad de la lesión medida por NIHSS y el deterioro de la conciencia (Wang et al, 2019). Correlaciona de manera negativa con las ganancias funcionales después de neurorehabilitación de afasia (Stojanovic y Jurassic, 2013), rehabilitación de BCI-MI y terapia robótica (Ang et al, 2015), rehabilitación oculomotora (Carrick et al, 2016), rehabilitación con estimulación magnética transcraneal de baja amplitud (Mane et al, 2018) y rehabilitación con BCI (Mane et al, 2019; Sebastián-Ramagosa et al, 2020). Es un discriminador confiable de un trastorno cognitivo durante las tareas de lectura después de un EVC asociado con la gravedad del daño inicial (Hussain y Park, 2021). Además, el BSI de la frecuencia lenta Theta es capaz de predecir la recuperación de la extremidad superior (UE) y se correlaciona negativamente con las ganancias motoras medidas con FMA-UE (Saes et al, 2021, n=29). En cambio, el BSI no se correlaciona con las medidas de FIM-FAM para la independencia funcional en pacientes con EVC isquémico agudo, según el estudio de Schleiger y colaboradores (2014).

Estos resultados convierten al parámetro BSI medido durante el reposo (Stojanovic y Djurasic, 2013; Schleiger et al, 2014; Ang et al, 2015; Carrick et al, 2016; Trujillo et al, 2017; Mane et al, 2018 y 2019; Wang et al, 2019; Saes et al, 2021) y durante tareas cognitivas (Hussain y Park, 2021), en un potencial biomarcador para el daño del EVC, con buenos resultados tanto para la validación de la eficacia de un proceso de rehabilitación motora como para pronóstico de la funcionalidad motriz y cognitiva futura. Debe advertirse que todo esto depende del tipo y localización del EVC; en general los pacientes con EVC cortical son los que muestran estas actividades del BSI distorsionadas de manera más evidente en comparación con los que sufrieron EVC subcorticales. Sin embargo, se han comprobado estos cambios en pacientes con EVC subcorticales crónicos después de rehabilitación cuando se someten a un tratamiento con estimulación magnética transcraneal de corriente continua de baja amplitud (tDCS) (Mane et al, 2018) y en rehabilitación motora con BCI (Sebastián-Ramagosa et al, 2020).

6.3 Conectividad funcional

La conectividad funcional cerebral medida típicamente por la coherencia de la actividad eléctrica cerebral ya sea interhemisférica (Pellegrino et al, 2012; Tung et al, 2015; Guggisberg et al, 2017; Biasiucci et al, 2018) o intrahemisférica (Nicolo et al, 2015; Pichiorri et al 2015; Wu et al, 2015; Zhou et al, 2018; Vatinno et al 2022) se reportó con resultados representativos en 10 estudios de los 49 revisados, con muestras de entre 7 a 63 pacientes con EVC (20.4%).

Las medidas de coherencia de Beta dentro del hemisferio afectado tienen una correlación positiva con el estado motor del paciente durante MI (De Vico Fallani et al 2013) y durante el reposo en la corteza motora y zonas frontales (Wu et al, 2015; Zhou et al, 2018). Así mismo, una coherencia Beta más alta entre la corteza motora y la zona premotora del hemisferio afectado se correlaciona con puntajes más altos de FMA y del desempeño del habla (Nicolo et al, 2015) y las disminuciones de la coherencia beta entre

la corteza motora y la zonas parietales ipsilesionales predice el deterioro en la funcionalidad futura que se correlaciona también con FMA (Wu et al, 2015).

Resultados concordantes son respaldados por Biasiucci y colaboradores (2018), quienes reportan que el aumento de la coherencia de Mu y Beta en las zonas sensoriomotoras afectadas, medida por los electrodos C3 y C4 del sistema 10/20, se correlaciona significativamente con las ganancias funcionales de la extremidad superior medidas por FMA- UE, después de un protocolo de intervención en BCI con estimulación eléctrica funcional (FES). Otro estudio menciona que la coherencia en Alfa, y no en Beta, sobre las regiones sensoriomotoras durante la preparación de una tarea de agarre y relajación de la mano se correlaciona con las mejoras motoras en la extremidad superior medidas por BBT (Vattimo et al, 2022).

Pichiorri y colaboradores (2015) también encontraron que el aumento en la coherencia intrahemisférica en el hemisferio afectado se correlaciona con FMA después de un entrenamiento en rehabilitación tradicional y después de un entrenamiento de BCI basado en MI. Por otro lado, la coherencia de Theta en el hemisferio no afectado también se asocia con la recuperación motora, prediciendo el desempeño motor cuando se mide durante las primeras semanas pasado el EVC (Nicolo et al, 2015).

El índice de coherencia interhemisférica (que compara la coherencia entre los hemisferios) se puede utilizar también para la validación de una intervención de BCI basada en MI (Tung et al, 2015) ya que un mayor número de sesiones BCI con valores altos en el índice de coherencia se correlaciona con una mejor puntuación de FMA después de la intervención. Además, la coherencia medida en reposo de las áreas perilesionales con el resto del cerebro se correlaciona positivamente con la degradación de la sustancia blanca y la integridad del tracto corticoespinal, medidas por estudios de neuroimagen y se correlaciona también con las mejoras en la funcionalidad motriz (Guggisberg et al, 2017), lo que ayuda a emitir un pronóstico de las mejoras de un paciente con EVC que se someterá a rehabilitación de fisioterapia tradicional.

La coherencia interhemisférica de los ritmos de alta frecuencia (24-33 Hz) medida en reposo, aumenta después de una intervención con brazo robótico y después de cinco días de entrenamiento de seguimiento visomotor, lo que se correlaciona con las ganancias funcionales motoras (Pellegrino et al, 2012; Zhou et al, 2018). En esta línea, las mediciones de la coherencia en Alfa y Beta sobre la corteza motora asociada a un estímulo motor (TRCoh) son capaces de medir la eficacia de una intervención en brazo robótico en comparación con la fisioterapia tradicional (Calabró et al, 2019) en pacientes con hemiparesia de la extremidad superior consecuencia de un EVC, siendo mayor la TRCoh en los pacientes que se sometieron a la rehabilitación con brazo robótico. Los pacientes que fueron sometidos a terapia con brazo robótico también mostraban una mejoría en la motricidad.

Los cambios de coherencia de Alfa, Beta, Mu y Theta, son un buen marcador de las ganancias motoras, por lo que la conectividad inicial puede tanto predecir las ganancias

con la fisioterapia tradicional y BCI como validar los resultados de estas mismas intervenciones. Ningún artículo se centró en evaluar las mejoras cognitivas asociadas a los cambios de coherencia.

6.4 Sincronía

La sincronía de fase se reportó con resultados significativos en un estudio de 49 (2%) (Wang et al, 2019), con un tamaño de muestra de 82 sujetos. En este estudio Wang y colaboradores (2019) encontraron que el índice de sincronía de fase (PSI) para la banda Theta (4 - 8 Hz) se correlaciona positivamente con la escala NIHSS que mide la gravedad del EVC y con la puntuación del nivel de conciencia. Esto sugiere que el PSI es un posible biomarcador del nivel de deterioro de conciencia y un posible predictor de la funcionalidad futura del paciente.

La sincronización interregional, medida por teoría de redes en las primeras semanas, entre la corteza motora y el área de Broca ipsilesional, se reportó en el estudio de Nicolo y colaboradores (2015), y ésta predice las mejoras de las funciones motoras y del lenguaje, en una muestra de 24 pacientes con EVC agudo y subagudo.

6.5 Cambios en la potencia, amplitud y relaciones de potencia entre bandas de frecuencia

Los cambios de potencia, amplitud y las relaciones de potencia entre las bandas de frecuencia se reportan con resultados relevantes en 21 de 49 estudios (Assenza et al, 2013; De Vico Fallani et al, 2013; Elkholy y Atteya, 2014; Schleiger et al, 2014; Carrick et al, 2016; Wu et al, 2016; Aminov et al, 2017; Trujillo et al, 2017; Bentes et al, 2018; Mane et al, 2018; Carino-Escobar et al, 2019; Mane et al, 2019; Rogers et al, 2019; Wang et al, 2021; Major et al, 2020; Tscherpel et al, 2020; Hussain y Park, 2021; Singh et al, 2021; Zakaria, Valentine y Mayza, 2021; Kusumastuti, Wibawa y Purnomo, 2021; Hu et al, 2022; Lanzone et al, 2022) con tamaños de muestras variables entre 5 y 151 pacientes con EVC (42.85%).

6.5.1 Cambios en las bandas de frecuencias rápidas

En general, se encuentran disminuciones de las potencias relativas de Alfa (Elkholy y Atteya, 2014; Aminov et al, 2017; Hussain y Park, 2021) y de Beta durante el reposo, y un aumento de la potencia relativa de Beta durante las tareas de caminata en los pacientes post EVC (Hussain y Park, 2021). La disminución de la potencia Beta en el hemisferio dañado se correlaciona con un mayor deterioro motor y con el tamaño de la lesión medida por neuroimagen (Wu et al, 2016), en una muestra de 24 pacientes; y se encuentran cambios significativos en la distribución topográfica (De vico Fallani et al, 2013) durante MI en el hemisferio afectado en comparación con el no afectado, lo que sugiere a estos cambios como posibles predictores del deterioro del paciente.

En línea con esto, se encontró que los valores de pérdida de amplitud dentro de este rango de frecuencias se correlacionan con la gravedad del EVC medida por NIHSS (Kusumastuti, Wibawa y Purnomo, 2021). La disminución de la potencia Alfa permite discriminar con claridad entre sujetos control y pacientes con EVC (Hussain y Park, 2021; Zakaria, Valentine y Mayza, 2021; Hu et al, 2022). Los resultados del estudio hecho por Bentes y colaboradores (2018) también predicen un resultado motor deficiente cuando se encuentra una potencia de Alfa disminuida en la etapa aguda.

En cuanto a la validación de la eficacia de una intervención, solo un estudio reporta resultados significativos, donde las ganancias motoras se correlacionan positivamente con la potencia relativa de Alfa (Trujillo et al, 2017) antes y después de una intervención con ayuda de mano robótica en una muestra de 10 pacientes. Se observa que la tendencia hacia el restablecimiento de los valores normales de las potencias de Alfa sobre la corteza somatosensorial durante el reposo, podrían validar la eficacia de una rehabilitación en BCI (Mane et al, 2018; Carino-Escobar et al, 2019), fisioterapia tradicional de la marcha y rehabilitación de estimulación magnética transcraneal repetitiva (rTMS) (Elkholy y Atteya, 2014); sin embargo, para estas últimas no se realiza o no se encuentra significancia en su correlación con escalas tradicionales como FMA.

Por otro lado, al comparar la frecuencia máxima de onda Alfa de las áreas motoras y sensoriales entre el hemisferio afectado y no afectado también se observan cambios significativos después de una intervención de tareas específicas y una mejora en WFMT, por lo que la frecuencia máxima de Alfa es un potencial parámetro para medir diferencias significativas en las áreas motoras (sobre electrodos C3 y C4) y sensoriales (sobre electrodos P3 y P4) después de una intervención de tareas específicas de la vida diaria (TST) (Alwhaibi et al, 2020; 2021) y es viable para comparar entre intervenciones. En otro estudio se observa también una tendencia hacia el aumento de la potencia relativa de Beta en reposo después de una intervención asistida por robot y fisioterapia tradicional (Major et al, 2020).

Con base en estos resultados podemos concluir que las ondas rápidas cambian de manera heterogénea después de un EVC. Las potencias y pérdidas de amplitud en las ondas Alfa y Beta permiten predecir el deterioro motor de un paciente y sus posibles ganancias funcionales, pero son menos confiables como medidas predictoras y validadoras de los cambios conductuales cognitivos aunados a un proceso de rehabilitación.

6.5.2 Cambios en las bandas de frecuencias lentas

Por lo general, los pacientes con señales con amplitudes altas y lentas muestran resultados menos favorables en su recuperación. La predominancia de las frecuencias lentas es un signo de un mal pronóstico a futuro (Assenza et al, 2013; Tscherpel et al, 2020; Major et al, 2020). Las mediciones en reposo de la potencia de las bandas lentas (Delta y Theta) muestran aumentos bilateralmente en la etapa aguda del EVC y ese aumento se correlaciona con NIHSS y con un mayor nivel de discapacidad motriz (Wu et al, 2016; Rogers et al, 2021).

Una mayor potencia de Delta medida en reposo se correlaciona con el tamaño de la lesión cuando se mide sobre el hemisferio afectado (Wu et al, 2016; Hu et al, 2022) y el aumento de las ondas Delta en el lado contralesional también tiene una correlación con el deterioro funcional causado por el EVC incluso 6 meses después de ocurrido (Assenza et al, 2014), medido por NIHSS. A su vez, mayores valores de la potencia relativa de Delta en las zonas frontales (FP1) se asocia con peores resultados cognitivos evaluados por MoCA (Aminov et al, 2017) a los 90 días de ocurrido el EVC. En contraparte, una mayor potencia relativa de Theta en las zonas frontales se correlaciona con mejor pronóstico cognitivo (Aminov et al, 2017); en cambio, si el incremento se encuentra en las zonas occipitales ipsilesionales (O2 contra Cz) se relaciona con el deterioro cognitivo (Schleiger et al, 2017); en otras palabras, Theta frontal aumentado se correlaciona con un desempeño cognitivo saludable en adultos mayores evaluado por MoCA, en contraposición con Theta aumentado encontrado en las zonas occipitales ipsilesionales. Esto sugiere que la ubicación de las señales de Theta puede tener un impacto en los cambios cognitivos, independientemente de la localización del EVC.

Rogers y colaboradores (2021) reportan que a mayor potencia relativa de Theta se correlaciona con un peor desempeño motor y una mayor discapacidad medida por NIHSS, en comparación con valores de potencia de Theta bajos que se asocia a un mejor pronóstico motor y funcional comparable al NIHSS. Es posible que se encuentran resultados contradictorios respecto a los anteriores trabajos (Aminov et al, 2017; Schleiger et al, 2017) debido a que el trabajo de Rogers y colaboradores (2021) se centró en examinar la potencia Theta con el desempeño motor y funcional medido por NIHSS, y los trabajos anteriores examinan la potencia Theta con respecto al desempeño cognitivo.

En cuanto a la validación de un proceso de rehabilitación, se ha visto que existe una correlación negativa entre la potencia relativa de Delta, medida en reposo, con las ganancias motoras en la extremidad superior, medidas por FMA antes y después de una intervención de mano robótica (Trujillo et al, 2017) y de una intervención de tDCS en pacientes con EVC agudo (Zakaria, Valentine y Mayza, 2021).

Por lo tanto, los cambios en las potencias de Delta son buenos predictores del desempeño motor futuro mientras que los cambios en Theta son mejores predictores del deterioro cognitivo post EVC y la combinación de estos parámetros entre sí y con los cambios en las frecuencias rápidas mejora la predicción del pronóstico cognitivo o motor (Aminov et al, 2017).

6.5.3 Cambios en proporción de Delta con respecto de alfa

Los valores bajos del parámetro que relaciona las potencias absolutas de las frecuencias Delta y Alfa (DAR) es un signo positivo post EVC. Cuando se mide en reposo sobre las regiones frontales se correlaciona negativamente con las mejoras en los puntajes de FIM-FAM en una muestra de 20 pacientes post EVC (Schleiger et al, 2014), y viceversa, valores altos de DAR en las regiones frontales se asocian con peores resultados motores

(Hussain y Park, et al 2021) y cognitivos medidos por MoCA (Aminov et al, 2017), NIHSS y niveles de conciencia (Wang et al, 2019). Por tanto, se propone al parámetro DAR como un buen predictor de la independencia funcional y del estado cognitivo post EVC.

