



TRABAJO FINAL

Presentado para acceder al título de

ESPECIALISTA EN KINESIOLOGÍA Y FISIOTERAPIA NEUROLÓGICA

**Título: “Aplicación de interfaz cerebro computadora (BCI),
basado en imagen motora, en la recuperación de miembro
superior en personas con secuela de accidente
cerebrovascular.”**

Autor/a:

Amaro, Roxana – N° DNI: 23.233.535

Director:

Esp. Ivan Bachin

**Lugar:
Rosario**

**Fecha de presentación
2/10/2023**

Firma del autor/a

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Roxana Amaro', is positioned below the text 'Firma del autor/a'.



Trabajo final presentado para obtener el título de postgrado de la

ESPECIALIZACION EN KINESIOLOGIA Y FISIOTERAPIA NEUROLÓGICA

TÍTULO: Aplicación de interfaz cerebro computadora (BCI), basado en imagen motora, en la recuperación de miembro superior en personas con secuela de accidente cerebrovascular.

Autor: Lic. Roxana Amaro

Tutor: Esp. Lic. Iván Bachín

ÍNDICE

I. ABREVIATURAS	3
II. RESUMEN	4
III. INTRODUCCIÓN	5
III. a ACCIDENTE CEREBRO VASCULAR Y SECUELAS EN MIEMBRO SUPERIOR.	9
III. b IMAGEN MOTORA	13
III. c INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA	16
IV. OBJETIVOS	23
V. MÉTODOS	24
V.a BUSQUEDA	24
V. b CRITERIOS DE INCLUSION	25
V. c CRITERIOS DE EXCLUSION	25
V.d DIAGRAMA DE FLUJO	26
Vi. RESULTADOS	27
V.a ARTICULOS INCLUIDOS EN EL ANALISIS	28
VI. DISCUSIÓN	40
VII. CONCLUSIÓN	42
VII. ANEXO ESCALAS	44
VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64

I.ABREVIATURAS

ACV: accidente cerebrovascular

BCI: Brain Computer Interface (siglas en inglés)

EEG: electroencefalograma

RMN f: resonancia magnética funcional

fRNIS: espectroscopia funcional de infrarrojo.

MEG: magnetoencefalografía.

MI: imagen motora (siglas en inglés)

MS: miembro superior

CM: Corteza motora

FES: estimulación eléctrica funcional (siglas en inglés)

VR: realidad virtual (siglas en inglés)

AVD: actividades de la vida diaria.

TCE: tracto corticoespinal

TRE: tracto retículo espinal (siglas en inglés)

CIF: clasificación internacional de funcionamiento, discapacidad y salud.

MCF: articulación metacarpofalángica

IFP: articulación interfalángica proximal

PCL: Potencial cortical lento.

ERP: Potenciales relacionados con eventos (por sus siglas en inglés)

ERS: Sincronización relacionada con eventos (por sus siglas en inglés)

ERD: Desincronización relacionada con eventos (por sus siglas en inglés)

II-RESUMEN

El impacto en las actividades de la vida diaria que pueden ocasionar las secuelas en miembro superior en personas que han sufrido un accidente cerebro-vascular, es uno de los blancos de investigación en la rehabilitación neurológica.

La variabilidad de secuelas está sujeta a múltiples factores y se presenta en cada individuo con patrones diferentes. De este modo, los criterios de abordaje y propuestas de tratamiento intentan responder a ese amplio espectro.

Para poder explorar la utilización del recurso terapéutico seleccionado para este trabajo, llamado interfaz cerebro computadora (BCI), se investigó sobre la utilización del mismo, basada en una revisión bibliográfica actualizada, donde se exponen sus fundamentos y su aplicación práctica en la rehabilitación neurológica. Finalmente, se propone una mirada interpretativa y analítica sobre la factibilidad de su implementación en la actualidad y su proyección futura en pacientes con secuelas de ACV en miembro superior.

MÉTODOS

Se realizó una revisión bibliográfica en las siguientes bases de datos:

Pubmed, Biblioteca Virtual en salud, Publicaciones científicas Facultad de Ingeniería UNER (Universidad Nacional de Entre Ríos) en el periodo 2010-2022.

RESULTADOS

Fueron incluidos en la revisión un total de 12 artículos. Los resultados arrojaron diferencias en la aplicación de BCI en la recuperación funcional de miembro superior post ACV.

Sin embargo, la mayoría coincide en que los números de muestra son escasos para establecer resultados estadísticos.

CONCLUSIÓN

La disminución o pérdida de la capacidad funcional en miembros superiores son secuelas comunes en pacientes post ACV. La interpretación de los autores sobre la recuperación funcional y su impacto en las AVD parece solo estar presente en las escalas de medición de resultados.

Hay marcada tendencia en los artículos a considerar limitaciones en la aplicación de BCI en la práctica clínica actual y establecer una proyección a futuro más prometedora.

III-INTRODUCCIÓN

El accidente cerebrovascular constituye la tercera causa de muerte y la primera causa de discapacidad a nivel mundial. En Argentina se registran 76.5 casos cada 100000 habitantes cada año. A pesar de los protocolos cada vez más actualizados sobre el tratamiento agudo de ACV, un porcentaje menor (5.7%) en nuestro país consulta a tiempo para recibir el tratamiento inicial adecuado. (1) Dos tercios de aquellos que han sufrido ACV tienen secuelas que afectan su calidad de vida y van a requerir rehabilitación. (2) Esta es entendida como un proceso progresivo y dinámico, orientado hacia el objetivo de alcanzar un óptimo estado físico, cognitivo, emocional, social y funcional. (3)

El abordaje implica un equipo interdisciplinario de profesionales de la salud (médico, kinesiólogo, terapeuta ocupacional, fonoaudiólogo, psicólogos, nutricionistas, etc.) incluyendo al propio paciente y cuidadores/familiares como parte integrante importante de este equipo.

Por otro lado, los avances científicos y los abordajes enfocados en la educación pre hospitalaria para detección precoz de un posible ACV, han reducido notablemente la tasa de mortalidad y de esta forma nos encontramos con un aumento de personas con diferentes grados de discapacidad. (4)

La edad media del accidente cerebro vascular ha disminuido significativamente. Los análisis recientes observacionales de las tendencias en la incidencia de ACV en estudios observacionales a largo plazo, proveen evidencia de su incremento en adultos jóvenes. Esto es de gran importancia para la salud pública porque, aunque el pronóstico suele ser más favorable en personas jóvenes conllevan el potencial de una mayor carga de discapacidad a lo largo de la vida. (5)

Encontrarnos con un mayor porcentaje de pacientes jóvenes con secuelas de ACV en la práctica clínica, nos obliga como profesionales integrantes del equipo interdisciplinario a plantear objetivos acordes a esta nueva demanda. La proyección del tratamiento en cuanto a mayor capacidad funcional, inserción laboral y participación social supondrá otros desafíos.

Debido al devastador costo físico y emocional de los accidentes cerebro vasculares en las personas y su impacto económico en la sociedad en el cuidado de los sobrevivientes de ACV, los científicos y clínicos han buscado durante mucho tiempo, medios efectivos para restaurar la función en las fases subaguda y crónica post accidente. Nuestra mayor

comprensión de los mecanismos subyacentes a la plasticidad cerebral tanto en cerebros normales como lesionados ha llevado a un mayor enfoque en el desarrollo de terapias posteriores al ACV que se dirigen a los mecanismos de plasticidad subyacentes. (6)

Es ampliamente aceptado que la recuperación espontánea (3 meses o 6 meses después del ACV) ocurre debido a tres mecanismos principales. Primero existe evidencia sustancial para apoyar la teoría de la diasquisis y su reversión luego de una lesión focal en el cerebro. (7) Las regiones cerebrales intactas, muy por fuera del núcleo isquémico, sufren una reducción del metabolismo y del flujo sanguíneo. Parece haber una reducción específica, en aquellas regiones cerebrales intactas que están conectadas con el núcleo lesionado. Sin embargo, dado que este proceso es reversible en días o semanas siguientes, se cree que al menos parte de la recuperación funcional temprana observada tanto en modelos animales como humanos debe deberse a la reversión o resolución de la diasquisis.

En segundo lugar, mientras que los individuos mejoran en las medidas de resultados funcionales, algunos han cuestionado si alguna vez ocurre una verdadera recuperación. (8) por ejemplo realizar una tarea motora, como un alcance de miembro superior, en menor tiempo, puede deberse a la utilización de movimientos compensatorios del tronco para realizar la tarea.

Finalmente se cree que el cerebro sufre una reorganización fisiológica y neuroanatómica sustancial después de una lesión. Los niveles de neurotransmisores excitatorios e inhibitorios están alterados, alteración de ramificaciones dendríticas, brote axonal y sinaptogénesis pueden ocurrir sorprendentemente rápido. Hasta cierto punto la lesión desencadena neurogénesis en ciertas partes del cerebro. El proceso de compensación nombrado anteriormente implica claramente un mecanismo de plasticidad neurofisiológica y neuroanatómica para establecer y mantener patrones de movimiento compensatorio.

Consideraremos como secuela motora característica de ACV a la hemiparesia espástica, que asocia debilidad y espasticidad en el hemicuerpo afectado. Estas deficiencias comunes a casi el 80% de pacientes incluyen debilidad, espasticidad y por lo tanto control motor alterado. La espasticidad y posturas articulares anormales relacionadas a menudo, interactúan con debilidad y pérdida de destreza, lo que origina limitaciones funcionales que se reflejan en incapacidad para tomar, alcanzar, transferir, caminar, etc.

Sin embargo, según la clasificación internacional de funcionamiento, discapacidad y salud, la recuperación motora tras un ictus se define como “mejora en el desempeño de tareas

funcionales”, es decir recuperación funcional que está mediada principalmente por mecanismos compensatorios.

La espasticidad interfiere con la ejecución de patrones normales de movimiento a lo largo de la evolución desde etapas agudas a crónicas. El manejo adecuado de la espasticidad podría conducir a la mejora de la función motora en etapas crónicas del ictus. La interferencia de la espasticidad se manifiesta en diferentes aspectos del comportamiento motor, incluido el control anormal de la fuerza, la coactivación muscular anormal, la sinergia muscular alterada y las consecuencias neuro mecánicas generales.

La espasticidad es un trastorno sensoriomotor, resultante de una lesión de la neurona motora superior que se presenta como una activación involuntaria intermitente o sostenida de los músculos. (9)

El daño a la corteza motora y a su tracto cortico espinal (TCE) causa debilidad muscular (generalmente hemiparesia) inmediatamente después del accidente cerebro vascular. Por otra parte, las lesiones de las vías corticobulbares hacia el bulbo medular y los centros inhibidores reticulares medulares suelen asociarse con lesiones de la corteza motora o del TCE descendente debido a su proximidad anatómica. Como resultado las vías bulbo espinales, particularmente los retículos espinales mediales (TRE) gradualmente se vuelven hiperexcitables como resultado de la pérdida de inhibición supraespinal. Se trata fundamentalmente de un fenómeno de desinhibición. La hiperexcitabilidad del RS proporciona entradas descendentes excitatorias sin oposición a los circuitos reflejos de estiramiento espinal, lo que da como resultado una excitabilidad elevada de las neuronas motoras espinales y los circuitos reflejos de estiramiento y por lo tanto la observación común de un aumento dependiente de la velocidad y de la longitud en la resistencia al estiramiento pasivo. (10)

Estos hallazgos nos han llevado a proponer una hipótesis unificadora para comprender mejor las relaciones entre debilidad (hemiparesia), espasticidad y alteraciones motoras relacionadas. Específicamente, la debilidad ocurre inmediatamente después del accidente cerebrovascular como resultado de la lesión de la corteza motora y su TCE descendente, mientras que la espasticidad y las deficiencias motoras relacionadas emergen y evolucionan cuando la hiperexcitabilidad de las vías cortico-retículo-espinales ipsilaterales de la corteza contra lesional se desarrolla secundaria a neuroplasticidad anormal. La espasticidad y las alteraciones neuromusculares relacionadas son manifestaciones

paralelas de este proceso fisiopatológico común. Sin embargo, hace algunos años se planteó la hipótesis de que el daño a los tractos piramidales es necesario y suficiente para producir espasticidad.

Como fue aclarado anteriormente las alteraciones motoras que se relacionan con la espasticidad, tales como coactivación muscular anormal, la activación sinérgica alterada, debilidad muscular y las alteraciones posturales neuro mecánicas impactan directamente en la funcionalidad del individuo.

Para direccionar el análisis hacia el objetivo planteado en este trabajo, desarrollaremos como las secuelas citadas se manifiestan a nivel de miembro superior.

III a- ACCIDENTE CEREBRO VASCULAR Y SECUELAS EN MIEMBRO SUPERIOR

Las secuelas de las extremidades superiores después de un accidente cerebrovascular son la causa de las limitaciones funcionales de la extremidad superior afectada, por lo que es necesario comprender las deficiencias subyacentes para proporcionar un tratamiento adecuado.

Sin embargo comprender las deficiencias en cualquier paciente es una tarea compleja por dos razones básicamente : 1- las deficiencias no son estáticas, es decir a medida que avanza la recuperación motora, el tipo y la naturaleza de la deficiencia puede cambiar, por lo tanto el tratamiento debe evolucionar para abordar el deterioro que contribuye a la disfunción de ese momento, y 2- múltiples deficiencias pueden estar presentes en un mismo momento , lo que dificulta la decisión de cuál será la prioridad de abordaje.

