



UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

USO DE SISTEMAS DE INTERFAZ
CEREBRO-COMPUTADORA EN
PACIENTES CON LESIÓN MEDULAR
PARA EL CONTROL DE LA MARCHA:
UNA REVISIÓN SISTEMÁTICA

TESIS PARA
OPTAR EL GRADO DE MAESTRO EN
NEUROCIENCIA

GABRIEL ERNESTO CASTILLO BARRETO

LIMA – PERÚ

2026

ASESOR

DR. GABRIEL ALEJANDRO DE ERAUSQUIN

CO ASESOR

MG. CARLA MARIA GALLO LOPEZ ALIAGA

JURADO DE TESIS

DR. LUIS IGNACIO BRUSCO

PRESIDENTE

DRA. GABRIELA GONZALEZ ALEMAN

VOCAL

DR. EMILIANO FUMAGALLI

SECRETARIO (A)

DEDICATORIA.

A mis padres, Hugo y Rosa, por el amor que sostiene mis pasos.

A Alhelí, por caminar a mi lado y soñar conmigo la vida que construiremos.

A las personas con secuelas neurológicas, cuyas historias de vida inspiran esta investigación y fortalecen mi compromiso profesional.

AGRADECIMIENTOS.

A mi padre, Hugo, quien despertó en mí la curiosidad por la ciencia y por los misterios de la mente humana.

A mis profesores, asesores y tutores, quienes guiaron mi formación en Neurociencia y fortalecieron mi camino académico.

FUENTES DE FINANCIAMIENTO.

Beca de Maestría. Multidisciplinary Training Program on Neuropsychiatry and Behavioral Disorders in First Nations (NEUFIN). Fogarty International Center.

National Institutes of Health. 5D43TW011793.



DECLARACIÓN DE ORIGINALIDAD

Los egresados:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES
1.	CASTILLO BARRETO GABRIEL ERNESTO

(Agregar filas adicionales si hay más autores)

Pertencientes al programa de la **MAESTRÍA EN NEUROCIENCIA**, autores del trabajo titulado: **USO DE SISTEMAS DE INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA EN PACIENTES CON LESIÓN MEDULAR PARA EL CONTROL DE LA MARCHA: UNA REVISIÓN SISTEMÁTICA**, el cual ha sido elaborado, sustentado y aprobado, según corresponda, para optar por el grado de **MAESTRO EN NEUROCIENCIA** bajo la modalidad de **TESIS**.

En calidad de docentes asesores de la Universidad Peruana Cayetano Heredia:

N°	APELLIDOS Y NOMBRES DEL DOCENTE	FACULTAD	NIVEL DE ASESORÍA
1.	DE ERAUSQUIN GABRIEL ALEJANDRO	EPGVAC	MAESTRÍA
2.	GALLO LOPEZ ALIAGA CARLA MARIA	EPGVAC	MAESTRÍA

Declaramos que el contenido del presente documento es original y que las citas y referencias a otros autores cumplen con las normas académicas establecidas. En ese sentido, hacemos constar que:

- El documento presenta un porcentaje de similitud de **18%**, según el reporte emitido por el software **Turnitin®** (identificador de entrega: **2883176850**; fecha de entrega: **19-02-2026**).
- Tras una revisión detallada del reporte y del contenido del trabajo en cuestión, no se han identificado indicios de plagio.
- Se certifica que el documento respeta los principios de integridad académica y cumple con los requisitos institucionales de originalidad.

Lugar y fecha: **Lima, 19 de febrero de 2026**

DocuSigned by:

Gabriel de Erasquin

4D83C5AD70AD4B3

Firma del asesor

Pasaporte: ARAF759549

ORCID: 0000-0001-6423-4461

Firma del Co-asesor

N° DNI: 08798859

ORCID: 0000-0001-8348-0473

ÍNDICE

RESUMEN
ABSTRACT

I. INTRODUCCIÓN	1
II. OBJETIVOS	5
III. MARCO TEÓRICO	6
IV. METODOLOGÍA	9
V. RESULTADOS	15
VI. DISCUSIONES	43
VII. CONCLUSIONES	47
VIII. RECOMENDACIONES	48
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49
X. ANEXOS	

RESUMEN

Antecedentes: Los sistemas de interfaz cerebro-computadora (BCI) representan una prometedora tecnología en neurorrehabilitación. Su capacidad para transformar señales cerebrales en comandos para manejar dispositivos externos ha generado alternativas terapéuticas para personas con lesión medular (LM) en el control de la marcha.

Objetivos: Analizar la evidencia científica y su calidad metodológica respecto al uso de BCI para el control de la marcha en pacientes con LM, así como describir las cointervenciones, la movilidad funcional y la activación neuronal asociadas a BCI.

Métodos: Se realizó una revisión sistemática según PRISMA 2020 y el método PICO. Se incluyeron estudios clínicos donde aplicaron BCI en humanos con LM. Las búsquedas se efectuaron en PubMed, Scopus, LILACS, SciELO, Embase y Cochrane Library. Se seleccionaron 18 estudios de 214 registros. La calidad metodológica se valoró con un criterio adaptado para estudios no aleatorizados.

Resultados: Los estudios mostraron mejoras en la intención motora, el control de la marcha y la activación neuronal en áreas motoras y somatosensoriales. Predominaron el uso de BCI no invasivos basados en EEG, combinados con exoesqueletos y estimulación eléctrica funcional. Las cointervenciones favorecieron los resultados funcionales, y 16 estudios presentaron Alta Calidad metodológica, con limitaciones en el control de sesgos.

Conclusiones: La integración de BCI con exoesqueletos y estimulación eléctrica favorece la recuperación de la marcha y la activación neuronal en personas con LM. Aunque requieren mayor validación clínica, estos sistemas constituyen una

alternativa terapéutica emergente para la rehabilitación neuromotora.

PALABRAS CLAVES

Brain-Computer Interface (BCI), lesión medular, control de la marcha.

ABSTRACT

Background: Brain-computer interface (BCI) systems represent a promising technology in neurorehabilitation. Their ability to transform brain signals into commands to control external devices has generated therapeutic alternatives for people with spinal cord injury (SCI) in gait control.

Objectives: To analyze the scientific evidence and its methodological quality regarding the use of BCI for gait control in patients with LM, as well as to describe the co-interventions, functional mobility and neuronal activation associated with BCI.

Methods: A systematic review was conducted according to PRISMA 2020 and the PICO method. Clinical studies applying bioelectrical impedance analysis (BIA) in humans with spinal cord injury (SCI) were included. Searches were performed in PubMed, Scopus, LILACS, SciELO, Embase, and the Cochrane Library. Eighteen studies were selected from 214 records. Methodological quality was assessed using criteria adapted for non-randomized studies.

Results: The studies showed improvements in motor intent, gait control, and neuronal activation in motor and somatosensory areas. Non-invasive EEG-based brain stimulation (BCI) was the predominant approach, combined with exoskeletons and functional electrical stimulation. Co-interventions enhanced functional outcomes, and 16 studies demonstrated high methodological quality, although some limitations were observed in bias control.

Conclusions: The integration of brain-computer interfaces (BCIs) with exoskeletons and electrical stimulation promotes gait recovery and neuronal activation in individuals with spinal cord injury (SCI). Although they require

further clinical validation, these systems represent an emerging therapeutic alternative for neuromotor rehabilitation.

KEYWORDS:

Brain–Computer Interface (BCI), spinal cord injury, gait control.

I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones medulares (LM) son una de las condiciones neurológicas más limitantes con respecto a la funcionalidad del individuo, calidad de vida y la independencia personal. Se estima que a nivel mundial, la incidencia de lesiones medulares traumáticas y no traumáticas es de aproximadamente 26,5 y 17,9 casos por millón de personas al año respectivamente (Lu et al., 2024). En Latinoamérica esta situación alcanza los 25 casos por millón de habitantes (Lee et al., 2021). En el caso del Perú, el Instituto Nacional de Rehabilitación señala que aproximadamente el 45% de los nuevos ingresos presentan LM, esto significa aproximadamente 4000 atenciones por LM al año (Ministerio de Salud MINSa, 2023).

La pérdida del control de la marcha es una de las complicaciones más prominentes de la LM. La capacidad de traslado independiente, permite a la persona interactuar consigo misma en actividades de la vida diaria y con su entorno físico y social; y la ausencia de ésta significa un punto de quiebre en la calidad de vida (Michielsen et al., 2019). Ante esta problemática, las ciencias de la salud y la tecnología han impulsado y ejecutado alternativas de tratamiento como el uso de exoesqueletos robóticos o incluso realidad virtual en diferentes escenarios aplicada hacia la rehabilitación, las cuales han demostrado resultados alentadores y positivos, en especial a través de parámetros espaciotemporales y de la biomecánica de la marcha (Arazpour et al., 2014; Guimaraens et al., 2020).

Sin embargo, y al mismo tiempo en adición a estos avances, en el último tiempo ha surgido una tecnología con un enfoque diferenciado a las anteriores: los sistemas de interfaz cerebro-computadora (Brain-Computer Interface, BCI). Este innovador tipo de sistemas tiene como objetivo traducir las señales cerebrales del paciente con

LM en comandos que le permitan activar dispositivos externos, consiguiendo de esta manera restaurar funciones perdidas, como la marcha (Nicoletis et al., 2022; Cajigas et al., 2023). A diferencia de los tratamientos y abordajes con distintas ayudas biomecánicas convencionales, los BCI parten de la intención motora del paciente con LM, incluso en aquellos donde el mínimo movimiento físico es inobservable, principio que los convierte altamente prometedores para personas con LM.

A pesar de ello, este nuevo campo todavía se encuentra en desarrollo. Muchos de los estudios al respecto son experimentales, y el enfoque metodológico difiere bastante entre ellos. Existen investigaciones conceptuales como las de Castermans et al. (2013), Borton et al. (2014), Ethier y Miller (2015), y Lacour et al. (2016), que sentaron los fundamentos teóricos del control neuronal de la marcha y locomoción, pero el aporte de la evidencia clínica no es suficiente. Otros se han centrado en el uso de tecnologías ortésicas (Arazpour et al., 2014; Lajeunesse et al., 2016), que no contemplan el componente de control cerebral. Por otra parte, algunas otras como Tucker et al. (2015), Marquez-Chin y Popovic (2020), y Behboodi et al. (2022), proporcionan visiones más amplias sobre las tecnologías en neurorrehabilitación, incluyendo las BCI, aunque no tienen como objetivo la marcha ni pacientes con LM.

Incluso las revisiones sistemáticas más recientes (Said et al., 2022; Zhang et al., 2023; Zaim et al., 2025), han orientado sus resultados hacia otras poblaciones, como personas con accidente cerebrovascular, o bien se han centrado en funciones motoras distintas a la locomoción. Esto genera un vacío importante en la literatura científica especializada.

En contraste, se contempla un ascenso en el número de estudios que exploran específicamente la aplicación de BCI para la marcha (He et al., 2018; Tariq et al., 2018; Zuccaroli et al., 2023; Yang et al., 2025). Estas investigaciones muestran un claro progreso de este campo de acción y confirman aún más el interés científico, pero todavía enfrentan limitaciones como el reducido tamaño de las muestras, la ausencia de seguimiento a largo plazo o la aplicación de instrumentos de medidas no estandarizadas, lo que complica extraer conclusiones aplicables a la práctica clínica.

Frente a toda esta naturaleza y realidad, es pertinente la necesidad de una revisión sistemática que integre, actualice y analice críticamente la evidencia disponible. Esta revisión busca responder a la siguiente pregunta de investigación: ¿Cuál es la evidencia científica del uso de sistemas de interfaz cerebro-computadora en pacientes con lesión medular para el control de la marcha?

Así, desde una visión académica, esta investigación es importante porque recopila y ordena el conocimiento existente, identifica brechas y sugiere nuevas líneas de investigación. Además, se justifica en la práctica de proporcionar información útil y aplicable para los profesionales que trabajan con equipos de rehabilitación en favor de la rehabilitación de pacientes con LM, contribuyendo al diseño de nuevos modelos de tratamiento más eficaces y personalizados.

En este sentido, esta revisión permite explorar no solo el uso de los sistemas BCI, sino también los componentes y cointervenciones utilizadas, los resultados funcionales en términos de movilidad, y los efectos a nivel de activación neuronal. El análisis conjunto de estas variables permitirá una comprensión más profunda del impacto de estas tecnologías emergentes.

Este estudio busca proveer un nexo entre el conocimiento científico y la práctica clínica, mediante la integración de la neurociencia, la medicina física y la tecnología en beneficio de una población que aún enfrenta importantes desafíos funcionales y sociales (Nicolelis et al., 2022; Zaim et al., 2025).

II. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

- Analizar la evidencia científica disponible y su calidad metodológica, respecto al uso de sistemas de interfaz cerebro-computadora para el control de la marcha en pacientes con lesión medular.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir las cointervenciones en el uso de sistemas de interfaz cerebro-computadora.
- Describir la movilidad funcional de la marcha en el uso de sistemas de interfaz cerebro-computadora.
- Describir la activación neuronal en el uso de sistemas de interfaz cerebro-computadora.

III. MARCO TEÓRICO

La lesión medular (LM) es una alteración neurológica severa ocasionada por injuria en la médula espinal. Este daño interrumpe la conexión entre el encéfalo y el resto del cuerpo, ocasionando deficiencias motoras, sensoriales y autonómicas por debajo del nivel de la lesión (Furlan et al., 2023). Según su anatomía, se clasifica en tetraplejía, cuando se afecta la zona cervical entre los espacios intervertebrales C1-C8 con gran impacto en los miembros superiores e inferiores; y en paraplejía, cuando se comprometen las zonas torácica, lumbar o sacra, conservando las funciones de los miembros superiores. Según su origen, puede ser traumática (por heridas profundas, caídas o accidentes) o no traumática (por tumores, infecciones o esclerosis) (Ahuja et al., 2017). Para medir la gravedad, se utiliza la escala de deterioro de la Asociación Estadounidense de Lesiones Medulares (American Spinal Injury Association, ASIA) (Ver Anexo A), que contempla los grados A (lesión completa) al E (función neurológica normal), siendo crucial para el diagnóstico y pronóstico en función de la rehabilitación (Rupp et al., 2021).

Los sistemas de interfaz cerebro-computadora (Brain-Computer Interface, BCI) o cerebro-máquina (Brain-Machine Interface, BMI) facilitan la comunicación directa entre señales cerebrales y dispositivos externos sin intervención del sistema nervioso motor. Aunque ambos términos refieren al mismo concepto, BCI suele asociarse con tecnologías no invasivas, y BMI con sistemas invasivos (Luck & Kappenman, 2013; Pfurtscheller et al., 2010). Esta revisión emplea ambos términos según el uso original de los autores. Están compuestos por cinco elementos clave: Adquisición de señales, donde la actividad cortical relevante es captada a través del registro de oscilaciones neuronales mediante métodos invasivos o no invasivos;

Procesamiento de señales - Extracción de características, en el que se seleccionan y transforman patrones neurofisiológicos como ritmos mu/beta, potenciales relacionados a eventos o patrones espectrales; Procesamiento de señales - Algoritmo de conversión, responsable de traducir dichas características en comandos continuos o discretos mediante modelos lineales, clasificadores o técnicas de aprendizaje automático; Dispositivo de salida o feedback, que incluye actuadores robóticos, exoesqueletos, estimulación eléctrica funcional o interfaces virtuales que responden a la intención detectada; y Protocolo de operación, que regula la interacción usuario-BCI a través del entrenamiento, calibración, sincronización temporoespacial y retroalimentación al usuario (Bulut, 2019; Ethier & Miller, 2015). En pacientes con LM, esta tecnología permite recuperar el control voluntario de funciones motoras perdidas (Ferrero Montes, 2024; Calvert et al., 2019; Dorrian et al., 2023; Malone et al., 2021), convirtiéndose en una herramienta valiosa y de vanguardia en neurorehabilitación (Ferrin Bolaños & Loaiza Correa, 2018).

La marcha humana, su aprendizaje y control, es una función compleja que se sustenta en la integración de sistemas neuromusculares, biomecánicos y sensoriomotores. El sistema nervioso central organiza y coordina la activación muscular y el equilibrio dinámico mediante la interacción de estructuras corticales, subcorticales, espinales, y periféricas (Takakusaki et al., 2016). Incluso, desde una perspectiva biomecánica, la marcha está en función de la correcta sincronía muscular y articular (Busquet, 2007; Kapandji, 2012). Además, los generadores centrales de patrones (central pattern generators, CPG) ubicados estratégicamente a lo largo del cordón medular son responsables de producir ritmos locomotores

básicos, modulados por información nerviosa aferente y eferente (Takakusaki, 2013). Así, el patrón de marcha se considera una variable fundamental para la detección de alteraciones neurológicas (Hausdorff, 2005).

Los sistemas BCI resultan una vía trascendente en la rehabilitación de la marcha en pacientes con LM. Comprender la neurofisiología del movimiento y la plasticidad neuronal son esenciales para el progreso de su aplicación clínica.

IV. METODOLOGÍA

4.1 Diseño y criterios de elegibilidad

El presente estudio tiene el enfoque de una revisión sistemática, basada en los lineamientos metodológicos del Manual Cochrane (Higgins et al., 2022) y conforme a las directrices establecidas por la declaración PRISMA 2020 (Preferred Reporting Items for Systematic Review) (Page et al., 2021).

4.1.1 Definición operativa de conceptos específicos

- **Cointervenciones:** Se define como toda estrategia, tecnología o modalidad terapéutica aplicada de manera complementaria a los sistemas BCI para facilitar el entrenamiento motor, la locomoción asistida o la retroalimentación sensoriomotora. Incluye ortesis robóticas, exoesqueletos, estimulación eléctrica funcional, realidad virtual y dispositivos biomecánicos de soporte.
- **Movilidad funcional de la marcha:** Corresponde a las capacidades que permiten realizar una marcha efectiva y segura, integrando parámetros biomecánicos (velocidad, cadencia), motores (activación muscular, control voluntario) y funcionales (independencia en bipedestación e inicio de marcha). Representa el principal resultado funcional asociado al uso de los sistemas BCI.
- **Actividad neuronal:** Hace referencia a los patrones de activación cortical o subcortical registrados durante el uso de los sistemas BCI, tales como ritmos mu y beta, ERD/ERS, potenciales relacionados a eventos y cambios inducidos por retroalimentación. Permite identificar los mecanismos de control voluntario implicados en la locomoción asistida.

4.2 Método PICO para la estructuración conceptual de la búsqueda

La presente revisión sistemática utilizó el método PICO (Patient/Population, Intervention, Comparison, Outcome) como un marco conceptual para delimitar los componentes centrales de la revisión y orientar la identificación de la evidencia científica relevante. Este enfoque permitió definir de manera estructurada la población de interés, las intervenciones evaluadas, las comparaciones consideradas y los resultados analizados, sirviendo como base para la posterior elaboración de la estrategia de búsqueda bibliográfica.

En este contexto, el método PICO no se empleó con fines de formulación de hipótesis ni para establecer relaciones causales, sino como una herramienta metodológica orientada a garantizar un proceso de búsqueda sistemático, reproducible y exhaustivo, acorde con los objetivos descriptivos y analíticos de la revisión.

- **Población (P):** Pacientes humanos con diagnóstico de lesión medular.
- **Intervención (I):** Aplicación de Sistemas de Interfaz Cerebro-Computadora (Brain-Computer Interface, BCI), ya sean de tipo no invasivo, invasivo o semi-invasivo, así como Sistemas de Interfaz Cerebro-Espinal.
- **Cointervenciones:** Se incluyeron estrategias complementarias aplicadas junto al sistema BCI, tales como ortesis robóticas de marcha, realidad virtual, FES, exoesqueletos y otros dispositivos de asistencia.
- **Comparación (C):** Se consideraron estudios con grupos control sin intervención, manejo habitual, controles activos o sujetos sanos.
- **Resultados (O):** Se consideraron resultados relacionados al control de la marcha y a la movilidad funcional (por ejemplo: velocidad, tiempo de

marcha, intención detectada, patrones espectrales, recuperación sensorial, control muscular voluntario), así como la presencia de eventos adversos (fatiga, actividad clónica, dolor o complicaciones asociadas).

- **Diseño del estudio (D):** Se admitieron, de manera a priori, diversos diseños metodológicos, incluyendo ensayos clínicos aleatorizados, estudios piloto, estudios experimentales (controlados o no controlados), estudios comparativos, informes de caso y series de casos.

A partir de estos componentes se definieron los criterios que orientaron la búsqueda, selección y análisis de los estudios incluidos.

4.3 Criterios de inclusión

Se incluyeron estudios que cumplieran con los siguientes requisitos:

- Población: Pacientes humanos con lesión medular.
- Intervención: Aplicación de sistemas BCI (no invasivos, invasivos o semi-invasivos), o sistemas de interfaz cerebro-espinal.
- Co-intervenciones: Implementación o no de estrategias tecnológicas complementarias descritas previamente.
- Comparadores: Estudios con grupos control sin intervención, manejo habitual, controles activos o sujetos sanos.
- Resultados: Evaluación de variables relacionadas al control de la marcha, tanto beneficiosas como adversas.
- Diseño metodológico: Ensayos clínicos aleatorizados, estudios piloto, estudios experimentales controlados o no controlados, estudios comparativos, informes de caso y series de casos.