El parámetro DAR es de los más usados para observar mejoras asociadas a un proceso de rehabilitación (Trujillo et al, 2017). Se obtienen correlaciones negativas significativas de los valores del parámetro DAR después de rehabilitación oculomotora (Carrick et al, 2016) y después de intervención de BCI-tDCS (Mane et al, 2019) que se correlaciona con FMA. También se observa que la variabilidad en el valor de DAR se estabiliza conforme se somete a un paciente a rehabilitación tradicional (Singh et al, 2021; Hu et al, 2022; Lanzone et al, 2022), lo que convierte al parámetro DAR en un posible indicador de una mejor rehabilitación.

6.5.4 Cambios en índice de rápidos contra lentos

Al igual que el parámetro DAR, los valores bajos medidos en reposo en la etapa aguda del EVC del parámetro PRI que mide la proporción de las ondas lentas con respecto a las rápidas (Delta Theta/Alfa Beta) también conocido como DTABR, se relaciona con un mejor pronóstico (Bentes et al, 2018), y viceversa, valores altos de PRI o DTABR predicen un peor resultado funcional.

En línea con lo anterior, los valores de PRI o DTABR se correlacionan negativamente con las mejoras funcionales motrices asociadas a un proceso de rehabilitación medidas por FMA (Carrick et al, 2016, Trujillo et al, 2017; Mane et al, 2019) tanto en reposo como en tareas (Mane et al, 2019). Así mismo, se observa que sus valores se normalizan conforme avanza un proceso de rehabilitación tradicional en varias medidas intra intervenciones (Singh et al, 2021).

6.5.5 Cambios en la proporción de Delta con respecto de Theta

El parámetro DTR que mide la proporción de las frecuencias lentas entre sí (Delta/Theta), se reporta en 2 artículos (4%) (Aminov et al, 2017; Singh et al, 2021), con tamaños de muestra de entre 5 a 19 pacientes con EVC. Se reporta que mayores valores de DTR en las zonas frontales (FP1) se asocian con un peor resultado y pronóstico cognitivo evaluado por MoCA y sus valores se estabilizan conforme se lleva a cabo un proceso de rehabilitación.

6.5.6 Cambios en la proporción de Theta con respecto a las demás frecuencias TBR, TAR y TBAR

Los parámetros que miden la proporción de la frecuencia Theta con respecto a las demás frecuencias TBR, TAR y TBAR, se mencionan en 3 trabajos de 49 de la presente revisión (6%) (Elkholy y Atteya, 2014; Mane et al, 2018; Mane et al, 2019), con muestras de tamaños variables que van desde 19 a 30 pacientes con EVC. En los tres trabajos los parámetros se examinan asociados a valorar los procesos de rehabilitación.

En rehabilitación de la marcha y de rTMS se observa un decremento de TBR en los electrodos centrales C3 y C4 asociado a mejoras funcionales. En este estudio no se observan correlaciones positivas con FMA (Elkholy y Atteya, 2014). Mientras que Mane y colaboradores (2018) si reportan correlaciones negativas significativas entre TBR y FMA antes y después de una intervención de BCI con brazo robótico. Estas diferencias pueden deberse tanto al tipo de intervención como al tamaño de la muestra y variables demográficas.

El parámetro TAR es eficaz para medir la respuesta a un tratamiento de rehabilitación de BCI con brazo robótico, rehabilitación con tDCS y mixta, debido a que se correlaciona de manera negativa con FMA antes y después de la intervención (Mane et al, 2018; 2019), al igual que el parámetro TBAR (Mane et al, 2018).

5.6 Parámetros mixtos, no lineales y otros

Los parámetros mixtos, no lineales y otros parámetros se mencionaron en 7 trabajos de 49 (14%) revisados (De Vico Fallani et al, 2013; Chen et al, 2017; Aminov et al, 2017; Calabró et al, 2019; Al-Qazzaz et al, 2021; Lanzone et al, 2022; Lin et al, 2022) con muestras de entre 3 a 50 pacientes post EVC.

El análisis conjunto de los parámetros de la potencia relativa de Theta y Delta, DAR y DTR mejora la predicción del deterioro cognitivo (Aminov et al, 2017). Al igual que los análisis conjuntos de los datos de densidad de potencia espectral (PSD) en áreas occipitales, parietales y centrales en un modelo de aprendizaje profundo, puede ayudar a mejorar el pronóstico motor de la extremidad inferior con un 91.8 % de precisión si se somete a una rehabilitación de brazo robótico y con un 87.5 % si se someten a una rehabilitación tradicional (Lin et al, 2022). En este último estudio, identifican como valores clave de la predicción a la fuerza y rango de movimiento del flexor plantar, la fuerza de dorsiflexión en combinación con los parámetros de qEEG de PSD y coherencia. Cuando se utilizan todos estos parámetros en su conjunto para entrenar al modelo de aprendizaje profundo se obtienen mejores predicciones.

La ralentización hemisférica medida por el exponente espectral (SE) también puede usarse como un biomarcador de la eficacia de una rehabilitación física en pacientes con EVC. Previo a la intervención, los valores de SE son significativamente más negativos en el hemisferio dañado que en el hemisferio sin daño y posterior a la rehabilitación se

observa un restablecimiento en el lado afectado que se correlaciona positivamente con NIHSS (Lanzone et al, 2022).

Los parámetros no lineales de EEG son más precisos en cuanto a la clasificación del deterioro y pronóstico a futuro y para distinguir entre una recuperación pobre o alta (Chen et al, 2017). Al- Qazzaz y colaboradores (2021) proponen un método de tiempo-entropía y frecuencia para medir los cambios en una rehabilitación de BCI basada en MI.

Las funciones de red (mediante la utilización de la teoría de redes) que analizan Beta en combinación con Gamma o Theta se correlacionan con las puntuaciones encontradas en WFMT, lo que puede ayudar a la toma de decisiones en la rehabilitación y la clínica. También se advierte que el lado afectado tiene menos eficiencia local de pequeño mundo durante MI sobre las áreas fronto parietales (De Vico Fallani et al, 2013).

Tabla 2. Resumen de la muestra de artículos revisados (Diferenciación por sexo (D/S), Diferenciación por edad (D/E))

***El color amarillo representa a los artículos que pertenecen a la carpeta de validación de una terapia en rehabilitación (EEGV) y el color rosa representa la carpeta de pronóstico (EEGP).

Referencia por año	Tipo de estudio	Tecnología	Tipo y Localización de EVC	Tipo de Muestra	D/S	D/E	Hallazgos principales
1. Kaiser et al, 2012	Experimental. Miden qEEG de ERDs/ERSs en Mu y LC durante MI en pacientes con déficit motor en extremidad superior (UE) en pacientes post EVC.	EEG de 61 electrodos según 10/20 extendido. Filtro paso de banda de 0.1 a 70 Hz. ICA. Se utiliza C3 y C4 para ERD/ERS los cuales se utilizan para calcular LC.	EVC isquémico (n=26) y hemorrágico (n=3) agudo a subagudo-corticales (n=8), subcorticales (n=11), mixta (n=10).	29 pacientes con hemiplejía (14 mujeres y 15 hombres) Edad media 58±15 años	No se realizó	No se realizó	Una discapacidad más alta se correlaciona con un ERD de Mu más fuerte en el hemisferio no afectado. Una mayor espasticidad se relaciona con un ERD de Mu más fuerte en el lado afectado durante MI. (ERD de Mu = atenuación más fuerte de Mu)
2. Pellegrino et al, 2012	Experimental. Miden qEEG en reposo de los parámetros PSD y coherencia interhemisférica antes y después de una intervención en rehabilitación con brazo robótico.	EEG de 32 canales de montaje bipolar con foco en S1 y M1. Filtro paso de banda de 1 a 100 Hz. ICA.	EVC isquémico crónico (> 6 meses)	7 pacientes con hemiparesia (5 mujeres y 2 hombres)	No se reporta	No se reporta	Mejora significativa en las puntuaciones FMA después de la intervención robótica que se correlacionan con aumento de la conectividad cerebral (coherencia interhemisférica) en ritmos de alta frecuencia (24-33 Hz).
3. Assenza et al, 2013	Experimental. Miden qEEG de las potencias de frecuencias clásicas y las coherencias interhemisféricas en reposo de pacientes post EVC a las semanas y a los 6 meses de ocurrido el EVC.	EEG de 19 electrodos, posicionados según 10/20. Filtro paso de banda de 0.5 a 40 Hz. ICA.	EVC isquémico de la arteria cerebral media unilateral de agudo a crónico.	42 pacientes (25 hombres y 13 mujeres)	No se reporta	No se reporta	Las potencias en la banda Delta y Theta fueron más altas bilateralmente que en los controles y se correlacionaron con NIHSS en la primera medición. El poder Delta contralesional con correlación con NIHSS a los 6 meses. La actividad Delta del lado contralesional predice un

							pronóstico negativo en pacientes con EVC agudo.
4. De Vico Fallani et al, 2013	Experimental. Miden conectividad funcional mediante qEEG basado en redes, mundo pequeño en pacientes post EVC durante MI.	EEG de 61 electrodos según 10/20 extendido con SR de 200 Hz. Filtro paso de Banda de 1 a 45 Hz. ICA.	EVC agudo-localidad inespecífica	20 pacientes	No se realizó	No se realizó	Los rítmicos Beta durante MI de la mano afectada experimentan cambios topográficos significativos en comparación con el lado no afectado. Correlación positiva significativa entre la conectividad del hemisferio afectado en la banda Beta y el nivel de deterioro motor FMA. El lado afectado muestra menos eficiencia local de mundo pequeño durante MI, mayor conectividad interhemisférica y mayor conectividad regional sobre áreas frontoparietales ipsilesionales en Beta.
5. Stojanovic y Djurasic, 2013	Experimental (Pre-Post) Miden qEEG del parámetro BSI y frecuencias clásicas al ingreso y 2 meses después de neurorehabilitación después de EVC.	EEG de 32 canales. (F7,T3,T5,F3,C3,P3,P3-O1,T5-O1,F8,T4,T6,F4,C4,P4,P4-O2,T6-O2) filtros de paso de banda de 0.1 a 70 Hz. 20 min de registro en reposo. Transformada de Fourier e ICA.	EVC agudo hasta subagudo. inespecífica la localidad	86 pacientes (45-57 años)	No aplica	No aplica	Disminuye el BSI (Asimetría) de manera significativa en pacientes con mejoras funcionales de pacientes afasia post EVC.
6. Tangwiriyasakul et al, 2014	Piloto de pronóstico. Miden ERDs (usan Sm o fuerza de modulación, la suma de los valores de ERDs normalizados de los pixeles) en la evolución temporal de pacientes con EVC. Sm alta = valor de ERD fuertemente negativo.	EEG de 60 electrodos en 10/20 con SR de 5000 Hz. Impedancia > de 5 K Ohms. Referencias en mastoides. Se excluyen T7, FT7, F7,AF7, FP1, FPz, FP2, AF8, F8, FT8, T8, F5, AF3, AF4, F6 y usan C3,C4,CP3,y CP4	EVC hemisférico isquémico agudo hasta subagudo.	8 pacientes (4 mujeres y 4 hombre) Edad media de 64.9 años	No se reporta	No se reporta	Encontraron valores más negativos de ERDs Alfa en el hemisferio afectado durante las acciones motoras conforme se recuperaban los pacientes. Los ERDs Alfa acompañan la recuperación del accidente cerebrovascular.
7. Elkholy y Attaya, 2014	Experimental, Pre-Post. Miden qEEG de las potencias de las frecuencias clásicas, PR de Alfa posterior, y TBR en C3 y C4, antes y después de la intervención en rehabilitación de la marcha tradicional vs estimulación magnética transcranial repetitiva (rTMS) en reposo.	EEG de 19 electrodos según sistema 10/20. 20 min de registro. Transformada rápida de Fourier.	EVC inespecífico subagudo - Frontal y/o lóbulos parietales.	30 pacientes (16 hombres y 14 mujeres) de 40 a 60 años. (No fueron divididos de manera aleatoria, los de afectaciones izquierdas	No se realizó	No se realizó	Mejora (decremento de los valores) significativa en el TBR en el hemisferio tratado no afectado en C3, así como en el hemisferio afectado tratado de manera tradicional en C4 La potencia relativa Alfa posterior en O1 y O2 mostró mejora significativa después del tratamiento. No hubo correlaciones

				fueron al rTMS y los afectados derechos al tradicional)			significativas con FMA.
8. Schleiger et al, 2014	Experimental. Miden qEEG de los parámetros DAR, BSI por pares de electrodos y potencias espectrales antes del alta y a los 3.5 meses después del EVC. No mencionan rehabilitación.	EEG de matriz baja con SR 500 Hz, 19 electrodos se toman 8 para qEEG de bandas (F3,F4,F7,F8, P3,P4,T5 y T6) y para BSI (Fp1-Fp2; F3-F4; C3-C4; P3-P4; O1-O2; F7-F8; T3-T4; T5-T6) Ag/AgCl (Nicolet) en sistema 10/20. Montaje de referencia entre Cz y Fz, tierra en clavícula. Filtro paso bajo (35 Hz). Impedancia de 5 a 10 K Ohms. 20 min de EEG en reposo. Transformada Rápida de Fourier.	EVC isquémico agudo (72hrs) - hemisferio izquierdo (n=9) hemisferio derecho (n=11)	20 pacientes (10 mujeres y 10 hombres) Edad media 68 (38-84)	No se realizó	No se realizó	La disminución del parámetro DAR en las regiones frontales y la potencia relativa alfa global alta se correlacionan con las mejoras en los puntajes de FIM-FAM , esta última no significativa después de Bonferroni. No hubo correlaciones significativas con BSI.
9. Ang et al, 2015	Experimental longitudinal. Miden qEEG del parámetro BSI en reposo de las semanas 0,2, 4 y 12 de intervención en rehabilitación con BCI-MI-Manus vs terapia robótica intensiva.	EEG de 27 electrodos Ag/AgCl marca Nuamps, con SR de 250 Hz a 22 bits. Filtro paso de banda de 0.05 a 20 Hz. Patrón espacial común (CSP). Transformada de Fourier.	EVC crónico (media de 297 días)- Cortical frontal y temporoparietal (n=5) y ganglios basales y tálamo (n=10).	25 pacientes con hemiparesia en las extremidades superiores. (15 hombres y 10 mujeres) Edad media 48.5±13.5 años	No significativo	No significativo	Se encontró una correlación negativa significativa entre la puntuación del BSI y las mejoras medidas con FMA-UE . Mejoras significativas en FMA-UE antes y después. La correlación BSI sugiere que se puede utilizar como medida de pronóstico para la rehabilitación y para observar la eficacia de una intervención.
10. Nicolò et al, 2015	Experimental pre-post. Miden qEEG para identificar cambios de red dentro de las primeras semanas de EVC.	EEG de 128 electrodos marca Biosemi con SR de 512 Hz. Filtro paso de banda de 1 a 20 Hz. Transformada de Fourier. cálculo de coherencia por vóxel. Código abierto en artículo.	EVC agudo a subagudo	24 pacientes (edad media 60.7, 9 mujeres, 15 con lesión izquierda) y 18 pacientes (edad media 67, 8 mujeres, 7 con lesión izquierda)	No se reportó	No se reportó	El grado de coherencia en Beta en M1 y en Broca ipsilesional se correlaciona con la mejora motora y del habla, respectivamente, posterior al EVC. Nota: La coherencia es de una parte con relación a toda la corteza. La coherencia en banda Theta contralesional se asocia a la recuperación clínica. La sincronización interregional en las primeras semanas predice la mejora de las funciones motoras y del lenguaje.