Cuando hablamos de deficiencias nos basamos en el modelo de clasificación internacional de Funcionamiento, discapacidad y salud. (CIF) las deficiencias pueden describirse como 1- deficiencias en la función corporal, como una desviación o pérdida significativa de la función neuro músculo esquelética, relacionada con la fuerza y tono muscular y/o movimientos involuntarios. 2- deficiencias estructurales relacionadas con el movimiento, (11)

Una forma para comprender cómo las deficiencias contribuyen a la disfunción de las extremidades superiores puede ser examinarlas desde la perspectiva de sus consecuencias funcionales.

Para ello podemos citar tres consecuencias funcionales principales en la extremidad superior, como secuela de ACV: a- no uso aprendido b- mal uso aprendido c- olvido.

Inicialmente, después de un ACV, es posible que las personas no usen la extremidad superior afectada, esto puede deberse a debilidad, paresia /parálisis o alteración sensorial. Sin embargo, a medida que pasa el tiempo, la falta de uso puede volverse habitual y es posible que la extremidad superior no se incorpore a las actividades funcionales, aunque el individuo pueda moverla. Esto se convierte en un comportamiento aprendido a lo que se denomina “no uso aprendido”.

Cuando la extremidad superior afectada se ve obligada a moverse, la debilidad, deficiencias sensoriales y dolor, pueden impedir el movimiento “normal”, en su lugar se utilizan estrategias compensatorias para completar la(s) tarea(s). (12) . Definimos estrategia

compensatoria como la recuperación (parcial) de un movimiento coordinado dirigido a un objetivo, con la extremidad afectada utilizando recursos neurales residuales para controlar músculos o articulaciones alternativas.

Las contracturas resultantes de la inmovilidad y el desarrollo de espasticidad y sinergias motoras anormales pueden contribuir a movimientos compensatorios. El uso de estrategias compensatorias para alcanzar un objeto en pacientes con secuela de ACV ha sido descrito, por ejemplo, la utilización de la flexión del tronco en lugar de la extensión del codo para alcanzar el objeto, la pronación de antebrazo y flexión de muñeca, en lugar de posición neutra del antebrazo y extensión de muñeca para orientar la mano al agarre; y flexión de la articulación (MCF) en lugar de flexión de la articulación (IFP) para agarrar objetos. (13)

Si bien el uso de estrategias compensatorias puede conducir al éxito inicial al completar una tarea, con el tiempo el éxito se reduce debido a la poca precisión. El reforzamiento de la estrategia anormal por medio de éxitos ocasionales puede llevar a que se convierta en un mal hábito con el tiempo y el rendimiento disminuirá a pesar del entrenamiento extenso porque el comportamiento anormal se repite y se refuerza a costa del patrón correcto de movimiento.

Por lo tanto, en ausencia de una retroalimentación y corrección apropiadas del comportamiento motor anormal, se desarrolla el “mal uso aprendido”

Cuando el objetivo del entrenamiento es reducir las conductas compensatorias, por ejemplo, cuando se restringe el tronco durante la práctica de extensión, se restaura el uso típico de un patrón más normal de extensión del codo junto con una reducción del deterioro general. La espasticidad y el uso de sinergias motoras anormales contribuyen al mal uso no aprendido.

Una vez que se logra una habilidad motora a través del entrenamiento, existe la expectativa de que se mantendrá para siempre, a pesar de los intervalos sin entrenamiento (de la misma manera de la uno nunca se olvida de andar en bicicleta) Según Krakauer, Takahashi y Reinkensmeyer las interrupciones en la rehabilitación conducen al olvido de las habilidades motoras de las extremidades superiores en pacientes luego de un ACV. Por lo tanto, las nuevas habilidades, aunque razonablemente estables en individuos sanos, son más transitorias luego de un accidente cerebro vascular. El aprendizaje de habilidades requiere que al menos tres procesos independientes ocurran en múltiples escalas de tiempo (14) Los primeros mapeos sensorio motores específicos de la tarea ocurren a través de la

adaptación de prueba y error durante la práctica con la detección de error apropiada. La adaptación es un proceso de aprendizaje rápido que conduce a una rápida reducción del error del movimiento y en general requiere pocos intentos, sin embargo, se olvida fácilmente. (15).

El segundo proceso es la repetición, que altera los sesgos del movimiento en función de lo que se repite. Una tarea se puede repetir con o sin adaptación al error y no requiere detección de errores.

El tercer proceso es el refuerzo, mediante el cual los movimientos se recompensan de forma intrínseca o extrínseca y la recompensa conduce a un reaprendizaje más rápido o a ahorros en intentos posteriores.

Aunque estos tres procesos ocurren de forma independiente, se ha demostrado que el aprendizaje es más exitoso cuando la adaptación sensoriomotora se combina de manera efectiva con la repetición.

La adaptación sensorio motora alterada y la falta de oportunidades para la práctica a largo plazo pueden llevar a desaprender y olvidar después de un accidente cerebro vascular.

Los estudios de varios laboratorios han demostrado que la adaptación del alcance y el agarre se ven afectadas después del accidente cerebro vascular a pesar de cantidades razonables de repetición con la mano afectada. Esto sugiere que los pacientes suelen ser incapaces de detectar de manera efectiva el error con la mano afectada y/o actualizar posteriormente su comportamiento motor.

La adaptación requiere de entradas sensoriales específicas; se requiere el sentido cinestésico de las fuerzas musculares utilizadas, se requiere la sensación táctil de los receptores para producir fuerzas de agarre apropiadas para la textura del objeto y fuerzas de agarre diferenciadas para objetos más suaves y la entrada visual sobre los contornos del objeto determina cómo se forma la mano durante el alcance. En los experimentos de alcance, tanto la visión como la propiocepción brindan información sobre la configuración del brazo, pero la integración defectuosa de las señales visuales y propioceptivas puede introducir errores sobre la planificación motora.

Aunque múltiples contextos sensoriales pueden contribuir para mantener el desempeño de la tarea, también pueden competir en interferir con la adquisición de asociaciones sensoriomotoras precisas (16). Sin embargo, en presencia de déficits sensoriales después

de un accidente cerebro vascular, un contexto sensoriomotor puede sustituir a otro para mejorar la precisión de los mapas sensoriomotores. (17)

La información sobre cómo y cuándo se debe utilizar la sustitución sensorial es clave para el desarrollo de protocolos de rehabilitación efectivos para la recuperación de la habilidad motora. Incluso los déficits sensoriales y/o motores leves pueden afectar la detección de errores y afectar la adaptación de los movimientos y la fuerza con la mano afectada después del ACV. (18)

Por lo tanto, el primer paso para superar el mal uso aprendido y el olvido es facilitar la formación de mapeos o adaptaciones sensoriomotoras, que luego pueden repetirse y reforzarse para el aprendizaje más rápido durante encuentros posteriores.

Una consideración clave para determinar el tratamiento puede ser examinar primero qué deficiencias contribuyen al estado funcional actual del paciente. Según la deficiencia predominante en una determinada instancia de la evolución, será la dirección del abordaje. En la mayoría de los casos, sin embargo, las deficiencias coexisten por lo tanto el tratamiento deberá considerar el abordaje simultáneo de las mismas.

III b -IMAGEN MOTORA

Existen innumerables enfoques terapéuticos físicos que se utilizan para mejorar el control motor en personas que se recuperan de un accidente cerebrovascular. Estas terapias tienen como objetivo mejorar el rendimiento biomecánico de los movimientos perdidos o limitados, mejorar los mecanismos de neuroplasticidad que ocurren después de las lesiones del sistema nervioso central, evitar el desuso y promover la función. En este contexto el descubrimiento de las neuronas espejo en la década de 1990 condujo al desarrollo de nuevas técnicas y enfoques terapéuticos basados en estrategias cognitivas, como el uso de la realidad virtual, la terapia del espejo, la observación de acciones y la imaginería motora. (IM) (19)

La imaginería motora consiste en un método de entrenamiento, mediante el cual la reproducción interna de un acto motor determinado (simulación mental) se repite de forma extensiva con la intención de promover el aprendizaje o las mejoras de las habilidades motoras. (20) Esta simulación mental (imaginación motora) corresponde a un estado dinámico durante la realización de una acción específica, reactivado internamente por la memoria de trabajo en ausencia de cualquier movimiento. (21)

La IM resulta de un acceso consciente a la intención motora, que generalmente se realiza inconscientemente durante la preparación motora, estableciendo una relación entre los eventos motores y las percepciones cognitivas. (22). La IM hace referencia al proceso activo de simulación mental de una acción motora sin movimiento real del cuerpo. En cambio, la práctica mental se refiere a la realización mental voluntaria de tareas compuestas por varias acciones motoras unidas para mejorar el rendimiento motor. Es decir, la práctica mental se lleva a cabo mediante el uso de imágenes motoras (encontrándose, por lo tanto, la IM dentro de la práctica mental).

De lo anterior expuesto se puede deducir que la imaginería motora se trata de un proceso cognitivo específico, mientras que la práctica mental se designa a un método de entrenamiento que puede utilizar varios procesos mentales, incluida la IM. Por otro lado, la IM puede ser clasificada en “imaginería cinestésica” (imaginería en primera persona o imaginarse a uno mismo moviendo una o varias partes de su cuerpo) o “imaginería visual del movimiento” (imaginería en tercera persona o imaginarse que otra persona mueve una o varias partes de su cuerpo) (23)

El mecanismo neuronal que subyace a la práctica mental del movimiento parece encontrarse en el papel que desempeñan las neuronas espejo al activarse durante la visualización de un movimiento y la teoría más apoyada que explica porque la imaginería motora mejora el aprendizaje motor, es la teoría psiconeuromuscular. Basándose en el precepto de que los individuos almacenan esquemas motores para la ejecución de movimientos (24), esta teoría postula que el esquema motor implicado en la actividad real es reforzado durante la IM. En concreto como la imaginería incluye los mismos esquemas motores que el movimiento real, los procesos que ocurren durante la imaginería, ayudan al desempeño, reforzando los patrones de coordinación para el desarrollo de habilidades motoras.

Los experimentos que utilizaron imágenes de resonancia magnética funcional (RMNf), mostraron que no solo las áreas motoras suplementarias y premotoras y el cerebelo, se activaron durante los movimientos imaginados de la mano y los dedos, sino también la corteza motora primaria contralateral (CM 1)

Los estudios de RMNf y de estimulación magnética transcraneal, indicaron que el lado contralateral del área motora primaria, se activa mediante la imaginación de movimientos complejos, lo que confirma hallazgos previos que mostraron una participación más prominente en el área motora primaria en la ejecución de secuencias de activación complejas.

En cuanto a la similitud de las áreas corticales activadas y comprometidas en la ejecución y la imaginación de un movimiento, se encontró que tales similitudes en la actividad cerebral, ocurrieron durante los movimientos de los dedos. En este contexto, varias investigaciones intentan aplicar estos hallazgos en el proceso de rehabilitación motora, especialmente en aquellos casos que se refieren a la recuperación de áreas involucradas en la función motora luego de una lesión en el SNC.

La IM exige un compromiso consciente de ciertas regiones del cerebro, que a menudo se activan inconscientemente durante la preparación motora. Sin embargo, la imaginación del movimiento no depende de las habilidades de ejecución motora

Algunos estudios presentes en las revisiones seleccionadas intentan determinar la capacidad de la práctica mental en el reaprendizaje de tareas, así como la transferencia de las mejoras obtenidas a nuevos entornos. Entre ellos se encuentra el realizado por Paget et al. (25) en el que sujetos con hemiplejía crónica mostraron una gran mejora de la función

del brazo afectado e importantes aumentos de movilidad del mismo debido a la práctica mental. Además, dichos cambios fueron transferidos en una nueva habilidad motora no ejecutada durante meses. Los autores explican este efecto por dos hechos 1- la práctica mental es capaz de aumentar el uso del miembro superior afecto 2- produce una reorganización cerebral, activándose nuevas áreas corticales para ayudar al movimiento del brazo parético.

En este trabajo se desarrollará la IM asociada a la interfaz cerebro computadora, respondiendo al título planteado.

III c- BCI (Brain Computer Interface)

La idea de utilizar interfaces cerebro-computadora (BCI) para la rehabilitación surgió hace relativamente poco tiempo. Básicamente la BCI para la neurorrehabilitación implica el registro y la decodificación de señales cerebrales locales generados por el paciente, mientras intenta realizar una tarea en particular (aunque sea imperfecta), o una tarea de visualización mental. El objetivo principal es promover el reclutamiento de áreas cerebrales seleccionadas involucradas y facilitar la plasticidad neuronal. La señal registrada se puede utilizar de varias maneras 1- para objetivar y fortalecer el entrenamiento basado en imágenes motoras, proporcionando al paciente retroalimentación sobre la tarea motora imaginada , por ejemplo en un entorno virtual 2- para generar una tarea motora deseada a través de estimulación eléctrica funcional u ortesis robóticas de rehabilitación adheridas a la extremidad del paciente , que fomentan y optimizan la ejecución de tareas, además de cerrar el ciclo sensoriomotor interrumpido al proporcionar al paciente la retroalimentación sensorial adecuada 3-comprender la reorganización cerebral después de la lesión, con el fin de influir o incluso cuantificar, los cambios inducidos por la plasticidad en las redes cerebrales.

Según la forma en la que se extraen las señales cerebrales, los sistemas BCI basados en EEG se clasifican en cuatro paradigmas: Potencial evocado visual de estado estacionario (SSVEP), P300, SCP (Potencial cortical lento) e IM.

El P300 es un potencial relacionado con eventos, (ERP) que se adquiere del lóbulo parietal y mide la respuesta evocada del cerebro aproximadamente 300 ms después del inicio del estímulo somatosensorial (visual, auditivo o somatosensorial). El SCP es otro potencial cerebral relacionado con eventos que está representado con los cambios graduales en los potenciales de membrana de la región cortical y puede durar de uno a varios segundos.