4.4 Criterios de exclusión

Se excluyeron:

- Estudios de revisión.
- Estudios que se basaron únicamente en modelos de interfaces cerebro-computadora.
- Estudios que realizaron sólo simulaciones de caminata o activación de grupos musculares aislados.
- Estudios que se desarrollaron sólo en animales.

4.5 Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Se realizaron búsquedas avanzadas en las siguientes bases de datos electrónicas: PubMed, Scopus, LILACS, SciELO, Cochrane Library y Embase, sin establecer restricciones de idioma ni de fecha de publicación.

La estrategia de búsqueda se elaboró a partir de los componentes definidos mediante el método PICO, utilizando tesauros específicos y sinónimos correspondientes a la población, intervención y los resultados de interés, combinados mediante operadores booleanos "AND" y "OR". La estrategia fue adaptada a las particularidades de cada base de datos y se documentaron sistemáticamente las búsquedas realizadas.

Asimismo, se exploraron registros adicionales mediante búsqueda manual en las listas de referencias de los estudios incluidos y en revisiones sistemáticas previas relevantes.

La estrategia de búsqueda avanzada completa para cada una de las bases de datos se detalla en la Tabla B1 del Anexo B. La distribución detallada de los artículos identificados y seleccionados en cada base de datos se presenta en la sección de

Resultados (ver Figura 1).

4.6 Proceso de selección y recolección de datos

El proceso de selección de los estudios se desarrolló en tres etapas:

1. **Identificación:** Se recopilaron todos los artículos identificados a través de las búsquedas avanzadas en bases de datos electrónicas.
2. **Depuración:** Se eliminaron los artículos duplicados a través de revisión manual.
3. **Evaluación de elegibilidad:**
 - En una primera fase, dos investigadores revisaron de forma independiente los títulos y resúmenes de los estudios.
 - Posteriormente, el autor de la presente tesis evaluó los textos completos de los estudios preseleccionados para confirmar su elegibilidad final.
 - Toda discrepancia durante la selección fue discutida en conjunto hasta alcanzar consenso.

De manera complementaria, se llevó a cabo una búsqueda manual en las referencias bibliográficas de los artículos incluidos y en revisiones previas, con el objetivo de identificar estudios adicionales que cumplieran con los criterios establecidos.

4.7 Evaluación de la calidad metodológica de los estudios incluidos

La evaluación de la calidad metodológica de los estudios incluidos se realizó como parte integral del diseño de la presente revisión sistemática, con el objetivo de valorar la claridad, consistencia y suficiencia del reporte metodológico de cada estudio, así como la solidez de sus procedimientos y la interpretabilidad de sus hallazgos.

Dado que los estudios incluidos presentan una alta heterogeneidad en cuanto a sus diseños y enfoques de investigación, no se emplearon herramientas orientadas exclusivamente a ensayos clínicos aleatorizados. En su lugar, se optó por una estrategia de evaluación narrativa y adaptada, construida a partir de guías internacionales validadas para estudios observacionales y reportes clínicos, tales como JBI, CARE, STROBE y ROBINS-I.

A partir de estos marcos, se definieron cinco criterios de evaluación y se estableció una clasificación global cualitativa en tres niveles, según el grado de cumplimiento de dichos criterios: **Alta Calidad**, **Calidad Media** y **Baja Calidad**. Los criterios y las condiciones empleadas para la calificación y clasificación global de los estudios se detallan en las Tablas D1 y D2 del Anexo D (JBI, 2017; Sterne et al., 2016; Gagnier et al., 2013; CARE, 2013; von Elm et al., 2007; STROBE, 2007).

V. RESULTADOS

5.1 Análisis de la Evidencia Científica y Calidad Metodológica

En respuesta al objetivo general se presenta a continuación el análisis de la Evidencia Científica y el análisis de la Calidad Metodológica de los estudios seleccionados.

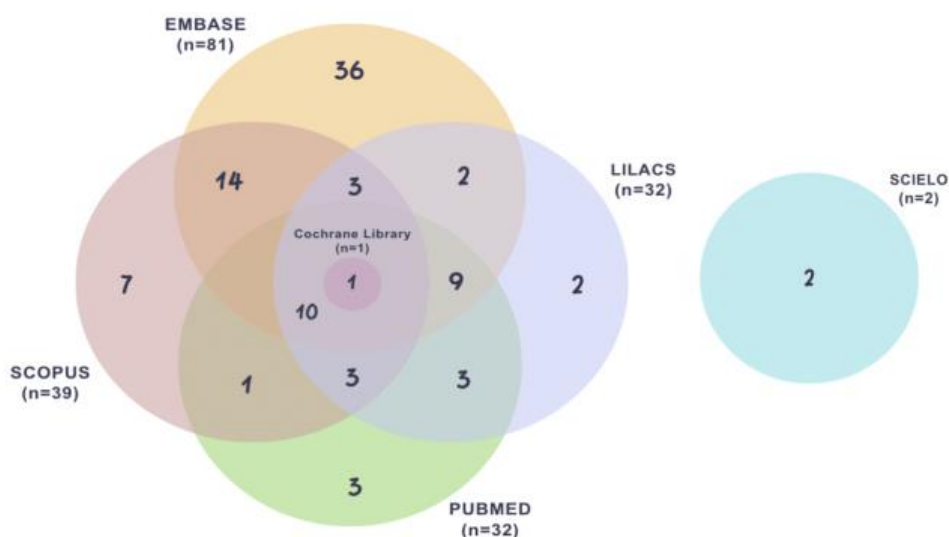
5.1.1 Análisis de la Evidencia Científica

Este análisis describe el origen y el recorrido de los estudios incluidos, y una síntesis descriptiva de las características más relevantes de cada uno de ellos; permitiendo una visión mejor estructurada y comparación de la evidencia disponible.

5.1.1.1 Bases de Datos y Selección de Estudios BCI (PRISMA 2020)

En esta sección se muestran las bases de datos utilizadas, identificación de los estudios que se repitieron entre ellas (ver Figura 1), así como el flujograma de selección de estudios conforme a la guía PRISMA 2020 (ver Figura 2).

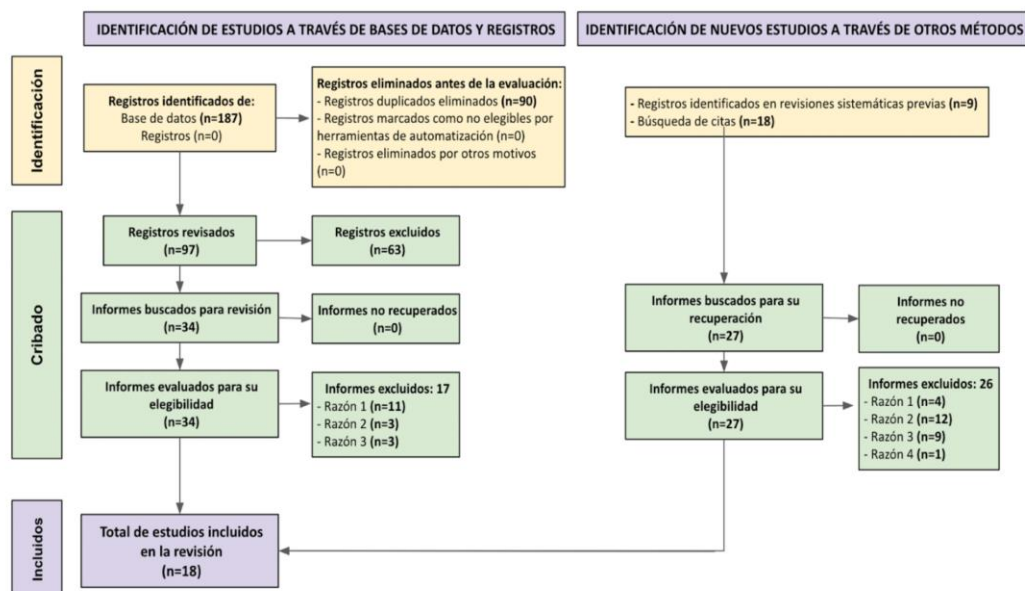
Figura 1: Diagrama de Base de Datos



La Figura 1 muestra un diagrama de Venn Euler con un total de 187 estudios

distribuidos en las 6 bases de datos después de la búsqueda avanzada. También se observa que 20 estudios son compartidos por dos bases de datos y 26 son compartidos por más de tres. Por otro lado, Embase es la base de datos con más estudios únicos. Scielo no comparte estudios con ninguna otra base de datos. Mientras que 1 único estudio comparte las bases de datos Embase, Lilacs, PubMed, Scopus y Cochrane Library.

Figura 2: Flujograma PRISMA de Selección de estudios



La Figura 2 resume el camino hacia la inclusión final de los artículos. A partir de los 187 artículos identificados inicialmente, se eliminaron los duplicados y se revisaron 97 registros por título y resumen. De estos, 34 se revisaron a texto completo, y finalmente se incluyeron sólo 17 de ellos. Además, se identificaron 27 artículos adicionales a través de búsqueda manual en revisiones sistemáticas y referencias de los estudios incluidos; tras revisar sus textos completos, solo 1 fue considerado elegible. De esta manera, a partir de 214 registros iniciales se obtuvo

un total de 18 artículos que se incluyeron en esta revisión sistemática. Los estudios excluidos y sus respectivas razones se detallan en la Tabla C1 del Anexo C.

5.1.1.2 Síntesis Descriptiva de Estudios BCI

Esta revisión incluyó 18 estudios para el análisis profundo y detallado. Estos presentan una gran variedad en términos de diseño metodológico, país de procedencia, tipo de participantes, características de las lesiones medulares, tipos y diseños de los sistemas BCI que se utilizaron. La Tabla 1 muestra las características de estos estudios. Mientras que los Gráficos 1, 2 y 3 muestran las publicaciones a lo largo de los años, los tipos y diseños de sistemas BCI.

Tabla 1: Síntesis Descriptiva de Estudios BCI

Síntesis Descriptiva de Estudios BCI									
Autor (Año)	País	Diseño de Estudio	Participantes	Sexo	Rango de Edad	Tiempo de Lesión	Nivel de Lesión	Tipo de BCI	Diseño de BCI
Blanco-Díaz et al. (2025)	Brasil	Experimental no controlado	7 LME	No reportado	32 - 58 a	2 - 6 a	T4 - T10 ASIA A, B	No Invasiva	BCI basado en MI y VNF8
Ferrero et al. (2023)	España	Experimental comparativo	10 Sanos 2 LME	LME (1M, 1F)	LME (45 a, 50 a)	LME (1 a, 4 a)	iSCI T4 ASIA C L3 ASIA B	No Invasiva	BCI basado en señales EEG
Quiles et al. (2023)	España	Estudio piloto / preliminar	8 Sanos 2 LME	Sanos (4M,4F) LME (No reportado)	Sanos (~25,14 a) LME (21 y 55 a)	No reportado	iSCI	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Lorach et al. (2023)	Suiza / Francia	Estudio de caso	1 LME	M	38 a	10 a	C5 - C6	Invasiva	Interfaz Cerebro Espinal
Cajigas et al. (2023)	EEUU	Estudio de caso	1 LME	M	24 a	5 a	C5 ASIA A	Invasiva	BCI basado en ECoG Invasiva
Nicolelis et al. (2022)	Brasil	Estudio piloto clínico	16 LME	M	19 - 48 a	10 m - 8 a	cSCI T2 - T12 ASIA A	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Quiles et al. (2020)	España	Estudio de caso	1 LME	F	40 a	6 m	iSCI T9 ASIA C	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Selfslagh et al. (2019)	Brasil / Suiza / EEUU	Estudio piloto / preliminar	2 LME	No reportado	32 a 40 a	4,5 a 10 a	T7 / ASIA A T4 / ASIA A	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Benabid et al. (2019)	Francia	Estudio de caso	1 LME	M	28 a	No reportado	C4 - C5	Semi Invasiva	BMI basado en ECoG Epidual
Rajasekaran et al. (2018)	España	Serie de casos	4 LME	3M, 1F	21 - 49 a	5 m - 2 a	iSCI T11-L1 ASIA C	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Shokur et al. (2018)	Brasil / EEUU	Serie de casos	8 LME	6M, 2F	27 - 38 a	3 - 13 a	T4 - T11 6 ASIA A 1 ASIA B (1 ASIA A abandonó)	No Invasiva	BCI basado en señales EEG
Zhang et al. (2017)	EEUU	Estudio piloto / preliminar	1 Sano 1 LME	M	No reportado	No reportado	No reportado	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
López-Larraz et al. (2016)	España	Estudio piloto / preliminar	3 Sanos 4 LME	Sanos (M) LME (3M, 1F)	Sanos (29 - 31 a) LME (21 - 49 a)	5 m - 2 a	T11 - L1 ASIA C	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Donati et al. (2016)	Brasil	Serie de casos	8 LME	6M, 2F	26 - 38 a	3 - 13 a	T4 - T11 7 ASIA A 1 ASIA B	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
King et al. (2015)	EEUU	Estudio de caso	1 LME	M	26 a	No reportado	T6 ASIA B	No Invasiva	BCI basado en señales EEG
King et al. (2014)	EEUU	Estudio de caso	1 LME	M	26 a	> 5 a	T6 ASIA B	No Invasiva	BCI basado en señales EEG
Kilicarslan et al. (2013)	Japón	Diseño experimental no controlado	1 LME	M	No reportado	No reportado	No reportado	No Invasiva	BMI basado en señales EEG
Do et al. (2013)	EEUU	Estudio piloto / preliminar	1 Sano 1 LME	M	Sano 42 a LME 25 a	> 1 a	T6 ASIA B	No Invasiva	BMI basado en señales EEG

En los 18 estudios analizados se identificaron 169 autores únicos, con un total de 209 participaciones, lo que evidencia un alto grado de colaboración en el área. Sin embargo, solo 26 investigadores participaron en más de un estudio. Entre los más recurrentes destacan aquellos que intervinieron en 4 estudios (Miguel Ángel Laporta Nicolelis, Solaiman Shokur y Ana R. C. Donati), y otros que tienen aparición en 3 (Laura Ferrero, Vicente Quiles y Christine E. King).

Los estudios primarios se desarrollaron mayormente en países como Brasil, España, Estados Unidos y Francia, comprendiendo de esta manera una gran colaboración de investigación internacional en trabajos más recientes. Uno de ellos, por ejemplo,

realizado entre Brasil, Suiza y Estados Unidos, lo que pone sobre la mesa un fuerte interés global hacia el desarrollo de tecnologías como BCI (Selfslagh et al., 2019). Respecto a los diseños de estudio, la mayoría corresponde a trabajos piloto o preliminares, además de varios estudios de caso y series de casos. También se identifican algunos diseños experimentales comparativos y estudios pilotos clínicos, aunque en menor proporción. En conjunto, esto muestra que gran parte de estas investigaciones se orientan a probar ideas, evaluar la factibilidad de los sistemas o explorar su funcionamiento con grupos pequeños, mientras que solo unos pocos estudios avanzan hacia comparaciones más estructuradas entre participantes.

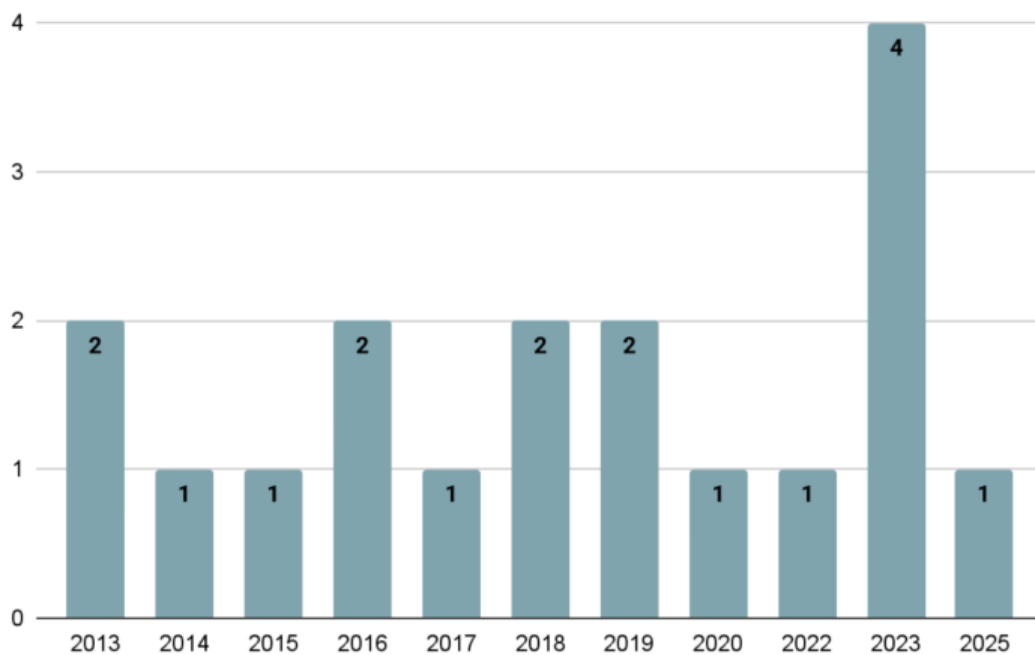
Sobre la población que participa en los estudios seleccionados, la mayoría son pacientes con lesión medular crónica, cuyos tiempos de lesión oscilan desde menos de 1 año hasta más de 13 años. Algunos estudios incluyen sujetos sanos como grupo comparativo (Ferrero et al., 2023; Quiles et al., 2023; Zhang et al., 2017; López-Larraz et al., 2016 y Do et al., 2013). Así también, el rango de edad varía ampliamente entre los 21 hasta 58 años, comprendiendo mayormente adultos jóvenes. En cuanto al sexo, muchos estudios no especifican esta variable; sin embargo, se observa una leve predominancia del sexo masculino.

Acerca del nivel de la lesión medular, se registra una alta variedad de niveles, aunque más comunes en zonas torácicas (T4-T11) y cervicales (C4-C6). Algunos estudios utilizan clasificaciones clínicas como ASIA para categorizar la severidad de la lesión; sin embargo, otros solo mencionan si son pacientes con lesión completa o incompleta.

Es importante señalar que los estudios incluidos fueron financiados por diferentes

entidades públicas, privadas e internacionales. Entre ellas destacan instituciones como el Ministerio de Ciencia e Innovación de España, el National Institutes of Health (NIH) de Estados Unidos, y agencias brasileñas como FINEP y INCT-INCEMAQ. Además, se identificaron fundaciones privadas como Rolex Awards for Enterprise, Medtronic y Edmond J. Safra; así como organizaciones europeas como la Comisión Europea y la European Research Council. Esta diversidad indica el interés global y multidisciplinario por el estudio de sistemas BCI en la rehabilitación de la marcha en pacientes medulares.

Gráfico 1: Año de Publicación



En el Gráfico 1 se observa que la cantidad de estudios publicados por año se ha mantenido constante a lo largo del tiempo con un pico significativo en el año 2023 con un total de 4 publicaciones. Otros años como 2013, 2016, 2018 y 2019 registran una cantidad moderada de 2 publicaciones cada uno, en contraste con los años 2014,

2015, 2017, 2020, 2022 y 2025 que reportan solo 1 estudio publicado. Estos datos reflejan una continuidad en la producción de estudios, con un aumento notorio en 2023.

Gráfico 2: Tipos de BCI

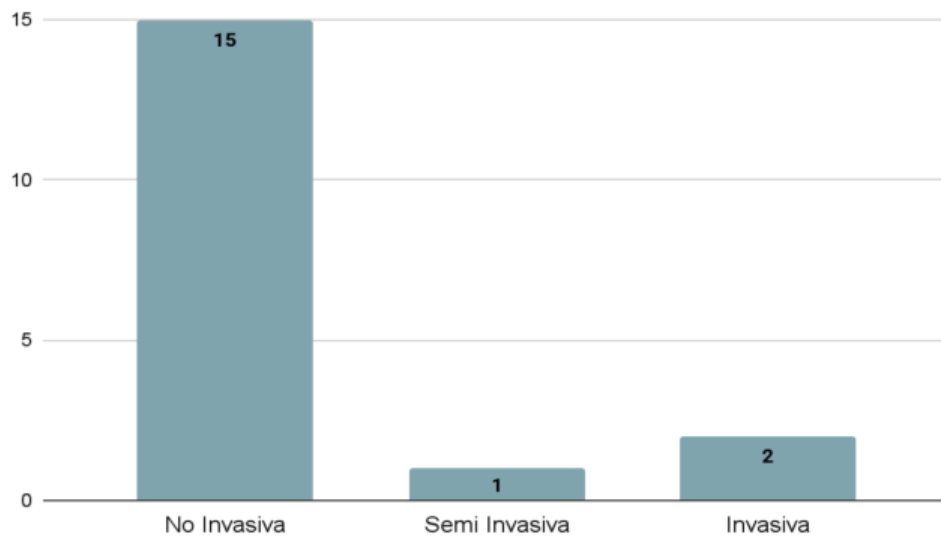
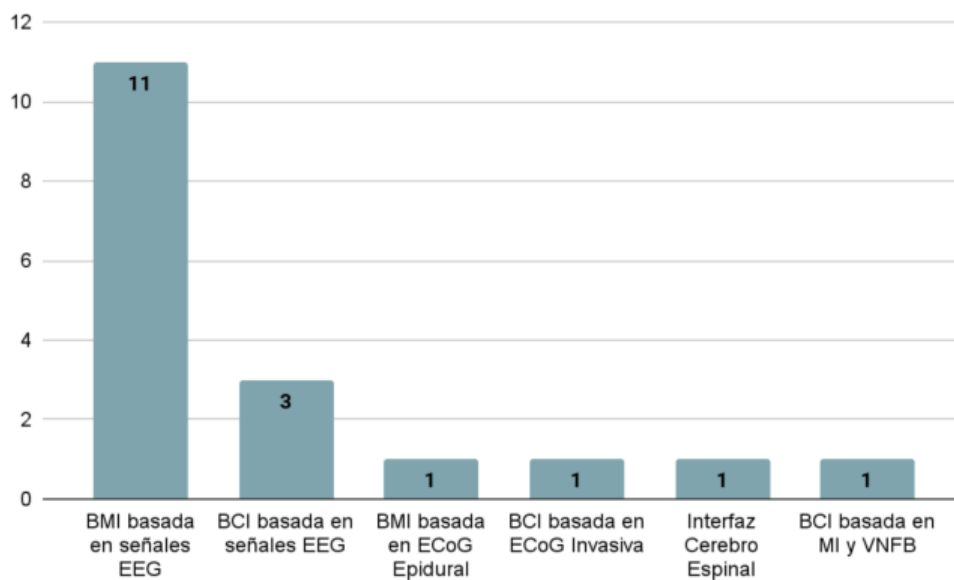


Gráfico 3: Diseños de BCI



Finalmente, en relación al tipo y diseño de los sistemas BCI, en los Gráficos 2 y 3 se puede observar que la mayoría de estudios utilizaron sistemas no invasivos, en especial aquellos basados en señales EEG (Electroencefalografía), ya sea bajo esquemas de sistemas BMI o BCI propiamente dicho. Solo 3 estudios utilizaron sistemas BCI invasiva o semi invasiva, en los que se destaca la aplicación de interfaces ECoG (Electrocorticografía) o implantes espinales (Benabid et al., 2019 y Cajigas et al., 2023). Otros también, emplearon el uso de Imaginería Motora (MI) y biofeedback visual (Blanco-Díaz et al., 2025).