11. Pichiorri et al, 2015	Experimental. Miden qEEG de los parámetros PSD y VA antes y después de una intervención de BCI-MI vs rehabilitación tradicional (control) en pacientes con EVC.	EEG de alta densidad de 61 electrodos en sistema 10/20 extendido. Filtro paso de banda de 0.1 a 70 Hz con SR de 200 Hz. ICA.	EVC agudo (>72hrs)	28 pacientes	No se realizó	No se realizó	<p>Mejoras funcionales significativas en el grupo con BCI en comparación con controles, medido con FMA.</p> <p>Cambios en el espectro de potencia sensoriomotora (ERDs Alfa y Beta) en mayor medida en el hemisferio ipsilesional en respuesta a MI.</p> <p>Las mejoras en FMA se correlacionan con el aumento en la conectividad funcional intrahemisférica ipsilesional después del entrenamiento.</p>
12. Wu et al, 2015	Experimental. Pre-post. Miden qEEG en reposo para conectividad funcional (coherencia en beta) en un periodo de terapia de fisioterapia tradicional intensiva en pacientes con EVC crónico.	EEG de 256 electrodos con semilla en C3 y C4 para M1 izquierdo o derecho y electrodos vecinos inmediatos. ICA. Utilizan regresión de mínimos cuadrados parciales (PLS) Tipo de montaje virtual. VI: Coherencia y VD: FMA.	EVC isquémico crónico (7.3 meses)-localidad heterogénea	12 pacientes con hemiparesia crónica (6 hombres y 6 mujeres) Edad media de 54±16 años	No se realizó	No se realizó	<p>La coherencia de Beta en M1 se correlacionó fuertemente con la puntuación en FMA, con un 78% de confiabilidad.</p> <p>Una coherencia más alta entre M1 y PM ipsilesional se correlaciona con niveles más altos en FMA y no correlaciona con MMSE. Demuestra especificidad motora.</p> <p>Disminuciones en la coherencia entre M1 y Parietal ipsilesional correlaciona con mejoras en FMA con un valor de predicción.</p> <p>La coherencia entre M1 ipsilesional y contralesional no arroja significatividad comparándola con FMA.</p> <p>La combinación de variables del estado de la lesión con la coherencia mejora la predicción significativamente.</p>
13. Carrick et al, 2016	Experimental. Pre-post. Miden qEEG de los parámetros PRI, DAR y BSI antes y después (7 días) de una rehabilitación EMT.	EEG de 19 electrodos con SR de 200 Hz. Filtro paso de banda de 0.3 a 30 Hz. Filtro Notch a 60 Hz. impedancia <10K Ohms. 330 segundos por sesión. NEEuroNic EEG software.	EVC isquémico agudo de arteria cerebral media	17 sujetos (13 hombres y 4 mujeres) Edad media de 61.9 ± 11.	No se realizó	No se realizó	Mejoras significativas de la actividad eléctrica (disminución) DAR, PRI y BSI en el grupo EMT a los 7 días en comparación con controles.
14. Tung et al, 2015	Experimental. Miden qEEG del parámetro de índice de coherencia (compara coherencia entre los	EEG de 27 electrodos de Ag/AgCl con SR de 250 Hz. Se usaron regiones	EVC inespecífico	9 pacientes con hemiparesia	No se reportó	No se reportó	Mayor número de sesiones con índice de coherencia alto se correlaciona con mejor puntuación en FMA.

	hemisferios) durante una intervención con BCI-MI.	centrales para recoger la coherencia en la región motora.					
15. Wu et al, 2016	Experimental. Miden qEEG de los parámetros potencia espectral (5 bandas) y coherencia. No se menciona que tipo de rehabilitación llevan los pacientes	EEG de matriz densa (256 electrodos) de red de solución salina . SR de 1000 Hz. 3 min de registro. Filtro de Muesca de mantequilla (50 Hz). ICA. Transformada de fourier rápida. Se utilizan los electrodos sobre SMA (C3 y 6 electrodos circundantes inmediatos). Utilizan regresión de mínimos cuadrados parciales (PLS)VI: Coherencia y VD: FMA. Tipo de montaje virtual.	EVC isquémico agudo (3h -12 días) - Hemisferio izquierdo (n=15), hemisferio derecho (n=9).	24 pacientes (no especifican sexo). Edad media 60±13.1 años	No se realizó	No se realizó	Una mayor potencia Delta y una menor potencia en Beta ipsilesional se correlacionan con un mayor deterioro motor . Estos mismos biomarcadores se correlacionan proporcionalmente con el tamaño de la lesión medida por TAC.
16. Aminov et al, 2017	Experimental. Miden qEEG de relaciones de potencia DAR, DTR y potencia relativa en estado de reposo de las bandas clásicas, a la alta y 90 días después. Enfoque de pronóstico cognitivo.	EEG de electrodo único sobre FP1 del 10/20 con SR de 128 Hz durante 3 minutos en reposo. Bluetooth. Filtro Paso de banda específica de 0.5 a 30 Hz. No reportan impedancia. Transformada rápida de Fourier.	EVC agudo (72 hrs) isquémico (n=15) y hemorrágico (n=4). Hemisferio izq. = 8 Hemisferio derecho = 11	19 participantes (7 mujeres y 12 hombres) Edad media 65.95 ±15.7	No se realizó	Alteraciones significativamente mayores a los datos normativos en la muestra.	Alteraciones en DAR, DTR y Potencia relativa Alfa en fase aguda independiente del tipo de EVC. Mayor potencia relativa de Theta se correlaciona con mejores resultados cognitivos, mientras que mayores valores de delta, DAR y DTR se asociaron con peores resultados cognitivos evaluados con MoCA en pacientes con EVC isquémico. Nota: Zonas frontales (FP1) La actividad Theta aumentada en zonas frontales predice resultados funcionales y deterioro cognitivo en zonas frontales.
17. Chen et al, 2017	Experimental. Miden parámetros no lineales de qEEG previos a la rehabilitación de UE durante tarea de ejecución motora.	EEG sin mucha especificación.	EVC crónico	37 pacientes (10 mujeres y 27 hombres)	No se reportó	No significativo	Las funciones de red Beta + Gamma o Theta proporcionan una precisión de clasificación del 92% para distinguir entre una recuperación pobre o alta que correlaciona con WMFT . Los biomarcadores de redes motoras lineales y no lineales basados en EEG pueden ayudar a la toma de decisiones clínicas.
18. Guggisberg et al, 2017	Experimental-longitudinal. Miden qEEG de los	EEG de 128 electrodos con SR de 512 Hz. ICA.	EVC agudo a subagudo de la arteria cerebral	63 pacientes (27 mujeres)	No se reportó	No se reportó	Los pacientes con mayor integridad del tracto corticoespinal (medido por

	parámetros de conectividad funcional en Beta (13 a 20 Hz) (coherencia imaginaria) en reposo a las 2, 4 semanas y a los 3 meses después de una terapia de rehabilitación tradicional de fisioterapia.	Filtro paso de banda de 1 a 20 Hz.	media-heterogéneo	y 36 hombres) Edad media de 64			RM) tenían mayor conectividad funcional entre las áreas perilesionales del hemisferio afectado y el resto del cerebro. Una mayor conectividad funcional se correlacionó con una menor degradación de la materia blanca y la mejoras en la funcionalidad motriz.
19. Schleiger et al, 2017	Experimental (3 meses) Miden qEEG de los parámetros de potencia espectral global y regional relacionándolos al estado cognitivo de un paciente con EVC.	EEG con SR de 500 Hz. 19 electrodos en sistema 10/20 (Fp1, Fp2,F3,F4,C3,C4, P3,P4,O1,O2,F7,F8 ,T3,T4,T5,T6,Fz,Cz y Pz), Impedancia entre 5 y 10 KOhms. Filtro paso bajo 35 Hz y pendiente a 8 Hz. Montaje bipolar y de referencia. 3 min.	EVC isquémico agudo de la arteria cerebral media (aprox. 72 hrs).	35 pacientes, (23 hombres y 12 mujeres) de 18 a 87 años	No se realizó	No se realizó	Medir qEEG de la frecuencia de Theta en electrodo occipital ipsilesional (O2 contra Cz) y ralentización de banda Alfa previa a la alta pudo predecir el deterioro cognitivo en 24 de 31 pacientes, en comparación con la escala MoCA que predijo 23.
20. Trujillo et al, 2017	Experimental. Miden qEEG de los parámetros PRI, DAR y BSI en reposo, antes y después de una intervención en rehabilitación motriz por mano robótica.	EEG con SR de 1000 Hz de gorro de Ag/AgCl de 64 electrodos colocados según sistema 10/20. Impedancia debajo de 5KOhms. Montaje de referencia en Cz y Cpz. Filtro de paso de banda. HPF (0.5 Hz) y LPF (45 Hz). ICA. TF y PSD.	EVC isquémico (n=8) y hemorrágico (n=2) crónico. 5 zurdos y 5 diestros	10 pacientes (2 mujeres y 8 hombres)	No se realizó	No se realizó	Correlación negativa significativa entre FMA y PRI. Tendencia a correlación negativa significativa entre DAR y FMA. Correlación negativa entre la potencia relativa de Delta y FMA. Correlación positiva entre FMA y la potencia relativa Alfa.
21. Bentes et al, 2018	Experimental. Miden qEEG de los parámetros DTABR y la potencia de Alfa. Se toman registros a la alta y a los 12 meses. No se menciona que tipo de rehabilitación llevan los pacientes.	EEG con SR de 1000 Hz, filtros de paso alto (70 Hz) y paso bajo (0.5 Hz), y de muesca de mantequilla (50Hz). No mencionan número ni posición de electrodos. Transformada Rápida de Fourier. 1 min de registro.	EVC isquémico agudo de la circulación anterior	151 pacientes (112 hombres y 39 mujeres). Edad media de 67.4.	No significativo	No se reporta	Los valores altos en la relación entre las bandas de frecuencia Delta-Theta/Beta-Alfa (DTABR) y los valores bajos de la potencia Alfa predicen un resultado funcional deficiente.
22. Biasucci et al, 2018	Experimental- longitudinal Miden qEEG de la conectividad funcional para Mu y Beta, antes y después de una intervención en BCI-FES	EEG sin muchas especificaciones, sabemos que utilizan los electrodos C3 y C4.	EVC isquémico crónico de moderado a grave.	14 pacientes (50-60 años) (5 mujeres y 9 hombres)	No significativo	No significativo	Mejoras (aumento) significativas en la conectividad funcional de Mu y Beta en la zona sensoriomotora afectada (C3 y C4) correlaciona significativamente con FMA-UE. Reactivación de MI

							ipsilesional crucial para recuperación funcional. Diferencias significativas después de la intervención entre grupos (BCI-FES y Simulado) en Mu y Beta que correlaciona con puntuaciones en FMA-UE.
23. da Silva et al, 2019	Experimental. Miden qEEG del parámetro magnitud de coherencia cuadrado (MSC) de las bandas clásicas antes y después de una intervención en MI de TST (1 mes después) en pacientes post EVC.	EEG de 17 electrodos con SR de 600 Hz, Filtro paso de banda de 0.1 a 100 Hz. Filtro de ruido de 60 Hz.. 15 min en reposo, 15 min de presión normal en mano dominante y 15 min de MI de presión en mano dominante. Filtro Butterworth (50 Hz).	EVC isquémico crónico (>7 meses)-localidad específica	8 pacientes (5 mujeres y 3 hombres) Edad media 42.2±12.2	No se realiz ó	No se realiz ó	Durante la ejecución de MI la banda Delta tiene los valores más altos de MSC, pero no significativos después del mes de intervención con respecto al inicio, a excepción de casos específicos sobre electrodos F3, F4 y C3 de dos pacientes. Mejoras leves en escalas clásicas.
24. Mane et al, 2018	Experimental. Miden qEEG de los parámetros PRI, DAR, TBR, TAR, PSD y BSI antes y después de intervención en BCI con brazo robótico vs tDCS.	EEG de SR inespecifico. con 27 electrodos según sistema 10/20. Montaje de referencia hacia electrodo en mastoides. Impedancia debajo de 50ohms. Filtro de paso de banda de 0.5 a 45 Hz. ICA.	EVC crónico (n=13) isquémico y (n=18) subcorticales)	19 pacientes (14 hombres y 5 mujeres) Edad media de 54.1 años	No se realiz ó	No se realiz ó	Correlación negativa significativa entre TBR y FMA en el grupo BCI antes y después del tratamiento. Disminución en TAR y TBAR después del tratamiento que correlacionan con FMA . Disminución del BSI en el grupo con tDCS. Asociación entre aumento de las bandas de frecuencia rápidas (alfa y beta) con las funciones motoras mejoradas.
25. Uhm y Yang, 2018	Experimental. Pre-post Miden qEEG de las potencias de banda relativas de las frecuencias clásicas para tres grupos con diferentes intervenciones (vibración NF de todo el cuerpo + postura, postural de equilibrio dinámico, sólo vibración)	EEG de electrodo central Cz del sistema 10/20. Transformada rápida de Fourier. 30 min de registro en reposo.	EVC agudo y subagudo -localidad inespecífica	30 pacientes con hemiparesia (11 hombres y 19 mujeres) Edad media 51±3	No se realiz ó	No se realiz ó	El ritmo sensoriomotor Beta (12-35 Hz) muestra una mejora (incrementan) significativa después del entrenamiento en comparación con el inicio, en el grupo con neurofeedback de vibración postural.
26. Zhou et al, 2018	Experimental. Miden qEEG de la coherencia en Beta alta (20 a 30 Hz) en M1 y PAR en reposo antes y después del entrenamiento de seguimiento visomotor (día 5).	EEG de matriz densa con SR de 1000 Hz. Montaje unipolar con referencia en Cz. Sin filtros de paso de banda al registrar. Filtro paso de bajo a 50 Hz. ICA.	EVC crónico isquémico en 10 y hemorrágico en 2.	12 pacientes (1 mujer y 11 hombres)	No se report a	No se report a	Los sujetos mostraron una ganancia significativa de la puntuación de tasa de éxito de una prueba estandarizada de seguimiento visomotor que correlaciona con la coherencia beta sobre lóbulo frontal ipsilesional (M1) y lóbulo parietal. La función del circuito

							frontoparietal medida por la coherencia predice las ganancias conductuales motoras.
27. Calabró et al, 2019	Experimental. Miden qEEG relacionado con eventos de frecuencia de tiempo (ERS y ERD) y la coherencia relacionada a eventos (TRCoh), magnitud de la amplitud del potencial evocado motor (MEP) antes y después del entrenamiento con brazo robótico Amadeus y entrenamiento convencional.	EEG de 21 electrodos Ag/AgCl posicionados según sistema 10/20 (Fz,F3,F7,F4,F8,CP, C3,P3,C4,P4,T,T3, T5,T4,T6) con SR de 250 Hz. Impedancia de >10 K Ohms . Filtro de paso de banda de 1 a 35 Hz (FIR). ICA. Transformada de Fourier (CWT). Montaje por pares de electrodos.	EVC isquémico supratentorial y crónico (aprox. 6 meses).	50 pacientes (No dicen más)	No se reporta	No se reporta	<p>Antes de la intervención:</p> <p>Se encontró Bajo MEP en los participantes del lado afectado en ambos grupos.</p> <p>Se encontró un TRCoh reducido de Alfa y Beta entre los electrodos CP afectados y los electrodos F afectados en ambos.</p> <p>Se encontró deterioro de la ERD en Alfa y Beta al inicio del movimiento en electrodos sobre la zona afectada en ambos.</p> <p>Después de la intervención:</p> <p>Aumento del MEP significativamente mayor en Amadeus en el lado afectado.</p> <p>Aumentó el acoplamiento funcional medido por TRCoh en Alfa y Beta en ambos, aunque fue significativamente más fuerte en el grupo Amadeus. Mejoras en FMA-UE mayores en Amadeus.</p>
28. Carino-Escobar et al, 2019	Experimental-longitudinal- Miden EEG de la potencia de las bandas se los ritmos y los ERDs/ERSs antes, durante y después de una intervención en BCI-MI.	EEG con capucha de 11 electrodos (F3,F4,Fz,P3,P4,Pz ,C3,C4,Cz,T3,T4,A Fz) en 10 /20. Referencia en lóbulo de oreja. Impedancia >5KOhms. Filtro de banda de 8 a 32 Hz. Transformada Wavlet (modificación a Fourier). Cálculo de porcentaje de ERD/ERS. .	EVC subagudo (aprox. 2 meses)- heterogéneo	9 pacientes (4 mujeres y 5 hombres) con hemiparesia de las extremidades superiores. Edad media de 59.9±2.8 4 zurdos y 5 diestros.	No se realizó	No se realizó	<p>Cambios significativos (aumento) a lo largo de las sesiones en la potencia de Alfa y Beta sobre la corteza somatosensorial. Miden FMA y esta mejora después de la intervención, pero no realizan la correlación.</p>
29. Mane et al, 2019	Experimental Miden qEEG de los parámetros BSI, PRI y DAR antes, durante y después de la intervención de BCI-tDCS.	EEG con SR de 250 Hz. Montaje referencial al oído. Filtrado FIR entre 0.5 y 45 Hz. ICA. impedancia >5 K Ohms. tDCS en C3 y C4. PSD	EVC crónico (aprox. 9 meses)-	19 pacientes con hemiparesia de las extremidades superiores.	No se realizó	No significativo	<p>El grupo tDCS-BCI muestra una correlación negativa significativa entre DAR ,TAR, PRI con FMA a las 2 y a las 4 semanas de intervención en reposo y en tareas.</p> <p>El grupo con solo BCI correlacionó significativamente en el parámetro BSI con FMA.</p>