El SCP puede ser autoinducido ha generado externamente. Los SCP positivos están relacionados con la disminución de actividad de las neuronas, mientras que los negativos están asociados con la actividad neuronal. La principal diferencia entre SSVEP y SCP, es que las SSVEP son una respuesta a la duración completa de la estimulación, mientras que los ERP son una respuesta a un evento específico de estímulos.

El cuarto paradigma IM a diferencia de los otros, es independiente del estímulo. Es decir, no requiere ningún estímulo externo y las acciones de control se ejecutan como resultado de la actividad neuronal. Por lo tanto, este último paradigma, tienen ventaja sobre los otros

sistemas, debido a que los pacientes con secuelas de ACV pueden no responder correctamente al estímulo proporcionado, ya sea auditivo, visual o táctil.

Además, que IM posee la misma activación del área motora durante la ejecución del movimiento de la tarea y la imaginación del movimiento de la tarea. En la imaginación la ERS y la ERD se producen sobre la región de la corteza sensoriomotora. Estos son procesados por el sistema BCI, que luego infiere la intención de acción del usuario en función de los eventos EEG registrados. Por lo tanto, este atributo de IM, brinda una oportunidad única para estudiar y analizar las actividades cerebrales relacionadas con el movimiento.

A la luz de la heterogeneidad de la expresión de los síntomas después del accidente cerebrovascular, se ha desarrollado una gran caja de herramientas de técnicas de rehabilitación orientadas al entrenamiento. La mayoría de estos enfoques, se basan en teorías de aprendizaje motor, cuya ley fundamental es la “práctica”, que abarca la adquisición de habilidades, la adaptación motora y la toma de decisiones. (26). Las características claves de la práctica exitosa son un alto número de repeticiones, alta intensidad, preparación sensorial, práctica variable y la provisión de retroalimentación. (27)

La retroalimentación facilita la evaluación detallada del desempeño: refuerza el aspecto sensorial en el bucle sensorio motor. Al resaltar las características importantes para el paciente, mejora la participación activa y la motivación. Siendo este último aspecto determinante para cualquier aprendizaje, ya que ninguna terapia será efectiva cuando haya una falta de motivación para practicar.

La mayoría de los recursos terapéuticos requieren un nivel residual de control motor para realizar realmente las tareas terapéuticas requeridas para tener algo sobre lo que proporcionar retroalimentación. Para pacientes con déficits motores severos (poco o ningún control de movimiento), BCI juega un papel importante intentando llenar un vacío no cubierto por el resto de los recursos terapéuticos. BCI registra y decodifica la actividad cerebral mientras el paciente realiza o intenta realizar tareas motoras o cognitivas.

Por lo tanto, BCI se puede configurar de manera que mapee las señales cerebrales decodificadas en retroalimentación útil sobre la tarea realizada, tanto para el paciente como para el terapeuta.

Esta retroalimentación puede tomar muchas formas, incluidas las de naturaleza visual, auditiva o háptica. La señal incluso puede utilizarse para el control de dispositivos externos,

que ejecutaron el movimiento previsto, proporcionando retroalimentación propioceptiva. En consecuencia, se puede considerar a la BCI como una forma de tecnología de rehabilitación que amplía las posibilidades terapéuticas independientemente del grado de paresia.

Cuando se pierde la función motora normal, la BCI puede promover el reclutamiento de áreas del cerebro involucradas en la tarea particular, induciendo la plasticidad neural requerida para la recuperación de la función.

La plasticidad neuronal es la capacidad de nuestro sistema nervioso, para reorganizar su estructura, su función y conexiones en respuesta al entrenamiento. El tipo y el alcance de la plasticidad neuronal son específicos de la tarea, muy sensibles al tiempo y fuertemente influenciados por factores ambientales, así como por la motivación y la atención. (28) Al proporcionar retroalimentación sobre el movimiento previsto y por lo tanto restaurar el “acoplamiento acción- percepción”, ya se ha demostrado que BCI induce la plasticidad neuronal.

Sin embargo, sabemos que no toda la plasticidad es necesariamente beneficiosa. Ejemplos de plasticidad desadaptativa posterior a un accidente cerebrovascular son los movimientos anormales y no funcionales como sincinesias, dolor crónico en el hombro (29) o epilepsia de nueva aparición (30).

Por ello el objetivo de la neurorehabilitación es impulsar cambios adaptativos en el sistema neuronal disfuncional, evitando la plasticidad desadaptativa a través de correctos inputs que generen correcta retroalimentación.

Los procesos de aprendizaje de cómo operar un dispositivo BCI dependen de la existencia de plasticidad neuronal y se sospecha que siguen principios similares a los procesos de aprendizaje convencionales. (Daly et al 2008). Diversos estudios han demostrado que no solo somos capaces de reorganizar las conexiones cerebrales, sino también de modular nuestra actividad cerebral mediante el entrenamiento. Especialmente esta actividad moduladora se utiliza para BCI. Wolpaw et al., demostró que los humanos pueden controlar un cursor en la pantalla de una computadora al modular la amplitud del ritmo sensoriomotor en ausencia de movimiento o sensación reales. Recientemente, Ramos- Murguialday demostró que los pacientes después de un ictus pueden aprender a controlar la desincronización del ritmo sensoriomotor, especialmente cuando se proporciona retroalimentación contingente. (31)

Las BCI traducen, como se explicó anteriormente, los patrones de activación cerebral local en una acción deseada cuando nuestro sistema motor carece de la capacidad para realizar la acción. Forma un puente entre nuestros movimientos deseados o imaginados y la realidad.

El objetivo común de los sistemas BCI después de una lesión cerebral es restaurar la función motora perdida, ayudando al paciente a aprender a producir una actividad cerebral normal y/o usar la actividad cerebral para operar dispositivos de entrenamiento. Al hacerlo BCI integra un enfoque de abajo hacia arriba (que induce cambios a nivel neuronal al actuar en la periferia del cuerpo) con enfoque de arriba hacia abajo (intervención neurológica para alterar el comportamiento periférico).

Actualmente existen varios métodos no invasivos disponibles para el registro de la actividad cerebral de una manera que es útil para la aplicación de BCI. Estos métodos incluyen la EEG, MEG, la fRNI, y MRI. La selección de métodos depende principalmente del equilibrio entre la facilidad de uso, la resolución de estados y el costo del dispositivo. En base a la naturaleza relativamente portátil la EEG y la fRNI parecen ser los mejores candidatos potenciales a su uso en la rehabilitación posterior a una lesión cerebral.

Más allá de la elección de la modalidad de medición utilizada para registrar la actividad cerebral, existen numerosas características de la señal que tienen la capacidad de transmitir información sobre la dinámica cerebral subyacente. Las características de uso frecuente en EEG, por ejemplo, incluyen las amplitudes de potencial evocado particular (p.ej, P300), la composición de potenciales corticales lentos (SCP) o características espectrales, como la sincronización del ritmo sensoriomotor (SMR). Este último se ha utilizado en la rehabilitación motora debido a la fuerte asociación con la activación del área motora durante el movimiento real e imaginario, un hecho explotado en la exploración del cerebro dañado por ACV en recuperación. (32)

Cuando no hay actividad motora, las áreas cerebrales sensoriomotoras están en reposo o inhibidas, la amplitud de la SMR es alta (sincronización de SMR), lo que refleja un estado de ralentí. Cuando se procesa la información motora, se puede observar una disminución de la amplitud de SMR (desincronización de SMR). Estos cambios de patrón en la amplitud de SMR se pueden usar para activar un dispositivo externo a fin de mostrar retroalimentación sensorial en tiempo real o para ejecutar la acción prevista.

Existen diferentes aplicaciones del sistema BCI para restaurar la función motora, en tres dominios:

- Retroalimentación neurobiológica en tiempo real durante imaginación motora.
- Representación de la acción realizada en realidades virtuales
- Activación de dispositivos externos que inducen movimiento real por medio de una ortesis o por electroestimulación funcional (FES)

IM puede ser cinestésico (sentir el movimiento en la mente) o visual (ver el movimiento en la mente), desde una perspectiva interna (en primera persona) o perspectiva externa (tercera persona), cada uno de los cuales son vinculados con diferentes subsistemas neuronales que pueden activarse simultáneamente y parecen inherentemente vinculados entre sí. (33)

Para la recuperación motora, una visualización cinestésica interna, parece óptima, ya que activa la red motora del cerebro (34)

Antes del desarrollo de los sistemas BCI, era difícil para un terapeuta monitorear si los pacientes estaban realmente realizando IM cinestésica. Al acoplar IM a BCI se puede visualizar IM, brindando retroalimentación tanto al paciente como al terapeuta sobre la estrategia utilizada, mejorando así el aprendizaje motor y el compromiso de la terapia.

Prasad et. al integró un BCI basado en EEG para IM dentro de un protocolo de rehabilitación que combinaba la práctica física con MI. La MI consistió en imaginar la realización de secuencias motoras y sensaciones cinestésicas asociadas a la misma manteniendo inmóvil el miembro superior. En cada sesión de entrenamiento los participantes (pacientes post ACV) primero realizaron/intentaron ejecutar el movimiento físicamente seguido de IM del mismo movimiento. Esto se realizó en el miembro superior no afectado y afectado respectivamente. El neurofeedback del desempeño de IM se proporcionó por medio de una representación visual simple llamada "juego de la canasta de pelota", en el que una pelota cae a velocidad constante desde la parte superior de la pantalla. La pelota debe colocarse en una canasta de destino que aparece en la parte inferior izquierda o derecha de la pantalla, utilizando IM del miembro superior respectivo. La trayectoria de la pelota se definió como resultado de IM del paciente, lo que confirma la participación del paciente en línea. Después de 6 semanas de entrenamiento con dos sesiones por semana, todos los

participantes tendieron a mejorar la función motora del brazo afectado según Action research arm test. (ARAT)

Mihara et. realizó un estudio comparativo dando a un grupo de pacientes “retroalimentación relevante” y a otro grupo “retroalimentación falsa”.

El primer grupo (retroalimentación relevante) indujo una activación significativamente mayor de la corteza motora contralateral, así como puntajes más altos de autoevaluación para imágenes cinestésicas motoras. La corteza premotora es crucial tanto para el control motor como para la generación de IM (35)

Por el contrario, la retroalimentación simulada se relacionó con activaciones de la corteza de asociación parietal. La corteza de asociación parietal está más bien vinculada a las imágenes visuoespaciales relacionadas con la memoria. (36)

Estos resultados fueron asociados con una ganancia funcional en miembro superior en pacientes post ictus, medidos en la subescala dedo/mano de la evaluación Fugl- Meyer.

Cuando se utiliza un sistema BCI, el nivel de activación del cerebro se analiza automáticamente. Además de utilizar el sistema para inducir el movimiento o brindar retroalimentación sobre la imaginación motora y/o la intención, también se puede usar para monitorear a- el nivel de atención global dirigida a la tarea b- el nivel de dis(balance)interhemisférico.

Una cuestión importante en el aprendizaje motor es la cantidad de carga de trabajo mental o cuán duro está trabajando el cerebro para cumplir con las demandas de la tarea. (37), (38). (39) Mandrik et. al. mostró que la actividad medida por NIRS sobre la corteza prefrontal (PFC) podría discriminar entre niveles bajos y moderados de carga de trabajo, con un efecto de meseta hacia niveles más altos de carga de trabajo. Además, se ha demostrado que NIRS es sensible a la disminución de la atención independientemente de la duración de la tarea. Estos resultados sugieren que puede valer la pena monitorear los cambios en la atención durante el entrenamiento de BCI, para evitar la sobrecarga mental y asegurar un mejor enfoque de la atención hacia la tarea en cuestión.

Posteriormente se ha descrito ampliamente que tras un ictus la interacción entre hemisferios está marcada por un desequilibrio. El hemisferio dañado carece de la capacidad de inhibir al hemisferio sano, lo que lleva a una inhibición excesiva del hemisferio afectado por parte del sano. Una mejor recuperación motora posterior al ictus a menudo se relaciona

con una restauración del equilibrio interhemisférico (40). El monitoreo automático de los cambios en interacciones interhemisféricas durante el entrenamiento BCI, podría proporcionar información importante sobre las estrategias de tratamiento, al agregar por ejemplo estimulación magnética transcraneal antes del entrenamiento en el caso de tal asimetría interhemisférica (41) o modulando la selección de ejercicios según el tipo de actividad cerebral observada.

IV. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- El objetivo general de este trabajo de investigación es explorar la utilización de BCI como recurso terapéutico en la recuperación funcional del miembro superior en personas con accidente cerebro vascular.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar el desempeño motor del miembro superior en pacientes con accidente cerebrovascular.
- Exponer la aplicación práctica de BCI como recurso terapéutico en la rehabilitación del miembro superior.
- Describir los diferentes métodos asociados a BCI y comparar sus aplicaciones en la práctica clínica.

V. MÉTODOS

Va- BÚSQUEDA

Se realizó un trabajo de revisión bibliográfica cualitativo, para poder responder a los objetivos planteados.

Se accedió a información de artículos publicados en las siguientes bases de datos: Pubmed, publicaciones científicas realizadas por la UNER (Facultad de ingeniería), biblioteca virtual en salud. (BVS) y google Scholar.

Terminos Mesh: BCI- Stroke-upper extremity-rehabilitation

Términos DeCS: interfaz cerebro computador-accidente cerebro vascular-miembro superior-rehabilitación.

Términos libres en inglés: brain computer interface-stroke- upper limb- motor imagery

Términos libres en español: Accidente cerebrovascular- interfaz cerebro computadora- miembro superior- actividades de la vida diaria.