5.1.2 Análisis de la Calidad Metodológica

De acuerdo con el procedimiento de evaluación descrito en la sección 4.7, se presenta a continuación el análisis de la calidad metodológica de los estudios incluidos en esta revisión.

Tabla 2: Análisis de la Calidad Metodológica de Estudios BCI

Análisis de la Calidad Metodológica de Estudios BCI						
Autor (Año)	Claridad en la descripción del caso e intervención	Claridad y consistencia en medición de resultados	Control de sesgos y comparabilidad	Transparencia y completitud de datos reportados	Discusión crítica y conclusiones coherentes	Clasificación Global
Blanco-Díaz et al. (2025)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Ferrero et al. (2023)	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Quiles et al. (2023)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Lorach et al. (2023)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Cajigas et al. (2023)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Nicolelis et al. (2022)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Quiles et al. (2020)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Selfslagh et al. (2019)	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Benabid et al. (2019)	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Rajasekaran et al. (2018)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Shokur et al. (2018)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Zhang et al. (2017)	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple	Calidad Media
López-Larraz et al. (2016)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Donati et al. (2016)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
King et al. (2015)	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
King et al. (2014)	Cumple	Cumple	Cumple Parcialmente	Cumple	Cumple	Alta Calidad
Kilicarslan et al. (2013)	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple Parcialmente	Cumple	Calidad Media
Do et al. (2013)	Cumple	Cumple	Cumple	Cumple	Cumple	Alta Calidad

Gráfico 4: Frecuencia por Calificación de Criterios

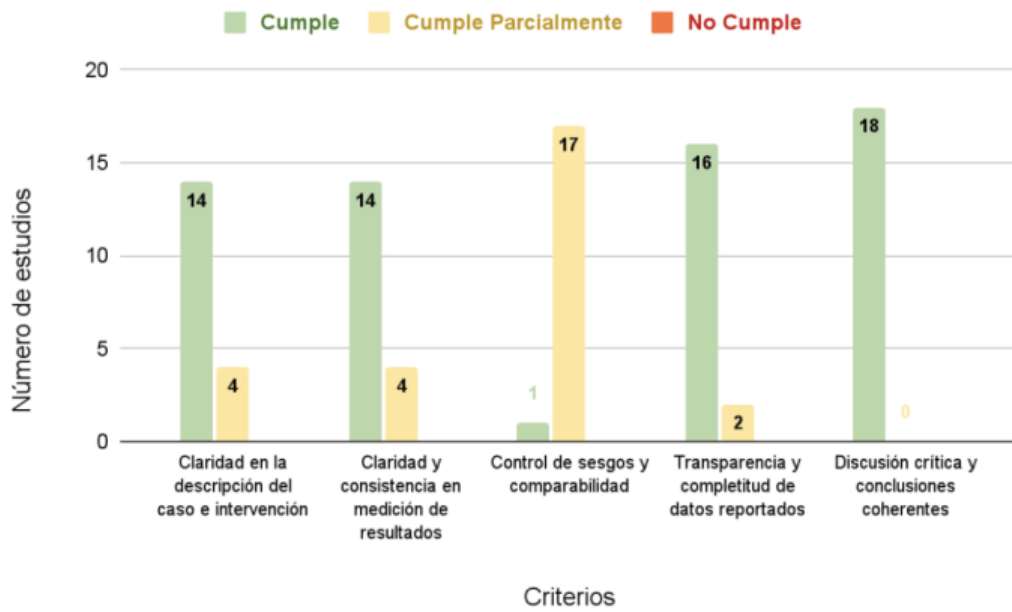
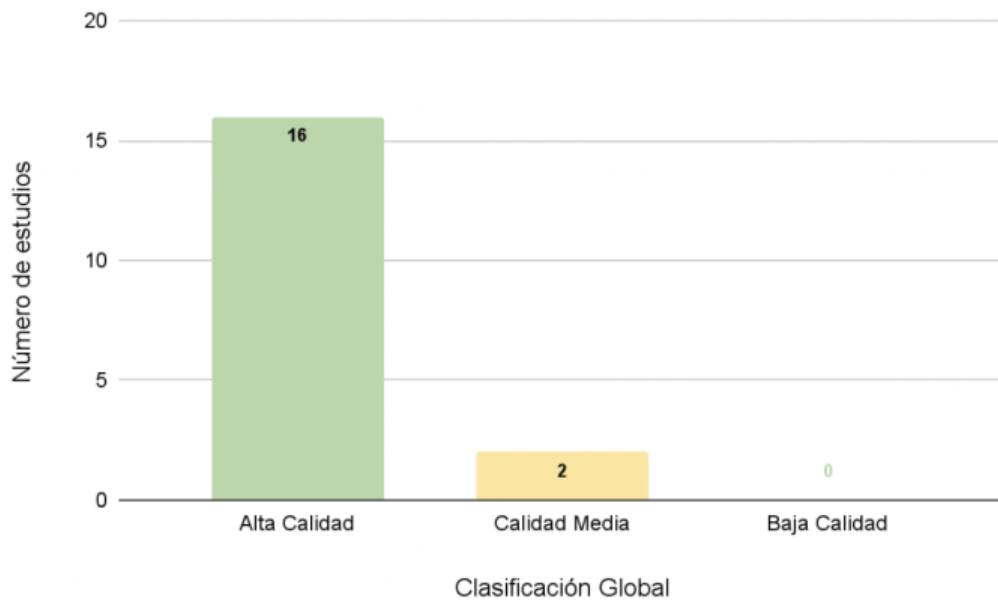


Gráfico 5: Frecuencia por Clasificación Final

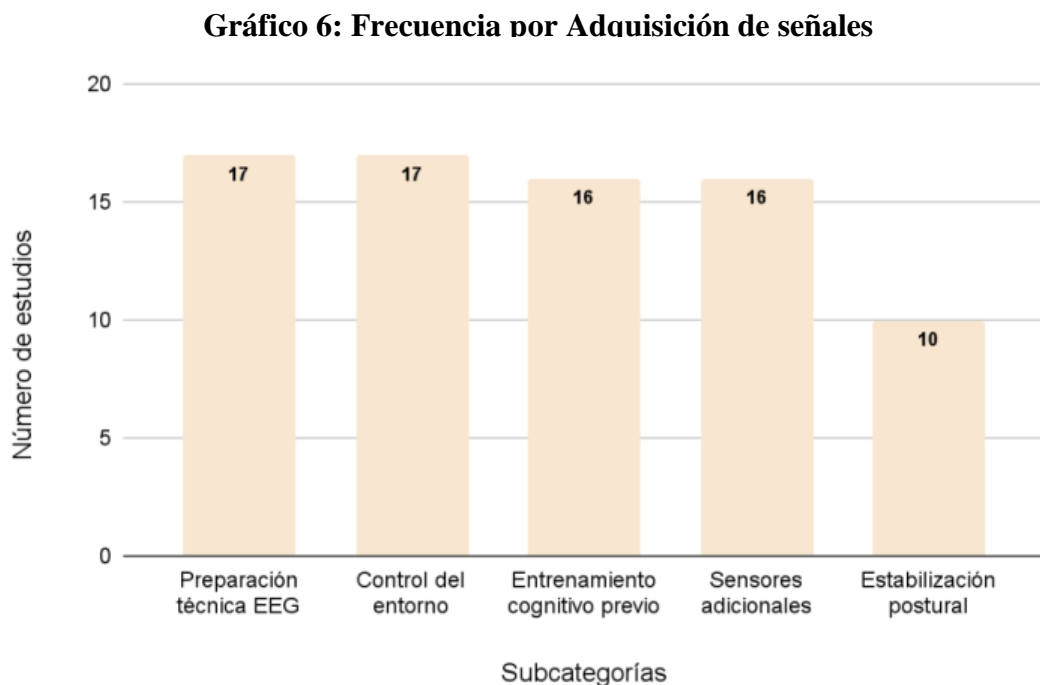


A partir de la información detallada de la Tabla 2, que resume el cumplimiento de los cinco criterios metodológicos en cada uno de los 18 estudios incluidos, se obtienen los Gráficos de frecuencias 4 y 5. En el Gráfico 4 se visualiza que la categoría “Cumple” presenta la mayor frecuencia en los criterios relacionados con claridad del caso, medición de resultados y transparencia de datos, lo cual coincide con estudios que reportan procedimientos más completos (Quiles et al., 2023; Lorach et al., 2023; López-Larraz et al., 2016; Donati et al., 2016 y Do et al., 2013). Por otro lado, el criterio de control de sesgos concentra la mayor proporción de valoraciones “Cumple Parcialmente”, como se observa en investigaciones sin grupo comparativo o con menor detalle en ese aspecto (Ferrero et al., 2023; Shokur et al., 2018; King et al., 2014; Zhang et al., 2017 y Kilicarslan et al., 2013). No se registran valoraciones “No Cumple”.

En el Gráfico 5 se observa que la mayor parte de los estudios, 16 en total, se ubica en la categoría de Alta Calidad, lo cual refleja la predominancia de valoraciones “Cumple” en varios criterios dentro de investigaciones que presentan descripciones más completas y consistentes (Blanco-Díaz et al., 2025; Cajigas et al., 2023; Rajasekaran et al., 2018; Nicolelis et al., 2022 y Benabid et al., 2019). Por otro lado, 2 estudios aparecen en la categoría de Calidad Media, debido a su mayor proporción de valoraciones parciales (Zhang et al., 2017 y Kilicarslan et al., 2013). Finalmente, no se registran estudios en la categoría de Baja Calidad, lo cual es coherente con la ausencia de calificaciones “No Cumple” en los criterios evaluados.

5.2 Cointervenciones en el uso de los Sistemas BCI

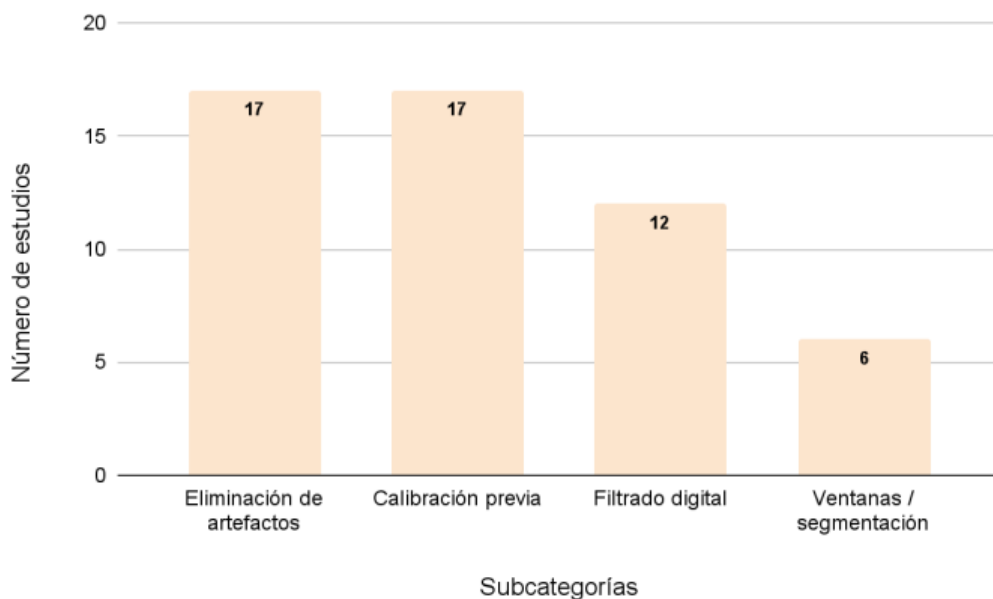
En respuesta al primer objetivo específico, el análisis de los 18 estudios evidenció que los sistemas BCI utilizados para el control de la marcha incorporan diversas cointervenciones que actúan en paralelo con los cinco componentes fundamentales del sistema BCI (ver ANEXO E). A continuación, se presentan las cointervenciones identificadas, organizadas en subcategorías dentro de cada componente y acompañadas de su frecuencia de aparición en los estudios analizados.



En el Gráfico 6 se observa que la adquisición de señales presenta altas frecuencias de cointervenciones en relación a la preparación del registro y al control del entorno. La preparación técnica del EEG se reportó en 17 estudios, entre los que destacan procedimientos como limpieza del cuero cabelludo, ajuste de impedancias y verificación de electrodos (King et al., 2015; Selfslagh et al., 2019). El control del entorno, también presente en 17 estudios, incluye condiciones controladas de

iluminación, ruido y estabilidad ambiental para minimizar artefactos (Do et al., 2013; López-Larraz et al., 2016). La estabilización postural se identificó en 10 estudios, donde se emplearon arneses, suspensión parcial de peso o barras paralelas (Donati et al., 2016; Lorach et al., 2023). El entrenamiento cognitivo previo apareció en 16 estudios e incluyó sesiones iniciales para practicar imaginación motora o familiarizarse con las tareas (Ferrero et al., 2023; Rajasekaran et al., 2018). Finalmente, el uso de sensores adicionales como EMG, IMUs y giroscopios se reportó en 16 estudios, principalmente para verificar la ausencia o presencia de movimiento real (Shokur et al., 2018; Zhang et al., 2017).

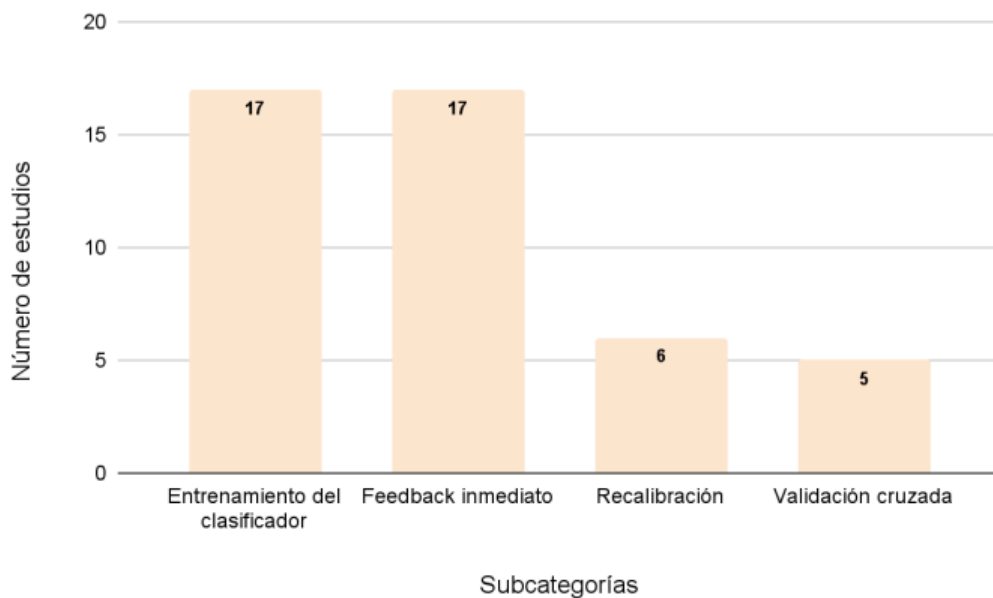
Gráfico 7: Frecuencia por Procesamiento de Señales - Extracción de características



En el Gráfico 7 se aprecia que las cointervenciones del procesamiento orientado a la extracción de características se concentraron principalmente en la eliminación de artefactos y la calibración previa. La eliminación de artefactos se reportó en 17

estudios, entre los que destacan procedimientos como ICA y métodos automáticos de rechazo de ruido (Selfslagh et al., 2019; López-Larraz et al., 2016). La calibración previa también apareció en 17 estudios, donde se utilizaron fases offline para generar patrones de referencia antes del uso del sistema BCI (Donati et al., 2016; Quiles et al., 2023). El filtrado digital se identificó en 12 estudios e incluyó técnicas como filtros paso banda y filtros notch para mejorar la calidad de la señal (King et al., 2015; Zhang et al., 2017). Finalmente, la segmentación temporal mediante ventanas definidas se reportó en 6 estudios, donde se estructuró el procesamiento del EEG mediante intervalos específicos (Do et al., 2013; Kilicarslan et al., 2013).

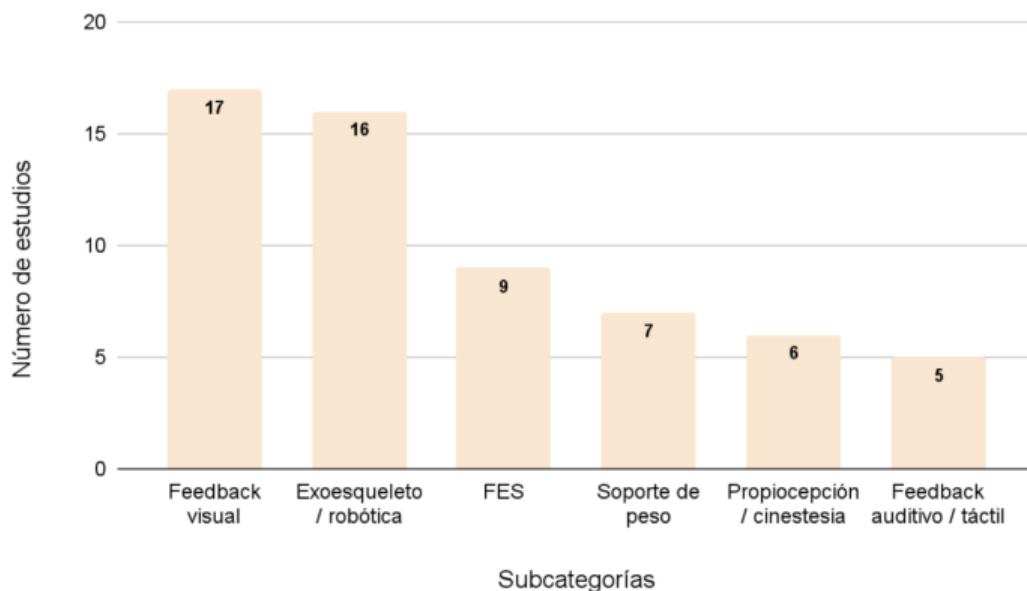
Gráfico 8: Frecuencia por Procesamiento de Señales - Algoritmo de Conversión



En el Gráfico 8 se observa que las cointervenciones relacionadas con el algoritmo de conversión se enfocaron principalmente en el entrenamiento del clasificador y

en la provisión de feedback inmediato. El entrenamiento del clasificador se reportó en 17 estudios e incluyó ajustes personalizados de modelos como Análisis Discriminante Lineal (LDA), Máquinas de Vectores de Soporte (SVM) o redes neuronales (Quiles et al., 2023; King et al., 2015). El feedback inmediato también apareció en 17 estudios, por ejemplo, a través de indicadores visuales o auditivos que informaban en tiempo real sobre el estado decodificado del sistema BCI (López-Larraz et al., 2016; Ferrero et al., 2023). La recalibración se identificó en 6 estudios, donde se realizaron ajustes intermitentes del modelo a lo largo de las sesiones para mantener la estabilidad del desempeño (Cajigas et al., 2023; Selfslagh et al., 2019). Finalmente, la validación cruzada se reportó en 5 estudios, donde se aplicaron procedimientos formales para evaluar el rendimiento del clasificador (Kilicarslan et al., 2013; Do et al., 2013).