							No observan correlación entre FMA y las potencias de las bandas para este tipo de intervenciones.
30. Rogers et al, 2021	Experimental de pronóstico. Miden qEEG de potencias de frecuencias clásicas y los parámetros DAR, DTABR y potencias relativas al alta en pacientes con EVC.	EEG de un solo canal en FP1 según sistema 10/20. SR de 128 Hz . Filtro paso de Banda 0.5 a 30 Hz. Referencia y tierra en oído izquierdo. Transformada de Rápida de Fourier.3 min.	EVC isquémico agudo (>72 hrs) - localidad no especificada	16 pacientes. (9 hombres y 7 mujeres) Edad media 66±17 años.	No se reporta	No se reporta	Mayor poder Theta relativo se correlaciona con un peor desempeño motor y mayor discapacidad medida con NIHSS. Valores bajos de Theta > 0.25 se asociaron con buenos resultados con valores predictivos comparables a NIHSS.
31. Wang et al, 2019	Experimental cognitivo (conciencia). Miden qEEG de los parámetros índice de sincronía de fase de ambos hemisferios, BSI y DAR en pacientes post EVC durante el reposo.	EEG de 11 electrodos Ag/AgCl posicionados según sistema 10/20 (FP1, FP2, C3, C4, O1, O2, T7, T8, A1 y A2) . Impedancia > 10 K Ohms. con SR de 100 Hz. 30 min de registro. Filtro de paso alto (0.5 Hz) y filtro paso bajo (30 Hz) Filtro FIR. 5 min de datos para análisis.	EVC isquémico agudo- localidad heterogénea	82 sujetos (24 mujeres y 58 hombres) Edad media 64.7±14 años	No se reporta	No se reporta	La puntuación del nivel de conciencia medida se correlaciona con el NIHSS y con el índice de sincronía de fase, BSI y DAR.
32. Alwhai bi et al, 2020	Experimental. Pre-post Miden qEEG de la frecuencia máxima de las áreas motoras y sensoriales en un análisis comparativo entre afectados del hemisferio izquierdo contra afectados del hemisferio derecho antes y después de una intervención de tareas específicas en pacientes post EVC.	EEG de 10 a 20 canales en sistema 10/20 (C3 y C4; P3 y P4) con electrodos de Ag/AgCl en montaje unipolar. ¿Impedancia?	EVC crónico (23.22 meses) isquémico (n=21), hemorrágico (n=19).	40 pacientes hombres. Edad media 55.8±5.7	No aplica	No significativo	Diferencias significativas entre grupos en medidas postratamiento de la frecuencia máxima de la onda Alfa en áreas motoras (C3 y C4) y sensoriales (P3 y P4) Diferencias significativas en la frecuencia de máxima de la onda Alfa dentro del grupo izquierdo antes y después del tratamiento en zona motora (C3 y C4) y sensorial (P3 y P4). Diferencias significativas antes y después del tratamiento en el WMFT.
33. Major et al, 2020	Experimental. Pre-post Miden qEEG de los parámetros de potencia relativa de frecuencias clásicas antes y después de 7 días de rehabilitación con robot o fisioterapia en pacientes con EVC.	EEG de 128 electrodos. Impedancia >5 K Ohms. Filtro paso de banda de 0.5 a 40 Hz. 20 min de registro. Transformada Rápida de Fourier.	EVC isquémico crónico.	12 pacientes (6 hombres y 6 mujeres)	No se realizó	No se realizó	Encuentran una tendencia no significativa de reducción de las frecuencias lentas (Delta, Theta, Alfa) y un aumento de las rápidas (Beta) después de ambas intervenciones. La densidad de corriente máxima muestra un valor marginalmente significativo a favor de la fisioterapia clásica

							versus el enfoque robotizado. Reducción significativa del tiempo de conducción total (periférico y central) después de la rehabilitación, independientemente del tipo.
34. Sebastián-Ramagosa et al, 2020	Experimental. Miden qEEG de los parámetros BSI y LC antes y después de intervención en rehabilitación motora con BCI.	EEG-BCI de 16 canales en posiciones del sistema extendido 10/20 (FC5, FC1, FCZ, FC2, FC6, C5, C3, C1, CZ, C2, C4, C6, CP5, CP1, CP2 y CP6). Filtros paso de banda específica. Transformada de Fourier.	Ictus no específico - cortical (N=5), subcortical (N=?) y mixto (N=?).	32 pacientes con hemiparesia residual de extremidades superiores. (19 hombres y 13) Edad media ?	Significativos	No significativo	BSI de Alfa es un potencial biomarcador de las mejoras funcionales motrices. Correlacionado con mejoras en FMA-UE. Mejoras en MoCA en grupo BCI.
35. Tscherpel et al, 2020	Experimental. Miden qEEG- TMS de alta densidad para medir respuestas en Corteza motora primaria M1 (potencia del campo local (LMFP), frecuencia con máxima potencia) ipsilesional en pacientes en tres tomas durante la recuperación de pacientes con EVC.	EEG-TMS de 62 electrodos de Ag/AgCl de gorro en sistema 10/20. SR de 625 Hz. Impedancia > 5 KOhms. Filtrado BW.	EVC isquémico agudo-localidad heterogénea	28 pacientes (40-90 años) (3 mujeres y 25 hombres) Edad media 65.7±10	No se realizó	No se realizó	En la etapa aguda los pacientes tuvieron una amplitud significativamente más alta en el LMFP ipsilesional en comparación con controles. Cambios significativos de la frecuencia máxima en región prefrontal y motora (M1) entre pacientes y controles. Las mejoras se correlacionan con NIHSS. Los pacientes con señales con amplitudes altas y lentas mostraron un resultado menos favorable.
36. Al-Qazaz et al, 2021	Experimental (3 meses) Miden qEEG de atributos de tiempo-entropía y frecuencia (TEF) antes y después de la rehabilitación basada en BCI basada en MI.	EEG de SR 256 Hz. 16 electrodos en 10/20 (FC5, FCz, FC6, C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6, CP5, CP1, CPZ, CP2, CP6, Pz). ICA-WT. Filtrado de BW (50 Hz)	Ictus no específico-localización no específica	3 pacientes con hemiparesia en extremidades superiores. No dicen el sexo. Edad media 22 años	No se realizó	No aplica	EL TEF es viable para clasificar a los pacientes que se someten a rehabilitación de MI, para identificar los cambios en las características del BCI-EEG.
37. Alwhabi et al, 2021	Experimental. Miden qEEG del parámetro ABDTR (Rápidas entre lentas) diferencial entre intervenciones para extremidad inferior tradicional en controles vs fisioterapia tradicional + rehabilitación somatosensorial de estimulación térmica.	EEG de electrodos Ag/AgCl según sistema 10/20 en reposo. Montaje unipolar. ¿Impedancia? Cz, Pz y Fz.	EVC crónico (6-18 meses) - localización inespecífica	30 pacientes con hemiparesia (19 hombres y 11 mujeres) Edad media 51.26±2.7	No significativo	No significativo	El tratamiento somatosensorial de estimulación térmica aumentada en extremidad inferior (LE) mejoró en los puntajes FIM y mayor excitabilidad del área motora qEEG en comparación con la rehabilitación tradicional de LE, aunque no significativa. Mejora significativa en qEEG y FIM después de ambas intervenciones. La amplitud del potencial motor en la zona central

							(Cz) aumentó después del entrenamiento en ambos grupos.
38. Alwhai bi et al, 2021	Experimental. Miden qEEG de las frecuencias máxima de las ondas Alfa ipsilesional en las zonas centrales en reposo, diferenciando entre tratamiento de fisioterapia tradicional de tarea específica (TST) para extremidad superior (UE) vs tratamiento TST + Acupuntura estimulada eléctricamente (TENS).	EEG de 64 electrodos monopolares de Ag/AgCl según 10/20. Se utiliza solo C3 para el análisis. Impedancia debajo de 5 K Ohms.	EVC crónico (22 meses) isquémico (n=25) y hemorrágico(n=15)	40 pacientes aleatorizados. (19 hombres y 21 mujeres)	No significativo	No significativo	Mejoras significativas en FMA-UE después del tratamiento en ambos grupos. Mejora significativa en la frecuencia máxima de las ondas Alfa del área motora (C3) en el grupo con TST+TENS en comparación con el grupo TST. Tamaño de efecto moderado-leve.
39. Chen et al, 2021	Experimental. Miden qEEG de LC antes y después de la intervención en rehabilitación con BCI-MI-FES.	EEG de 32 electrodos en F7,F3, Fz, F4,F8, FC 3, FC1, FCz, FC2, FC4, C3, C1, Cz, C2, C4, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, P7, P3, Pz, P4, P8, TP7, TP8, O1, Oz y O2 del sistema 10/20 con un SR 250 Hz. Filtro de Butterworth a 50 Hz. Filtro paso de banda de 8 a 30 Hz.	EVC crónico (no más de 5 años)-localización no específica	32 pacientes (30 a 70 años)	No se reporta	No se reporta	Cambios significativos en el parámetro LC del ERD del ritmo Mu que se correlaciona positivamente con los valores de FMA-UE y KMMT.
40. Hussain y Park, 2021	Experimental. Miden qEEG de los parámetros Potencias de las bandas clásicas, AI, DAR, DTR, DTABR y BSI por pares durante el reposo y durante tareas, después de un EVC y se compara contra controles.	EEG de SR 1000 Hz. Datos tomados de los electrodos en sistema 10/20 (Fz, Oz, C1, C2, T7, T8). ICA. Filtro de ruido a 60 Hz. Filtro paso de banda 0.5 a 44 Hz. Transformada Rápida de Fourier. PSD.	EVC isquémico - localización no específica	48 pacientes (30 hombres y 18 mujeres) Edad media 72.2±5.6	No se reporta	No aplica	El poder Alfa disminuido fue un biomarcador significativo para discriminar entre EVC y control en las tareas de caminata, reposo y lectura. El poder de Beta aumentó significativamente mayor en el grupo EVC en tareas de lectura y caminata. El parámetro DAR mostró una diferencia significativa durante reposo, caminata y lectura El BSI mostró una diferencia significativa en las tareas cognitivas entre controles y EVC (aumenta en EVC). Se observan asimetrías hemisféricas significativas de las bandas Beta y Theta en estado de reposo y en Alfa en las tareas.
41. Saes et al, 2021	Experimental- longitudinal Miden qEEG de los parámetros DAR y BSI en reposo, al alta y después de 6 meses de ocurrido el EVC.	EEG de capucha de 62 electrodos de Ag/AgCl en sistema 10/20 con SR de 2048 Hz. Impedancia >20 K	EVC hemisférico isquémico	39 pacientes (23 hombres y 16 mujeres) Edad media	No se reporta	No se reporta	El BSI sobre la banda de Theta predice la recuperación de UE, y se correlacionó negativa y significativamente con FMA-UE.

		Ohms. Montaje unipolar. Filtro Butterworth a 0.5, 50, 100 y 150 Hz. Filtro paso bajo a 130 Hz		de 67.3±11.4			
42. Singh et al, 2021	Experimental- longitudinal (90 días , registro qEEG antes y después de las intervenciones motrices tradicionales en los días, 1,2,7, 30 y 90) Se utiliza el análisis de densidad de potencia espectral (PSD), DTR, DAR, y PRI.	EEG de 64 electrodos a base de gel en el sistema 10/20. SR de 256 Hz. Filtro de Butterworth (50 Hz). Filtro de SBP desde 0.5 a 40 Hz. Posiciones usadas en análisis, FC1, FCz, FC2, C5,C3,C1,Cz,C2,C4,C6,CP3,CP1,CP2 y CP4). 2 min de registro.	EVC agudo-occipital (n=3)	5 pacientes con discapacidad en extremidades superiores. Edad media 61±10.6 Todos hombres.	No aplica	No se realizó	La variabilidad en los valores de DAR, DTR y PRI , se estabilizan conforme se someten a rehabilitación, signo de reducción de la asimetría de la actividad cortical interhemisférica. La región de la corteza motora mostró una mejoría en la potencia de la banda Alfa en el PSD de los electrodos C3, C2 a 8 Hz y C1, C4y Cz a 9 Hz, con los picos más grandes al 90mo día de rehabilitación.
43. Kusumastuti, Wibawa y Purnomo, 2021	Experimental -Pronóstico y clasificación. Miden qEEG de las bandas de frecuencia clásicas para clasificar a pacientes según su gravedad (leve, moderado y grave) post EVC en reposo y en movimiento de flexión y extensión del codo.	EEG de baja densidad con 8 electrodos (F3, F4, C3, C4 ,O1, O2+ tierra y referencia) 60 segundos de registro.	EVC agudo-heterogéneo	12 pacientes con hemiparesia del miembro superior.	No se reporta	No se reporta	Los clasificadores de aprendizaje de máquina indican que las variaciones en la amplitud de la banda alfa Alta y Beta alta son viables para saber la gravedad del EVC del paciente. Los pacientes con menos amplitud tienen un EVC más severo en ambas bandas de frecuencia que se correlaciona con NIHSS.
44. Zakaria, Valentin e y Mayza, 2021	Experimental. Miden qEEG de las potencias clásicas antes y después de una intervención de tDCS en pacientes post EVC y controles.	EEG de 19 electrodos en sistema 10/20. SR 250 Hz. 5 minutos de registro en reposo.	EVC isquémico agudo-localidad no mencionada	12 pacientes (7 hombres y 5 mujeres) Edad media= ?	No se reporta	No se reporta	La potencia en Alfa fue significativamente mayor en los controles a comparación del grupo EVC. La potencia en Delta es significativamente mayor en el grupo EVC a comparación del grupo control. Después de la intervención la frecuencia Alfa aumenta en un 1.91% y la Delta decrementa en un 10.44%.
45. Hu et al, 2022	Experimental. Miden qEEG de los parámetros, PSD y RP de potencias clásicas, DAR, DTABR, NDA en reposo para tres grupos (leve, moderado, grave de Brunnstorm) con EVC.	EEG DSI-24 de 18 electrodos secos (Fp1, Fp2, Fz, F3, F4, F7, F8, CZ, C3, C4, T7, T8, Pz, P3, P4, P7, O1 y O2) según sistema 10/20 con SR de 300 Hz. 3 min de registro. Montaje de referencia en Pz. Filtro de paso de banda de 0.5 a 45 Hz. Filtro FIR de cambio de fase 0. ICA para artefactos	EVC leve, moderado y grave isquémico-localidad inespecifica	68 pacientes (44 hombres y 24 mujeres) Edad media de 61.8±9.8	No se realizó	No se realizó	La potencia alta en Delta y la potencia baja en Alfa es diferente entre los grupos y se correlacionan con la gravedad del ictus. Encuentran que DAR disminuido es un indicador de una mejor rehabilitación. Los índices de los parámetros no lineales cambian con el EVC de manera significativa y puede ser que aumente con la rehabilitación de la función motora.