Combinación de palabras claves:

“Brain computer interface AND stroke” (748 resultados) Pubmed

“Brain computer interface (mesh) AND neurological disorders (mesh)” (728 resultados)

“Brain computer interface and rehabilitation” (316 resultados) Pubmed

“Upper limb recovery post stroke based in brain computer interface” (57 resultados) Pubmed

“Brain computer interface” (mesh) AND “hemiparesis” (mesh) (19 resultados)

“EEG Event-Related Desynchronization of patients with stroke during motor imagery of hand movement”. Carolina B Tabernig, Lucía C Carrere, Camila A Lopez, Carlos Ballario.

Publicado en Journal of Physics: Conference Series. 20th Argentinean Bioengineering

Society Congress 2015, pp 012059, vol 705, IOP Publishing. Mayo 2016 doi:10.1088/1742-

6596/705/1/012059

V b- CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Pacientes adultos con accidente cerebro vascular

Secuelas en miembro superior

BCI basado en imagen motora

Artículos en inglés y en español

Texto completo.

V c- CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

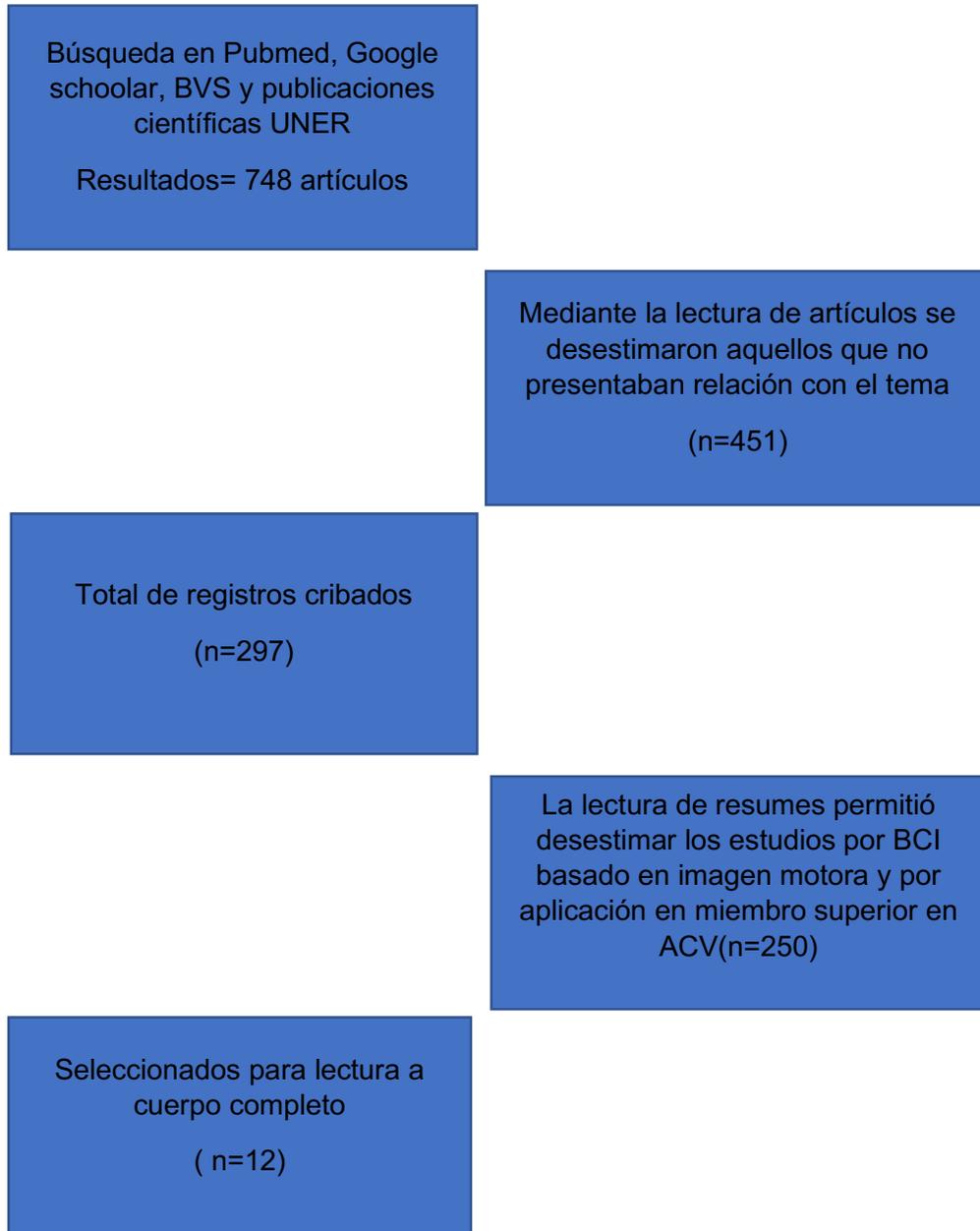
Otras patologías neurológicas

Secuelas en miembro inferior

BCI con aplicación en otros campos que no sean neurorrehabilitación

Artículos de más de 10 años de publicación.

V d- DIAGRAMA DE FLUJO



VI.RESULTADOS

La búsqueda bibliográfica dio como resultado 748 artículos que luego se pasar por un proceso de cribado, donde se descartaron los artículos duplicados, los que no estaban relacionados con la temática y los que no cumplieron con los criterios de inclusión, se seleccionaron 12 artículos que fueron incluidos en la revisión.

Se observa cierta heterogeneidad de criterios en la bibliografía con respecto a la aplicación de BCI -IM en la recuperación funcional de miembros superiores. La posibilidad de asociar BCI a diferentes métodos como FES, ROBÓTICA o RV da origen al estudio comparativo entre ellos. En este sentido la bibliografía consultada marca una cierta tendencia hacia la utilización de BCI-FES como la más explorada y prometedora en rehabilitación neurológica. Sin embargo, los tamaños de muestra son escasos aun, para aseverar datos estadísticos.

La relación entre la utilización del recurso terapéutico descrito y el impacto en las actividades de la vida diaria de los pacientes con secuelas de ACV en miembro superior, se establece en las escalas funcionales utilizadas como medidas de resultado, donde puede observarse que la mayoría de los artículos coinciden en la utilización de las mismas.

En general puede observarse que los autores marcan la necesidad de seguir explorando ciertos parámetros, condiciones, factibilidad de aplicación y tamaños de muestra entre otros, para ser considerado un recurso terapéutico fiable.

VI.a ARTÍCULOS INCLUIDOS EN EL ANÁLISIS

TÍTULO: Review on motor imagery based in BCI systems for upper limb post stroke neurorehabilitation: From designing to application. (Revisión de los sistemas BCI basados en imágenes motoras para la neurorrehabilitación posterior al ACV, del diseño a la aplicación)2020

AUTORES: Muhhamaad Ahmed Khan, Rig Das, Helle K, Inversen, Sadasivan Puthusserypady. <https://http://www.elsevier.com/locate/combiomed>

En esta revisión sistemática los autores seleccionaron 188 artículos según diferentes criterios. Describieron los diferentes métodos de rehabilitación basados en BCI e IM: FES, Sistemas asistidos por robótica (BCI-robotics) y modelos híbridos basados en realidad virtual (VR se combina con FES o robótica)

Hicieron un análisis comparativo de la aplicación de BCI asociados a los métodos mencionados, utilizando escalas de puntuaciones ARAT, FMA, 9 HOLE PEG test (Ver Anexo escalas) para evaluar resultados de la recuperación funcional de las extremidades superiores y se utilizaron modalidades de neuroimagen para validar las mejoras de las funciones cerebrales. (PET, MEG, fMRI, TMS, NIRS). (ver abreviaturas)

De la comparación entre los sistemas, observaron que los sistemas BCI-FES basados en MI son los más utilizados en rehabilitación neurológica por su factibilidad de implementación. Así mismo pudieron determinar que los resultados objetivos obtenidos en las escalas, no garantizaron la recuperación funcional del paciente y necesitaban que el paciente presentara algún grado de movimiento activo en los miembros superiores para acceder al estudio.

En los sistemas BCI- robotics, al ser la unidad robótica el efector del movimiento activado por BCI-MÍ podía ser aplicado en pacientes sin ningún grado de movimiento. Como factores limitantes observaron la necesidad de controlar los movimientos precisos y exactos en tiempo real por el robot y la falta de motivación del paciente para sostener el proceso de rehabilitación.

La combinación de BCIs con VR permitió incorporar tareas y actividades más motivadoras para el paciente lo cual generaba activación de otros circuitos cerebrales. De todos modos, este último sistema ha sido estudiado y desarrollado en pocos sujetos con ACV, siendo las muestras mayores en sujetos sanos.

TITULO: Brain computer interface for neurorehabilitation-its current status as a rehabilitation strategy post stroke. (Interfaces cerebro computadora para la neurorrehabilitación: su estado actual como estrategia de rehabilitación posterior al ACV) 2015.

AUTORES: L.E.H Van Dokkum, T Ward, I Laffont. Science Direct. ELSEVIER

Los autores describen las diferentes aplicaciones de BCI para restaurar la función motora del miembro superior post ACV. Establecen una comparativa diferencia entre este método terapéutico y los métodos convencionales de neurorrehabilitación y señalan que para la población de pacientes que presenta déficits severos con poco o ningún grado de movimiento la BCI asociada a IM, FES o RV podrían ser más prometedoras.

Prasad et. al integro un sistema BCI -IM basado en EEG, en miembro superior de pacientes con secuelas de ACV en 5 pacientes crónicos. La IM consistió en imaginar la realización de secuencias motoras y sensaciones cinestésicas asociadas a la misma, sin movimiento del MS. La retroalimentación de IM se proporcionó por un juego de computadora (juego de canasta de pelota) donde una pelota cae a velocidad constante desde la parte superior de la pantalla. La pelota debe colocarse en una canasta de destino que aparece en la parte inferior de la pantalla, izquierda o derecha según qué extremidad pretenda estimularse. Después de seis semanas de entrenamiento con dos sesiones por semana los pacientes mostraron mejoras en las medidas del ARAT test. Esto estaría asociado a una mejora o recuperación de la función del MS.

Mihara et al. A través de un sistema BCI basado fNIRS, reclutó 20 pacientes con secuelas de ACV en miembros superiores y basados en IM realizaron un paradigma de movimientos de flexión y extensión de los dedos. En este estudio comparativo, parte del grupo recibió retroalimentación relevante (la tarea dependía de la IM) y el resto retroalimentación falsa, (la retroalimentación visual no dependía de la actividad neuronal). Descubrieron que la retroalimentación relevante indujo una activación significativamente mayor en la corteza motora contralateral, así como puntajes más altos en la evaluación de imágenes cinestésicas motoras. La corteza premotora es fundamental para el control motor como para la generación de IM. La retroalimentación simulada se relaciona con la activación de la corteza parietal, más relacionada con las imágenes visuoespaciales asociadas a la memoria. Los resultados medidos por escala FMA-UE arrojaron ganancias funcionales en miembro superior.

Coffey y colegas desarrollaron BCI basado en EEG con un guante inflable (neumático) dedo de entrenamiento y extensión de muñeca, que inducía el movimiento de la mano, activado por MI.

TITULO: Applying a Brain Computer Interface to support motor imagery practice in people with stroke for upper limb recovery: a feasibility study.

(Aplicación de una interfaz cerebro computadora para apoyar la práctica de imágenes motoras en personas con ACV, para la recuperación de las extremidades superiores, un estudio de viabilidad)

AUTORES: Girijesh Prasad, Pawel Herman, Damien Coyle, Sussane Mc Donough, Jacqueline Crosbie.

El objetivo de este estudio fue trabajar para diseñar un protocolo de rehabilitación que ayude en la recuperación funcional de las extremidades superiores de pacientes con secuelas de ACV. Este estudio piloto utilizó el sistema BCI basado en imagen motora, para proporcionar un neurofeedback a los participantes a través de un juego de computadora.

En este sentido los autores reconocen la importancia del uso de BCI para proporcionar la participación objetiva del paciente en línea. “La BCI basada en EEG puede proporcionar una medida en línea de la actividad de IM y poder obtener así un registro objetivo.”

Cinco pacientes con ACV crónico realizaron IM asociada a BCI del miembro superior junto a la terapia física convencional, realizando dos sesiones por semana durante seis semanas. Cada sesión de IM tuvo una duración de 30 minutos al igual que la fisioterapia convencional.

Para este estudio de factibilidad se midieron los siguientes resultados: Tasa de asistencia (%), Índice de motricidad de miembros superiores (Ic), prueba de brazo de investigación de acción (ARAT), prueba de clavija de 9 orificios (NHPT) y fuerza de agarre (GS), fatiga y estado de ánimo y retroalimentación cualitativa. Estos resultados fueron registrados previos, durante y posterior a la intervención. (ver anexo escalas)

Para monitorear la influencia de la fatiga en la efectividad de la terapia se evaluó la sensación de fatiga. implicó completar una escala analógica visual EVA de 10 cm. La escala estaba marcada como “sin fatiga” en un extremo y “fatiga imaginable” en el otro. Como la fatiga y el estado de ánimo están relacionados, se evaluó de la misma manera. La escala

EVA para el estado de ánimo estaba marcada como “sin depresión” en un extremo y “tan mal como me podía sentir “en el otro.

Se observó una mejora positiva en al menos una de las medidas de resultado en todos los participantes lo cual estaría relacionado con mejoras en algún aspecto de la recuperación funcional de los pacientes que fueron reclutados para este estudio.

TITULO Brain machine interface- based training for improving upper extremity function after stroke: a meta-analysis for randomized controlled trial. (entrenamiento basado en la interfaz cerebro máquina para mejorar la función de las extremidades superiores después de un ACV: un metaanálisis de ensayos controlados. 2022

AUTORES: Yu-lei Xie , Yu -Xuan Yang, Hong Jiang, Xing-yu Duan, Li- Jing Gu, Wu Qing, Bo Zhang, and Yin Xu-Wang.