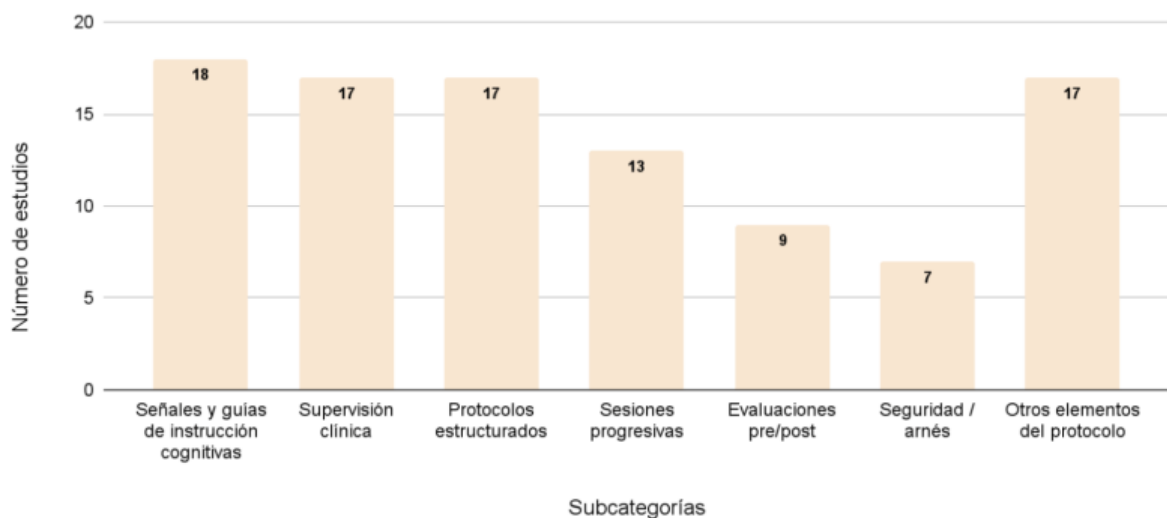
Gráfico 9: Frecuencia por Dispositivo de Salida / Feedback



En el Gráfico 9 se aprecia que el componente de salida refiere cointervenciones asociadas a la retroalimentación sensorial y a los dispositivos de asistencia al

movimiento. El feedback visual se reportó en 17 estudios involucrando pantallas e indicadores de estado utilizados durante la ejecución de las tareas (López-Larraz et al., 2016; Quiles et al., 2023). El uso de exoesqueletos o robótica se identificó en 16 estudios, donde el BCI activó total o parcialmente sistemas de asistencia al movimiento (Donati et al., 2016; Benabid et al., 2019). La estimulación eléctrica funcional (FES) apareció en 9 estudios y se aplicó de manera sincronizada con la intención motora (Shokur et al., 2018). El soporte parcial de peso se reportó en 7 estudios, mediante arneses o sistemas de suspensión dinámica empleados para seguridad y estabilidad (Donati et al., 2016; López-Larraz et al., 2016). La propiocepción o cinestesia derivada del movimiento asistido se mencionó en 6 estudios, especialmente en protocolos con robótica de marcha. Finalmente, el feedback auditivo o táctil complementario se identificó en 5 estudios e incluyó vibraciones o señales adicionales incorporadas para reforzar la percepción del usuario (Selfslagh et al., 2019).

Gráfico 10: Frecuencia por Protocolo de Operación



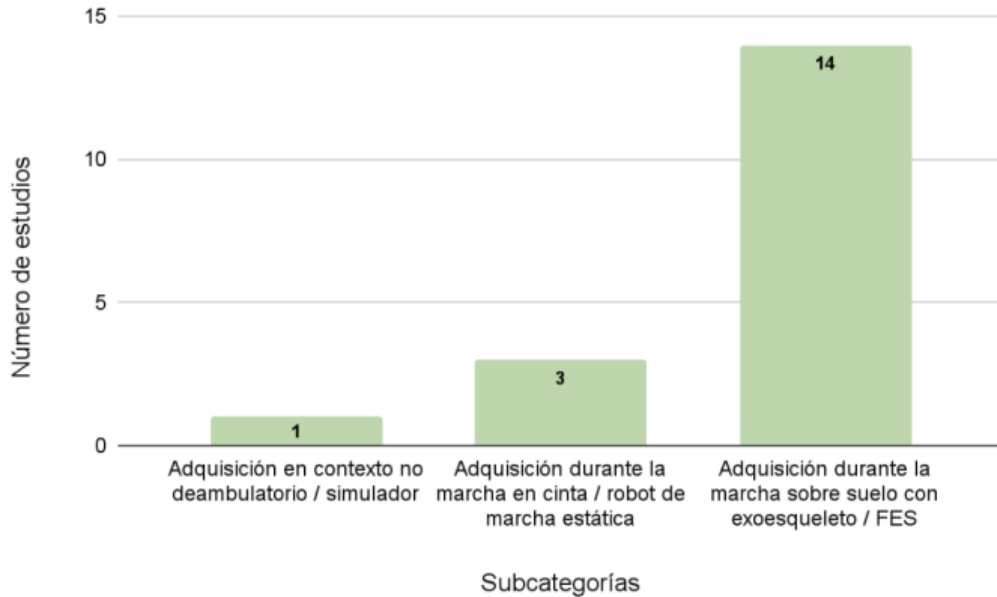
En el Gráfico 10 se observa que el protocolo de operación reunió el mayor número de cointervenciones entre todos los componentes analizados. Las señales y guías de instrucción se reportaron en los 18 estudios destacando estímulos destinados a indicar el inicio, tipo o duración de las tareas (López-Larraz et al., 2016; Quiles et al., 2020). La supervisión clínica se documentó en 17 estudios e involucró la presencia constante de personal especializado durante las sesiones (Benabid et al., 2019; Ferrero et al., 2023). Los protocolos estructurados, también presentes en 17 estudios, definieron fases específicas como reposo, preparación, intento y ejecución (Do et al., 2013; Kilicarslan et al., 2013). Las sesiones progresivas aparecieron en 13 estudios e incluyeron incrementos graduales en dificultad o duración (Selfslagh et al., 2019). Las evaluaciones pre y post intervención se reportaron en 9 estudios e incorporaron medidas clínicas antes y después de las sesiones (Cajigas et al., 2023). La seguridad mediante arnés se identificó en 7 estudios, especialmente en protocolos de postura de pie. Finalmente, la categoría de otros elementos del protocolo se observó en 17 estudios considerando monitoreo fisiológico, pausas programadas o ajustes según tolerancia (Donati et al., 2016; Lorach et al., 2023).

5.3 Movilidad funcional de la marcha en el uso de los Sistemas BCI

En respuesta al segundo objetivo específico, el análisis transversal de los 18 estudios permitió identificar diversas manifestaciones de movilidad funcional de la marcha logradas mediante sistemas BCI. Estas manifestaciones se derivan de las características técnicas y operativas presentes en cada uno de los cinco componentes del sistema BCI, las cuales fueron sistematizadas en subcategorías específicas (ver ANEXO F). A continuación, se presentan los hallazgos agrupados

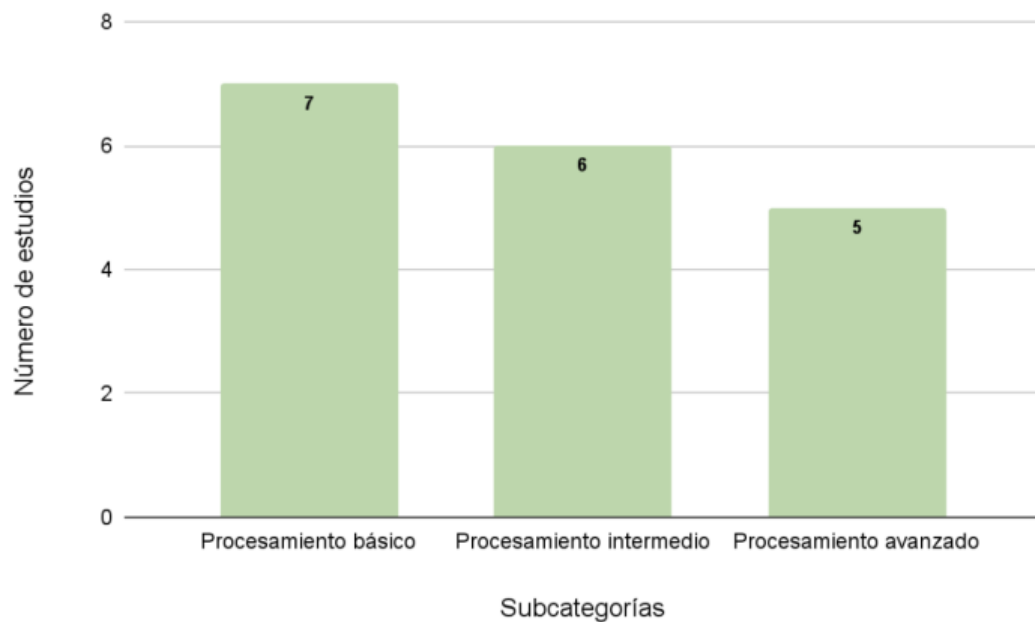
por componente, acompañados de sus respectivas frecuencias y ejemplos representativos de los estudios analizados.

Gráfico 11: Frecuencia por Adquisición de señales



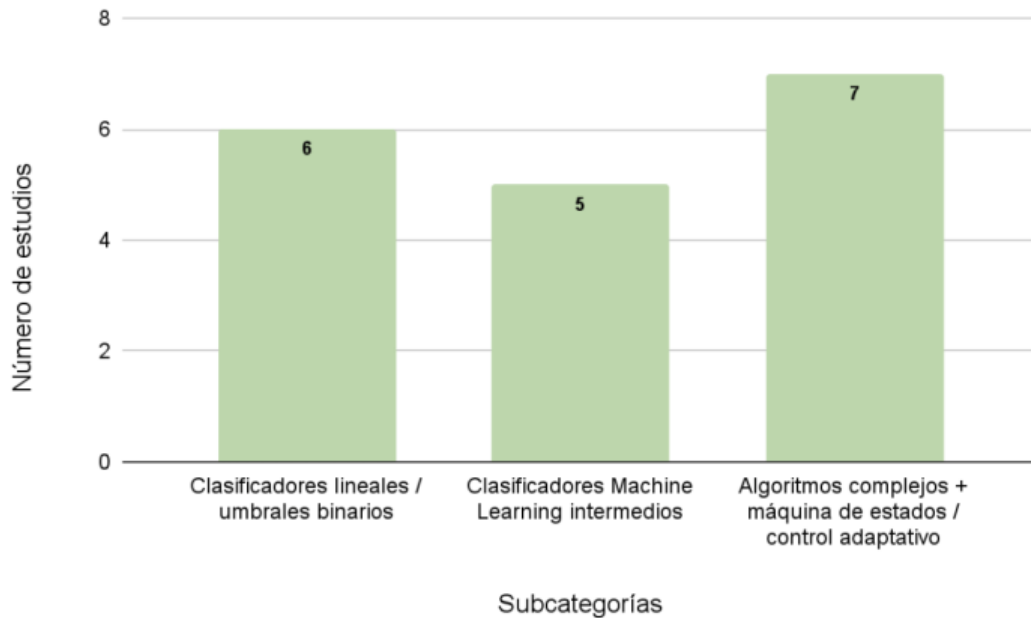
En el Gráfico 11 se observa que la adquisición de señales durante la marcha sobre el suelo fue la modalidad predominante, identificada en 14 estudios. Esta categoría reunió trabajos que registraron EEG mientras los participantes realizaban pasos asistidos mediante FES o exoesqueletos (King et al., 2014; King et al., 2015; López-Larraz et al., 2016; Quiles et al., 2020). La adquisición durante marcha en cinta o robot de marcha estática se identificó en 3 estudios que emplearon dispositivos como Lokomat o ReoAmbulator para registrar la actividad cerebral durante caminata estacionaria (Do et al., 2013; Cajigas et al., 2023; Nicoletis et al., 2022). Finalmente, la adquisición en un contexto no deambulatorio se observó en 1 solo estudio que empleó un entorno de simulación en realidad virtual sin pasos sobre el suelo (Blanco-Díaz et al., 2025).

Gráfico 12: Frecuencia por Procesamiento de Señales - Extracción de características



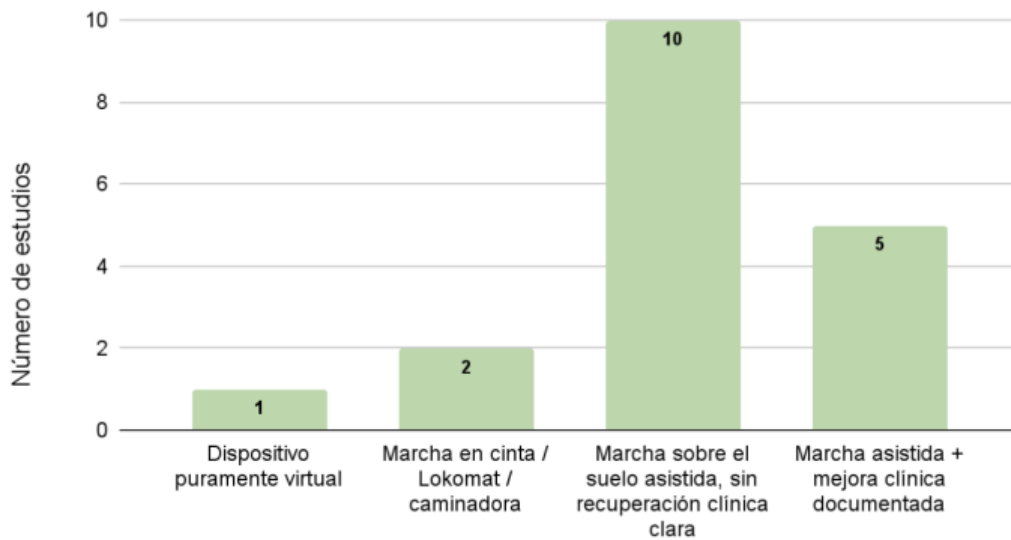
En el Gráfico 12 se aprecia que el procesamiento básico mediante Densidad espectral de potencia (PSD) se identificó en 7 estudios, especialmente en tareas de activación o detención de la marcha bajo condiciones controladas (King et al., 2014; King et al., 2015; Quiles et al., 2020). El procesamiento intermedio basado en Desincronización relacionada a un evento (ERD), Potencial cortical relacionado al movimiento (MRCP) o análisis por regiones de interés se reportó en 6 estudios y se utilizó para anticipar o diferenciar fases del patrón de marcha (López-Larraz et al., 2016; Kilicarslan et al., 2013; Zhang et al., 2017). El procesamiento avanzado, reportado en 5 estudios, involucró Análisis de componentes independientes (ICA), Perturbación Espectral y Potencial Evocado Relacionado a Eventos (ERSP/ERP); y métodos tiempo-frecuencia aplicados principalmente en protocolos prolongados de entrenamiento locomotor (Donati et al., 2016; Selfslagh et al., 2019; Nicoletis et al., 2022; Lorach et al., 2023).

Gráfico 13: Frecuencia por Procesamiento de Señales - Algoritmo de Conversión



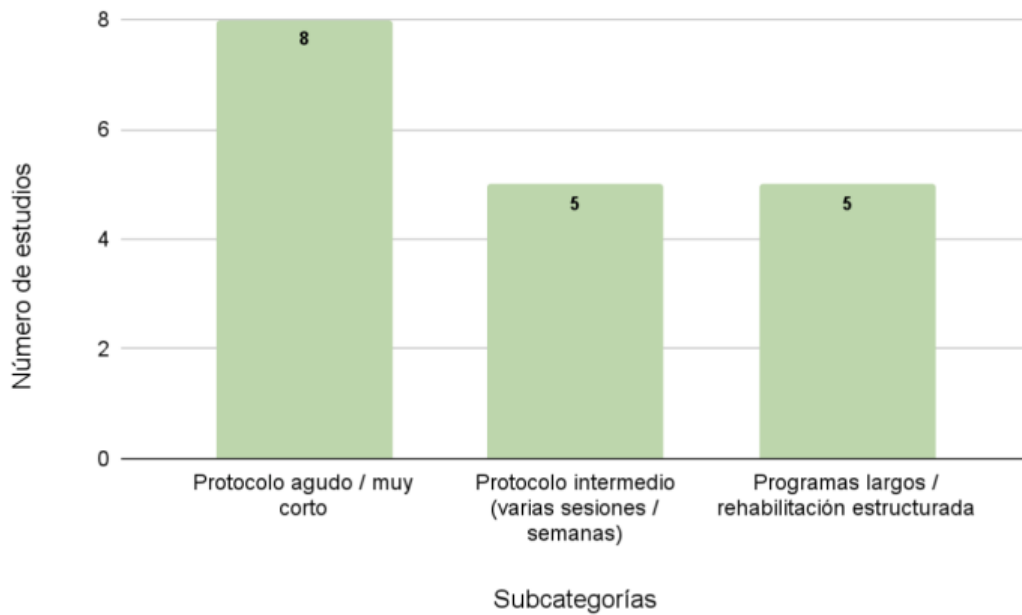
estudios y combinaron decodificación cerebral con máquinas de estados o control adaptativo, especialmente en protocolos prolongados y sistemas multisegmentarios (Donati et al., 2016; Selfslagh et al., 2019; Shokur et al., 2018; Benabid et al., 2019; Lorach et al., 2023). Por otro lado, los clasificadores binarios simples fueron empleados en 6 estudios y permitieron distinguir estados como caminar o detenerse mediante modelos de Análisis discriminante lineal (LDA) o Análisis Bayesiano (King et al., 2014; King et al., 2015; Quiles et al., 2020; Do et al., 2013). Finalmente, los clasificadores intermedios se identificaron en 5 estudios que utilizaron Modelo de mezcla Gaussiana (GMM) o Aprendizaje con múltiples núcleos (MKL) para diferenciar comandos más complejos, como avanzar, detener o girar (Kilicarslan et al., 2013; Zhang et al., 2017; Nicoletis et al., 2022).

Gráfico 14: Frecuencia por Dispositivo de Salida / Feedback



En el Gráfico 14 se aprecia que los dispositivos de marcha sobre el suelo fueron los más frecuentes, identificados en 10 estudios, mediante sistemas como exoesqueletos H2 y H3, NeuroRex, REX o plataformas FES que permitieron ejecutar pasos asistidos (López-Larraz et al., 2016; Quiles et al., 2020; Kilicarslan et al., 2013; Zhang et al., 2017). La salida asociada a mejoras clínicas documentadas apareció en 5 estudios y reportó progresos funcionales tras programas prolongados de entrenamiento de locomoción (Donati et al., 2016; Selfslagh et al., 2019; Nicolelis et al., 2022; Shokur et al., 2018; Lorach et al., 2023). La marcha estacionaria se presentó en 2 estudios y consistió en el uso de Lokomat o ReoAmbulator para activar patrones de marcha en un entorno fijo (Do et al, 2013; Cajigas et al., 2023). Finalmente, solo un estudio empleó únicamente un entorno virtual como salida principal (Blanco-Díaz et al., 2025).

Gráfico 15: Frecuencia por Protocolo de Operación

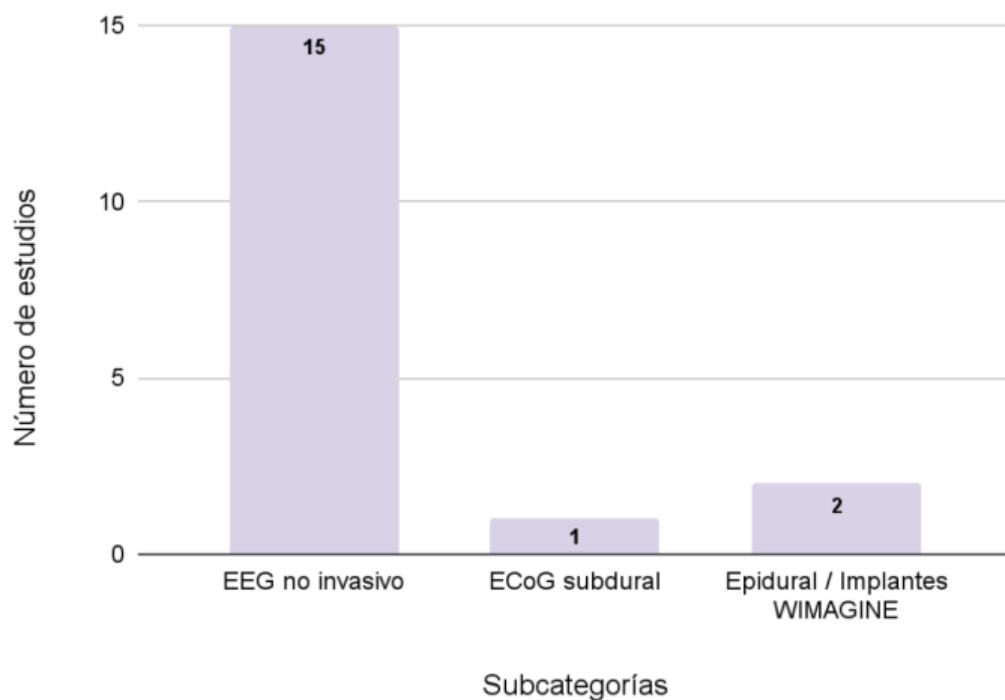


En el Gráfico 15 se observa que los protocolos agudos fueron los más frecuentes, identificados en 8 estudios, y consistieron en una o pocas sesiones destinadas a evaluar la capacidad de controlar o modular la marcha mediante el sistema BCI (Quiles et al., 2020; Quiles et al., 2023; Ferrero et al., 2023; López-Larraz et al., 2016). Los protocolos intermedios aparecieron en 5 estudios y corresponden a sesiones semanales a fin de repetir o consolidar patrones de marcha asistida (King et al., 2014; King et al., 2015; Cajigas et al., 2023; Rajasekaran et al., 2018; Benabid et al., 2019). Finalmente, los protocolos prolongados se reportaron en 5 estudios e implementaron entrenamientos extensivos de varios meses que integraron múltiples fases de práctica y marcha asistida (Donati et al., 2016; Selfslagh et al., 2019; Nicolelis et al., 2022; Shokur et al., 2018; Lorach et al., 2023).