		oculares y cardíacos.					
46. Lanzone et al, 2022	Experimental- longitudinal Miden qEEG de los parámetros PSD y exponente espectral (SE) pacientes con EVC en reposo de fase aguda (aprox. 6 días), y después de 2 meses (aprox 77 días) de rehabilitación física. Además calculan DAR y DTABR.	EEG de 19 electrodos en sistema 10/20 (sin Fz, Cz y Pz). Impedancia >5 H Ohms. 10 min de registro. Filtro de Butterworth a 50 Hz. Filtro paso alto 0.5 Hz. ICA para oculares y musculares.No mencionan montaje.	EVC isquémico mono hemisférico de la arteria cerebral media-hemisferio izquierdo (n=11), cortical (n=2)	18 pacientes (10 hombres y 8 mujeres) Edad media 71.8±8.9 17 diestros y un zurdo.	No se reporta	No se reporta	Los pacientes tienen valores significativamente más negativos en SE (ralentización de oscilaciones EEG) que los controles y en comparación con el hemisferio no afectado desde el registro agudo. Las mejoras en SE en hemisferio afectado después de la rehabilitación física se correlacionaron significativamente con NIHSS. DAR fue significativamente menor después de la rehabilitación.
47. Lin et al, 2022	Experimental. Pronóstico Miden qEEG de PSD y conectividad funcional en áreas occipitales, parieto centrales y parietales en pacientes post EVC. Combinan las variables en un modelo de aprendizaje profundo antes y después de un proceso de rehabilitación de fisioterapia de LE.	EEG de 19 electrodos según sistema 10/20. Impedancia > 20 K Ohms. Filtro de paso de banda específica de 0.3 a 40 Hz. ICA. Transformada de Fourier.	EVC isquémico	15 pacientes	No se reporta	No se reporta	Los datos de PSD y conectividad funcional en áreas occipitales, parietales y centrales que se utilizan para entrenar a la máquina, son viables para el pronóstico con un 91.8% de precisión en pacientes con tratamiento de brazo asistido por robot y un 87.5% en rehabilitación tradicional. Identifican a la fuerza y rango de movimiento del flexor plantar, la fuerza de dorsiflexión, PSD y Coherencia como factores clave de la predicción.
48. Vattinno et al, 2022	Experimental. Pre-post. Miden la conectividad (coherencia imaginaria) de la red sensoriomotora mediante qEEG durante tareas de agarre y relajación de mano parética y reposo al inicio y al final de una intervención de tareas + estimulación vibratoria vs solo tarea en controles.	EEG de capucha de 96 canales en sistema 10/20 extendido con tierra en AFz y referenciado a FCz con SR 1000 Hz. (Montaje unipolar). Gel SuperVisc. Impedancia >25 K Ohms. Filtro paso de banda de 0.1 a 200 Hz. Regiones de interés M1 y S1.	EVC heterogéneo crónico (>6 meses)	12 pacientes. Edad media 62±8	No se reporta	No se reporta	Mayor conectividad ipsilesional sensoriomotora Alfa (coherencia en Alfa) durante la preparación del agarre, se asoció con una mayor mejoría motora en extremidades superiores medida con Box and Block test, después de la terapia para ambos grupos. La coherencia en Beta no fue significativa. La conectividad EEG tiene potencial pronóstico para la mejora motora de UE. La preintervención de conectividad Alfa ipsilesional puede representar el grado de preparación del cerebro para la terapia motora UE y la propensión a la mejora motora.

49. Wang et al, 2022	Experimental. Miden qEEG de los ERDs antes (día 1), durante (día 14) y después (día 28) de una intervención en BCI-NF-MI	EEG de 64 canales con fNIRS con electrodos SR de 200 Hz, Ag/AgCl según sistema 10/20 en C3,C4 y Cz Impedancia debajo de 10 K Ohms.	EVC isquémico subagudo - lesión en ganglios basales	7 pacientes (3 hombres y 4 mujeres) (40-60 años)	No se reportó	No se reportó	<p>ERD de Alfa en C3 y C4 mejoró significativamente en el grupo BCI-NFT-MI en comparación con el entrenamiento convencional.</p> <p>Grupo experimental mejora significativamente en la activación sincrónica bilateral conforme avanza el entrenamiento.</p> <p>Correlaciona con escala clínica tradicional MBI y MSA.</p>
----------------------	---	--	---	--	---------------	---------------	--

7. Discusión

De acuerdo con la literatura científica de los últimos 10 años, podemos decir que la hipótesis que afirma que la evaluación de la actividad cerebral medida a través de EEG ha demostrado ser útil tanto para el pronóstico como para observar cambios con respecto al proceso de rehabilitación neurológica en pacientes que sufrieron un EVC, es correcta. Los resultados obtenidos con la revisión sustentan tal afirmación. De manera general, se puede decir que en las etapas aguda y subaguda, las ondas de alta frecuencia son dominadas por las ondas de baja frecuencia en reposo (Bentes et al, 2018; Wu et al, 2016) y las actividades de las bandas de frecuencias de manera global muestran asimetría en las primeras 72 hrs pasado el EVC.

El registro de estos cambios en la actividad eléctrica puede aportar elementos cuantitativos para el pronóstico de un paciente que no pueda realizar las evaluaciones tradicionales cognitivas o motoras durante un EVC agudo; la experiencia muestra que dependiendo de su localización, los pacientes pueden mostrar después de un tiempo síntomas de fatiga, discapacidad visual, afasia, parestesia, y debilidad en las extremidades (Schleiger et al, 2017). Los estudios de qEEG demuestran que esta técnica permite recoger información valiosa durante el reposo para la evaluación y tratamiento de un paciente de manera temprana, que se puede extender a largo plazo. Predecir con precisión la recuperación posterior a un EVC para cada paciente es crucial para determinar las necesidades del tratamiento para la rehabilitación.

Los estudios que realizan análisis conjuntos de distintas variables durante la etapa aguda como parte de un modelo de aprendizaje profundo, son enfoques novedosos que pueden dar un pronóstico altamente preciso de la funcionalidad de pacientes con déficits motores en la extremidad inferior para los próximos 6 meses de pasado el EVC; el análisis de red del estudio conjunto de las interacciones de frecuencias Beta + Gamma o Theta durante la ejecución motora (EM) de la extremidad superior, proporciona una precisión de clasificación de hasta un 92% (Lin et al, 2022; Chen et al, 2017) para predecir la recuperación de un EVC en pacientes con hemiparesia de las extremidades superiores. El

trabajo de Chen y colaboradores (2017) fue el único trabajo revisado enfocado en la predicción de mejoras motoras que se centró en la etapa crónica del EVC.

En cuanto al pronóstico cognitivo, una mayor potencia relativa de Theta medida en reposo en las zonas frontales durante la fase aguda se relaciona con un mejor pronóstico cognitivo a futuro (Aminov et al, 2017) y una ralentización de la banda Alfa en las zonas occipitales en la misma etapa puede predecir un deterioro cognitivo a largo plazo que se correlaciona con las puntuaciones de la escala tradicional de MoCA (Schleiger et al, 2017). Por otro lado, la potencia y la asimetría interhemisférica de Alfa, así como, los parámetros DAR y DTR son biomarcadores confiables para un pronóstico cognitivo después de un EVC comparándolos con MoCA (Hussain y Park , 2021).

7.1 Trabajos que miden las diferencias en la actividad cerebral que se llevan a cabo mediante un proceso de rehabilitación

Existen estudios que miden las características cuantitativas del EEG antes y después de una intervención en rehabilitación, así como también aquellos estudios que realizan estas mediciones en diferentes tipos de intervención, para comparar y evaluar la eficacia de las intervenciones o incluso como parte del entrenamiento activo en paradigmas de BCI o NF. Mediante este tipo de protocolos se han podido extraer parámetros de EEG que son biomarcadores viables para la recuperación de un paciente en los diversos tipos de intervenciones para la rehabilitación de los déficits post EVC.

Las técnicas de BCI y NF son intervenciones de rehabilitación que conllevan la adquisición de registros de EEG, en su gran mayoría. Por lo anterior este tipo de paradigmas reportan cambios en la actividad eléctrica asociados a la rehabilitación con más frecuencia.

Los estudios que combinan el BCI con otras tecnologías como la estimulación eléctrica funcional (FES) (Chen et al, 2021), que es un tratamiento que consiste en la administración de descargas eléctricas de intensidad baja en los músculos debilitados como resultado de un EVC o daños a la médula espinal, reportan tener beneficios mayores en comparación con otras técnicas tradicionales midiendo las mejoras en los rendimientos con las evaluaciones de FMA-UE y la prueba muscular manual de Kendall (Kendall MMT). También reportan cambios en los valores del coeficiente de lateralidad para el ERD del ritmo Mu que correlaciona positivamente con la escala de FMA-UE, lo que podría ayudar la implementación de estas tecnologías combinadas en la práctica clínica.

Wang y colaboradores (2022) crean un protocolo de BCI híbrido que combina, la FES y el NF multimodal basado en EEG (BCI-FES-NF), para promover la reparación y reconstrucción activa de la vía nerviosa motora durante 4 semanas de entrenamiento en pacientes con EVC, resultando en mejoras en más de un punto en las puntuaciones de las escalas tradicionales de fuerza muscular (Kendall MMT), y en más de 10 puntos en el MBI. Los protocolos que combinan NF con BCI prometen mejoras en las estrategias para

los pacientes con deficiencias motoras severas en las extremidades superiores. Si bien existen varios tipos de protocolos de NF, se ha observado que su combinación con las terapias ocupacionales tradicionales podría llevar a una mejora en el desempeño de las actividades de la vida diaria en pacientes con EVC.

Los valores del BSI, DAR y PRI son inversamente proporcionales a los de las escalas, siendo los valores más bajos los que están relacionados con una mejor funcionalidad. De manera similar, el parámetro DAR es capaz de predecir la recuperación funcional en pacientes con EVC agudo (Trujillo et al, 2017; Singh et al, 2021) y es útil para diferenciar a controles de pacientes con EVC agudo; sin embargo, en pacientes con EVC crónico, una disminución en los valores de PRI y DAR únicamente pueden sugerir la tendencia que tiene el sujeto hacia el reaprendizaje motor (Trujillo et al, 2017). En conjunto, se puede concluir que estos parámetros son posibles biomarcadores de la recuperación futura de un paciente y es importante tenerlos en cuenta durante el proceso de rehabilitación.

En lo que respecta a los estudios que evalúan los cambios cognitivos, la técnica de qEEG se muestra como una alternativa viable para predecir y evaluar cambios que se pueden comparar con las escalas tradicionales como MoCA o FIM que por sí solas pueden tener una eficacia limitada en pacientes con EVC; esto debido a que se añaden los factores de deterioro en la percepción de las distintas modalidades sensoriales, del lenguaje, y de la funcionalidad motriz (Schleiger et al, 2014) presentes en algunos pacientes con EVC. En algunos de estos estudios, los parámetros que miden la potencia relativa en Theta y el DTR de las zonas frontales independientemente del tipo de EVC y las ralentizaciones de la banda de frecuencia Alfa en la fase aguda de un EVC en las zonas occipitales, pueden predecir el resultado cognitivo (Aminov et al, 2017; Schleiger et al, 2017). Sin embargo, el número de estudios de registro de EEG encontrados, que cubren los déficits cognitivos para evaluar la eficacia de una intervención, son considerablemente menores que los encontrados para los mismos rubros para cuantificar los cambios en las afecciones motrices, quizás debido a que las intervenciones para mejorar los déficits cognitivos sean menos eficaces que las dirigidas a un déficit motor. A su vez, ninguno de los estudios revisados menciona la reserva cognitiva y escolaridad de los pacientes, y cómo es que podría estar relacionada con un mejor o peor pronóstico o mejora en la rehabilitación, lo que paralelamente podría relacionarse con lo encontrado en las mediciones de qEEG.

Estudios del pasado reportaban que conforme la edad aumenta, deviene una lentificación de la actividad eléctrica cerebral de las bandas de frecuencia (Alfa y Beta) en reposo y en tareas de orden cognitivo (Iriarte y Artieda, 2012), lo que no se toma en cuenta como característica de las muestras de muchos de los estudios mencionados. Una de las excepciones es el estudio de Sebastián-Romagosa y colaboradores (2020), quienes comprueban que no existan diferencias significativas en el parámetro BSI de qEEG de los pacientes con respecto a la edad, pero sí que existían con respecto al sexo; en consecuencia, el BSI puede ser un potencial biomarcador para utilizarse en muestras de diversas edades, pero con un posible sesgo si se utiliza en una muestra que englobe a ambos sexos.

Por otro lado, en el estudio de Aminov y colaboradores (2017) que tiene un enfoque de pronóstico cognitivo, los autores realizan comparaciones contra una base de datos de adultos mayores para observar si hay diferencias significativas y confirmar que los cambios en los parámetros sean por el EVC y no por la edad (Aminov et al, 2017). Este tipo de comparaciones que consideran la edad, el sexo, el tipo de EVC y la gravedad del mismo, deberían de estar más presentes dentro de los protocolos para reportar cambios reales en la actividad cerebral.

Solo un grupo de investigación que evaluó las características del qEEG en pacientes con EVC, reportó haber establecido un análisis diferencial con respecto a la gravedad del ictus (Hu et al, 2022). En la revisión efectuada, se encontró que este tipo de análisis diferencial está poco representado en la literatura científica al menos de la última década, al igual que los análisis que diferencian entre sexo y localización del ictus.

7.2 Tipos de terapia y tipos de montajes

Algunos trabajos (Calabró et al, 2019; Major et al, 2020) reportan haber establecido un análisis diferencial con respecto al tipo de intervención que se llevó a cabo como método de rehabilitación de la extremidad parética superior, comparando mediciones entre rehabilitación de fisioterapia tradicional y terapia con brazo robótico mediante qEEG antes y después de las intervenciones. Así se demuestra que es posible la utilización del EEG para medir cambios en la actividad cerebral después de un proceso de rehabilitación de pacientes con EVC isquémico crónico y que estos cambios pueden servir de marcador potencial para medir la eficacia de una intervención. Dicho paradigma se puede emplear en EVC de tipo hemorrágico para un mejor enfoque clínico y permite arrojar mayor claridad en las decisiones a tomar sobre el proceso de rehabilitación de un paciente. Es importante mencionar que en estos trabajos habría sido de mucha ayuda que se hubiera realizado la correlación de las mejoras observadas en qEEG con las escalas clínicas tradicionales, como en otros trabajos (Schleiger et al, 2014; Trujillo et al, 2017; Mane et al, 2018; Mane et al, 2019; Lanzone et al, 2022), y añadir rigor a las medidas de la actividad cerebral.