Esta revisión tuvo como objetivo proporcionar evidencia actualizada y de calidad sobre la eficacia y seguridad del entrenamiento basado en BCI sobre la función de las extremidades superiores después de un ACV. Se investigaron los efectos clínicos inmediatos del entrenamiento BCI sobre la funcionalidad de MS; las posibles diferencias de los efectos de tratamiento causados por diferentes dispositivos externos de BCI (FES, ROBOT y como impactarían los efectos clínicos en las AVD.

Se incluyeron un total de 17 estudios con 410 pacientes post ACV. El metaanálisis demostró que el entrenamiento basado en BCI mejoró significativamente la función de MMSS. El metaanálisis de subgrupos indicó que el entrenamiento basado en BCI mejora la función motora de miembro superiores tanto en pacientes sub agudos como crónicos y la combinación BCI-FES comparada con BCI-ROBOT fue más prometedora. Las medidas de resultado que se utilizaron fueron FMA-UE, MBI; Efectos adversos y Tasa de abandono. MBI (Modified Barthel Index).

Los autores informan haberse registrado efectos adversos como dolor de cabeza, presión arterial elevada, hipersensibilidad a electrodos o almohadillas, convulsiones transitorias leves y fatiga, concluyendo en que los efectos adversos no son graves y que modificando algunos parámetros pueden revertirse.

Los autores consideraron seguro y bien tolerado al entrenamiento BCI-FES aplicados para la recuperación funcional de la extremidad superior en pacientes post ACV. Sin embargo,

hay limitaciones en cuanto al número de estudios y tamaño de muestra y vale la pena aclarar que las tareas elegidas en la mayoría de los estudios también son limitadas, por ejemplo, paradigmas que se limitan a flexión o extensión de muñeca y dedos.

TITULO Brain- actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery after stroke

(FES activada por el cerebro provoca una recuperación motora duradera del brazo después de un ACV)

AUTORES: A Biasiucci, R Leeb, I Iturrate, S Perdakis, A Al-khodairy, T Corbet, etc.

En este estudio investigaron qué BCI asociada a FES, provoca una recuperación motora significativa, clínicamente relevante y duradera (los pacientes mantienen la recuperación funcional entre 6 y 12 meses después de la aplicación de la terapia) en pacientes con ACV crónico.

Se evaluó si la terapia FES activada por BCI dirigida a la extensión de la mano afectada podría producir mayor recuperación funcional comparada con la terapia FES simulada (no activado por actividad neuronal) y si los cambios en la neuroplasticidad estarían asociados a una mejora motora. Los grupos comparados previos a la intervención eran estadísticamente homogéneos: FMA-UE, tiempo de evolución, tipo de lesión, incluso en secuelas cognitivas, los dos grupos presentaban similares características.

Como medidas de resultado se utilizaron Escala del consejo de investigación médica (MRC), Escala de Ashworth modificada (MAS) y Escala Europea de accidente cerebrovasculares (ESS).

Los cambios más significativos para el grupo BCI-FES se notaron en MRC y FMA-UE, siendo parejos en el resto de las evaluaciones. Estas medidas de resultado se tomaron previa a la intervención, durante el proceso de intervención y posterior a ella, con un seguimiento entre 6 y 12 meses después.

Los autores intentan esclarecer cuáles serían los posibles mecanismos que subyacen a la intervención propuesta. Medido a través de EEG se observaron diferencias significativas a favor del grupo BCI, principalmente un aumento en la conectividad funcional entre las áreas motoras del hemisferio afectado y esto estaría relacionado con una mejora funcional.

TITULO: Creating new functional circuits for action via brain-machine interfaces

(creación de nuevos circuitos funcionales para la acción a través de interfaces cerebro-máquina) 2013

AUTORES: Amy L Orsborn, José M Carmena.

Los autores describieron la interpretación de los sistemas BCI como nuevos sistemas de circuito cerrado y cómo beneficiarían el estudio del aprendizaje y su relación con el control motor. La comprensión de estos mecanismos podría ayudar al nuevo desarrollo de neuroprótesis.

Los sistemas BMI pueden reemplazar los sistemas motores y sensoriales o ambos simultáneamente. Los BMI motores (eferentes) utilizan la actividad neuronal registrada para controlar dispositivos externos, mientras que los BMI sensoriales (aferentes) utilizan estimulación neuronal para transmitir información al cerebro. La combinación de ambos podría ser de ayuda para pacientes que carecen de retroalimentación somatosensorial.

En este artículo los autores plantean la aplicación de BMI en el aprendizaje motor y formación de habilidades. Por ejemplo, los mecanismos neuronales que subyacen a la adquisición, desarrollo y almacenamiento de habilidades motoras, podrían ser estudiados a través de BMI. Los sistemas BMI que reemplazan la función motora a través de una retroalimentación visual, activarán una zona cortical limitada (grupo de neuronas de la corteza motora primaria) comparada con el movimiento natural de la extremidad superior, pero a su vez comparten similitudes que serían claves. Las investigaciones sugieren fuertes conexiones entre el aprendizaje motor natural y los BMI aplicados para ese fin.

(Green y Kalaska -2011; Jackson Y Fetz -2011)

Explorar los mecanismos de aprendizaje motor que pudieran generar la aplicación de BCI-FES, contribuye a entender el proceso de rehabilitación de funciones alteradas o perdidas y en consecuencia diseñar tratamientos adecuados.

TITULO: EEG Event -Related Desynchronization of patients with stroke during motor imagery of hand movements

(Desincronización relacionada con eventos EEG de pacientes con ACV durante imágenes motoras del movimiento de la mano) 2016

AUTORES: Carolina B Tapering, Lucia C Carrere, Camila López y Carlos Ballario.

Este estudio fue desarrollado en Argentina, con la participación de UNER (Universidad Nacional de Entre Ríos y Fundación Rosarina de Neurorehabilitación)

En este artículo se presentan los resultados preliminares de un estudio cuyo objetivo fue evaluar los efectos de una terapia de neurorehabilitación basada en BCI y en FES para pacientes con secuelas crónicas de ACV isquémico. Se buscó favorecer la neuroplasticidad a través de la activación de la corteza cerebral ante la consigna de IM y la retroalimentación sensorial producida por la realización del movimiento del miembro superior afectado, utilizando FES.

De 40 pacientes evaluados, 8 cumplieron con criterios de inclusión para el estudio.

Fueron evaluados con escala de FM y Aschworth modificada (ASm) 30 días antes, el día anterior y el día después del tratamiento.

La actividad motora se evaluó con MAL (Motor activity Log) modificada, constituida por dos subescalas que evalúan el uso común (CU) y la calidad de movimiento del miembro afectado (CM) en las AVD.

Se utilizaron medidas goniométricas para evaluar la amplitud articular de MS.

Como resultado del estudio hubo mejoras significativas en todas las escalas de evaluación utilizadas. Los pacientes seleccionados, estaban en etapa crónica de ACV por lo cual la mejora no estaría asociada a una evolución natural del ictus. La activación neuronal casi simultánea provocada por la desincronización de IM detectada por BCI y por la retroalimentación visual, kinésica y propioceptiva generada por FES, podría haber facilitado la recuperación funcional. Esta retroalimentación sensorial reactiva la representación cortical del movimiento de la corteza motora, lo cual es reforzada otra vez en el nuevo intento de IM. Estas conclusiones pueden llevar a considerar a BCI-FES una alternativa terapéutica en la rehabilitación post ACV, de miembros superiores.

TITULO: Brain machine interfaces in neurorehabilitation for stroke.

(Interfaces cerebro máquina en neurorehabilitación del ACV)

AUTORES: Surjo R Soekadar, Niels Birbaumer, Mark W Slutzky, Leonardo G Cohen.

En el artículo se describe el concepto de “condicionamiento operante” como base de los mecanismos neurales que activaría el aprendizaje motor y por lo tanto la recuperación funcional. El término se refiere a una forma importante de aprendizaje o condicionamiento en donde el comportamiento está controlado principalmente por sus consecuencias.

Un estudio de caso inicial sugirió que el condicionamiento operante de SMR (ritmos sensoriomotores) ipsilesional puede ser beneficioso después de ACV (p. ej., Rozelle y Budzynski, 1995)

Basmajian et al ;(1982), Birmaumer y kohen (2007) desarrollaron un BCI basado en SMR que permitía a pacientes con secuelas severas en miembro superior controlar un dispositivo ortopédico y así abrir y cerrar la mano paralizada. Este sistema proporcionó retroalimentación sensorial inmediata, dependiendo de su actividad cortical ipsilesional (Buch et al 2008). El mecanismo hipotético de plasticidad neuronal implica la activación simultánea de entradas y salidas a la corteza motora, lo que desencadena la plasticidad de Hebb.

Otros grupos también han probado utilizar los SMR como método para monitorear y entrenar imágenes motoras. (Prasad et al 2010)

Ramos Marguialday et al. (2013) llevaron a cabo un ensayo clínico con 32 pacientes con secuelas motoras graves en miembro superior. Después de 20 sesiones de entrenamiento de BCI combinada con fisioterapia conductual dirigida a objetivos mostró mejoras motoras superiores comparada con entrenamiento de BCI simulada que recibió retroalimentación aleatoria. La evaluación neurofisiológica indicó que la recuperación motora se correlaciono con la presencia de potenciales evocados motores (MEP) de las extremidades superiores provocados en el hemisferio ipsilesional, lo que subraya la importancia de la integridad del tracto corticoespinal descendente (Jung et al 2012) y la integridad de las vías aferentes sensoriales (Shaikhouni et al.2013).

Si bien los resultados indican que, en condiciones específicas de ambiente y aprendizaje, es posible mejorar la recuperación funcional de pacientes con secuelas de ACV, muchos parámetros no están claros aún.

Algunos estudios incluyeron individuos con función motora residual, y cierta integridad de la vía motora y estos son parámetros que aún no están claros de unificar. Esta dificultad de objetivar algunos parámetros trae como consecuencia heterogeneidad de resultados en los estudios que se exploran en la bibliografía.

TITULO: Cortical plasticity following motor skill learning during mental practice in stroke.

Plasticidad cortical después del aprendizaje de habilidades motoras durante la práctica mental en ACV.

AUTORES: Stephen J page, Jerzy Szaflarski, James C Eliassen, Hai pan y Steven C Cramer.

Este estudio de datos controlados aleatorios observó que la práctica mental cuando se combina con una práctica repetitiva de tareas específicas (RTP) aumentaba el uso y la función del miembro superior alterado comparado con RTP sola.

Este estudio se realizó en 10 pacientes con ACV crónico, quienes recibieron sesiones de terapia de 30 min durante 10 semanas, de actividades funcionales de la vida diaria con el miembro superior afectado. Antes y después de la intervención se evaluaron los cambios a nivel cortical por resonancia magnética funcional. Las medidas de resultado se evaluaron por escalas FMA y ARAT

En todas las medidas de resultado hubo cambios positivos significativos que también se tradujeron en mejora funcional de AVD, al observarse movimiento visible de extensión y flexión de los dedos.

En cuanto al mapeo cortical se observaron aumentos de activación en flexión y extensión de la muñeca de la mano afectada a nivel de corteza motora y premotora y la corteza parietal superior ipsilateral. Estos cambios se correlacionan con las zonas anatómicas donde se observaron cambios funcionales.

TÍTULO: Entrenamiento de rehabilitación posterior a accidente cerebrovascular con un exoesqueleto de mano controlado por BCI basado en IM

AUTORES: Alejandro A Frolov, Olyesa Mokeiko, Román Lyukmanow, etc. (2017)

Los autores informan un estudio de ensayo clínico controlado con placebo en pacientes con secuelas graves de miembros superiores post ACV.

Se seleccionaron 74 pacientes que realizaron la tarea de imagen motora de abrir y cerrar la mano afectada, la actividad EEG cerebral relacionada con las IM se tradujo en el movimiento real de la mano afectada impulsados por un exoesqueleto. En un grupo control (n 14) los movimientos de la mano impulsados por exoesqueleto fueron independientes de la actividad cerebral.

Se compararon los resultados según test de ARAT y FUGL-Mayer, obteniendo mejoras funcionales más notorias en el grupo donde se utilizó BCI.

TÍTULO: Motor imagery-based brain computer interface combined with multimodal feedback to promote upper limb motor function after stroke. (Interfaz cerebro computadora basada en imágenes motoras combinada con retroalimentación multimodal para promover la función motora de las extremidades superiores después de un ACV) 2021.

AUTORES: Yi-Qian -Hu, Tian Hao Gao, jie Li, jiao-chao tao, Yu -Long Bai, Rong- Rong Lu.

Doce pacientes con secuelas motoras graves post ACV, en los miembros superiores fueron reclutados y asignados aleatoriamente en dos grupos: entrenamiento BCI basado en IM con retroalimentación multimodal (n=7) y entrenamiento en IM clásica (n=5)

Se utilizó la escala de Fugl- Meyer como medida de resultado primaria y como medida de resultado secundaria se evaluó el aumento de la extensión activa de la muñeca, la prueba de brazo de investigación (ARAT), la escala de estado motor (MAS) y el índice de Barthel modificado (BI)

El grupo entrenado en IM fue dirigido por un terapeuta calificado. Se instruyó a los pacientes para realizar IM de los movimientos de miembro superior en forma analítica primero y luego asociados a una tarea funcional. (alcanzar un objeto)

El grupo BCI basado en IM primero recibió retroalimentación sensorial en el dorso de ambas manos y retroalimentación visual (movimiento de manos virtuales con gafas VR). Después de ver el movimiento de la mano virtual en la pantalla, los pacientes debían realizar la IM de la tarea del mismo lado, agarre o extensión de muñeca. Se extrajeron las señales EEG para ser analizadas.