5.4 Actividad neuronal en el uso de los Sistemas BCI

En respuesta al tercer objetivo específico, el análisis transversal de los 18 estudios permitió identificar las distintas manifestaciones de activación neuronal que intervienen en el uso de sistemas BCI orientados al control de la marcha. Estas manifestaciones derivan de los procesos técnicos y funcionales presentes en cada uno de los cinco componentes del sistema BCI, los cuales fueron organizados en subcategorías específicas según el tipo de información aportada por los estudios (ver ANEXO G). A continuación, se presentan los hallazgos agrupados por componente, junto con sus frecuencias correspondientes y ejemplos representativos de los estudios revisados.

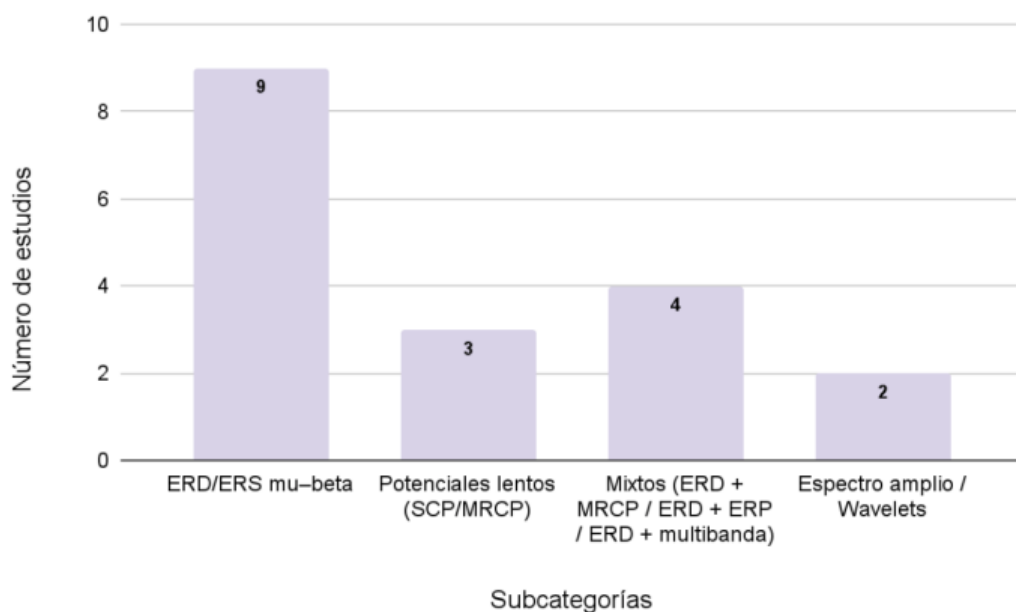
Gráfico 16: Frecuencia por Adquisición de señales



En el Gráfico 16 se observa que 15 estudios emplearon EEG no invasivo para registrar actividad sensoriomotora sobre zonas centrales como C3, Cz y C4 durante

la imaginación motora o el intento de movimiento (Do et al., 2013; King et al., 2014; López-Larraz et al., 2016; Quiles et al., 2020; Ferrero et al., 2023). Por su parte, 2 estudios registraron señales mediante implantes epidurales, con matrices situadas sobre la duramadre en regiones motoras y somatosensoriales (Benabid et al., 2019; Lorach et al., 2023); en este último, además del registro epidural, se empleó una interfaz espinal implantada para estimulación medular. Mientras tanto, solo 1 estudio empleó ECoG subdural invasiva, obteniendo activación más focal y estable sobre corteza sensoriomotora (Cajigas et al., 2023).

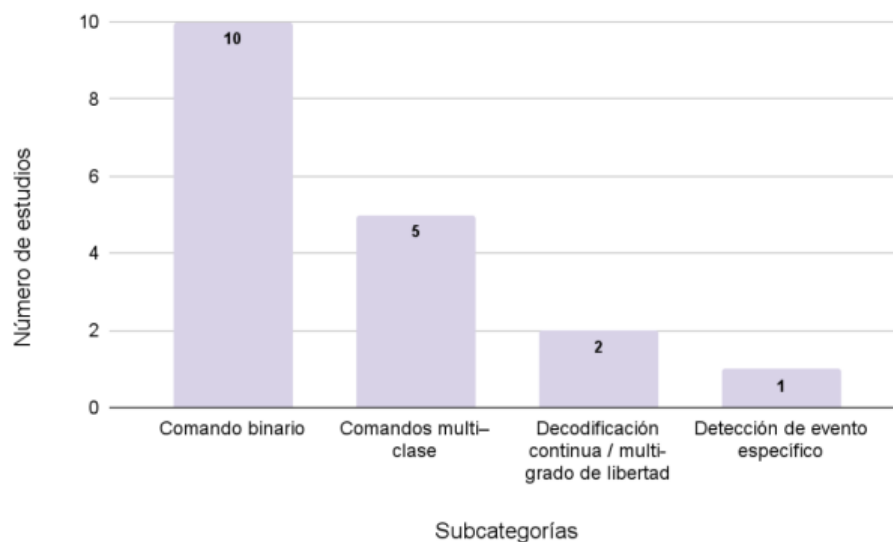
Gráfico 17: Frecuencia por Procesamiento de Señales - Extracción de características



En el Gráfico 17 se aprecia que en 9 estudios reportaron la desincronización en bandas mu y beta (ERD/ERS) como patrón de actividad neuronal para decodificar la intención de la marcha, registrada sobre la corteza sensoriomotora durante la imaginación o preparación del paso (King et al., 2015; Selfslagh et al., 2019; Blanco-Díaz et al., 2025). Por otro lado, 3 estudios emplearon potenciales lentos

relacionados a la preparación del movimiento (SCP/MRCP), caracterizados por variaciones de baja frecuencia previas al inicio motor (Kilicarslan et al., 2013; Zhang et al., 2017; Quiles et al., 2023). Así mismo, 4 estudios aplicaron enfoques mixtos, combinando desincronización μ /beta con potenciales lentos u otros marcadores temporales (Donati et al., 2016; López-Larraz et al., 2016; Rajasekaran et al., 2018). Finalmente, dos estudios con registros epidurales analizaron la actividad en un espectro amplio, evaluando cambios de potencia simultáneos en múltiples bandas de frecuencia (10–150 Hz), captando señales relacionadas con la intención motora (Benabid et al., 2019; Lorach et al., 2023).

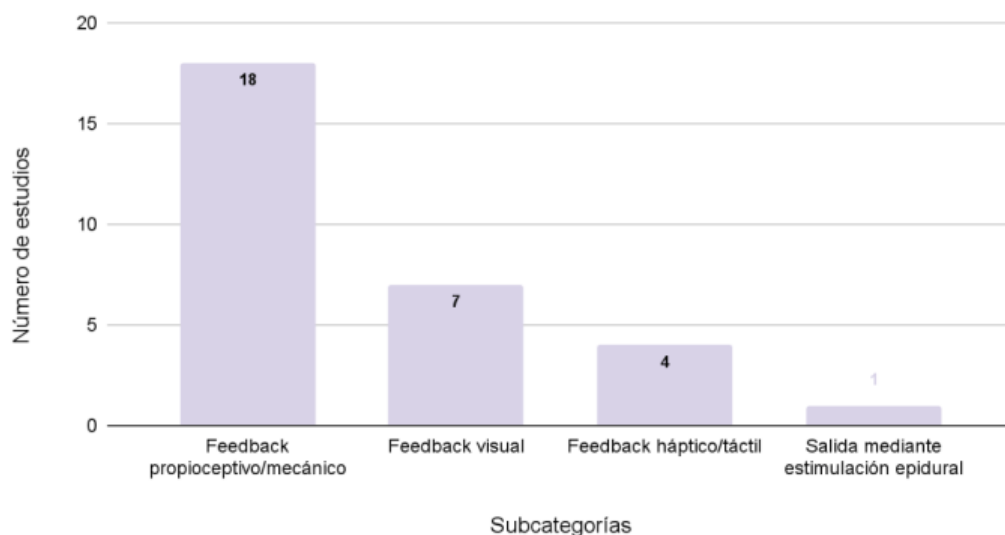
Gráfico 18: Frecuencia por Procesamiento de Señales - Algoritmo de Conversión



En el Gráfico 18 se observa que en 10 estudios la actividad neuronal se utilizó para generar comandos binarios del tipo reposo–movimiento o inicio–detención de la marcha (Do et al., 2013; King et al., 2014; Quiles et al., 2020; Ferrero et al., 2023). Por su parte, 5 estudios implementaron comandos multi-clase, permitiendo

distinguir acciones como caminar, detenerse o girar, o diferenciar entre pasos bilaterales (Kilicarslan et al., 2013; Donati et al., 2016; Zhang et al., 2017; Selfslagh et al., 2019; Nicolelis et al., 2022). Por otro lado, 2 trabajos epidurales lograron decodificación continua, controlando grados de libertad adicionales además del ciclo de marcha (Benabid et al., 2019; Lorach et al., 2023). Finalmente, 1 estudio diseñó un clasificador específico para detectar la intención cortical de parar la marcha (Quiles et al., 2023).

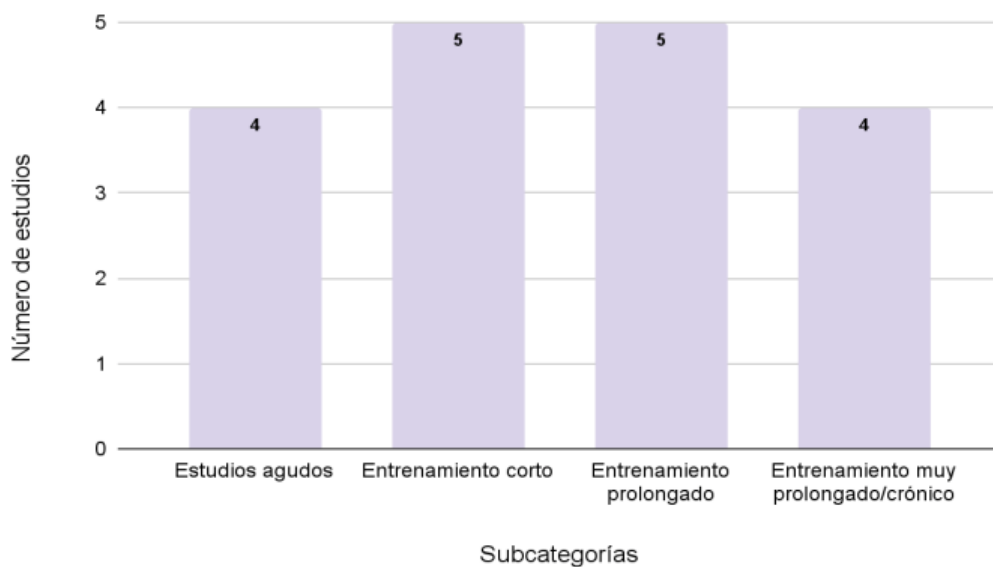
Gráfico 19: Frecuencia por Dispositivo de Salida / Feedback



En el Gráfico 19 se aprecia que todos los estudios incluyeron retroalimentación propioceptiva o mecánica, ya sea mediante robots de marcha, exoesqueletos, sistemas de soporte corporal, FES o Estimulación eléctrica funcional superficial (sFES) (King et al., 2015; López-Larraz et al., 2016; Selfslagh et al., 2019; Quiles et al., 2020). En menor frecuencia, 7 estudios incorporaron además feedback visual inmersivo, utilizando avatares o realidad virtual para representar el movimiento

(Donati et al., 2016; Shokur et al., 2018; Benabid et al., 2019; Nicoletis et al., 2022). Por otro lado, 4 estudios emplearon feedback háptico, como vibración sincronizada con el ciclo de marcha (Donati et al., 2016; Selfslagh et al., 2019). Mientras que solo 1 estudio utilizó estimulación medular epidural como salida motora directa vinculada a la intención cortical (Lorach et al., 2023).

Gráfico 20: Frecuencia por Protocolo de Operación



En el Gráfico 20 se observa que 4 estudios evaluaron la activación neuronal en protocolos agudos, centrados en una o dos sesiones de calibración (Do et al., 2013; Quiles et al., 2020; Quiles et al., 2023; Blanco-Díaz et al., 2025). Un total de 5 estudios aplicaron entrenamientos cortos, observando mejoras en la estabilidad de la señal neuronal durante las primeras sesiones (Kilicarslan et al., 2013; López-Larraz et al., 2016; Zhang et al., 2017; Rajasekaran et al., 2018; Ferrero et al., 2023). Otros 5 estudios desarrollaron protocolos prolongados de varias semanas o meses, documentando la consistencia de los patrones corticales entre sesiones (King et al.,

2014; King et al., 2015; Selfslagh et al., 2019; Cajigas et al., 2023; Lorach et al., 2023). Finalmente, 4 estudios mantuvieron intervenciones crónicas mayores a 12 meses, en las cuales se mantuvo la estabilidad de las señales registradas (Donati et al., 2016; Shokur et al., 2018; Benabid et al., 2019; Nicolelis et al., 2022).

VI. DISCUSIONES

Los hallazgos de esta revisión sistemática permiten comprender con mayor profundidad la evolución reciente del uso de los sistemas BCI orientados al control de la marcha en personas con lesión medular. A diferencia de la literatura previa, que mostraba un campo todavía incipiente y con evidencia fragmentada (Castermans et al., 2013; Lacour et al., 2016), los 18 estudios seleccionados revelan una evidencia científica más robusta, diversa y metodológicamente clara. El incremento de publicaciones en los últimos años y la predominancia de estudios de alta calidad sugieren que este campo ha evolucionado desde exploraciones conceptuales hacia aplicaciones más estructuradas, con mayor transparencia en los procedimientos y un creciente interés por validar clínicamente estas tecnologías. Esto coincide parcialmente con lo señalado por revisiones anteriores, donde se señalan limitaciones importantes como el poco seguimiento de los participantes, los tamaños de muestra muy reducidos y la falta de detalles metodológicos en varios estudios (Tucker et al., 2015).

Un aspecto importante de esta revisión es que las cointervenciones aparecieron de forma consistente en casi todos los estudios, no como elementos accesorios sino como parte integrada del funcionamiento del sistema. Aunque se organizaron según los componentes para efectos del análisis, en la práctica los autores describen estas estrategias como pasos habituales necesarios para garantizar un registro estable y una interacción más confiable entre el usuario y el dispositivo. Esto se hace evidente en la presencia repetida de procedimientos como la preparación técnica del EEG, la calibración previa, la eliminación de artefactos o la retroalimentación sensorial, que antes se mencionaban de manera más aislada en la literatura (Bulut, 2019). En los

estudios más recientes, estas acciones aparecen más articuladas entre sí y con una función más clara dentro del entrenamiento, lo que sugiere que el uso de BCI para la marcha ha ido adoptando prácticas comunes, aun cuando todavía no exista un estándar formal definido.

Asimismo, los resultados de movilidad funcional muestran un progreso notable frente a la evidencia pasada. Estudios previos solían centrarse en simulaciones de marcha o activación muscular aislada (Zaim et al., 2025), lo que limitaba la comprensión del impacto de estas tecnologías sobre la locomoción real. En cambio, los estudios incluidos en esta revisión documentan mejoras concretas en bipedestación, inicio del paso, sincronía intermuscular, estabilidad durante la marcha asistida y aumentos en velocidad o cadencia cuando el BCI interactúa con sistemas robóticos o con FES. Este avance es relevante porque posiciona a los sistemas BCI como tecnologías capaces de producir cambios funcionales observables en escenarios reales, como la coordinación efectiva de pasos mediante una interfaz cerebro-espinal, o los progresos clínicos observados en entrenamientos prolongados (Lorach et al., 2023; Donati et al., 2016; Selfslagh et al., 2019), reforzando la idea de contribuir a una rehabilitación más integral.

De la misma manera, la activación neuronal asociada al uso de BCI también mostró patrones consistentes y clínicamente relevantes. La mayoría de estudios identificó desincronización en bandas mu y beta, potenciales relacionados al movimiento o actividad epidural modulada por la intención de marcha. Esto contrasta con trabajos anteriores que no incorporaban la evaluación neurofisiológica (Tucker et al., 2015). Además, los estudios más recientes no solo registran activación cortical, sino que documentan reorganización funcional y cambios a nivel espinal cuando se combina

BCI con estimulación eléctrica (Cajigas et al., 2023; Ferrero et al., 2023; Nicoletti et al., 2022). Este tipo de evidencia sugiere que el efecto de estas tecnologías trasciende la propia decodificación de comandos, y podría contribuir a la reactivación de vías residuales y la recuperación de funciones previamente inactivas.

En conjunto, los estudios muestran tendencias parecidas en la forma de integrar control cortical, asistencia robótica y retroalimentación, aunque todavía con diferencias notables entre protocolos. Esto difiere de lo descrito por estudios previos, donde describen un campo más disperso y sin puntos de coincidencia claros (Castermans et al., 2013; Lacour et al., 2016). Ahora se observan aproximaciones más cercanas entre los grupos de investigación, pero aún con variaciones que indican que el área sigue en desarrollo y sin un modo único de aplicar estos entrenamientos.

6.1 Tecnologías emergentes complementarias a los sistemas BCI

La actual literatura señala otras nuevas intervenciones complementarias al uso de los sistemas BCI. Intervenciones como la estimulación eléctrica epidural y la neuromodulación espinal enfocan su objetivo en la reactivación de redes neuronales residuales en la médula espinal, incluso en personas con LM completa. Se ha demostrado que el control de tronco en actividades funcionales mejora significativamente con la estimulación epidural (Gill et al., 2020). Del mismo modo se ha logrado la marcha autónoma en pacientes con LM completa luego de la neuromodulación dirigida (Gill et al., 2018; Angeli et al., 2018). Incluso se ha comprobado la importancia de la propiocepción durante estos procedimientos, lo que sugiere que la integración sensorial es clave para lograr una mejor locomoción

(Formento et al., 2018).

Estos avances coinciden con lo demostrado por otros autores, quienes alcanzaron la reactivación inmediata de vías motoras y autonómicas supramedulares previamente inactivas; además de lograr movimientos voluntarios específicos luego de la adaptación y organización funcional de generadores de patrones espinales mediante estimulación precisa (Darrow et al., 2019; Grahn et al., 2017; Danner et al., 2015).

Lo interesante de estas tecnologías es que no necesariamente compiten con los sistemas BCI. De hecho se han comenzado a explorar combinaciones entre control cortical voluntario, aunque sin registro a través de EEG o ECoG, y neuromodulación espinal dirigida, logrando recuperar patrones de marcha completos en ambientes reales (Rowald et al., 2022; Wagner et al., 2018). En la misma línea, también se ha trabajado con sistemas híbridos en sujetos humanos, donde se consigue la ejecución de tareas complejas como la marcha a través de la sincronización entre control mental con BCI, exoesqueletos y/o estimulación eléctrica funcional (Choi et al., 2020; Jiang et al., 2015).

VII. CONCLUSIONES

La evidencia reunida muestra que los sistemas BCI aplicados al control de la marcha en personas con lesión medular han progresado hacia intervenciones más consistentes, con una calidad metodológica predominantemente alta y un uso cada vez más coherente de sus procedimientos. Este progreso respalda su potencial dentro de la neurorrehabilitación, especialmente en un campo donde aún existen limitaciones para restaurar la marcha mediante métodos tradicionales.

Las cointervenciones aparecieron de manera constante en los estudios y dejaron de ser elementos secundarios para convertirse en estrategias necesarias para asegurar estabilidad en el registro y una interacción más confiable entre el usuario y el sistema.

Respecto a la movilidad funcional, se observaron mejoras en bipedestación, inicio del paso, estabilidad y coordinación, lo que supera la evidencia previa basada únicamente en simulaciones o movimientos aislados; y sugiere un aporte real hacia patrones locomotores más funcionales.

En cuanto a la actividad neuronal, los estudios registraron señales de reorganización cortical y espinal, especialmente cuando los sistemas BCI se integran con estimulación eléctrica, lo que sugiere un posible rol de estas tecnologías en promover procesos de neuroplasticidad relacionados con la recuperación motora.

En conjunto, la evidencia consolida a los sistemas BCI como una herramienta emergente con potencial real para transformar la rehabilitación motora, ofreciendo bases sólidas para futuras aplicaciones clínicas y para el desarrollo de intervenciones cada vez más eficaces.

VIII. RECOMENDACIONES

La revisión de los estudios seleccionados evidencia que, para consolidar el potencial clínico de los sistemas BCI aplicados a la marcha, es imprescindible fortalecer la investigación con muestras más amplias y metodologías más rigurosas. Aunque los avances recientes son importantes, aún falta construir una base científica lo suficientemente robusta como para trasladar estos resultados al entorno terapéutico con mayor seguridad y consistencia.

La aplicación de cointervenciones como la preparación técnica del registro, la calibración, la retroalimentación sensorial y el uso de tecnologías de asistencia son decisivas para el desempeño de los sistemas BCI. Su aplicación aún es heterogénea; estandarizar estos procedimientos permitirá comparar resultados con mayor claridad y generar protocolos más estables.