Otra limitante encontrada con respecto a la implementación de estas técnicas en el ámbito clínico, es mayormente hacia dónde va dirigido. En la gran mayoría de los estudios revisados se utiliza un montaje referenciado o unipolar en contraposición a la práctica clínica donde se suelen implementar los montajes bipolares de doble banana, lo que se tiene que tener en cuenta en la clínica para utilizar los protocolos y paradigmas de los estudios mencionados en los pacientes, o también en la investigación para desarrollar protocolos que encajen mejor con las tendencias de la práctica clínica. Solo dos estudios reportan haber utilizado el montaje bipolar (Pellegrino et al, 2012; Schleiger et al, 2017), y muchos no mencionan siquiera el tipo de montaje.

Las técnicas recientes de adquisición de EEG de red de solución salina (Wu et al, 2016) y de electrodos secos (Lanzone et al, 2022) parecen ser buenas opciones para reducir el tiempo de colocación de los electrodos y consecuentemente reducir el tiempo que se

necesita mantener al paciente de manera presencial. La técnica de electrodos secos (Aminov et al, 2017) tiene la ventaja especial de ser más portable, y más, cuando se acompaña de la recolección de información vía *bluetooth*, lo que permite, por un lado, que sea parte de protocolos longitudinales en casa de los pacientes y por otro lado, atenuar artefactos inorgánicos del movimiento de cables y/o musculares. Sin embargo, no se sabe qué tanta información se comprometa en las técnicas desprovistas de cableado, ya que es bien sabido que en los dispositivos de audio el *bluetooth* envía cierta cantidad de información que es mucho menor, en términos de resolución, que la que se puede enviar por los cables, y que es perceptivamente identificable. A pesar de ello, las técnicas sin cableado se posicionan como buenas opciones en protocolos de EEG que requieren del registro durante tareas con movimiento de las extremidades.

Otras técnicas revisadas con las que se ahorra tiempo de colocación son las que utilizan pocos electrodos (Carino-Escobar et al, 2019; Mane et al, 2019; Wang et al, 2019; Alwhaibi et al, 2020; Hussain y Park, 2021; Kusumastuti, Wibawa y Purmono, 2021) para el registro o incluso un solo electrodo (Aminov et al, 2017, Biassiucci et al, 2018; Uhm y Yang, 2018; Rogers et al, 2021), con buenos resultados que pueden utilizarse en estudios que no busquen encontrar inferencias acerca del estado de las redes corticales. Estas técnicas también se pueden utilizar como parte de los protocolos de BCI y el NF en las intervenciones en neurorehabilitación.

El EEG muestra el resultado funcional después de un EVC con una alta resolución temporal, sin embargo, debido a la baja resolución espacial de la técnica sería recomendable la utilización de las tecnologías de neuroimagen disponibles, como la resonancia magnética (RMN) o tomografía axial computarizada (TAC), para complementar los estudios con información estructural acerca de la localización y tamaño del daño inicial. En futuros trabajos se debería de obtener este tipo de mediciones que nos ayuden también a caracterizar mejor a los pacientes en subgrupos para obtener comparaciones estadísticas entre diversas localizaciones y tamaños del daño de los pacientes.

Los parámetros encontrados pueden no limitarse a mediciones de pacientes post EVC, sino que también podrían utilizarse para medir el pronóstico y el progreso de diversos tipos de daño neuronal tanto en adultos como en niños con diversos trastornos o lesiones, como puede ser un traumatismo craneoencefálico (TCE) o parálisis cerebral.

8. Conclusiones

El objetivo de la revisión realizada fue aportar una visión del estado del arte en el uso del EEG en la rehabilitación, además de aclarar terminología específica de las técnicas de qEEG, para dar soporte a las nuevas rutas de investigación que se llevan a cabo en el Laboratorio de Investigación y Desarrollo de Aplicaciones Interactivas para la Rehabilitación (LANR) del Instituto de Fisiología Celular (IFC). Con el análisis de los estudios realizados se ha sustentado el uso del EEG para predecir la recuperación natural como la respuesta al tratamiento de las terapias experimentales que se correlacionan con

el mejor desempeño en las pruebas tradicionales clínicas en pacientes con déficits derivados de un EVC.

La terapia y la rehabilitación tienen la meta de ayudar a los pacientes a restaurar las conexiones neuronales y compensar algunos circuitos interrumpidos. Sin embargo, la selección del mejor tratamiento lleva mucho tiempo y aún no se implementa de forma objetiva. El registro del EEG arroja información sobre el estado funcional del cerebro después de un EVC, lo que puede ayudar a elegir el tratamiento más beneficioso para un paciente y mejorar las capacidades de pronóstico que ofrecen las evaluaciones clínicas estándar, al otorgar más información acerca del estado cerebral de los pacientes con EVC. Además, su aplicación es simple, económica, no invasiva y libre de contraindicaciones, por lo que sigue siendo una muy buena opción para el monitoreo de los pacientes durante su recuperación.

Los biomarcadores de qEEG permiten observar cambios de la actividad eléctrica cerebral que suceden antes, durante y después de una intervención en rehabilitación; algunos de estos biomarcadores como la conectividad funcional, la potencia de las bandas en distintas regiones o la simetría hemisférica, la disminución o el aumento de ERD/ERS's son útiles para correlacionar la neurofisiología con mejoras en la conducta de los pacientes que han sufrido un EVC, y con las calificaciones de las pruebas clínicas de los mismos. Estos biomarcadores hablan de la reorganización que se ha llevado a cabo en el cerebro con la intervención en rehabilitación de una manera más directa que las escalas tradicionales y ayudan a predecir la recuperación futura de un paciente, por lo que es importante tenerlos en cuenta durante el proceso de rehabilitación.

No obstante, es importante mencionar que los estudios revisados varían en cuanto a tecnología (número de electrodos y montajes), parámetros EEG medidos, tamaño de la muestra, edad de la población y otras variables demográficas, tipo y localización de EVC, y hasta en el tipo de terapia, lo que resulta en evidencias en gran medida exploratorias; consideramos, sin embargo que son capaces de sustentar la hipótesis de la presente tesis, debido a que en muchos casos se correlacionan las mediciones contra escalas tradicionales validadas anteriormente y que hablan de una mejora en la funcionalidad.

La recuperación tras un EVC es multifactorial y heterogénea, es decir, no todos los pacientes con ictus alcanzan el mismo grado de recuperación ya que éste depende de la edad, gravedad, tipo y localización del EVC, así como del tiempo desde el que ocurrió el mismo. El uso del EEG permite acceder a información importante para predecir la evolución de un paciente, aunque aún existe la necesidad de encontrar biomarcadores más confiables para predecir la eficacia de una terapia en rehabilitación. También es necesario que los protocolos integren los análisis estadísticos que diferencien entre grupos por sexo, edad, tipo y localización, así como el tiempo de transcurrido después del EVC.

En cuanto al BCI y al NF, se cree que estas técnicas, por estar activamente pendientes de la neurofisiología, serían de ayuda para optimizar la neuroplasticidad de las regiones implicadas. Sin embargo, se necesita más investigación para demostrar efectos clínicos

sólidos en relación con estos procedimientos. Los resultados de muchos estudios se han visto afectados por diferencias en el diseño experimental, la escasez de poblaciones homogéneas, la dificultad para tratar con personas con EVC y demás variables demográficas y tecnológicas, que deben ser consideradas para el diseño de nuevos protocolos, así como para identificar cuáles son las partes esenciales para obtener un buen funcionamiento de estas técnicas en la práctica clínica. La futura investigación tendrá que superar estas limitantes para que puedan implementarse de mejor manera en el ámbito clínico.

9. Referencias bibliográficas:

1. Abiri, R., Borhani, S., Sellers, E. W., Jiang, Y., & Zhao, X. (2019). A comprehensive review of EEG-based brain-computer interface paradigms. *Journal of Neural Engineering*, 16(1), 011001. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aaf12e>
2. Abhang, P. A., Gawali, B. W., & Mehrotra, S. C. (2016). Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus. An Introduction to EEG- and Speech-Based Emotion Recognition (pp. 19-50). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804490-2.00002-6>
3. Al-Qazzaz, N. K., Alyasseri, Z. A. A., Abdulkareem, K. H., Ali, N. S., Al-Mhiqani, M. N., & Guger, C. (2021). EEG feature fusion for motor imagery: A new robust framework towards stroke patients rehabilitation. *Computers in Biology and Medicine*, 137, 104799. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2021.104799>
4. Alwhaibi, R. M., Mahmoud, N. F., Zakaria, H. M., Badawy, W. M., Elzanaty, M. Y., Ragab, W. M., Benjadid, M. S., Al Awaji, N. N., & Elserougy, H. R. (2020). A Comparative Study on the Effect of Task Specific Training on Right Versus Left Chronic Stroke Patients. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 7950. <https://doi.org/10.3390/ijerph17217950>
5. Alwhaibi, R., Mahmoud, N. F., M. Zakaria, H., M. Ragab, W., Al Awaji, N. N., Y. Elzanaty, M., & R. Elserougy, H. (2021). Therapeutic Efficacy of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation Acupoints on Motor and Neural Recovery of the Affected Upper Extremity in Chronic Stroke: A Sham-Controlled Randomized Clinical Trial. *Healthcare*, 9(5), 614. <https://doi.org/10.3390/healthcare9050614>
6. Alwhaibi, R., Mahmoud, N. F., Basheer, M. A., M. Zakaria, H., Elzanaty, M. Y., Ragab, W. M., Al Awaji, N. N., & R. Elserougy, H. (2021). Impact of Somatosensory Training on Neural and Functional Recovery of Lower Extremity in Patients with Chronic Stroke: A Single Blind Controlled Randomized Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(2), 583. <https://doi.org/10.3390/ijerph18020583>

7. Aminov, A., Rogers, J. M., Johnstone, S. J., Middleton, S., & Wilson, P. H. (2017). Acute single channel EEG predictors of cognitive function after stroke. *PLOS ONE*, 12(10), e0185841. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0185841>
8. Ang, K. K., Chua, K. S. G., Phua, K. S., Wang, C., Chin, Z. Y., Kuah, C. W. K., Low, W., & Guan, C. (2015). A Randomized Controlled Trial of EEG-Based Motor Imagery Brain-Computer Interface Robotic Rehabilitation for Stroke. *Clinical EEG and Neuroscience*, 46(4), 310-320. <https://doi.org/10.1177/1550059414522229>
9. Arroyo-Ferrer, A., Noreña, D. de, Serrano, J. I., Ríos-Lago, M., & Romero, J. P. (2021). Cognitive rehabilitation in a case of traumatic brain injury using EEG-based neurofeedback in comparison to conventional methods. *Journal of Integrative Neuroscience*, 20(2), 449. <https://doi.org/10.31083/j.jin2002047>
10. Assenza, G., Zappasodi, F., Pasqualetti, P., Vernieri, F., & Tecchio, F. (2013). A contralesional EEG power increase mediated by interhemispheric disconnection provides negative prognosis in acute stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 31(2), 177-188. <https://doi.org/10.3233/RNN-120244>
11. Bachtiar, V., & Stagg, C. J. (2020). Restoring motor functions after stroke: multiple approaches and opportunities. *The Neuroscientist*, 26(1), 16-27. <https://doi.org/10.1177/1073858419867322>
12. Başar, E., Başar-Eroglu, C., Karakaş, S., & Schürmann, M. (2001). Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *International Journal of Psychophysiology*, 39(2-3), 241-248. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(00\)00145-8](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(00)00145-8)
13. Bastos, A. M., & Schoffelen, J.-M. (2016). A tutorial review of functional connectivity analysis methods and their interpretational pitfalls. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 9. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2015.00175>
14. Bentes, C., Peralta, A. R., Viana, P., Martins, H., Morgado, C., Casimiro, C., Franco, A. C., Fonseca, A. C., Geraldés, R., Canhão, P., Pinho e Melo, T., Paiva, T., & Ferro, J. M. (2018). Quantitative EEG and functional outcome following acute ischemic stroke. *Clinical Neurophysiology*, 129(8), 1680-1687. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2018.05.021>
15. Beaman, S. R. de, Beaman, P. E., Garcia-Peña, C., Villa, M. A., Heres, J., Córdova, A., & Jagger, C. (2004). Validation of a Modified Version of the Mini-Mental State Examination (MMSE) in Spanish. *Aging, Neuropsychology, and Cognition*, 11(1), 1-11. <https://doi.org/10.1076/anec.11.1.1.29366>
16. Bear, M. F., Paradiso, M. A., & Connors, B. W. (2016). *Neurociencia. La exploración del cerebro* (4a ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
17. Biasiucci, A., Leeb, R., Iturrate, I., Perdakis, S., Al-Khodairy, A., Corbet, T., Schnider, A., Schmidlin, T., Zhang, H., Bassolino, M., Viceic, D., Vuadens, P., Guggisberg, A. G., & Millán, J. d. R. (2018). Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm

- motor recovery after stroke. *Nature Communications*, 9(1), 2421. <https://doi.org/10.1038/s41467-018-04673-z>
18. Blum, A. S., & Rutkove, S. B. (Eds.). (2007). *The Clinical Neurophysiology Primer*. Humana Press.
 19. Calabrò, R. S., Accorinti, M., Porcari, B., Carioti, L., Ciatto, L., Billeri, L., Andronaco, V. A., Galletti, F., Filoni, S., & Naro, A. (2019). Does hand robotic rehabilitation improve motor function by rebalancing interhemispheric connectivity after chronic stroke? Encouraging data from a randomised-clinical-trial. *Clinical Neurophysiology*, 130(5), 767-780. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.02.013>
 20. Camargo-Vargas D, Callejas-Cuervo M, Mazzoleni S. Brain-Computer Interfaces Systems for Upper and Lower Limb Rehabilitation: A Systematic Review. *Sensors*. 2021; 21(13):4312. <https://doi.org/10.3390/s21134312>
 21. Campbell, B. C. V., De Silva, D. A., Macleod, M. R., Coutts, S. B., Schwamm, L. H., Davis, S. M., & Donnan, G. A. (2019). Ischaemic stroke. *Nature Reviews. Disease Primers*, 5(1), 70. <https://doi.org/10.1038/s41572-019-0118-8>
 22. Carino-Escobar, R. I., Carrillo-Mora, P., Valdés-Cristerna, R., Rodríguez-Barragan, M. A., Hernandez-Arenas, C., Quinzaños-Fresnedo, J., Galicia-Alvarado, M. A., & Cantillo-Negrete, J. (2019). Longitudinal Analysis of Stroke Patients' Brain Rhythms during an Intervention with a Brain-Computer Interface. *Neural Plasticity*, 2019, 1-11. <https://doi.org/10.1155/2019/7084618>
 23. Carrick, F. R., Oggero, E., Pagnacco, G., Wright, C. H. G., Machado, C., Estrada, G., Pando, A., Cossio, J. C., & Beltrán, C. (2016). Eye-Movement Training Results in Changes in qEEG and NIH Stroke Scale in Subjects Suffering from Acute Middle Cerebral Artery Ischemic Stroke: A Randomized Control Trial. *Frontiers in Neurology*, 7. <https://doi.org/10.3389/fneur.2016.00003>
 24. Carod-Artal, F. J. (2004). [Specific scales for rating quality of life after stroke]. *Revista De Neurologia*, 39(11), 1052-1062.
 25. Casula, E. P., Pellicciari, M. C., Bonni, S., Spanò, B., Ponzio, V., Salsano, I., Giulietti, G., Martino Cinnera, A., Maiella, M., Borghi, I., Rocchi, L., Bozzali, M., Sallustio, F., Caltagirone, C., & Koch, G. (2021). Evidence for interhemispheric imbalance in stroke patients as revealed by combining transcranial magnetic stimulation and electroencephalography. *Human Brain Mapping*, 42(5), 1343-1358. <https://doi.org/10.1002/hbm.25297>
 26. Chen, C.-C., Lee, S.-H., Wang, W.-J., Lin, Y.-C., & Su, M.-C. (2017). EEG-based motor network biomarkers for identifying target patients with stroke for upper limb rehabilitation and its construct validity. *PLOS ONE*, 12(6), e0178822. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0178822>