Los resultados se evaluaron según las escalas propuestas, donde se observó mejora significativa en el grupo BCI-IM en la escala FMA-UE y no así en el grupo control.

Ambos grupos mostraron mejoras significativas en MAS.

Las puntuaciones ARAT y BI modificado, no difirieron significativamente entre los dos grupos.

Se observó luego del estudio que dos pacientes de cada grupo pudieron extender activamente sus muñecas afectadas.

TITULO: Motor imagery Brain- computer interface rehabilitation system enhances upper limb performance and improves brain activity in stroke patients. A clinical study.

(El sistema de rehabilitación de interfaz cerebro computadora de imágenes motoras, mejora el rendimiento de las extremidades superiores y mejora la actividad cerebral en pacientes con ACV: un estudio clínico) 2023

AUTORES: Wenzhe liao, Jiahao li, Xuesong Zhang, Chen Li.

Este estudio se basó en un diseño de aplicación de rehabilitación BCI-MI utilizando EEG y retroalimentación de estimulación visual, auditiva y electromiografía.

Fueron seleccionados 40 pacientes con secuela de ACV isquémico hospitalizados, para este estudio que se dividieron aleatoriamente en grupos de MI y control.

El grupo MI recibió tratamiento de rutina sumado al BCI-MI y el grupo control solo recibió tratamiento de rutina.

Se utilizaron escalas de FMA-UE como medida de resultado primario y como medida de resultado secundaria puntuaciones de hombro, codo y muñeca.

Se utilizó la escala MAS para evaluar la función motora.

El grupo IM-BCI recibió retroalimentación visual y auditiva a través de un software E-pyme 3.0 (combinación de múltiples estímulos). Reproducía una secuencia de movimientos funcionales de las extremidades superiores en la pantalla (agarrar, colocar, levantar, soltar, rotar y otras acciones.) EEG reconoce las señales neurales y las transforma en comando de movimiento a través de FES.

El tratamiento duró 3 semanas, frecuencia 5 veces por semana, 60 min cada día.

El entrenamiento de rehabilitación de rutina consistió en entrenamiento de equilibrio de pie y sentado, entrenamiento de desplazamiento del centro de gravedad, entrenamiento de transferencias de cama a silla y viceversa, entrenamiento con elementos de asistencia, entrenamiento de actividades de la vida diaria. La administración del tratamiento fue igual al grupo IM.

Las puntuaciones en FMA fueron significativamente mayores en el grupo MI (imagen motora) que en el grupo control. Las puntuaciones de MAS fueron más altas en ambos grupos posterior al entrenamiento, habiendo más diferencia (aumento significativo) en el grupo MI.

VII.DISCUSIÓN

La búsqueda realizada permitió explorar artículos relacionados al objetivo propuesto del presente trabajo. Si bien se encontró relación entre la utilización de BCI en rehabilitación neurológica aplicada a secuelas de miembro superior en pacientes post accidente cerebro vascular, cada estudio consultado se enfocó en diferentes objetos de estudio.

Fueron consultados artículos que, si bien no cumplían con criterios de inclusión, como por ejemplo aplicación en miembros inferiores, pueden contribuir a la interpretación de los objetivos de estudio de este trabajo. Por ejemplo, la aplicación de BCI, como recurso terapéutico para mejorar la “capacidad funcional” en pacientes con secuelas neurológicas.

En cuanto a la asociación de diferentes métodos asociados con BCI, se han descrito FES, métodos asistidos por robot y realidad virtual. De estos enfoques mencionados, FES es ampliamente utilizado en rehabilitación neurológica. FES se ha utilizado como una unidad de asistencia al movimiento que se combina con el sistema BCI basado en imagen motora para permitir que el paciente realice el movimiento requerido con el apoyo proporcionado.

Algunos autores han descrito sistemas asistidos por robot, como ejemplos MIME (Mirror Image Motion Enabler), MIT-MANUS (Massachusetts Institute of Technology Manus), ARM (Assisted Rehabilitation Measurement) Guide y brazo robotico WAM (Whole Arm Manipulation)

Estos métodos han demostrado ser muy útiles en la rehabilitación de miembro superior parético, sin embargo, no proporcionan una conexión directa entre el patrón de IM y los movimientos ejecutados por el paciente. La mayoría de las acciones se realizan con un programa preestablecido por el terapeuta con lo cual el estado de atención del paciente y las iniciativas motoras no podrían explorarse completamente.

Otro uso de la BCI en rehabilitación está representado por la realidad virtual. La realidad virtual es una interfaz hombre computadora que hace que el usuario se sienta parte del entorno 3D generado por la computadora.

Según la búsqueda realizada Vourvopoulos et al. Incorporaron por primera vez la realidad virtual con el sistema BCI en 2016 y aparentemente hasta ahora la mayor investigación sobre este método ha sido desarrollada por este grupo. Entre algunos sistemas desarrollados se encuentra el NeuRow, un sistema BCI-VR con retroalimentación vibro táctil (háptica)

REINVENT en 2019 fue desarrollado como otro sistema de retroalimentación visual a través de una pantalla de computadora.

Lupu et al. Utilizaron un sistema de rehabilitación TRAVEE, que constaba de un auricular VR, dispositivo de monitoreo, dispositivo de estimulación FES y unidad de procesamiento.

Estos estudios preliminares determinaron que el mayor beneficio observado es la interacción del paciente. Dicha interacción constituye una importante motivación ya que reproduce entornos reales difíciles de lograr por ejemplo con la terapia convencional.

Así mismo, la precisión exacta del sistema aún es difícil de estimar y no se han encontrado indicios de que la VR por si sola pueda ser eficaz en comparación con otros métodos de rehabilitación.

Otros autores pudieron realizar un seguimiento a largo plazo posterior a la intervención terapéutica evaluando el efecto duradero de la utilización de BCI, de 6 a 12 meses posteriores a la aplicación (A Biasiucci et al) Estos resultados fueron evaluados con EEG, lo que demostró aumento de la conectividad funcional entre áreas motoras del hemisferio afectado que se correlacionaría con mejora funcional.

Un punto en común de los estudios consultados es la escasez de los números de muestras, no superando 100, argumentando que la posibilidad de reclutar pacientes que cumplan ciertos criterios de inclusión es un límite importante hasta el momento.

Si bien la mayoría de los estudios consultados fueron desarrollados en países con gran inversión en investigación científica, es relevante señalar que fueron encontrados en la bibliografía estudios hechos en Argentina, en la Universidad del litoral (Carolina B Taberning et. al) asociados a centros de rehabilitación del país.

Los artículos explorados, utilizaron escalas de medición similares para evaluar la capacidad funcional del miembro superior pre y post intervención. Sin embargo, muchos autores señalan que los resultados objetivos o analíticos, no serían proporcionales a los resultados funcionales. En este sentido, podría abrirse un amplio debate respecto de la interpretación de las escalas, que escaparía al objetivo de este trabajo.

Otro aspecto que exponen los estudios comparativos consultados, entre la aplicación de BCI y la terapia convencional, es englobar dentro de la terapia convencional recursos terapéuticos diferentes, sin discriminar las particularidades de cada uno.

VIII. CONCLUSIÓN

Las secuelas en miembro superior post accidente cerebrovascular son muy comunes y constituyen una limitación importante en la capacidad funcional y , en consecuencia, en las actividades de la vida diaria del individuo.

Comprender las deficiencias subyacentes a las limitaciones funcionales es una tarea compleja por varias razones. Las deficiencias no son estáticas, es decir a medida que avanza la recuperación motora el tipo y la naturaleza de la deficiencia puede cambiar. Por otro lado, múltiples deficiencias pueden estar presentes en el mismo momento y decidir la prioridad de abordaje puede ser complejo.

Desde el punto de vista de sus consecuencias funcionales, podemos analizar la deficiencia o limitación desde su impacto en el aprendizaje motor. Las secuelas limitantes llevarán a disminuir la integración de la extremidad superior afectada en las actividades de la vida diaria (“no uso aprendido”) y en consecuencia se desarrollarán estrategias compensatorias, que reforzarán patrones anormales o atípicos de movimiento.

La aplicación de interfaces cerebro computadoras en el ámbito de la rehabilitación neurológica, supone asociar el monitoreo de la actividad cerebral con dispositivos externos que contribuyen a la plasticidad neuronal y en consecuencia al aprendizaje motor y recuperación funcional.

Este trabajo de revisión bibliográfica exploró la utilización de BCI basado en imagen motora como recurso terapéutico en la recuperación funcional de miembro superior.

En la exploración realizada, no se encontró un único criterio de “secuelas en miembro superior”, algunos autores hablan de parálisis, espasticidad, limitación o ausencia de movilidad activa principalmente. Se puede interpretar que a los fines de limitar el objeto de estudio los autores se centren en algunos aspectos, de este modo es necesario señalar que las formas de presentación de secuelas y el impacto que representa en cada individuo requiere un análisis más amplio. La edad, la ocupación, el entorno familiar, la capacidad cognitiva del individuo entre otros deben ser considerados.

El paradigma sobre el cual se basaron los autores para desarrollar el concepto de recuperación funcional del miembro superior, no fue explicado claramente, pero se puede interpretar que las escalas de evaluación utilizadas en las mediciones fueron tomadas como parámetro principal. En este sentido no se encontró relación directa entre los resultados

medidos y el impacto en las actividades de la vida diaria. La posibilidad de transferir componentes de movimiento y función, alcanzados en la práctica clínica, a las actividades de la vida diaria, constituye un desafío aún de los profesionales que integran equipos de rehabilitación neurológica.

Un gran número de artículos consultados, se basaron en estudios comparativos entre los diferentes métodos que pueden asociarse a BCI, como FES, robótica (exoesqueletos) y realidad virtual. De la comparación de estos métodos asociados, se observó una marcada tendencia a la utilización de BCI y FES como mejor elección terapéutica en rehabilitación de miembro superior. En cuanto al acceso y la posibilidad de implementación en la práctica clínica este método fue el más explorado en la bibliografía consultada.

Continuar desarrollando este recurso terapéutico asociado a los diferentes métodos, con el objetivo de mejorar variables importantes como los números de muestra y los criterios de inclusión de los participantes marcan una tendencia en la bibliografía para hablar de recurso terapéutico prometedor en un futuro cercano.

IX. ANEXO ESCALAS

ARAT (Action research arm test)

PRUEBA DEL BRAZO DE INVESTIGACIÓN DE ARAT

OBJETIVO: Es una medida de observación de 19 ítems utilizada por profesionales de la salud para evaluar el rendimiento de las extremidades superiores (coordinación, destreza y funcionamiento) en poblaciones de recuperación de accidentes cerebrovasculares, lesiones cerebrales y esclerosis múltiple. El ARAT fue descrito originalmente por Lyle en 1981 como una versión modificada de la prueba de función de las extremidades superiores y se utilizó para examinar la recuperación funcional de las extremidades superiores después del daño de la corteza.

Los elementos que componen el ARAT se clasifican en cuatro subescalas (toma, agarre, pellizco y movimiento grueso) y se organizan en orden de dificultad creciente, con la tarea más difícil evaluada primero. Lyle propuso que este orden jerárquico mejoraría la eficiencia de las pruebas ya que el movimiento normal en los elementos más difíciles sería un indicativo de un desempeño exitoso en los elementos anteriores. El desempeño de la tarea se califica en una escala de 4 puntos, que va de 0 (sin movimiento) a 3 (movimiento normal)

EQUIPO REQUERIDO

Se requieren los siguientes materiales para la prueba.

Silla sin apoyabrazos

Mesa

Bloque de madera de varios tamaños

Pelota de cricket

piedras de afilar

Tubo de aleación

Arandela y tornillo

2 vasos

Canicas

Rodamiento de bolas

Tapa de latas

POSICIONAMIENTO

El posicionamiento estándar para el ARAT tiene al sujeto sentado en posición vertical en una silla con un respaldo firme y sin reposabrazos. La cabeza debe estar en una posición neutra, con los pies en contacto con el suelo. Esta postura corporal debe mantenerse durante todo el período de prueba, con el tronco en contacto con el respaldo de la silla. Se proporciona retroalimentación según sea necesario para evitar que el sujeto se ponga de pie, se mueva lateralmente o se incline hacia adelante

INSTRUCCIONES

Para garantizar que los elementos de la prueba se realicen unilateralmente y que la mano que no es la prueba permanezca visible durante la evaluación, se indica al sujeto que comience con ambos antebrazos en pronación y las manos apoyadas sobre la mesa. Las excepciones a esta regla son para tareas dentro de la categoría de movimiento grueso que requieren que el sujeto comience con la pronación bilateral del antebrazo y las manos apoyadas en el regazo. Luego, el administrador proporciona instrucciones al sujeto para realizar tareas dentro de las subescalas de agarre, agarre, pellizco y movimiento grueso, mientras califica al individuo en función de su desempeño en cada tarea. El administrador sigue las instrucciones provistas en la hoja de puntaje al instruir al sujeto sobre la tarea requerida.

Para las tareas de agarre (6 elementos), se instruye al sujeto para que levante los materiales de prueba desde la superficie de la mesa hasta un estante ubicado a 37 cm por encima del punto de partida. Para tareas relacionadas con el agarre (4 artículos), el individuo toma los materiales de prueba y los mueve de un lado a otro de la mesa. Las tareas de pellizco (6 ítems) requieren que el sujeto realice movimientos similares a los de la subescala de agarre, pero con el uso de un agarre de pinza de motricidad fina en su lugar. Las tareas de movimiento grueso (3 ítems) requieren que el individuo mueva su brazo de prueba a diferentes posiciones de descanso, incluso encima de la cabeza, detrás de la cabeza o hacia la boca.