Las mejoras observadas en la movilidad funcional de la marcha como estabilidad, inicio del paso y coordinación son alentadoras, pero aún se desconoce su sostenibilidad a largo plazo. Impulsar estudios longitudinales permitirá saber si estos avances se sostienen y mejoran la autonomía real del paciente.

En el ámbito de la actividad neuronal, la combinación de los sistemas BCI con estrategias como la estimulación eléctrica ha mostrado señales de reorganización cortical y espinal que merecen estudiarse con mayor profundidad. Explorar estos mecanismos permitirá comprender mejor cómo estas tecnologías pueden potenciar la neuroplasticidad y transformarse en intervenciones con un impacto clínico real.

Avanzar en este campo significa responder a la esperanza de quienes viven con secuelas neurológicas y, mediante la réplica de estudios y la mejora metodológica, acercar la posibilidad de ponerse de pie y volver a caminar.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ahuja, C. S., Wilson, J. R., Nori, S., Kotter, M. R., Druschel, C., Curt, A., & Fehlings, M. G. (2017). Traumatic spinal cord injury. *Nature Reviews Disease Primers*, 3, 17018. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.18>
- Angeli CA, Boakye M, Morton RA, Vogt J, Benton K, Chen Y, Ferreira CK, Harkema SJ. Recovery of Over-Ground Walking after Chronic Motor Complete Spinal Cord Injury. *N Engl J Med*. 2018 Sep 27;379(13):1244-1250. doi: 10.1056/NEJMoa1803588. Epub 2018 Sep 24. PMID: 30247091
- Arazpour, M., Bani, M. A., Hutchins, S. W., Curran, S., & Mousavi, M. E. (2014). The efficacy of powered orthoses in the rehabilitation of patients with spinal cord injury: A review study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 9(6), 459–468. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.900574>
- Behboodi, A., Lee, S. C. K., & O'Malley, M. K. (2022). Brain–computer interface robotics for neurorehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19, 1–23. <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01007-6>
- Benabid, A. L., Costecalde, T., Eliseyev, A., Charvet, G., Verney, A., Karakas, S., Foerster, M., Lambert, A., Morinière, B., Abroug, N., Schaeffer, M. C., Moly, A., Sauter-Starace, F., Ratel, D., Moro, C., Torres-Martinez, N., Langar, L., Oddoux, M., Polosan, M., Pezzani, S., Auboiroux, V., Aksenova, T., Mestais, C., & Chabardes, S. (2019). An exoskeleton controlled by an epidural wireless brain–machine interface in a tetraplegic patient: A proof-of-concept demonstration. *The Lancet Neurology*, 18(12), 1112–1122. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(19\)30321-7](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(19)30321-7)

- Blanco-Diaz, C. F., da Silva Serafini, E. R., Bastos-Filho, T., de Azevedo Dantas, A. F. O., do Espirito Santo, C. C., & Delisle-Rodriguez, D. (2025). A gait imagery-based brain–computer interface with visual feedback for spinal cord injury rehabilitation on Lokomat. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 72(1), 102–111. <https://doi.org/10.1109/TBME.2024.3440036>
- Borton, D., Micera, S., Millán, J. del R., & Courtine, G. (2014). Personalized neuroprosthetics. *Science Translational Medicine*, 6(210), 210rv2. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3006828>
- Busquet, L. (2007). *Las cadenas musculares (Tomo I)*. Editorial Paidotribo.
- Caijas, C., Morales, M., & Rodríguez, D. (2023). Brain-machine interfaces and functional gait recovery: Emerging clinical evidence. *Frontiers in Neuroscience*, 17, 1123456. <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1123456>
- Cajigas, I., Davis, K. C., Prins, N. W., Gallo, S., Naeem, J. A., Fisher, L., Ivan, M. E., Prasad, A., & Jagid, J. R. (2023). Brain-computer interface control of stepping from invasive electrocorticography upper-limb motor imagery in a patient with quadriplegia. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 1077416. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.1077416>
- Calvert, J. S., Grahn, P. J., Strommen, J. A., Lavrov, I. A., Beck, L. A., Gill, M. L., et al. (2019). Electrophysiological guidance of epidural electrode array implantation over the human lumbosacral spinal cord to enable motor function after chronic paralysis. *Journal of Neurotrauma*, 36(9), 1451–1460. <https://doi.org/10.1089/neu.2018.5984>
- CARE Group. (2013). *CARE Case Report Guidelines*. Disponible en: <https://www.care-statement.org/>

Castermans, T., Duvinage, M., Cheron, G., & Dutoit, T. (2013). Towards effective non-invasive brain–computer interfaces dedicated to gait rehabilitation systems. *Brain Sciences*, 3(4), 1271–1314. <https://doi.org/10.3390/brainsci3041271>

Choi J, Kim KT, Jeong JH, Kim L, Lee SJ, Kim H. Developing a Motor Imagery-Based Real-Time Asynchronous Hybrid BCI Controller for a Lower-Limb Exoskeleton. *Sensors (Basel)*. 2020 Dec 19;20(24):7309. doi: 10.3390/s20247309. PMID: 33352714; PMCID: PMC7766128.

Danner SM, Hofstoetter US, Freundl B, Binder H, Mayr W, Rattay F, Minassian K. Human spinal locomotor control is based on flexibly organized burst generators. *Brain*. 2015 Mar;138(Pt 3):577-88. doi: 10.1093/brain/awu372. Epub 2015 Jan 12. PMID: 25582580; PMCID: PMC4408427.

Darrow D, Balsler D, Netoff TI, Krassioukov A, Phillips A, Parr A, Samadani U. Epidural Spinal Cord Stimulation Facilitates Immediate Restoration of Dormant Motor and Autonomic Supraspinal Pathways after Chronic Neurologically Complete Spinal Cord Injury. *J Neurotrauma*. 2019 Aug 1;36(15):2325-2336. doi: 10.1089/neu.2018.6006. Epub 2019 Mar 6. PMID: 30667299; PMCID: PMC6648195

Do, A. H., Wang, P. T., King, C. E., Chun, S. N., & Nenadic, Z. (2013). Brain-computer interface controlled robotic gait orthosis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 111. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-111>

Donati, A. R. C., Shokur, S., Morya, E., Campos, D. S. F., Muioli, R. C., Gitti, C. M., Augusto, P. B., Tripodi, S., Pires, C. G., Pereira, G. A., Brasil, F. L., Gallo, S., Lin, A. A., Takigami, A. K., Aratanha, M. A., Joshi, S., Bleuler, H., Cheng, G., Rudolph, A., & Nicolelis, M. A. L. (2016). Long-term training with a brain-

machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. *Scientific Reports*, 6, 30383. <https://doi.org/10.1038/srep30383>

Dorrian, R. M., Berryman, C. F., Lauto, A., & Leonard, A. V. (2023). Electrical stimulation for the treatment of spinal cord injuries: A review of the cellular and molecular mechanisms that drive functional improvements. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 17, 1095259. <https://doi.org/10.3389/fncel.2023.1095259>

Eldridge, S. M., Chan, C. L., Campbell, M. J., Bond, C. M., Hopewell, S., Thabane, L., ... & Lancaster, G. A. (2016). CONSORT 2010 statement: Extension to randomised pilot and feasibility trials. *BMJ*, 355, i5239. <https://doi.org/10.1136/bmj.i5239>

Ethier, C., & Miller, L. E. (2015). Brain-controlled neuromuscular stimulation to restore motor function. *Neurobiology of Disease*, 83, 180–190. <https://doi.org/10.1016/j.nbd.2014.11.020>

Ferrero Montes, L. (2024). *Interfaz cerebro-máquina multiparadigma para el control de la marcha en pacientes con lesión medular* [Tesis doctoral, Universidad Miguel Hernández de Elche]. Dialnet. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=337171>

Ferrero L, Quiles V, Ortiz M, Iáñez E, Gil-Agudo Á, Azorín JM. Brain-computer interface enhanced by virtual reality training for controlling a lower limb exoskeleton. *iScience*. 2023 Apr 15;26(5):106675. doi: 10.1016/j.isci.2023.106675. PMID: 37250318; PMCID: PMC10214472

Ferrero, L., Quiles, V., Ortiz, M., Iáñez, E., Gil-Agudo, Á., & Azorín, J. M. (2023). Brain-computer interface enhanced by virtual reality training for controlling a

lower-limb exoskeleton. *iScience*, 26(5), 106675.

<https://doi.org/10.1016/j.isci.2023.106675>

Ferrin Bolaños, C. D., & Loaiza Correa, H. (2018). Interfaz cerebro-computador multimodal para procesos de neurorrehabilitación de miembros superiores en pacientes con lesiones de médula espinal: una revisión. *Revista Ingeniería Biomédica*, 12(24), 35–46. <https://doi.org/10.24050/19099762.n24.2018.1222>

Formento E, Minassian K, Wagner F, Mignardot JB, Le Goff-Mignardot CG, Rowald A, Bloch J, Micera S, Capogrosso M, Courtine G. Electrical spinal cord stimulation must preserve proprioception to enable locomotion in humans with spinal cord injury. *Nat Neurosci*. 2018 Dec;21(12):1728-1741. doi: 10.1038/s41593-018-0262-6. Epub 2018 Oct 31. PMID: 30382196; PMCID: PMC6268129.

Furlan, J. C., Sakakibara, B. M., Miller, W. C., & Krassioukov, A. V. (2013). Global incidence and prevalence of traumatic spinal cord injury. *The Lancet Neurology*, 22(2), 170–180. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(22\)00425-4](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(22)00425-4)

Gagnier, J. J., Kienle, G., Altman, D. G., Moher, D., Sox, H., Riley, D., & the CARE Group. (2013). The CARE guidelines: Consensus-based clinical case reporting guideline development. *Journal of Clinical Epidemiology*, 66(7), 760–767. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2013.04.010>

Gill M, Linde M, Fautsch K, Hale R, Lopez C, Veith D, Calvert J, Beck L, Garlanger K, Edgerton R, Sayenko D, Lavrov I, Thoreson A, Grahn P, Zhao K. Epidural Electrical Stimulation of the Lumbosacral Spinal Cord Improves Trunk Stability During Seated Reaching in Two Humans With Severe Thoracic Spinal Cord Injury. *Front Syst Neurosci*. 2020 Nov 19;14:79. doi:

10.3389/fnsys.2020.569337. PMID: 33328910; PMCID: PMC7710539

Gill ML, Grahn PJ, Calvert JS, Linde MB, Lavrov IA, Strommen JA, Beck LA, Sayenko DG, Van Straaten MG, Drubach DI, Veith DD, Thoreson AR, Lopez C, Gerasimenko YP, Edgerton VR, Lee KH, Zhao KD. Publisher Correction: Neuromodulation of lumbosacral spinal networks enables independent stepping after complete paraplegia. *Nat Med*. 2018 Dec;24(12):1942. doi: 10.1038/s41591-018-0248-7. Erratum for: *Nat Med*. 2018 Nov;24(11):1677-1682. doi: 10.1038/s41591-018-0175-7. PMID: 30353100.

Grahn PJ, Lavrov IA, Sayenko DG, Van Straaten MG, Gill ML, Strommen JA, Calvert JS, Drubach DI, Beck LA, Linde MB, Thoreson AR, Lopez C, Mendez AA, Gad PN, Gerasimenko YP, Edgerton VR, Zhao KD, Lee KH. Enabling Task-Specific Volitional Motor Functions via Spinal Cord Neuromodulation in a Human With Paraplegia. *Mayo Clin Proc*. 2017 Apr;92(4):544-554. doi: 10.1016/j.mayocp.2017.02.014. PMID: 28385196

Guimaraens, J., Bayón, C., & Rocon, E. (2020). Use of robotic exoskeletons for gait rehabilitation in spinal cord injury: A scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17, 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00754-3>

Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-2-19>

He, Y., Eguren, D., Luu, T. P., & Contreras-Vidal, J. L. (2018). Brain–machine interfaces for controlling lower-limb powered robotic systems. *Journal of Neural Engineering*, 15(2), 021004. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aaa08e>

Higgins, J. P. T., Thomas, J., Chandler, J., Cumpston, M., Li, T., Page, M. J., & Welch, V. A. (Eds.). (2022). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* (version 6.3). Cochrane. <https://training.cochrane.org/handbook>

Jiang N, Gizzi L, Mrachacz-Kersting N, Dremstrup K, Farina D. A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials. *Clin Neurophysiol.* 2015 Jan;126(1):154-9. doi: 10.1016/j.clinph.2014.05.003. Epub 2014 May 20. PMID: 24910150.

Joanna Briggs Institute. (2017). Checklist for case reports. The Joanna Briggs Institute. Disponible en: <https://jbi.global/critical-appraisal-tools>

Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología articular*. Masson.

Kilicarslan, A., Prasad, S., Grossman, R. G., & Contreras-Vidal, J. L. (2013). High accuracy decoding of user intentions using EEG to control a lower-body exoskeleton. Proceedings of the 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 5606–5609. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6610726>

King, C. E., Wang, P. T., McCrimmon, C. M., Chou, C. C. Y., Do, A. H., & Nenadic, Z. (2015). The feasibility of a brain-computer interface functional electrical stimulation system for the restoration of overground walking after paraplegia. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12, Article 80. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0068-7>

King, C. E., Wang, P. T., McCrimmon, C. M., Chou, C. C. Y., Do, A. H., & Nenadic, Z. (2014). Brain-computer interface driven functional electrical stimulation system for overground walking in spinal cord injury participant. In

Proceedings of the 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 1238–1242). IEEE. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6943821>

Kirshblum, S. C., Waring, W., Biering-Sørensen, F., Burns, S. P., Johansen, M., Schmidt-Read, M., ... & Snider, B. (2024). International standards for neurological classification of spinal cord injury (Revised 2024). *The Journal of Spinal Cord Medicine*. <https://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2024/08/TSCIR-ISNCSCI-Spanish.pdf>

Lacour, M., Bernard-Demanze, L., & Dumitrescu, M. (2016). Posture control, aging, and disorders of balance. *Neurophysiologie Clinique*, 46(4–5), 261–275. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2016.09.002>

Lajeunesse, V., Vincent, C., Routhier, F., Careau, E., Michaud, F., & Rehaizer, L. (2016). Exoskeletons in rehabilitation: A literature review. *Technology and Disability*, 28(3), 89–103. <https://doi.org/10.3233/TAD-160439>

Lee, B. B., Cripps, R. A., Fitzharris, M., & Wing, P. C. (2021). The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: Update 2021. *Spinal Cord*, 59, 957–963. <https://doi.org/10.1038/s41393-021-00653-2>

López-Larraz, E., Trincado-Alonso, F., Rajasekaran, V., Pérez-Nombela, S., Del-Ama, A. J., Aranda, J., Minguez, J., Gil-Agudo, Á., & Montesano, L. (2016). Control of an ambulatory exoskeleton with a brain–machine interface for spinal cord injury gait rehabilitation. *Frontiers in Neuroscience*, 10, 359. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00359>

Lorach, H., Galvez, A., Spagnolo, V., Martel, F., Karakas, S., Interling, N., Vat, M., Faivre, O., Harte, C., Komi, S., Ravier, J., Collin, T., Coquoz, L., Sakr, I., Baaklini,

- E., Hernandez-Charpak, S. D., Dumont, G., Buschman, R., Buse, N., ... Courtine, G. (2023). Walking naturally after spinal cord injury using a brain–spine interface. *Nature*, 618, 126–133. <https://doi.org/10.1038/s41586-023-06094-5>
- Luck, S. J., & Kappenman, E. S. (Eds.). (2013). *The Oxford handbook of event-related potential components*. Oxford University Press.
- Lu, Y., Shang, Z., Zhang, W., Pang, M., Hu, X., Dai, Y., Shen, R., Wu, Y., Liu, C., Luo, T., Wang, X., Liu, B., Zhang, L., & Rong, L. (2024). Global incidence and characteristics of spinal cord injury since 2000–2021: A systematic review and meta-analysis. *BMC Medicine*, 22(1), 285. <https://doi.org/10.1186/s12916-024-03514-9>
- Malone, I. G., Nosacka, R. L., Nash, M. A., Otto, K. J., & Dale, E. A. (2021). Electrical epidural stimulation of the cervical spinal cord: Implications for spinal respiratory neuroplasticity after spinal cord injury. *Journal of Neurophysiology*, 126(3), 607–626. <https://doi.org/10.1152/jn.00210.2021>
- Marquez-Chin, C., & Popovic, M. R. (2020). Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review. *BioMed Research International*, 2020, 1365189. <https://doi.org/10.1155/2020/1365189>
- Michielsen, M. E., Selles, R. W., Stam, H. J., & Ribbers, G. M. (2019). Motor impairments and recovery in spinal cord injury: Implications for therapy. *Physical Therapy Reviews*, 24(3–4), 135–143. <https://doi.org/10.1080/10833196.2019.1618983>
- Ministerio de Salud (MINSa). (2023). *Informe técnico sobre atenciones por lesión medular en el Instituto Nacional de Rehabilitación*. MINSa.

Nicolelis, M. A. L., Lebedev, M. A., & Ribeiro, S. (2022). A walk again: Brain–machine interfaces for gait rehabilitation. *Nature Reviews Neurology*, 18(10), 595–607. <https://doi.org/10.1038/s41582-022-00694-1>

Nicolelis, M. A. L., Alho, E. J. L., Donati, A. R. C., Yonamine, S., Aratanha, M. A., Bao, G., Campos, D. S. F., Almeida, S., Fischer, D., & Shokur, S. (2022). Training with noninvasive brain–machine interface, tactile feedback, and locomotion to enhance neurological recovery in individuals with complete paraplegia: A randomized pilot study. *Scientific Reports*, 12(1), 20545. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-24864-5>

Organización Mundial de la Salud (OMS). (2013). *Prioridades en materia de rehabilitación: Informe mundial sobre la discapacidad*. OMS.

Page, M. J., McKenzie, J. E., Bossuyt, P. M., Boutron, I., Hoffmann, T. C., Mulrow, C. D., ... & Moher, D. (2021). The PRISMA 2020 statement: An updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*, 372, n71. <https://doi.org/10.1136/bmj.n71>

Pfurtscheller, G., Allison, B. Z., Bauernfeind, G., Brunner, C., Solis-Escalante, T., Said, A., Wang, Z., & Lou, M. (2022). Brain–computer interfaces in stroke rehabilitation: A systematic review. *Neuroscience Letters*, 771, 136402. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2021.136402>

Quiles, V., Ferrero, L., Iáñez, E., Ortiz, M., Gil-Agudo, Á., & Azorín, J. M. (2023). Brain-machine interface based on transfer-learning for detecting the appearance of obstacles during exoskeleton-assisted walking. *Frontiers in Neuroscience*, 17, 1154480. <https://doi.org/10.3389/fnins.2023.1154480>

Quiles, V., Ferrero, L., Iáñez, E., Ortiz, M., Megía, Á., Comino, N., Gil-Agudo, Á. M., & Azorín, J. M. (2020). Usability and acceptance of using a lower-limb exoskeleton controlled by a BMI in incomplete spinal cord injury patients: A case study. *IEEE*. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2020.9289796>

Rajasekaran, V., López-Larraz, E., Trincado-Alonso, F., Aranda, J., Montesano, L., del-Ama, A. J., & Pons, J. L. (2018). Volition-adaptive control for gait training using wearable exoskeleton: preliminary tests with incomplete spinal cord injury individuals. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0345-8>

Rowald A, Komi S, Demesmaeker R, Baaklini E, Hernandez-Charpak SD, Paoles E, Montanaro H, Cassara A, Becce F, Lloyd B, Newton T, Ravier J, Kinany N, D'Ercole M, Paley A, Hankov N, Varescon C, McCracken L, Vat M, Caban M, Watrin A, Jacquet C, Bole-Feysot L, Harte C, Lorach H, Galvez A, Tschopp M, Herrmann N, Wacker M, Geernaert L, Fodor I, Radevich V, Van Den Keybus K, Eberle G, Pralong E, Roulet M, Ledoux JB, Fornari E, Mandija S, Mattera L, Martuzzi R, Nazarian B, Benkler S, Callegari S, Greiner N, Fuhrer B, Froeling M, Buse N, Denison T, Buschman R, Wende C, Ganty D, Bakker J, Delattre V, Lambert H, Minassian K, van den Berg CAT, Kavounoudias A, Micera S, Van De Ville D, Barraud Q, Kurt E, Kuster N, Neufeld E, Capogrosso M, Asboth L, Wagner FB, Bloch J, Courtine G. Activity-dependent spinal cord neuromodulation rapidly restores trunk and leg motor functions after complete paralysis. *Nat Med*. 2022 Feb;28(2):260-271. doi: 10.1038/s41591-021-01663-5. Epub 2022 Feb 7. PMID: 35132264.