27. Chen, L., Gu, B., Wang, Z., Zhang, L., Xu, M., Liu, S., He, F., & Ming, D. (2021). EEG-controlled functional electrical stimulation rehabilitation for chronic stroke: System design and clinical application. *Frontiers of Medicine*, 15(5), 740-749. <https://doi.org/10.1007/s11684-020-0794-5>
28. Clarkson, A. N., Huang, B. S., MacIsaac, S. E., Mody, I., & Carmichael, S. T. (2010). Reducing excessive GABA-mediated tonic inhibition promotes functional recovery after stroke. *Nature*, 468(7321), 305-309. <https://doi.org/10.1038/nature09511>
29. CIF. (2001). Who.int. Recuperado el 1 de febrero de 2023, de https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/43360/9241545445_spa.pdf
30. Coupland, A. P., Thapar, A., Qureshi, M. I., Jenkins, H., & Davies, A. H. (2017). The definition of stroke. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 110(1), 9-12. <https://doi.org/10.1177/0141076816680121>
31. da Silva, L. C. P., Paz, C. C. S. C., Miranda de Sá, A. M. F. L., & Tierra-Criollo, C. J. (2019). EEG Coherence Analysis in Subjects After Rehabilitation from Stroke with Motor Imagery. En L. Lhotska, L. Sukupova, I. Lacković, & G. S. Ibbott (Eds.), *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* (Vol. 68/2, pp. 325-329). Springer Singapore. https://doi.org/10.1007/978-981-10-9038-7_61
32. De Vico Fallani, F., Pichiorri, F., Morone, G., Molinari, M., Babiloni, F., Cincotti, F., & Mattia, D. (2013). Multiscale topological properties of functional brain networks during motor imagery after stroke. *NeuroImage*, 83, 438-449. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.06.039>
33. Dong, W., Yan, B., Johnson, B. P., Millist, L., Davis, S., Fielding, J., & White, O. B. (2013). Ischaemic stroke: The ocular motor system as a sensitive marker for motor and cognitive recovery. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 84(3), 337-341. <https://doi.org/10.1136/jnnp-2012-303926>
34. Doppelmayr, M., Nosko, H., Pecherstorfer, T., Fink, A. (2007). An attempt to increase cognitive performance after stroke with neurofeedback. *Biofeedback*.
35. Edlinger, G., Prull, A., Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2002). High-resolution ERD: cortical imaging of event-related desynchronization during motor imagery. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond* (Cat. No.98CH36286).
36. Estrada-Barranco, C., Cano-de-la-Cuerda, R., Abuín-Porras, V., & Molina-Rueda, F. (2021). Postural Assessment Scale for Stroke Patients in Acute, Subacute and Chronic Stage: A Construct Validity Study. *Diagnostics*, 11(2), 365. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11020365>

37. Elkholy, S.H., Alim Atteya, A. (2014). Low rate repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) and gait rehabilitation after stroke. *International journal of neurorehabilitation*, 01(02). <https://doi.org/10.4172/2376-0281.1000109>
38. Facultad de Medicina, UNAM. (2019). Manual de sistema 10-20 internacional. <https://fisiologia.facmed.unam.mx/wp-content/uploads/2019/09/UTI-pr%c3%a1ctica-7-a.-Electroencefalograma.-AnexoManual.pdf>
39. Faith, A., Yinpeng Chen, Rikakis, T., & Iasemidis, L. (2011). Interactive rehabilitation and dynamical analysis of scalp EEG. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1387-1390. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090326>
40. Falcón, V. C., & Rivero, E. D. (s/f). Aprendizaje motor. Las habilidades motrices básicas: coordinación y equilibrio. G-se.com. Recuperado el 1 de febrero de 2023, de https://g-se.com/uploads/blog_adjuntos/aprendizaje_motor_las_habilidades_motrices_basicas_coordinacion_y_equilibrio.pdf
41. Feigin, V. L., Lawes, C. M. M., Bennett, D. A., Barker-Croll, S. L., & Parag, V. (2009). Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: A systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(4), 355-369. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(09\)70023-0](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(09)70023-0)
42. Ferrucci, L., Koh, C., Bandinelli, S., & Guralnik, J. M. (2010). Disability, functional status, and activities of daily living. In *Encyclopedia of Gerontology* (pp. 427-436). Elsevier Inc.. <https://doi.org/10.1016/B0-12-370870-2/00075-5>
43. Fingelkurts, A.A., Krause, C. M., & Kaplan, A. Y. (2002). EEG-based assessment of cognitive functions after carotid endarterectomy. *Clinical Neurophysiology*, 113(9), 1438-1449.
44. Grech, R., Cassar, T., Muscat, J., Camilleri, K. P., Fabri, S. G., Zervakis, M., & Vanrumste, B. (2008). Review on solving the forward problem in EEG source analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5(1), 25.
45. Grefkes, C., & Fink, G. R. (2011). Reorganization of cerebral networks after stroke: new insights from neuroimaging with connectivity approaches. *Brain*, 134(5), 1264-1267. doi:10.1093/brain/awr033
46. Guggisberg, A. G., Nicolo, P., Cohen, L. G., Schnider, A., & Buch, E. R. (2017). Longitudinal Structural and Functional Differences Between Proportional and Poor Motor Recovery After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(12), 1029-1041. <https://doi.org/10.1177/1545968317740634>
47. Gupta, R., Kaul, S., & Padma Srivastava, M. V. (2019). Stroke epidemiology and stroke care services in India. *Journal of Stroke*, 21(2), 144-156. <https://doi.org/10.5853/jos.2018.03062>

48. Herrmann, C. S., Strüber, D., Helfrich, R. F., & Engel, A. K. (2016). EEG oscillations: From correlation to causality. *International Journal of Psychophysiology*, 103, 12-21. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.02.003>
49. Harmony, T. (2013). The functional significance of delta oscillations in cognitive processing. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 7. <https://doi.org/10.3389/fnint.2013.00083>
50. Hoonhorst, M. H., Nijland, R. H., van den Berg, J. S., Emmelot, C. H., Kollen, B. J., & Kwakkel, G. (2015). How Do Fugl-Meyer Arm Motor Scores Relate to Dexterity According to the Action Research Arm Test at 6 Months Poststroke? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(10), 1845-1849. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.06.009>
51. Hoyer, E. H., & Celnik, P. A. (2011). Understanding and enhancing motor recovery after stroke using transcranial magnetic stimulation. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 29(6), 395-409. <https://doi.org/10.3233/RNN-2011-0611>
52. Hu, Y., Wang, Y., Zhang, R., Hu, Y., Fang, M., Li, Z., Shi, L., Zhang, Y., Zhang, Z., Gao, J., & Zhang, L. (2022). Assessing stroke rehabilitation degree based on quantitative EEG index and nonlinear parameters. *Cognitive Neurodynamics*. <https://doi.org/10.1007/s11571-022-09849-4>
53. Husain, A. M., & Sinha, S. R. (Eds.). (2018). *Continuous EEG monitoring: Principles and practice*. Springer International Publishing.
54. Hussain, I., & Park, S.-J. (2021). Quantitative Evaluation of Task-Induced Neurological Outcome after Stroke. *Brain Sciences*, 11(7), 900. <https://doi.org/10.3390/brainsci11070900>
55. Hussein, O. (2020). Relative Alpha Variability Changes Precede Alpha-Delta Ratio Changes in Cerebral Ischemia. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 29(11), 105262. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105262>
56. Iriarte, F. J., & Artieda, G.-G. J. (2012). *Manual de neurofisiología clínica*. Madrid: Médica Panamericana.
57. Kaiser, V., Daly, I., Pichiorri, F., Mattia, D., Müller-Putz, G. R., & Neuper, C. (2012). Relationship Between Electrical Brain Responses to Motor Imagery and Motor Impairment in Stroke. *Stroke*, 43(10), 2735-2740. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.665489>
58. Kilavik, B. E., Zaepffel, M., Brovelli, A., MacKay, W. A., & Riehle, A. (2013). The ups and downs of beta oscillations in sensorimotor cortex. *Experimental Neurology*, 245, 15-26. <https://doi.org/10.1016/j.expneurol.2012.09.014>
59. Klem, G. H., Lüders, H. O., Jasper, H. H., & Elger, C. (1999). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 52(3), 3-6.

60. Klimesch, W. (2012). Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information. *Trends in Cognitive Sciences*, 16(12), 606-617. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.10.007>
61. Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis. *Brain Research Reviews*, 29(2-3), 169-195. [https://doi.org/10.1016/S0165-0173\(98\)00056-3](https://doi.org/10.1016/S0165-0173(98)00056-3)
62. Kober, S. E., Schweiger, D., Witte, M., Reichert, J. L., Grieshofer, P., Neuper, C., & Wood, G. (2015). Specific effects of EEG based neurofeedback training on memory functions in post-stroke victims. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 107. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0105-6>
63. Kuak, W., Sobaniec, W., & Boćkowski, L. (2005). EEG spectral analysis and coherence in children with hemiparetic cerebral palsy. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 11(9), CR449-455.
64. Kusumastuti, R. D., Wibawa, A. D., & Purnomo, M. H. (2021). Stroke Severity Classification based on EEG Statistical Features. 2021 1st International Conference on Electronic and Electrical Engineering and Intelligent System (ICE3IS), 138-142. <https://doi.org/10.1109/ICE3IS54102.2021.9649691>
65. Lanzone, J., Colombo, M. A., Sarasso, S., Zappasodi, F., Rosanova, M., Massimini, M., Di Lazzaro, V., & Assenza, G. (2022). EEG spectral exponent as a synthetic index for the longitudinal assessment of stroke recovery. *Clinical Neurophysiology*, 137, 92-101. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2022.02.022>
66. Le Franc, S., Herrera Altamira, G., Guillen, M., Butet, S., Fleck, S., Lécuyer, A., Bougrain, L., & Bonan, I. (2022). Toward an Adapted Neurofeedback for Post-stroke Motor Rehabilitation: State of the Art and Perspectives. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 917909. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.917909>
67. Lehninger, A. L., Nelson, D. L., & Cox, M. (2004). *Principles of biochemistry: Lecture note book (4a ed.)*. W.H. Freeman.
68. Lin, P.-J., Zhai, X., Li, W., Li, T., Cheng, D., Li, C., Pan, Y., & Ji, L. (2022). A transferable deep learning prognosis model for predicting stroke patients' recovery in different rehabilitation trainings. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 1-9. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2022.3205436>
69. Major, Z. Z., Vaida, C., Major, K. A., Tucan, P., Simori, G., Banica, A., Brusturean, E., Burz, A., Craciunas, R., Ulinici, I., Carbone, G., Gherman, B., Birlescu, I., & Pisla, D. (2020). The Impact of Robotic Rehabilitation on the Motor System in Neurological Diseases. A Multimodal Neurophysiological Approach. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(18), 6557. <https://doi.org/10.3390/ijerph17186557>

70. Makeig, S. Bell, A. J. T.-P., & Sejnowski, T. J. (1996). Independent component analysis of electroencephalographic data. In *Advances in Neural Information Processing Systems* (pp. 145-151).
71. Makeig, S., Debener, S., Onton, J., & Delorme, A. (2004). Mining event-related brain dynamics. *Trends in Cognitive Sciences*, 8(5), 204-210.
72. Mane, R., Chew, E., Phua, K. S., Ang, K. K., Vinod, A. P., & Guan, C. (2018). Quantitative EEG as Biomarkers for the Monitoring of Post-Stroke Motor Recovery in BCI and tDCS Rehabilitation. 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 3610-3613. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512920>
73. Mane, R., Chew, E., Phua, K. S., Ang, K. K., Robinson, N., Vinod, A. P., & Guan, C. (2019). Prognostic and Monitory EEG-Biomarkers for BCI Upper-Limb Stroke Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(8), 1654-1664. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2924742>
74. Marghi, Y. M., Farjadian, A. B., Yen, S.-C., & Erdogmus, D. (2017). EEG-guided robotic mirror therapy system for lower limb rehabilitation. 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 1917-1921. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8037223>
75. Martin, J. H. (1991). The collective electrical behavior of cortical neurons: the electroencephalogram and the mechanisms of epilepsy. En E. R. Kandel, J. H. Schwartz, & T. M. Jessel (Eds.), *Principles of neural science* (pp. 777–791). Appleton and Lange.
76. Medithe, J. W. C., & Nelakuditi, U. R. (2016). Study of normal and abnormal EEG. 2016 3rd International Conference on Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS), 1-4. <https://doi.org/10.1109/ICACCS.2016.7586341>
77. Mitchell, D. J., McNaughton, N., Flanagan, D., & Kirk, I. J. (2008). Frontal-midline theta from the perspective of hippocampal “theta”. *Progress in Neurobiology*, 86(3), 156-185. <https://doi.org/10.1016/j.pneurobio.2008.09.005>
78. Manual MSD versión para profesionales. Portugal, S. E. (n.d.). Rehabilitación del accidente cerebrovascular. Retrieved January 26, 2023, from <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/rehabilitaci%C3%B3n/rehabilitaci%C3%B3n-del-accidente-cerebrovascular>
79. Murphy, T. H., & Corbett, D. (2009). Plasticity during stroke recovery: From synapse to behaviour. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(12), 861-872. <https://doi.org/10.1038/nrn2735>
80. Nicolo, P., Rizk, S., Magnin, C., Pietro, M. D., Schnider, A., & Guggisberg, A. G. (2015). Coherent neural oscillations predict future motor and language improvement after stroke. *Brain*, 138(10), 3048-3060. <https://doi.org/10.1093/brain/awv200>

81. Niedermeyer, E., & Lopes de Silva, F. (2012). *Electroencephalography: Basic principles, clinical applications, and related fields* (5th ed.). Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
82. Nijland, R. H. M., van Wegen, E. E. H., Harmeling-van der Wel, B. C., & Kwakkel, G. (2010). Presence of Finger Extension and Shoulder Abduction Within 72 Hours After Stroke Predicts Functional Recovery: Early Prediction of Functional Outcome After Stroke: The EPOS Cohort Study. *Stroke*, 41(4), 745-750. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.109.572065>
83. Olejniczak, P. (2006). Neurophysiologic Basis of EEG: *Journal of Clinical Neurophysiology*, 23(3), 186-189. <https://doi.org/10.1097/01.wnp.0000220079.61973.6c>
84. Omejc, N., Rojc, B., Battaglini, P. P., & Marusic, U. (2018). Review of the therapeutic neurofeedback method using electroencephalography: EEG Neurofeedback. *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences*. <https://doi.org/10.17305/bjbms.2018.3785>
85. Oscilaciones y Ondas. (n.d.). *Www.Uv.Mx*. Retrieved June 30, 2022, from <https://www.uv.mx/personal/aherrera/files/2014/05/D.-Oscilaciones-y-Ondas.pdf>
86. Osipova, D., Hermes, D., & Jensen, O. (2008). Gamma Power Is Phase-Locked to Posterior Alpha Activity. *PLoS ONE*, 3(12), e3990. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0003990>
87. Papo, D. (2019). Neurofeedback: Principles, appraisal, and outstanding issues. *European Journal of Neuroscience*, 49(11), 1454-1469. <https://doi.org/10.1111/ejn.14312>
88. Park, C., Chang, W. H., Ohn, S. H., Kim, S. T., Bang, O. Y., Pascual-Leone, A., & Kim, Y.-H. (2011). Longitudinal Changes of Resting-State Functional Connectivity During Motor Recovery After Stroke. *Stroke*, 42(5), 1357-1362. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.596155>
89. Park, W., Kwon, G. H., Kim, D.-H., Kim, Y.-H., Kim, S.-P., & Kim, L. (2015). Assessment of Cognitive Engagement in Stroke Patients From Single-Trial EEG During Motor Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(3), 351-362. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2356472>
90. Park, W., Kwon, G. H., Kim, Y.-H., Lee, J.-H., & Kim, L. (2016). EEG response varies with lesion location in patients with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1), 21. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0120-2>
91. Pellegrino, G., Tomasevic, L., Tombini, M., Assenza, G., Bravi, M., Sterzi, S., Giacobbe, V., Zollo, L., Guglielmelli, E., Cavallo, G., Vernieri, F., & Tecchio, F. (2012). Inter-hemispheric coupling changes associate with motor improvements after robotic stroke rehabilitation. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 30(6), 497-510. <https://doi.org/10.3233/RNN-2012-120227>