PUNTUACION E INTERPRETACION

Los 19 ítems que componen el ARAT se puntúan utilizando una escala ordinal de 4 puntos, de la siguiente manera:

0= sin movimiento

1= la tarea de movimiento se realiza parcialmente

2= La tarea de movimiento se completó, pero toma demasiado tiempo

3 = El movimiento se realiza normalmente.

Como lo describe Lyle: Primero se pide a los sujetos que realicen la tarea más difícil dentro de una subescala. Si un sujeto realiza la tarea adecuadamente con un movimiento normal, se le asigna un 3 en este ítem y en todos los ítems restantes dentro de una subescala. Una puntuación entre 0 y 2 en el primer ítem sugiere que se debe evaluar la segunda tarea (menos difícil). Es poco probable que los sujetos con una puntuación de 0 en el segundo elemento de la tarea tengan éxito en los elementos de la escala subsiguientes y obtengan una puntuación de 0 en las tareas restantes dentro de una categoría. Por lo tanto, no se evalúan las tareas restantes de nivel moderado dentro de una subescala. De lo contrario, se deben realizar todos los elementos de prueba dentro de una categoría. En consecuencia, se les puede pedir a los sujetos que realicen entre 4 y 19 tareas dependiendo de su desempeño.

Los puntajes en el ARAT pueden variar de 0 a 57 puntos, con un puntaje máximo de 57 puntos que indica un mejor desempeño. No hay puntos de corte ya que esta evaluación es continua y se basa en la movilidad observada de un sujeto. El ARAT se puede utilizar para predecir la recuperación funcional de la extremidad superior en la rehabilitación del accidente cerebrovascular. Las puntuaciones de menos de 10 puntos, entre 10 y 56 puntos y 57 puntos se correlacionan con una recuperación deficiente, moderada y buena, respectivamente.

**EVALUACION FUNCIONAL EESS
TERAPIA OCUPACIONAL**

ACTION RESEARCH ARM TEST

Nombre Paciente _____

Fecha Evaluación _____ Procedencia _____

Instrucciones

La evaluación consta de cuatro sub-pruebas: prehensión gruesa, agarre, pinza y movimiento grueso. Las tareas en cada sub-prueba están ordenadas de tal manera que:

- Si el sujeto logra realizar la primera tarea de la sub-prueba, se registra el puntaje máximo para esa sub-prueba, sin necesidad de que le sea administrados las demás tareas.
- Si el sujeto no logra realizar la primera ni la segunda tarea de la sub-prueba, se registra el puntaje cero, y no se hace necesario administrar las demás tareas.
- De otra manera el paciente debe completar todas las tareas de la sub-prueba.

Puntuación

- 0: Ningún movimiento es posible
- 1: Movimiento parcialmente realizado
- 2: Movimiento realizado, pero anormalmente
- 3: Movimiento realizado normalmente

Evaluación

1. Sub-Prueba Prehensión Gruesa (vertical)

Tarea	Izq	Der	Observaciones
Tomar cubo de madera 10 cm.			Si logra puntaje 3, registrar un total de 18 ptos., y saltar a Sub-Prueba Agarre
Tomar cubo de madera 2.5 cm.			Si logra puntaje 0, registrar un total de 0 ptos., y saltar a Sub-Prueba Agarre
Tomar cubo de madera 5 cm			
Tomar cubo de madera 7.5 cm.			
Tomar pelota de 7.5 cm diámetro			
Tomar pieza de 10 x 2.5 x 1.0 cm			

2. Sub-Prueba Agarre (horizontal)

Tarea	Izq	Der	Observaciones
Verter agua desde un vaso a otro			Si logra puntaje 3, registrar un total de 12 ptos., y saltar a Sub-Prueba Pinza
Tubo de 2.25 cm.			Si logra puntaje 0, registrar un total de 0 ptos., y saltar a Sub-Prueba Pinza
Tubo de 1 x 16 cm.			
Perno y tuerca de 3.5 cm .			

Imagen Escala Research Arm test (ARAT)

3. Sub-Prueba Pinza (vertical)

Tarea	Izq	Der	Observaciones
Sostener pelota de 6mm entre pulgar y dedo anular			Si logra puntaje 3, registrar un total de 18 ptos., y saltar a Sub-Prueba Mov. Grueso
Sostener bolita de 1.5 cm entre pulgar y dedo índice			Si logra puntaje 0, registrar un total de 0 ptos., y saltar a Sub-Prueba Mov. Grueso
Sostener pelota de 6mm entre pulgar y dedo medio			
Sostener pelota de 6mm entre pulgar y dedo índice			
Sostener bolita de 1.5 cm entre pulgar y dedo anular			
Sostener bolita de 1.5 cm entre pulgar y dedo medio			

4. Sub-Prueba Movimiento Grueso

Tarea	Izq	Der	Observaciones
Colocar mano detrás de la cabeza			Si logra puntaje 3, registrar un total de 9 ptos., y terminar evaluación
Si logra puntaje 0, registrar un total de 0 ptos., y terminar evaluación			
Colocar mano encima de la cabeza			
Colocar mano encima de la boca			

PUNTAJE TOTAL _____**T.O.** _____

VALORACIÓN DE FUGL-MEYER EXTREMIDAD SUPERIOR

La evaluación de Fugl-Meyer es una escala que se puede utilizar para la investigación y la clínica en el miembro superior.

La FMA mide la recuperación motora en datos objetivos. Se considera una de las evaluaciones más completas para cuantificar el deterioro motor tras un ACV.

Se divide en cuatro dominios:

Función motora (movimientos reflejos y voluntarios de las extremidades)

Equilibrio

Actividad sensorial

Movilidad articular y dolor en las articulaciones.

Cuenta con 113 ítems. Cada ítem se puntúa con 0,1,2 de menor a mayor funcionalidad. La puntuación total es de 226 puntos.

VALORACIÓN DE FUGL-MEYER **Identificación:**

EXTREMIDAD SUPERIOR (FMA-ES) **Fecha:**

Valoración de la función sensoriomotora **Examinador:**

Fugl-Meyer AR, Jääskö L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient. A method for evaluation of physical performance. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine 1975, 7:13-31.

A. EXTREMIDAD SUPERIOR, posición sedente					
I. Actividad refleja		ning.	puede ser provocada		
Flexores: Bíceps y flexores de los dedos (al menos uno)		0	2		
Extensores: Tríceps		0	2		
Subtotal I (máx. 4)					
II. Movimiento voluntario dentro de sinergias, sin ayuda gravitacional		ning.	parcial	total	
Sinergia flexora: Mano desde rodilla contralateral hasta oído ipsilateral. Desde la sinergia extensora (aducción de hombro/rotación interna, extensión del codo, pronación del antebrazo) hasta la sinergia flexora (abducción del hombro /rotación externa, flexión del codo, supinación del antebrazo).	Hombro	Retracción	0	1	2
		Elevación	0	1	2
		Abducción (90°)	0	1	2
		Rotación externa	0	1	2
	Codo	Flexión	0	1	2
		Antebrazo	Supinación	0	1
	Sinergia extensora: Mano desde el oído ipsilateral hasta la rodilla contralateral	Hombro	Aducción/rotac. inter	0	1
Codo		Extensión	0	1	2
Antebrazo		Pronación	0	1	2
Subtotal II (máx. 18)					
III. Movimiento voluntario mezclando sinergias, sin compensación		ning.	parcial	total	
Mano hasta la columna lumbar Mano sobre regazo	No puede realizar, mano en frente a espina iliaca antero-superior		0	1	2
	Mano detrás de espina iliaca antero-superior (sin compensación)				
	Mano hasta la columna lumbar (sin compensación)				
Flexión de hombro 0°-90° Codo a 0° Pronación-supinación 0°	Abducción inmediata o flexión de codo		0	1	2
	Abducción o flexión de codo durante movimiento				
Pronación-supinación Codo a 90° Hombro a 0°	90° de flexión, no abducción de hombro ni flexión de codo		0	1	2
	No pronación/supinación, imposible posición inicio				
	Pronación/supinación limitada, mantiene posición de inicio				
Subtotal III (máx. 6)					
IV. Movimiento voluntario con poca o ninguna sinergia		ning.	parcial	total	
Abducción de hombro 0°-90° Codo a 0° Antebrazo pronado	Supinación inmediata o flexión de codo		0	1	2
	Supinación o flexión de codo durante movimiento				
	90° de abducción, mantiene extensión y pronación				
Flexión de hombro 90°-180° Codo a 0° Pronación-supinación 0°	Abducción inmediata o flexión de codo		0	1	2
	Abducción o flexión de codo durante movimiento				
Pronación/supinación Codo a 0° Hombro a flexión de 30°-90°	Flexión de 180°, no abducción de hombro o flexión de codo		0	1	2
	No pronación/supinación, imposible posición inicio				
	Pronación/supinación limitada, mantiene posición de inicio				
Subtotal IV (máx. 6)					
V. Actividad refleja normal evaluada solo si se logra puntaje total de 6 en parte IV					
Bíceps, Tríceps, Flexores de dedos	0 puntos en parte IV o 2 de 3 reflejos marcadamente hiperactivos		0	1	2
	1 reflejo marcadamente hiperactivo o al menos 2 reflejos enérgicos				
	Máximo de 1 reflejo enérgico, ninguno hiperactivo				
Subtotal V (máx. 2)					
Total A. EXTREMIDAD SUPERIOR (máx. 36)					

Imagen Escala Fugl-Meyer -extremidades superiores.

B. MUÑECA se puede dar apoyo en el codo para adoptar o mantener la posición, no apoyo en muñeca, verifique rango pasivo de movimiento antes de realizar prueba		ning.	parcial	total
Estabilidad a flexión dorsal de 15° Codo a 90°, antebrazo pronado Hombro a 0°	Flexión dorsal activa menor de 15° 15° de Flexión dorsal, no tolera resistencia Mantiene flexión dorsal contra resistencia	0	1	2
Flexión dorsal/volar repetida Codo a 90°, antebrazo pronado Hombro a 0° leve (flexión de los dedos)	No puede realizar voluntariamente Rango de movimiento activo limitado Rango de movimiento activo completo, fluido	0	1	2
Estabilidad a flexión dorsal de 15° Codo a 0°, antebrazo pronado Leve flexión/abducción de hombro	Flexión dorsal activa menor de 15° 15° de flexión dorsal, sin resistencia Mantiene posición contra resistencia	0	1	2
Flexión dorsal/volar repetida Codo a 0°, antebrazo pronado Leve flexión/abducción de hombro	No puede realizar voluntariamente Rango de movimiento activo limitado Rango de movimiento activo completo, fluido	0	1	2
Circunducción Codo a 90°, antebrazo pronado, hombro a 0°	No puede realizar voluntariamente Movimiento brusco o incompleto Circunducción completa y suave	0	1	2
Total B (máx. 10)				
C. MANO se puede dar apoyo en el codo para mantener flexión de 90°, no apoyo en la muñeca, compare con mano no afectada, los objetos están interpuestos, agarre activo		ning.	parcial	total
Flexión en masa	Desde extensión total activa o pasiva	0	1	2
Extensión en masa	Desde flexión total activa o pasiva	0	1	2
AGARRE				
a. Agarre de gancho flexión en IFP y IFD (dígitos II – V) Extensión en MCF II-V	No puede realizar Puede mantener posición pero débil Mantiene posición contra resistencia	0	1	2
b. Aducción de pulgar 1er CMC, MCF, IFP a 0°, trozo de papel Entre pulgar y 2da articulación MCF	No puede realizar Puede sostener papel pero no contra tirón Puede sostener papel contra tirón	0	1	2
c. Agarre tipo pinza, oposición Pulpejo del pulgar, contra pulpejo del 2do dedo, se tira o hala el lápiz hacia arriba	No puede realizar Puede sostener lápiz pero no contra tirón Puede sostener lápiz contra tirón	0	1	2
d. Agarre cilíndrico Objeto en forma cilíndrica (pequeña lata) Se tira o hala hacia arriba con oposición en dígitos I y II	No puede realizar Puede sostener cilindro pero no contra tirón Puede sostener cilindro contra tirón	0	1	2
e. Agarre esférico Dedos en abducción/flexión, pulgar opuesto, bola de tenis	No puede realizar Puede sostener bola pero no contra tirón Puede sostener bola contra tirón	0	1	2
Total C (máx. 14)				
D. COORDINACIÓN/VELOCIDAD después de una prueba con ambos brazos, con los ojos vendados, punta del dedo índice desde la rodilla hasta la nariz, 5 veces tan rápido como sea posible		marcado	leve	ninguno
Temblores	Al menos 1 movimiento completo	0	1	2
Dismetría	Pronunciada o asistemática	0		
	Leve y sistemática		1	2
	No dismetría			
		> 6s	2 - 5s	< 2s
Tiempo Inicio y final con la mano sobre la rodilla	Al menos 6 seg. más lento que el lado no afectado 2-5 seg. más lento que el lado no afectado Menos de 2 segundos de diferencia	0	1	2
Total D (máx. 6)				
Total A-D (máx. 6)				

NINE HOLE -PEG TEST (PRUEBA DE CLAVIJA DE 9 AGUJEROS)

OBJETIVO

La prueba de clavija de nueve agujeros (9HPT) se utiliza para medir la destreza de los dedos en pacientes con diversos diagnósticos neurológicos.

Equipamiento requerido:

- Tablero (madera o plástico): con 9 agujeros (10 mm de diámetro, 15 mm de profundidad), separados por 32 mm o 50 mm
- Un contenedor para las clavijas: caja cuadrada (100 x 100 x 10 mm) separada del tablero o un plato redondo poco profundo al final del tablero.
- 9 clavijas (7 mm de diámetro, 32 mm de longitud).
- un cronómetro

Descripción:

- Indique al paciente que tome las clavijas de un recipiente, una por una, y las coloque en los orificios del tablero, lo más rápido posible, usando solo la mano que se está evaluando.
- Luego, indíquele al paciente que retire las clavijas de los orificios, una por una, y vuelva a colocarlas en el recipiente.
- El evaluador debe iniciar el cronómetro tan pronto como el paciente toque la primera clavija.
- El evaluador debe detener el cronómetro una vez que la última clavija esté en el recipiente.