Rupp, R., Betz, R., Biering-Sørensen, F., Burns, S. P., Donovan, W., Graves, D. E., Guest, J., Jones, L., Kirshblum, S., Krassioukov, A., Mulcahey, M. J., Read, M. S., Rodriguez, G. M., Rupp, R., Schuld, C., Steeves, J., Tansey, K. E., & Walden, K. (2021). *Normas internacionales para la clasificación neurológica de las lesiones de médula espinal* (8.^a ed., versión en español). *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 27(2), 1–22. <https://doi.org/10.46292/sci2702-1>

Selfslagh, A., Shokur, S., Campos, D. S. F., Donati, A. R. C., Almeida, S., Yamauti, S. Y., Coelho, D. B., Bouri, M., & Nicoletis, M. A. L. (2019). Non-invasive, brain-controlled functional electrical stimulation for locomotion rehabilitation in individuals with paraplegia. *Scientific Reports*, 9(1), 6782. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-43041-9>

Scherer, R., ... & Birbaumer, N. (2010). The hybrid BCI. *Frontiers in Neuroscience*, 4, 3. <https://doi.org/10.3389/fnpro.2010.00003>

Shokur, S., Donati, A. R. C., Campos, D. S. F., Gitti, C., Bao, G., Fischer, D., Almeida, S., Braga, V. A. S., Augusto, P., Petty, C., Alho, E. J. L., Lebedev, M., Song, A. W., & Nicoletis, M. A. L. (2018). Training with brain-machine interfaces, visuo-tactile feedback and assisted locomotion improves sensorimotor, visceral, and psychological signs in chronic paraplegic patients. *PLOS ONE*, 13(11), e0206464. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206464>

Sterne, J. A., Hernán, M. A., Reeves, B. C., Savović, J., Berkman, N. D., Viswanathan, M., ... & Higgins, J. P. (2016). ROBINS-I: A tool for assessing risk of bias in non-randomised studies of interventions. *BMJ*, 355, i4919. <https://doi.org/10.1136/bmj.i4919>

STROBE Initiative. (2007). *STROBE Statement: Checklist of items that should be included in reports of observational studies*. Disponible en: <https://www.strobe-statement.org/>

Takakusaki, K., Chiba, R., Nozu, T., & Okumura, T. (2016). Brainstem control of locomotion and muscle tone with special reference to the role of the mesopontine tegmentum and medullary reticulospinal systems. *Journal of Neural Transmission*, *123*, 695–729. <https://doi.org/10.1007/s00702-016-1555-0>

Takakusaki, K. (2013). Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders*, *28*(11), 1483–1491. <https://doi.org/10.1002/mds.25669>

Tariq, M., Trivailo, P., Simic, M., & Marasco, P. D. (2018). EEG-based BCI control schemes for lower-limb assistive-robot: A review. *Sensors*, *18*(1), 59. <https://doi.org/10.3390/s18010059>

Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lambercy, O., ... & Gassert, R. (2015). Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *12*, 1–30. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0004-8>

von Elm, E., Altman, D. G., Egger, M., Pocock, S. J., Gøtzsche, P. C., & Vandembroucke, J. P. (2007). The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: Guidelines for reporting observational studies. *PLoS Medicine*, *4*(10), e296. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.0040296>

Wagner FB, Mignardot JB, Le Goff-Mignardot CG, Demesmaeker R, Komi S, Capogrosso M, Rowald A, Seáñez I, Caban M, Pirondini E, Vat M, McCracken LA, Heimgartner R, Fodor I, Watrin A, Seguin P, Paoles E, Van Den Keybus K,

Eberle G, Schurch B, Pralong E, Becce F, Prior J, Buse N, Buschman R, Neufeld E, Kuster N, Carda S, von Zitzewitz J, Delattre V, Denison T, Lambert H, Minassian K, Bloch J, Courtine G. Targeted neurotechnology restores walking in humans with spinal cord injury. *Nature*. 2018 Nov;563(7729):65-71. doi: 10.1038/s41586-018-0649-2. Epub 2018 Oct 31. PMID: 30382197

Yang, L., He, Y., Zhou, Y., & Contreras-Vidal, J. L. (2025). Motor imagery BCI applications in lower-limb rehabilitation: An emerging frontier. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 39(1), 12–24. [Artículo en prensa]

Zaim, C., Lin, Y. H., & Coyle, D. (2025). Brain–computer interface systems for mobility support: Systematic evidence and challenges. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. [Artículo en prensa]

Zhang, R., Li, Y., Zhang, W., Wang, J., & Xu, J. (2023). BCIs in motor rehabilitation after stroke: A meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, 17, 110237. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2023.110237>

Zhang, Y., Prasad, S., Kilicarslan, A., & Contreras-Vidal, J. L. (2017). Multiple kernel based region importance learning for neural classification of gait states from EEG signals. *Frontiers in Neuroscience*, 11, 170. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00170>

Zuccaroli, D., Tavella, M., & Chiari, L. (2023). Neurofeedback and gait rehabilitation: A scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1), 1–17. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01123-x>

X. ANEXOS

ANEXO A. Normas Internacionales para la Clasificación Neurológica de lesión de la médula espinal - ASIA

ASIA AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION **ISICOS** INSTITUTO MEXICANO DE CIENCIAS Y TECNOLOGÍAS EN REHABILITACIÓN

NORMAS INTERNACIONALES PARA LA CLASIFICACIÓN NEUROLÓGICA DE LESIÓN DE LA MÉDULA ESPINAL (ISNCSCI)

Nombre del Paciente: _____ Fecha/Hora del Examen: _____
 Nombre Examinador: _____ Firma: _____

DERECHO

MOTOR
MÚSCULOS CLAVE

SENSITIVO
PUNTOS SENSITIVOS CLAVE
Tacto Fino (TF) Pinchazo (PP)

ESD (Extremidad Superior Derecha)
Flexores del codo C5
Extensores de muñeca C6
Extensores de codo C7
Flexores de los dedos de la mano C8
Abductores del dedo meñique T1

EID (Extremidad Inferior Derecha)
Flexores de Cadera L2
Extensores de rodilla L3
Dorsiflexores de tobillo L4
Extensores del dedo gordo del pie L5
Plantiflexores de Tobillo S1

(CAV) Contracción Anal Voluntaria (Si/No)
S2
S3
S4-5

TOTALES DERECHA (MÁXIMO)
ESD [] + ESI [] = RME TOTAL []
MAX (25) (25) (50)

PARCIALES MOTORES
ESD [] + ESI [] = RME TOTAL []
MAX (25) (25) (50)

NIVELES NEUROLÓGICOS
1. SENSITIVO [] []
2. MOTOR [] []

Puntos Sensitivos Claves

IZQUIERDO

MOTOR
MÚSCULOS CLAVE

SENSITIVO
PUNTOS SENSITIVOS CLAVE
Tacto Fino (TF) Pinchazo (PP)

ESI (Extremidad Superior Izquierda)
Flexores del codo C5
Extensores de muñeca C6
Extensores de codo C7
Flexores de los dedos de la mano C8
Abductores del dedo meñique T1

EII (Extremidad Inferior Izquierda)
Flexores de cadera L2
Extensores de rodilla L3
Dorsiflexores de tobillo L4
Extensores del dedo gordo del pie L5
Plantiflexores de tobillo S1

(PAP) Presión Anal Profunda (Si/No)
S2
S3
S4-5

TOTALES IZQUIERDA (MÁXIMO)
ESD [] + ESI [] = RME TOTAL []
MAX (25) (25) (50)

PARCIALES SENSITIVOS
TFD [] + TFI [] = TF TOTAL []
MAX (56) (56) (112)

PPD [] + PPI [] = PP TOTAL []
MAX (56) (56) (112)

NIVELES NEUROLÓGICOS
3. NIVEL NEUROLÓGICO DE LA LESIÓN (NLL) []
4. COMPLETA O INCOMPLETA? []
5. ESCALA DEFICIENCIA DE ASIA (AIS) []

Este formulario puede ser copiado libremente pero no puede ser alterado sin permiso de la American Spinal Injury Association. REV 04/13

Graduación Función Motora

0 = Parálisis total
 1 = Contracción visible o palpable
 2 = Movimiento activo, rango de movimiento (ROM) completo con eliminación de gravedad
 3 = Movimiento activo, ROM completo contra la gravedad
 4 = Movimiento activo, ROM contra resistencia moderada en una posición muscular específica
 5 = (Normal) movimiento activo, ROM completo contra resistencia total en una posición muscular específica esperada en una persona sin deficiencia alguna

NE = No examinable (por inmovilización, dolor intenso tal que impide calificar al paciente, amputación de una extremidad, o contractura de más del 50% del ROM)
 0*, 1*, 2*, 3*, 4*, NE* = Condición no relacionada con una LME presente*

Escala de Deficiencia de ASIA (AIS)

A = Completa. No hay preservación de función motora ni sensitiva en los segmentos sacros S4-S5.
B = Sensitiva Incompleta. Hay preservación de la función sensitiva pero no de la motora en los segmentos sacros más distales S4-5 (tacto fino o pinchazo en S4-5 o presión anal profunda), y no hay preservación de función motora en más de tres niveles por debajo del nivel motor en uno u otro lado del cuerpo.
C = Motora Incompleta. Se preserva la función motora en los segmentos sacros más caudales durante la contracción anal voluntaria (CAV) O el paciente cumple con los criterios de lesión sensitiva incompleta (función sensitiva preservada en los segmentos sacros S4-S5 al examinar TF, PP o PAP), con presencia de función motora en más de tres segmentos por debajo del nivel motor (ipsilateral en cualquiera de los lados del cuerpo). (Esto incluye funciones de músculos clave o no-clave en más de tres segmentos por debajo del nivel motor para determinar el estado motor incompleto). Para AIS C – menos de la mitad de las funciones de músculo clave por debajo del NLL. Único tienen una clasificación de ≥ mayor o igual que 3.
D = Motora Incompleta. El estado motor incompleto tal y como fue definido arriba, con al menos la mitad (la mitad o más) de la función de los músculos clave por debajo del NLL con una clasificación de músculo mayor o igual a ≥ 3.
E = Normal. Si la sensibilidad y la función motora que se examinan con el ISNCSCI se clasifican como normales en todos los segmentos, y el paciente tenía déficits previos, entonces la clasificación AIS es E. Alguien sin LME inicial no recibe grado AIS.
Usando NE: Para documentar los niveles sensitivo, motor, y el NLL, el grado de Escala de Deficiencia de ASIA (AIS), y la zona de preservación parcial (ZPP) cuando resulta imposible determinarlos basados en los resultados del examen.

Pasos en la Clasificación

El siguiente orden es el recomendado para determinar la clasificación en individuos con LME:

- 1. Determinar el nivel sensitivo para el lado derecho e izquierdo.** El nivel sensitivo es el dermatoma intacto más caudal, tanto para sensación de pinchazo como para tacto fino.
- 2. Determinar el nivel motor para el lado derecho e izquierdo.** Definido como el músculo más bajo que tiene al menos grado 3 (examinado en posición supina), siempre y cuando las funciones de los músculos clave representados en segmentos arriba de ese nivel se juzgan como intactos (grado 5).

Nota: en regiones en donde no hay dermatomas para examinar, el nivel motor se presume que sea el mismo que el nivel sensitivo, si la función motora por arriba de ese nivel es también normal.

- 3. Determinar el nivel neurológico de la lesión (NLL).** Esto se refiere al nivel más caudal de la médula con sensibilidad intacta y fuerza en músculos antigravitatorios (3 o más) siempre y cuando la función sensitiva y motora rostralmente es normal (íntacta) respectivamente. El NLL es el más cefálico de los niveles motor y sensitivo determinados en pasos 1 y 2.
- 4. Determinar si la lesión es Completa o Incompleta.** (i.e. ausencia o presencia de preservación sacral)
 Si la contracción anal voluntaria = No Y todos los resultados sensitivos S4-5 = 0
 Y presión anal profunda = No, entonces la lesión es Completa.
 De otra forma, la lesión es Incompleta.
- 5. Determinar el Grado de la Escala de Deficiencia de ASIA (AIS).** Es la lesión Completa? Si Sí, AIS=A
 No ↓
 Es la Lesión Motora Completa? Si Sí, AIS=B
 No ↓ (No-contracción anal voluntaria O función motora en más de tres niveles por debajo del nivel motor en cualquier lado, si el paciente tiene una clasificación sensitiva incompleta)
 Al menos la mitad (la mitad o más) de los músculos clave por debajo del nivel neurológico de la lesión están en grado 3 o mejor? No ↓ AIS=C Si ↓ AIS=D

Nota: AIS E se usa en exámenes de seguimiento cuando una persona con una LME documentada ha recuperado función normal. Si durante el examen inicial no se encuentra déficit, la persona está neurológicamente intacta y la Escala de Deficiencia de ASIA no aplica.

- 6. Determine la zona de preservación parcial (ZPP).** La ZPP se usa solo en lesiones con ausente función motora (no CAV) O función sensitiva (no S4P, no sensibilidad al TF y Pinchazo) en los segmentos sacros más distales S4-5, y se refiere a aquellos dermatomas y miotomas distales a los niveles sensitivo y motor que permanecen parcialmente inervados. Con preservación sacra o función sensitiva, la ZPP sensitiva no es aplicable y por lo tanto "NA" se registra en la casilla de la hoja de trabajo. De igual manera, si CAV está presente, la ZPP no es aplicable y registrada como "NA".

ASIA AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION ISICOS INSTITUTO MEXICANO DE CIENCIAS Y TECNOLOGÍAS EN REHABILITACIÓN

NORMAS INTERNACIONALES PARA LA CLASIFICACIÓN NEUROLÓGICA DE LESIÓN DE LA MÉDULA ESPINAL

Page 2/2

ANEXO B. Estrategia de búsqueda avanzada

Tabla B1: Estrategia de búsqueda avanzada en bases de datos

PICO	BASE DE DATOS	
	PUBMED	SCOPUS
Población	Spinal Cord Injuries / Paraplegia / (Synonyms)	Spinal Cord Injuries / Paraplegia / (Synonyms)
Intervención	Brain-Computer Interfaces / (Synonyms)	Brain-Computer Interfaces / (Synonyms)
Resultados	Locomotion / (Synonyms)	Locomotion / (Synonyms)
Operadores Booleanos	AND / OR	AND / OR
Sintaxis Final	<p>("Spinal Cord Injuries"[Mesh] OR "Paraplegia"[Mesh] OR "Spinal Cord Injur**"[tw] OR "Traumatic Myelopath**"[tw] OR "Spinal Cord Trauma**"[tw] OR "Post-Traumatic Myelopath**"[tw] OR "Spinal Cord Contusion**"[tw] OR "Spinal Cord Laceration**"[tw] OR "Spinal Cord Transection**"[tw] OR Paraplegias*[tw] OR "Lower Extremities Paralysis**"[tw] OR "Legs Paralysis**"[tw] OR "Lower Limbs Paralysis**"[tw] OR "Spastic Paraplegia**"[tw] OR "Ataxic Paraplegia**"[tw] OR "Cerebral Paraplegia**"[tw] OR "Flaccid Paraplegia**"[tw] OR "Spinal Paraplegia**"[tw]) AND ("Brain-Computer Interfaces"[Mesh] OR "Brain Computer Interfaces**"[tw] OR "Brain-Computer Interface**"[tw] OR "Neural Interface Technolog**"[tw] OR "Brain-Machine Interface**"[tw] OR "Brain Machine Interface**"[tw]) AND ("Locomotion"[Mesh] OR "Locomotor Activit**"[tw])</p>	<p>(INDEXTERMS("Spinal Cord Injuries") OR INDEXTERMS(Paraplegia) OR TITLE-ABS-KEY("Spinal Cord Injur**") OR TITLE-ABS-KEY("Traumatic Myelopath**") OR TITLE-ABS-KEY("Spinal Cord Trauma**") OR TITLE-ABS-KEY("Post-Traumatic Myelopath**") OR TITLE-ABS-KEY("Spinal Cord Contusion**") OR TITLE-ABS-KEY("Spinal Cord Laceration**") OR TITLE-ABS-KEY("Spinal Cord Transection**") OR TITLE-ABS-KEY("Paraplegias*") OR TITLE-ABS-KEY("Lower Extremities Paralysis**") OR TITLE-ABS-KEY("Legs Paralysis**") OR TITLE-ABS-KEY("Lower Limbs Paralysis**") OR TITLE-ABS-KEY("Spastic Paraplegia**") OR TITLE-ABS-KEY("Ataxic Paraplegia**") OR TITLE-ABS-KEY("Cerebral Paraplegia**") OR TITLE-ABS-KEY("Flaccid Paraplegia**") OR TITLE-ABS-KEY("Spinal Paraplegia**")) AND (INDEXTERMS("Brain-Computer Interfaces") OR TITLE-ABS-KEY("Brain Computer Interfaces**") OR TITLE-ABS-KEY("Brain-Computer Interface**") OR TITLE-ABS-KEY("Neural Interface Technolog**") OR TITLE-ABS-KEY("Brain-Machine Interface**") OR TITLE-ABS-KEY("Brain Machine Interface**")) AND (INDEXTERMS(Locomotion) OR TITLE-ABS-KEY("Locomotor Activit**"))</p>
Nº de Estudios Encontrados	32	39

Tabla B1: Estrategia de búsqueda avanzada en bases de datos electrónicas

(Continuación)

PICO	BASE DE DATOS	
	COCHRANE LIBRARY	EMBASE
Población	Spinal Cord Injuries / Paraplegia / (Synonyms)	Spinal Cord Injuries / Paraplegia / (Synonyms)
Intervención	Brain-Computer Interfaces / (Synonyms)	Brain computer interface / (Synonyms)
Resultados	Locomotion / (Synonyms)	Locomotion / (Synonyms)
Operadores Booleanos	AND / OR	AND / OR
Sintaxis Final	<p> ([mh "Spinal Cord Injuries"] OR [mh Paraplegia] OR ("Spinal Cord" NEXT Injur*):ti,ab,kw OR ("Traumatic" NEXT Myelopath*):ti,ab,kw OR ("Spinal Cord" NEXT Trauma*):ti,ab,kw OR ("Post-Traumatic" NEXT Myelopath*):ti,ab,kw OR ("Spinal Cord" NEXT Contusion*):ti,ab,kw OR ("Spinal Cord" NEXT Laceration*):ti,ab,kw OR ("Spinal Cord" NEXT Transection*):ti,ab,kw OR Paraplegias*):ti,ab,kw OR ("Lower Extremities" NEXT Paralysis*):ti,ab,kw OR ("Legs" NEXT Paralysis*):ti,ab,kw OR ("Lower Limbs" NEXT Paralysis*):ti,ab,kw OR ("Spastic" NEXT Paraplegia*):ti,ab,kw OR ("Ataxic" NEXT Paraplegia*):ti,ab,kw OR ("Cerebral" NEXT Paraplegia*):ti,ab,kw OR ("Flaccid" NEXT Paraplegia*):ti,ab,kw OR ("Spinal" NEXT Paraplegia*):ti,ab,kw) AND ([mh "Brain-Computer Interfaces"] OR ("Brain Computer" NEXT Interfaces*):ti,ab,kw OR ("Brain-Computer" NEXT Interface*):ti,ab,kw OR ("Neural Interface" NEXT Technolog*):ti,ab,kw OR ("Brain-Machine" NEXT Interface*):ti,ab,kw OR ("Brain Machine" NEXT Interface*):ti,ab,kw) AND ([mh Locomotion] OR ("Locomotor" NEXT Activit*):ti,ab,kw) </p>	<p> ('spinal cord injury'/exp OR 'spinal cord injury' OR 'paraplegia'/exp OR 'paraplegia' OR 'injury, spinal cord':ti,ab,kw OR 'spinal cord injuries':ti,ab,kw OR 'spinal cord injury':ti,ab,kw OR 'spinal cord trauma':ti,ab,kw OR 'trauma, spinal cord':ti,ab,kw OR 'paraparesis':ti,ab,kw OR 'paraplegia':ti,ab,kw OR 'paraplegic':ti,ab,kw OR 'paraplegic patient':ti,ab,kw) AND ('brain computer interface'/exp OR 'brain computer interface' OR 'bci system (brain-computer interface)':ti,ab,kw OR 'bci-controlled neuroprosthetic':ti,ab,kw OR 'brain computer interface':ti,ab,kw OR 'brain computer interface system':ti,ab,kw OR 'brain computer interfaces':ti,ab,kw OR 'brain computing interface':ti,ab,kw OR 'brain machine interface':ti,ab,kw OR 'brain-computer interface':ti,ab,kw OR 'brain-computer interfaces':ti,ab,kw OR 'brain-computer interfacing system':ti,ab,kw OR 'brain-machine interface':ti,ab,kw OR 'cerebellum-machine interface':ti,ab,kw OR 'cerebral-computer interfaces':ti,ab,kw OR 'direct neural interface':ti,ab,kw OR 'mind-machine interface':ti,ab,kw) AND ('locomotion'/exp OR 'locomotion' OR 'behavior, locomotor':ti,ab,kw OR 'behaviour, locomotor':ti,ab,kw OR 'locomotion':ti,ab,kw OR 'locomotion pattern':ti,ab,kw OR 'locomotor activity':ti,ab,kw OR 'locomotor behavior':ti,ab,kw OR 'locomotor behaviour':ti,ab,kw OR 'locomotor response':ti,ab,kw OR 'locomotoric activity':ti,ab,kw OR 'locomotoric behavior':ti,ab,kw OR 'locomotoric behaviour':ti,ab,kw OR 'motor behavior':ti,ab,kw OR 'motor behaviour':ti,ab,kw OR 'motoric behavior':ti,ab,kw OR 'motoric behaviour':ti,ab,kw) </p>
Nº de Estudios Encontrados	1	81

Tabla B1: Estrategia de búsqueda avanzada en bases de datos electrónicas
(Continuación)