92. Perreau-Guimaraes, M., & Razafimahazo, J. (2006). Post-stroke recovery: interhemispheric balance revisited. *Journal of the Neurological Sciences*, 25(1-2), 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.09.003>
93. Pichiorri, F., Morone, G., Petti, M., Toppi, J., Pisotta, I., Molinari, M., Paolucci, S., Inghilleri, M., Astolfi, L., Cincotti, F., & Mattia, D. (2015). Brain-computer interface boosts motor imagery practice during stroke recovery: BCI and Motor Imagery. *Annals of Neurology*, 77(5), 851-865. <https://doi.org/10.1002/ana.24390>
94. Pizzagalli, D. A. (2007). Electroencephalography and high-density electrophysiological source localization. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Eds.), *Handbook of Psychophysiology* (pp. 56-84). Cambridge University Press.
95. Powers, W. J., Rabinstein, A. A., Ackerson, T., Adeoye, O. M., Bambakidis, N. C., Becker, K., Biller, J., Brown, M., Demaerschalk, B. M., Hoh, B., Jauch, E. C., Kidwell, C. S., Leslie-Mazwi, T. M., Ovbiagele, B., Scott, P. A., Sheth, K. N., Southerland, A. M., Summers, D. V., & Tirschwell, D. L. (2018). 2018 Guidelines for the Early Management of Patients With Acute Ischemic Stroke: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*, 49(3). <https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000158>
96. Renton T, Tibbles A, Topolovec-Vranic J (2017) Neurofeedback as a form of cognitive rehabilitation therapy following stroke: A systematic review. *PLOS ONE* 12(5): e0177290. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0177290>
97. Remsik, A. B., Williams, L., Gjini, K., Dodd, K., Thoma, J., Jacobson, T., Walczak, M., McMillan, M., Rajan, S., Young, B. M., Nigogosyan, Z., Advani, H., Mohanty, R., Tellapragada, N., Allen, J., Mazrooyisebdani, M., Walton, L. M., van Kan, P. L. E., Kang, T. J., ... Prabhakaran, V. (2019). Ipsilesional Mu Rhythm Desynchronization and Changes in Motor Behavior Following Post Stroke BCI Intervention for Motor Rehabilitation. *Frontiers in Neuroscience*, 13, 53. <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00053>
98. Rodríguez-Bores Ramírez, Lorena, Saracco-Álvarez, Ricardo, Escamilla-Orozco, Raúl, & Fresán Orellana, Ana. (2014). Validez de la Escala de Evaluación Cognitiva de Montreal (MoCA) para determinar deterioro cognitivo en pacientes con esquizofrenia. *Salud mental*, 37(6), 517-522. Recuperado en 19 de septiembre de 2022, de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0185-33252014000600010&lng=es&tlng=es.
99. Rogers, J. M., Jensen, J., Valderrama, J. T., Johnstone, S. J., & Wilson, P. H. (2021). Single-channel EEG measurement of engagement in virtual rehabilitation: A validation study. *Virtual Reality*, 25(2), 357-366. <https://doi.org/10.1007/s10055-020-00460-8>
100. Rossetti, A. O. (2008). *EEG pearls and pitfalls: Practical Examples from the newborn to the elderly, and from the outpatients` clinic to the ICU* (1st ed.). Hippocampus.
101. Ruiz Perez, L. M. (1991). *Desarrollo Motor y Actividades Fisicas*. Gymnos.f

102. Saes, M., Meskers, C. G. M., Daffertshofer, A., van Wegen, E. E. H., & Kwakkel, G. (2021). Are early measured resting-state EEG parameters predictive for upper limb motor impairment six months poststroke? *Clinical Neurophysiology*, 132(1), 56-62. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2020.09.031>
103. Salud, S. (n.d.). 415. En México se registran alrededor de 170 mil infartos cerebrales. Gob.Mx. Retrieved June 2, 2022, from <https://www.gob.mx/salud/prensa/415-en-mexico-se-registran-alrededor-de-170-mil-infartos-cerebrales>
104. Sanei, S., & Chambers, J. A. (2007) EEG signal processing. John Wiley & Sons.
105. Schieber, M. H. (2001). Constraints on Somatotopic Organization in the Primary Motor Cortex. *Journal of Neurophysiology*, 86(5), 2125-2143. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.86.5.2125>
106. Schleiger, E., Sheikh, N., Rowland, T., Wong, A., Read, S., & Finnigan, S. (2014). Frontal EEG delta/alpha ratio and screening for post-stroke cognitive deficits: The power of four electrodes. *International Journal of Psychophysiology*, 94(1), 19-24. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.06.012>
107. Schleiger, E., Wong, A., Read, S., Rowland, T., & Finnigan, S. (2017). Poststroke QEEG informs early prognostication of cognitive impairment: Poststroke QEEG predicts cognitive impairment. *Psychophysiology*, 54(2), 301-309. <https://doi.org/10.1111/psyp.12785>
108. Sebastián-Romagosa, M., Udina, E., Ortner, R., Dinarès-Ferran, J., Cho, W., Murovec, N., Matencio-Peralba, C., Sieghartsleitner, S., Allison, B. Z., & Guger, C. (2020). EEG Biomarkers Related With the Functional State of Stroke Patients. *Frontiers in Neuroscience*, 14, 582. <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00582>
109. Sheorajpanday, R. V. A., Nagels, G., Weeren, A. J. T. M., van Putten, M. J. A. M., & De Deyn, P. P. (2011). Quantitative EEG in ischemic stroke: Correlation with functional status after 6 months. *Clinical Neurophysiology*, 122(5), 874-883. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2010.07.028>
110. Singer, B., & Garcia-Vega, J. (2017). The Fugl-Meyer Upper Extremity Scale. *Journal of Physiotherapy*, 63(1), 53. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2016.08.010>
111. Singh, S., Tiwari, B., Dawar, D., Kaur, M., Pandian, J., Sahonta, R., Kumar, C. S., & Mahadevappa, M. (2021). Wavelet and Region-Specific EEG Signal Analysis for Studying Post-Stroke Rehabilitation. 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), 6251-6254. <https://doi.org/10.1109/EMBC46164.2021.9630434>
112. Steward, O. (2012). Principles of cellular, molecular, and developmental neuroscience (1989th ed.). Springer.

113. Stinear, C. M. (2017). Prediction of motor recovery after stroke: Advances in biomarkers. *The Lancet Neurology*, 16(10), 826-836. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(17\)30283-1](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(17)30283-1)
114. Stojanovic, B., & Djurasic, L. (2013). Predictive importance of index of asymmetry in recovery following stroke. *Acta Chirurgica Iugoslavica*, 60(1), 101-104. <https://doi.org/10.2298/ACI1301101S>
115. Sutcliffe, L., Lumley, H., Shaw, L., Francis, R., & Price, C. I. (2022). Surface electroencephalography (EEG) during the acute phase of stroke to assist with diagnosis and prediction of prognosis: A scoping review. *BMC Emergency Medicine*, 22(1), 29. <https://doi.org/10.1186/s12873-022-00585-w>
116. Tangwiriyasakul, C., Verhagen, R., Rutten, W. L. C., & van Putten, M. J. A. M. (2014). Temporal evolution of event-related desynchronization in acute stroke: A pilot study. *Clinical Neurophysiology*, 125(6), 1112-1120. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.10.047>
117. Thakor, N. V. (2013). Translating the Brain-Machine Interface. *Science Translational Medicine*, 5(210). <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3007303>
118. Thatcher, R. W. (2012). EEG and ERPs in the context of quantitative modeling, neural modeling, and big data. *Frontiers in neuroscience*, 6, 1-23. [doi:10.3389/fnins.2012.00056](https://doi.org/10.3389/fnins.2012.00056)
119. Thibault, R. T., Lifshitz, M., & Raz, A. (2018). The self-regulating brain and EEG biofeedback: Facilitating better mental health. *Frontiers in neuroscience*, 12, 1-18. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00234>
120. Trujillo, P., Mastropietro, A., Scano, A., Chiavenna, A., Mrakic-Sposta, S., Caimmi, M., Molteni, F., & Rizzo, G. (2017). Quantitative EEG for Predicting Upper Limb Motor Recovery in Chronic Stroke Robot-Assisted Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(7), 1058-1067. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2678161>
121. Tscherpel, C., Dern, S., Hensel, L., Ziemann, U., Fink, G. R., & Grefkes, C. (2020). Brain responsivity provides an individual readout for motor recovery after stroke. *Brain*, 143(6), 1873-1888. <https://doi.org/10.1093/brain/awaa127>
122. Tsuji, T., Liu, M., Sonoda, S., Domen, K., & Chino, N. (2000). The stroke impairment assessment set: Its internal consistency and predictive validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(7), 863-868. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.6275>
123. Tung, S. W., Guan, C., Ang, K. K., Phua, K. S., Wang, C., Kuah, C. W. K., Chua, K. S. G., Ng, Y. S., Zhao, L., & Chew, E. (2015). A measurement of motor recovery for motor imagery-based BCI using EEG coherence analysis. 2015 10th International Conference on Information, Communications and Signal Processing (ICICS), 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICICS.2015.7459816>

124. Valoración Fugl.Meyer Identificación: Extremidad inferior (FMA-EI) Fecha: Valoración de la función sensoriomotora Examinador. (n.d.). Www.Gu.Se. Retrieved September 20, 2022, from https://www.gu.se/sites/default/files/2020-08/1723648_fma_le-spanish-colombia-protocol-2019-03-03_edited.pdf
125. van Putten, M. J. A. M., & Tavy, D. L. J. (2004). Continuous Quantitative EEG Monitoring in Hemispheric Stroke Patients Using the Brain Symmetry Index. *Stroke*, 35(11), 2489-2492. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000144649.49861.1d>
126. Vatinno, A. A., Schranz, C., Simpson, A. N., Ramakrishnan, V., Bonilha, L., & Seo, N. J. (2022). Predicting upper extremity motor improvement following therapy using EEG-based connectivity in chronic stroke. *NeuroRehabilitation*, 50(1), 105-113. <https://doi.org/10.3233/NRE-210171>
127. Uhm, Y.-H., & Yang, D.-J. (2018). The effects of whole body vibration combined computerized postural control training on the lower extremity muscle activity and cerebral cortex activity in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(2), 300-303. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.300>
128. Varela, F., Lachaux, J. P., Rodriguez, E., & Martinerie, J. (2001). The brainweb: Phase synchronization and large-scale integration. *Nature Reviews Neuroscience*, 2(4), 229-239. doi: 10. 1038/35067550
129. von Bernhardt, R., Bernhardt, L. E., & Eugenín, J. (2017). What Is Neural Plasticity? En R. von Bernhardt, J. Eugenín, & K. J. Muller (Eds.), *The Plastic Brain* (Vol. 1015, pp. 1-15). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-62817-2_1
130. Vilar López, R., Aparicio, M., Gómez Río, M., & Pérez García, M. (2013). Utilidad de los índices de memoria verbal para detectar simulación en población Española. *Clínica y Salud*, 24(3), 169-176. <https://doi.org/10.5093/cl2013a18>
131. Wang, F., Zhang, X., Hu, F., Li, F., Zhang, Y., & Tian, Y.-C. (2019). Using Phase Synchrony Index for Improved Assessment of Consciousness in Ischemic Stroke Patients. *IEEE Access*, 7, 30252-30260. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2898429>
132. Wang, Z., Cao, C., Chen, L., Gu, B., Liu, S., Xu, M., He, F., & Ming, D. (2022). Multimodal Neural Response and Effect Assessment During a BCI-Based Neurofeedback Training After Stroke. *Frontiers in Neuroscience*, 16, 884420. <https://doi.org/10.3389/fnins.2022.884420>
133. Ward, N. S. (2017). Restoring brain function after stroke—bridging the gap between animals and humans. *Nature Reviews Neurology*, 13(4), 244-255. <https://doi.org/10.1038/nrneurol.2017.26>
134. Wilson, L. J. T., Harendran, A., Grant, M., Baird, T., Schultz, U. G. R., Muir, K. W., Bone, I. (2002). Improving the assessment of outcomes in stroke: Use of a structured interview to assign grades on the Modified Rankin Scale. *Stroke*, 33, 22432246.

135. Wolpaw, J. R., Millán, J. del R., & Ramsey, N. F. (2020). Brain-computer interfaces: Definitions and principles. *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 168, pp. 15-23). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63934-9.00002-0>
136. Wu, J., Quinlan, E. B., Dodakian, L., McKenzie, A., Kathuria, N., Zhou, R. J., Augsburger, R., See, J., Le, V. H., Srinivasan, R., & Cramer, S. C. (2015). Connectivity measures are robust biomarkers of cortical function and plasticity after stroke. *Brain*, 138(8), 2359-2369. <https://doi.org/10.1093/brain/awv156>
137. Wu, J., Srinivasan, R., Burke Quinlan, E., Solodkin, A., Small, S. L., & Cramer, S. C. (2016). Utility of EEG measures of brain function in patients with acute stroke. *Journal of Neurophysiology*, 115(5), 2399-2405. <https://doi.org/10.1152/jn.00978.2015>
138. Wu, Q., Yue, Z., Ge, Y., Ma, D., Yin, H., Zhao, H., Liu, G., Wang, J., Dou, W., & Pan, Y. (2020). Brain Functional Networks Study of Subacute Stroke Patients With Upper Limb Dysfunction After Comprehensive Rehabilitation Including BCI Training. *Frontiers in Neurology*, 10, 1419. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.01419>
139. Zakaria, H., Valentine, O., & Mayza, A. (2021). Analysis of quantitative EEG (QEEG) parameters on the effect of transcranial direct current stimulation (TDCS) on post-stroke patients. 050001. <https://doi.org/10.1063/5.0047216>
140. Zhou, R. J., Hondori, H. M., Khademi, M., Cassidy, J. M., Wu, K. M., Yang, D. Z., Kathuria, N., Erani, F. R., Dodakian, L., McKenzie, A., Lopes, C. V., Scacchi, W., Srinivasan, R., & Cramer, S. C. (2018). Predicting Gains With Visuospatial Training After Stroke Using an EEG Measure of Frontoparietal Circuit Function. *Frontiers in Neurology*, 9, 597. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00597>
141. Zimmermann-Schlatter, A., Schuster, C., Puhan, M. A., Siekierka, E., & Steurer, J. (2008). Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: A systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 5(1), 8. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-8>