PICO	BASE DE DATOS	
	LILACS	SCIELO
Población	Spinal Cord Injury / Paraplegia	Spinal Cord Injury / Paraplegia
Intervención	Brain-Computer Interface / Brain-Machine Interface	Brain-Computer Interface / Brain-Machine Interface
Resultados	Locomotion	Locomotion
Operadores Booleanos	AND / OR	AND / OR
Sintaxis Final	("Spinal Cord Injury" OR "Paraplegia") AND ("Brain-Computer Interface" OR "Brain-Machine Interface") AND ("Locomotion")	("Spinal Cord Injury" OR "Paraplegia") AND ("Brain-Computer Interface" OR "Brain-Machine Interface") AND ("Locomotion")
Nº de Estudios Encontrados	32	2

ANEXO C. Razones de exclusión de estudios

Tabla C1: Razones de exclusión de estudios a través de bases de datos, registros y otros métodos

IDENTIFICACIÓN DE ESTUDIOS A TRAVÉS DE BASES DE DATOS Y REGISTROS		IDENTIFICACIÓN DE NUEVOS ESTUDIOS A TRAVÉS DE OTROS MÉTODOS	
Razón 1	Objetivo Diferente	Razón 1	Objetivo Diferente
Razón 2	Población Diferente	Razón 2	Población Diferente
Razón 3	Estudio de Revisión	Razón 3	Intervención Diferente
-	-	Razón 4	No Humanos

ANEXO D. Criterios y Sistema de Clasificación de la Calidad Metodológica

Tabla D1: Criterios empleados para la evaluación de la calidad metodológica de los estudios

Criterio	Descripción	Calificación por Criterio
Claridad en la descripción del caso y de la intervención	Evalúa si el estudio describe de manera suficiente las características del paciente (edad, tipo de lesión, tiempo desde la lesión, entre otros), así como el tipo de interfaz cerebro-computadora utilizada, su configuración, y las co-intervenciones. Esta dimensión se basa en la herramienta de evaluación crítica del Joanna Briggs Institute (JBI) para reportes de caso, la cual establece la importancia de la descripción clínica completa y precisa para garantizar la utilidad del reporte (JBI, 2017).	<p>Cumple: Descripción clara, detallada y replicable.</p> <p>Cumple Parcialmente: Información incompleta o poco precisa en algún aspecto clave.</p> <p>No Cumple: Información confusa o muy escasa.</p>
Claridad y consistencia en la medición de los resultados	Evalúa si los resultados obtenidos están claramente definidos y si se utilizaron instrumentos o medidas confiables, por ejemplo, escalas de movilidad funcional, análisis de patrones de marcha o registros de activación cerebral. Este criterio se sustenta en las recomendaciones de la guía STROBE (Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology), que subraya la necesidad de explicitar las variables y métodos de medición utilizados (von Elm et al., 2007).	<p>Cumple: Resultados bien definidos y medidos con herramientas adecuadas.</p> <p>Cumple Parcialmente: Algunas dudas sobre los instrumentos o falta de uniformidad.</p> <p>No Cumple: Resultados vagos o sin medidas objetivas.</p>
Control de sesgos y comparabilidad	Evalúa si el estudio discute posibles fuentes de sesgo o si intenta controlar factores de confusión, aunque sea mínimamente (como la comparación con sujetos sanos o el uso de medidas repetidas). Esta dimensión se adaptó del enfoque de la herramienta ROBINS-I, utilizada para estudios no aleatorizados de intervenciones (Sterne et al., 2016), y también de principios generales descritos en STROBE.	<p>Cumple: Algún tipo de control o razonamiento que minimiza sesgos.</p> <p>Cumple Parcialmente: Control limitado, sin análisis comparativo claro.</p> <p>No Cumple: Ausencia de cualquier control, justificación o discusión crítica</p>
Transparencia y completitud en los datos reportados	Esta dimensión evalúa si los estudios presentan todos los resultados, tanto los positivos como los negativos, y si estos son comunicados de manera comprensible. Este criterio se basa en la guía CARE (CAse REport guidelines), que promueve la transparencia total en la presentación del curso clínico de los pacientes (Gagnier et al., 2013).	<p>Cumple: Datos completos y transparentes.</p> <p>Cumple Parcialmente: Algunos datos omitidos o poco claros.</p> <p>No Cumple: Información sesgada o insuficiente.</p>
Discusión crítica y coherencia de las conclusiones	Este último criterio evalúa si las conclusiones del estudio están alineadas con los resultados presentados y si los autores reconocen las limitaciones metodológicas de su estudio. Esta dimensión fue también tomada de los principios del JBI y CARE, que resaltan la importancia de no sobredimensionar los hallazgos en contextos clínicos limitados.	<p>Cumple: Discusión realista y conclusiones coherentes.</p> <p>Cumple Parcialmente: Conclusiones vagas o poco matizadas.</p> <p>No Cumple: Conclusiones no justificadas o exageradas.</p>

ANEXO D. Criterios y Sistema de Clasificación de la Calidad Metodológica

Tabla D2: Condiciones para la clasificación global de la calidad metodológica

Categoría	Condición
Alta calidad	Mayor o igual a 3 criterios con valoración “Cumple” y 0 criterios con “No Cumple”. Puede haber hasta 2 criterios en “Cumple Parcialmente”.
Calidad media	“Cumple” en 1 ó 2 criterios, y el resto en “Cumple Parcialmente”, con máximo 1 criterio en “No Cumple”. O ningún en “Cumple”, todos los criterios en “Cumple Parcialmente”, y 0 ó 1 criterio en “No Cumple”
Baja Calidad	Tiene 2 o más criterios en “No Cumple”. O ningún criterio en “Cumple” y más de 2 en “No Cumple”.

ANEXO E. Cointervenciones en el uso de los Sistemas BCI

Tabla E1: Cointervenciones identificadas en cada componente de los sistemas

BCI

1. Adquisición de Señales / Cointervenciones Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Preparación técnica del EEG	Limpieza del cuero cabelludo. / Uso de gel conductor. / Ajuste de impedancias (<10 kΩ en algunos estudios). Verificación manual y automática de canales ruidosos. / Colocación estructurada del gorro EEG (actiCAP, Enobio, ActiChamp, StarStim, etc.). / Verificación previa de artefactos. / Selección de referencias (FCz, AFz).
Control del entorno	Registro en entorno clínico controlado. / Minimización de ruido electromagnético. / Entorno silencioso o de baja distracción. / Posición fija del sujeto (sentado, de pie, arnés, ZeroG). / Ajustes de iluminación para evitar fatiga visual.
Entrenamiento cognitivo previo	Sesiones previas de motor imagery. / Ensayos guiados por audio para aprender a producir ERD/MRCP. / Familiarización con tareas "Idle" vs "Walk". / Entrenamiento en VR antes del registro.
Sensores adicionales	EMG para verificar ausencia de movimiento voluntario. / Giroscopios (Wii Motion Plus). / IMUs en pies y cabeza. / Sensores de torque articular. / Sensores de presión plantar.
Estabilización postural	Suspensión parcial del peso corporal (ZeroG, arnés, BWS). / Barras paralelas. / Andadores. / Exoesqueleto en modo pasivo para evitar movimientos bruscos. / Corrección postural por parte de terapeutas.
2. Procesamiento de Señales - Extracción de Características / Cointervenciones Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Eliminación de artefactos	ICA (Independent Component Analysis). / Artifact Subspace Reduction (ASR). / Rechazo de canales por z-score. / Eliminación manual de segmentos contaminados. / Corrección automática de potencia anómala.
Calibración previa	Ensayos open-loop. / Bloques de calibración de 30–60 segundos. / Selección automática de bandas de frecuencia relevantes. / Selección de canales óptimos por sujeto. / Construcción de "feature matrices" personalizadas.
Filtrado digital	Filtros Butterworth. / Filtro paso alto 1 Hz. / Filtro paso banda 8–30 Hz (μ/β). / Filtro delta 0.1–2 Hz. / Filtro notch 50–60 Hz.
Ventanas / segmentación	Ventanas deslizantes de 0.4s. / Ventanas de 0.75 s con solapamiento de 0.25 s. / Segmentación sincronizada por estímulos auditivos. / Análisis de periodos Idle / Walk definidos.

Tabla E1: Cointervenciones identificadas en cada componente de los sistemas

BCI

(Continuación)

3. Procesamiento de Señales - Algoritmo de Conversión / Cointervenciones Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Entrenamiento del clasificador	Ajuste individual de LDA en cada sesión. / Entrenamiento adaptado de SVM. / Fine-tuning de CNN. / Reducción de dimensionalidad con CPCA, CSP, LFDA. / Selección automática de características discriminantes.
Feedback inmediato	Feedback visual del clasificador (barra, porcentaje, avatar). / Feedback auditivo ("Walk", "Idle"). / Feedback en VR. / Ver el movimiento del exoesqueleto durante la clasificación.
Recalibración	Reentrenamiento cada bloque. / Ajuste adaptativo de umbrales (TW, TI). / Entrenamiento diario antes de sesiones online. / Recalibración basada en precisión del día.
Validación cruzada	Validación 10-fold. / Leave-one-out. / Comparación de modelos (ANN vs SVM vs kNN vs Bagged Trees).
4. Dispositivo de Salida/Feedback / Cointervenciones Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Feedback visual	Pantalla con señales "WALK / IDLE". / Avatar VR en primera o tercera persona. / Señales de instrucción visuales sincronizados con intención.
Exoesqueleto / robótica	H2. / H3. / REX Bionics. / Lokomat. / RoGO. / Exoesqueleto EMY.
FES	FES sincronizado con intención.
Soporte de peso	ZeroG. / Arnés pasivo o dinámico. / Suspensión parcial regulada
Propiocepción / kinestesia	Movimiento pasivo del exoesqueleto. / Retroalimentación cinestésica del Lokomat. / Percepción de torque articular.
Feedback auditivo / táctil	Retroalimentación táctil (vibración en los antebrazos). / Retroalimentación auditiva.

Tabla E1: Cointervenciones identificadas en cada componente de los sistemas

BCI

(Continuación)

5. Protocolo de Operación / Cointervenciones Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Señales y guías de instrucción cognitivas	Señales auditivas estándar ("Start / Stop", "Walk / Idle"). / Metrónomo sonoro en algunos estudios. / Indicaciones verbales continuas. / Guía paso a paso por parte del terapeuta.
Supervisión clínica	Supervisión clínica continua. / Personal clínico monitoreando la sesión. / Fisioterapeuta presente. / Revisión de seguridad durante la marcha. / Assistants delante y detrás del usuario. / Técnicos supervisando el funcionamiento del exoesqueleto.
Protocolos estructurados	Secuencias Rest → Preparation → Attempt → Movement. / Ensayos de 60s Idle / 60s Walk. / Tareas repetitivas de simulador VR. / Bloques offline y online. / Progresiones de 1D → 2D → 3D → 6D → 8D. / Estructuras cerradas de ensayo (e.g., 8s relax – 16s MI – 8s relax).
Sesiones progresivas	Fases iniciales de familiarización. / Entrenamiento gradual desde VR → FES → exoesqueleto. / Incremento de dificultad conforme avanza la precisión. / Entrenamiento multimodal (WA-NR, BFNR). / Sesiones distribuidas en semanas o meses.
Evaluaciones pre/post	ISNCSCI (LEMS, sensibilidad, etc.). / WISCI-II. / 10MWT. / EMG. / Fatiga (Borg). / Torque muscular. / Evaluaciones psicológicas.
Seguridad / arnés	Arnés de soporte pasivo. / Arnés dinámico ZeroG. / Control de pérdida de equilibrio. / Asistencia física durante la marcha. / Supervisión para evitar desplazamientos laterales. / Corrección manual de la postura. / Alineación pélvica antes de caminar.
Otros elementos del protocolo	Monitoreo de signos vitales (HR, SpO ₂ , presión arterial). / Descansos programados. / Sesiones de calibración incluidas dentro del protocolo. / Instrucciones verbales antes de cada fase. / Adaptaciones para pacientes con miedo, fatiga o ansiedad. / Ajustes especiales según lesión medular (altura, tórax, pelvis).

ANEXO F. Movilidad funcional de la marcha en el uso de los sistemas BCI

Tabla F1: Características identificadas en cada componente de los sistemas BCI relacionadas con la movilidad funcional de la marcha

1. Adquisición de Señales / Características Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Adquisición en contexto no deambulatorio / simulador	Registro EEG durante VR. / Simulación sin pasos físicos
Adquisición durante la marcha en cinta / robot de marcha estática	Registro EEG mientras el usuario camina en Lokomat. / Registro EEG en ReoAmbulator durante marcha estacionaria. / Registro EEG en Lokomat + avatar VR.
Adquisición durante la marcha sobre suelo con exoesqueleto / FES	FES. / Exoesqueleto H2. / Exoesqueleto Technaid/H3. / NeuroRex. / REX. / H1. / sFES + ZeroG. / Exoesqueleto cuerpo completo. / BCI + estimulación espinal. / Fases finales sobre suelo. / Parada voluntaria sobre el suelo.
2. Procesamiento de Señales - Extracción de Características / Características Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Procesamiento básico	PSD mu/beta para Idle-Walk. / PSD para activar exoesqueleto. / PSD básico en tareas de marcha estacionaria: Ferrero 2023, Cajigas 2023. / PSD + Bayes / LDA.
Procesamiento intermedio	ERD 7–25 Hz para anticipar pasos. / MRCP para activación de secuencias. / ERD bilateral para control de pasos. / ROIs sensoriomotoras con multiventanas. / Análisis multibanda clásico. / Rol motor + sensorial profundo
Procesamiento avanzado	ICA + ERSP/ERP. / ICA prolongado + plasticidad (tiempo-frecuencia). / Multibanda + estimulación espinal. / Espacio de features avanzadas. / Wavelets/ERP multicomponente.

Tabla F1: Características identificadas en cada componente de los sistemas BCI relacionadas con la movilidad funcional de la marcha

(Continuación)

3. Procesamiento de Señales - Algoritmo de Conversión / Características Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Clasificadores lineales / umbrales binarios	LDA para "caminar/detener". / LDA/SVM binario para activar exoesqueleto. / Bayes binario. / LDA básico. / LDA en entorno VR.
Clasificadores Machine Learning intermedios	GMM multicategoría. / SimpleMKL para walk/stop/turn. / LDA 3 clases. / Multiclase con ERD. / SVM multicategoría.
Algoritmos complejos + máquina de estados / control adaptativo	FSM + control multiarticular. / Máquina de estados + FES. / Control adaptativo BMI. / Pipeline BMI multiestadio. / Control progresivo WA-NR. / Control avanzado de exoesqueleto completo. / Ensamblajes y árboles bagging.
4. Dispositivo de Salida/Feedback / Características Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Dispositivo puramente virtual	Avatar 3D.
Marcha en cinta / Lokomat / caminadora	Lokomat. / ReoAmbulator.
Marcha sobre el suelo asistida, sin recuperación clínica clara	FES. / Exoesqueleto H2. / Exoesqueleto H3. / Exoesqueleto REX. / NeuroRex. / Exoesqueleto H1. / Exoesqueleto completo. / Exoesqueleto con parada voluntaria.
Marcha asistida + mejora clínica documentada	Mejoras WISCI. / Mejoras WISCI + 10MWT. / Recuperación motora posterior. / Progresión WA-NR prolongada. / Marcha voluntaria y tareas complejas.

**Tabla F1: Características identificadas en cada componente de los sistemas
BCI relacionadas con la movilidad funcional de la marcha**

(Continuación)

5. Protocolo de Operación / Características Identificadas	
Subcategoría	Hallazgos
Protocolo agudo / muy corto	1-3 sesiones. /Evaluación rápida. / Prueba de concepto. / Sesión VR.
Protocolo intermedio (varias sesiones / semanas)	19 semanas de pruebas. / Varias sesiones repetidas. / 3-18 sesiones. / Entrenamiento progresivo.
Programas largos / rehabilitación estructurada	12 meses WA-NR. / Protocolo BFNR. / Entrenamiento extensivo. / Programa WA-NR ampliado. / Seguimiento prolongado en casa.

ANEXO G. Actividad neuronal en el uso de los sistemas BCI

Tabla G1: Activación Neuronal identificada en cada componente de los sistemas BCI

1. Adquisición de Señales / Activación Neuronal Identificada	
Subcategoría	Hallazgos
EEG no invasivo	Activación sensoriomotora mu/beta (8–30 Hz). / Desincronización cortical en Cz, C3, C4. / Potenciales de preparación (MRCP). / SCP 0.1–2 Hz. / Activación frontocentral durante imaginación motora. / Patrones espectrales sensoriomotores relacionados a intento de movimiento. / Topografías SM1/PM/S1 propias de representación de piernas.
ECoG subdural	Activación focal en corteza sensoriomotora de la mano. / ERD/ERS en bandas mu y beta. / Activación multibanda (10–40 Hz) estable. / Potenciales motores locales (LFP corticales).
Epidural / Implantes WIMAGINE	Activación focal en M1 (área de miembros superiores). / Activación en S1. / Señales multibanda 10–150 Hz. / Potencia de alta frecuencia (high-gamma). / Patrones de intención motora sostenida. / Señales estables por meses/años.
2. Procesamiento de Señales - Extracción de Características / Activación Neuronal Identificada	
Subcategoría	Hallazgos
ERD/ERS mu–beta	ERD en 8–12 Hz (mu). / ERD en 13–30 Hz (beta). / ERS post-movimiento. / Desincronización durante imaginación motora de marcha. / Desincronización durante intento de paso. / Topografías sensorimotoras (C3–Cz–C4). / Cambios espectrales en fases de la marcha (foot-off, foot-contact).
Potenciales lentos (SCP/MRCP)	SCP 0.1–2 Hz. / “Slope negativo” previo al movimiento (Bereitschaftspotential). / Potenciales corticales lentos de planificación. / MRCP con pico en Cz y FCz. / Activación anticipatoria de marcha (movement preparation).
Mixtos (ERD + MRCP / ERD + ERP / ERD + multibanda)	ERD mu/beta + potencial lento simultáneo. / ERD + ERP sensorial (p. ej., P300 en tareas combinadas). / ERD + ERSP multibanda. / ERD + cambios temporales en low-gamma. / Firmas neurofisiológicas híbridas de intención motora.
Espectro amplio / Wavelets	Activación 10–40 Hz. / Activación 70–150 Hz (high gamma). / Análisis wavelet continuo para detectar intención motora. / Patrones temporales + espectrales combinados. / Activación multicanal epidural con alta resolución.

Tabla G1: Activación Neuronal identificada en cada componente de los sistemas BCI

(Continuación)

3. Procesamiento de Señales - Algoritmo de Conversión / Activación Neuronal Identificada	
Subcategoría	Hallazgos
Comando binario	Rest vs Movement Attempt. / Idle vs Walk. / Imaginar caminar vs reposo. / Preparación motora vs neutral. / Intento de iniciar paso. / Activación cortical detectada como "modo marcha".
Comandos multi-clase	Caminar/detenerse/girar. / Activación izquierda vs derecha. / Selección de pierna (left-step vs right-step). / Sentarse/levantarse. / Cambios de dirección controlados por intención cortical.
Decodificación continua / multi-grado de libertad	Control continuo de 2-6 DOF simultáneos. / Combinación de control de miembros superiores + modo marcha. / Trayectorias espaciales controladas por patrones corticales. / Intensidad proporcional a potencia espectral (control continuo).
Detección de evento específico	Detección cortical de intención de detener la marcha (stop walking). / Firma neuronal específica para el freno de seguridad.
4. Dispositivo de Salida/Feedback / Activación Neuronal Identificada	
Subcategoría	Hallazgos
Feedback propioceptivo/mecánico	Incremento de ERD durante asistencia robótica. / Activación sensoriomotora reforzada con carga de peso. / Incremento en coherencia sensoriomotora durante exoesqueleto. / Modulación cortical asociada al ciclo de marcha real. / Integración sensorimotora en tiempo real.
Feedback visual	Aumento de ERD al ver el avatar caminar. / Activación en premotora y parietal posterior con feedback VR. / Mayor estabilidad en patrones mu/beta cuando el sujeto ve la acción. / Incremento de intención motora ante feedback visual congruente
Feedback háptico/táctil	Incremento de ERD con vibración sincronizada. / Activación somatosensorial amplificada por tacto. / Mayor precisión BCI con estímulos hápticos en antebrazos o torso. / Codificación sensorial reforzada.
Salida mediante estimulación epidural	Activación de redes espinales. / Bucle cortical-espinal reforzado. / Señales epidurales asociadas a intención motora. / Modulación bidireccional (corteza ↔ médula).

Tabla G1: Activación Neuronal identificada en cada componente de los sistemas BCI

(Continuación)

5. Protocolo de Operación / Activación Neuronal Identificada	
Subcategoría	Hallazgos
Estudios agudos	ERD/ERS inicial con baja estabilidad. / Activación cortical detectable pero variable. / MRCP presentes desde primera sesión. / Señales útiles pero con fluctuaciones.
Entrenamiento corto	Aumento de ERD a lo largo de las sesiones. / Mejor discriminación entre condiciones. / Patrones más estables de MRCP. / Menor ruido espectral.
Entrenamiento prolongado	Estabilidad inter-sesión aumentada. / Mejora sostenida en topografías sensorimotoras. / Sincronización reforzada con fases del paso. / Curva de aprendizaje cortical clara.
Entrenamiento muy prolongado/crónico	Cambios compatibles con plasticidad cortical. / Reorganización SM1-S1. / Activación más amplia o más focal según tareas. / Aparición de vías funcionales nuevas. / Incremento progresivo de ERD/ERS con meses de práctica.