Puntuación:

- El número de segundos que tarda el paciente en completar la prueba.
- Puntuación alternativa: se puede registrar el número de clavijas colocadas en 50 o 100 segundos. En este caso, los resultados se expresan como el número de clavijas colocadas por segundo.

ÍNDICE DE BARTHEL

El IB fue uno de los primeros intentos de cuantificar la discapacidad en el campo de la rehabilitación física, aportando un fundamento científico a los resultados que obtenían los profesionales de rehabilitación en los programas de mejora de los niveles de dependencia de los pacientes. El IB es una medida simple en cuanto a su obtención e interpretación, fundamentada sobre bases empíricas. Se trata de asignar a cada paciente una puntuación en función de su grado de dependencia para realizar una serie de actividades básicas. Los valores que se asignan a cada actividad dependen del tiempo empleado en su realización y de la necesidad de ayuda para llevarla a cabo. Las AVD incluidas en el índice original son diez: comer, trasladarse entre la silla y la cama, aseo personal, uso del retrete, bañarse/ ducharse, desplazarse (andar en superficie lisa o en silla de ruedas), subir/bajar escaleras, vestirse/desvestirse, control de heces y control de orina. Las actividades se valoran de forma diferente, pudiéndose asignar 0, 5, 10 o 15 puntos. El rango global puede variar entre 0 (completamente dependiente) y 100 puntos (completamente independiente). El IB aporta información tanto a partir de la puntuación global como de cada una de las puntuaciones parciales para cada actividad. Esto ayuda a conocer mejor cuáles son las deficiencias específicas de la persona y facilita la valoración de su evolución temporal.

La elección de las actividades que componen el IB fue empírica, a partir de las opiniones de fisioterapeutas, enfermeras y médicos. El IB, por tanto, no está basado en un modelo conceptual concreto, es decir, no existe un modelo teórico previo que justifique la elección de determinadas actividades de la vida diaria o la exclusión de otras.

Comer

0 = incapaz

5 = necesita ayuda para cortar, extender mantequilla, usar condimentos, etc.

10 = independiente (la comida está al alcance de la mano)

Trasladarse entre la silla y la cama

0 = incapaz, no se mantiene sentado

5 = necesita ayuda importante (una persona entrenada o dos personas), puede estar sentado

10 = necesita algo de ayuda (una pequeña ayuda física o ayuda verbal)

15 = independiente

Aseo personal

0 = necesita ayuda con el aseo personal.

5 = independiente para lavarse la cara, las manos y los dientes, peinarse y afeitarse.

Uso del retrete

0 = dependiente

5 = necesita alguna ayuda, pero puede hacer algo sólo.

10 = independiente (entrar y salir, limpiarse y vestirse)

Bañarse/Ducharse

0 = dependiente.

5 = independiente para bañarse o ducharse.

Desplazarse

0 = inmóvil

5 = independiente en silla de ruedas en 50 m.

10 = anda con pequeña ayuda de una persona (física o verbal).

15 = independiente al menos 50 m, con cualquier tipo de muleta, excepto andador.

Subir y bajar escaleras

0 = incapaz

5 = necesita ayuda física o verbal, puede llevar cualquier tipo de muleta.

10 = independiente para subir y bajar.

Vestirse y desvestirse

0 = dependiente

5 = necesita ayuda, pero puede hacer la mitad aproximadamente, sin ayuda.

10 = independiente, incluyendo botones, cremalleras, cordones, etc

Control de heces:

0 = incontinente (o necesita que le suministren enema)

5 = accidente excepcional (uno/semana)

10 = continente

Control de orina

0 = incontinente, o sondado incapaz de cambiarse la bolsa.

5 = accidente excepcional (máximo uno/24 horas).

10 = continente, durante al menos 7 días.

Total = 0-100 puntos (0-90 si usan silla de ruedas)

ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA

La escala de Ashworth, también denominada escala de espasticidad de Ashworth, es un instrumento diagnóstico utilizado para medir el tono y la espasticidad muscular.

Esta escala fue originalmente creada por Ashworth en 1964 y posteriormente en 1989 fue modificada por Bohannon y Smith en lo que se conoce actualmente como la escala de Ashworth modificada.

Este instrumento consta de una escala clínica de valoración subjetiva que permite valorar de forma directa la espasticidad muscular desde el nulo aumento de tono muscular, hasta la rigidez extrema a la hora de flexionar o extender los músculos.

La escala de Ashworth fue validada con pacientes neurológicos con diferentes grados de espasticidad y ha mostrado una gran fiabilidad Inter observador, tanto en la evaluación de la espasticidad de los flexores del codo, como en la medición de la espasticidad de flexores plantares.

La escala modificada agrega elementos que incluyen el ángulo en el que aparece la resistencia, controlando la velocidad de movimiento pasivo con un recuento de 1 segundo. Esta versión mejorada es fácil de utilizar y sirve para todas las articulaciones (aunque rinde mejor con las extremidades superiores). No obstante, sigue teniendo puntos que mejorar, en el grado de discriminación (entre los grados +1 y -1) o la sensibilidad.

ÍTEMS Y APLICACIÓN DE LA ESCALA

La escala de Ashworth modificada contiene cinco ítems principales, en una graduación del 0 al 4, incluyendo un ítem adicional en la escala 1.

Al ser una escala de valoración subjetiva, la puntuación depende de la apreciación personal del profesional sanitario que la aplica. Es importante saber que esta escala es hetero administrada, ya que ni el paciente ni el personal no cualificado es apto para su aplicación.

Tras observar al paciente, el profesional deberá asignar valores de 0 a 4, con el siguiente significado:

- 0: Tono muscular normal, ausencia total de incremento del tono muscular.
- 1: Hipertonía leve: consiste en un aumento del tono muscular, ya sea mediante flexión o extensión. Puede observarse a través de la palpación o la relajación e implica cierta resistencia al final del arco del movimiento muscular.
- 1+: Leve aumento en la resistencia de la respuesta muscular al movimiento en flexión o extensión, seguida de una mínima resistencia en todo el resto del arco de recorrido (menos de la mitad). Este ítem complementa el anterior,
- 2: Hipertonía moderada: este ítem implica un notable incremento en la resistencia del músculo durante la mayor parte del arco del movimiento articular, a pesar de que la articulación se mueve con facilidad y no limita en exceso su movimiento.
- 3: Hipertonía intensa: consiste en un marcado aumento de la resistencia muscular e implica que el movimiento pasivo se ejecuta con dificultad.
- 4: Hipertonía extrema: este último ítem implica que las partes afectadas están completamente rígidas, en flexión o extensión, incluso cuando se mueven de forma pasiva.

La escala de Ashworth modificada cuenta con varios estudios psicométricos que han valorado sus propiedades psicométricas con el fin de testar la eficacia y la fiabilidad para medir y evaluar la espasticidad y la hipertonía muscular.

- La escala de Ashworth es fiable, útil y válida, ya que responde correctamente al movimiento pasivo realizado por el profesional sanitario en una articulación concreta.
- La escala modificada posee una mayor variedad de ítems que su antecesora, debido a que la evaluación la realiza por articulaciones y en cada hemicuerpo del sujeto. También existen ciertas diferencias en el proceso de evaluación.
- El instrumento diagnóstico es una herramienta evaluativa que propicia una valoración idónea al requerir medidas clínicas cuantitativas del compromiso de la espasticidad de cada sujeto.
- Resulta una herramienta adecuada para evaluar la espasticidad a lo largo del tiempo y, de este modo, poder realizar un seguimiento de la mejoría del paciente.
- El coeficiente de fiabilidad de la prueba tiende a su máxima expresión, por lo que la escala parece ser un instrumento libre de errores aleatorios, al observarse que

las puntuaciones de diagnósticos sucesivos han resultado estables en las distintas evaluaciones.

- La escala de Ashworth modificada ha resultado ser un instrumento fiable, tanto para la evaluación de la espasticidad en miembros superiores como en miembros inferiores.
- Uno de los aspectos negativos de la escala es que parece tener bajos niveles de sensibilidad cuando existe escasa variabilidad en el grado de espasticidad de los sujetos.
- Al ser un instrumento subjetivo, existen limitaciones relacionadas con el perfil propio de cada profesional evaluador.

MEDICAL RESEARCH COUNCIL SCALE

MRC son las siglas de Medical Research Council (Consejo de Investigación Médica), que es la institución que establece la norma para las pruebas de fuerza muscular. La fuerza se puede clasificar en un nivel de cero a cinco.

Los niveles son los siguientes:

Grado 0: El paciente no puede activar el músculo, por lo que no se observa ningún movimiento.

Grado 1: el paciente puede activar el músculo, sin mover la extremidad. Por lo tanto, durante la palpación del músculo sólo se ve o se siente un rastro o un parpadeo de movimiento.

Grado 2: el movimiento en toda la gama de movimientos sólo puede producirse si se elimina la gravedad.

Grado 3: el paciente puede superar la gravedad y moverse en toda la gama de movimientos sin que el examinador oponga resistencia.

Grado 4: debilidad con resistencia. De este modo, el paciente puede moverse en toda la gama de movimientos con una resistencia moderada por parte del examinador.

Grado 5: fuerza completa. Para que el paciente pueda moverse por todo el rango de movimiento contra la resistencia total.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICA

1. Bahit MC, Coppola ML, Riccio PM, et al. First-Ever Stroke and Transient Ischemic Attack Incidence. *Stroke* 2016 Jun;47(6): 1640-1642.
2. Melcon CM, Melcon MO. Prevalence of stroke in an Argentine community. *Neuroepidemiology* 2006;27 (2):81-88.
3. Patel MD, Honvoh G, Fernández A, Cadena R, Kelly E, Mc Daniel P, et al. Availability of Hospital Resources and Specialty Services for Stroke Care in North Carolina. *South Med J*. 2019 Jun;112 (6) :331-337.
4. Winstein CJ, Stein J, Arena R, Bates B, Cherney L, Cramer S, et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2016 Jun;47(6): 98-169.
5. Kissela BM, Khoury JC, Alwell K, Moomaw CJ, Woo D, Adeoye O, Flaherty ML, et al. Age at stroke: temporal trends in stroke incidence in a large, biracial population. *Neurology*. 2012 Oct 23;79 (17) :1781-7.
6. Nudo RJ. Neural bases of recovery after brain injury. *Journal of Communication Disorders*. 2011 Sep-Oct;44 (5): 515-20. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21600588/>
7. Dimyan M A, Cohen LG. Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nat Rev Neurol* 2011 Feb; (7):76-85.
8. Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr Opin Neurol*. 2006 Feb;19(1):84-90.
9. Mclellan DL. Spasticity: disorder motor control. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1981 Oct;44(10):961.
10. Li S, Francisco GE. New insights into the pathophysiology of post-stroke spasticity. *Front Hum Neurosci*. 2015 Apr 10. Disponible en: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00192>
11. Terradillos E, Solesio-Jofre E, Benito M, Castrillo A, Mangas B, Almería A, et al. La clasificación internacional de funcionamiento (CIF) en la elaboración de un protocolo de evaluación de daño cerebral. *Trauma Fund Mapfre* 2012 vol 23 (2) 123-129.

12. Mc Crea P, Eng J, Hodgson A. La activación muscular saturada contribuye a las estrategias de alcance compensatorias después del accidente cerebrovascular. *Neurofisiol* 2005 nov; 94 (5) :2999-3008
13. Raghavan P. Upper Limb Motor Impairment After Stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2015 Nov; 26 (4):599-610.
14. Huang V, Hait A, Mazzone P, Krakauer J. Rethinking motor learning and saving in adaptation paradigms: model-free memory for successful actions combines with internal models *Neuron* 2011 may; 70 (4) 787- 801
15. Anguera JA, Reuter-Lorenz PA, Willingham DT, Seidler RD. Contributions of spatial working memory to visuomotor learning. *J Cogn Neurosci* 2010 Sep;22 (9):1917-30.
16. Holmes NP, Spence C. The body schema and the multisensory representation(s) of peripersonal space. *Cogn Process*. 2004 jun;5(2):94-105.
17. Quaney BM, He J, Timberlake Dodd K, Carr C. Visuomotor training improves stroke-related ipsilesional upper extremity impairments. *Neurorehab and Neurorep* 2010, 24 (1):52-61. <http://nnr.sagepub.com>
18. Raghavan P, Krakauer JW, Gordon A. Impaired anticipatory control of fingertip forces in patients with a pure motor or sensorimotor lacunar syndrome. *Brain* 2006 129 (6) 1415-1425. Disponible en: <https://doi.org/10.1093/brain/awl070>
19. Mc Ewen S.E, Huijbregts M.P, Ryan JD, Polatajko J, Cognitive strategy use to enhance motor skill acquisition post stroke: a critical review *Brain Inj*. 2009 Apr; 23 (4):263-277.
20. García Carrasco D y Cantalapiedra Efectividad de la imaginación o práctica mental en la recuperación funcional tras el ictus: una revisión sistemática. *Neurol*. 2016 ene-feb ;31 (1): 43-52.
21. Lotze M, Cohen LG. Volition and imagery in neurorehabilitation. *Cogn Behav Neurol*. 2006 Sep;19 (3):135-40.
22. Jackson PL, Lafleur MF, Malouin F, Richards C, Doyon J. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Arch Phys Med Rehab*. 2001 Aug; 82 (8):1133-41.

23. Solododkin A, Hlustik P, Chen EE, Small SL. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cereb Cortex*. 2004 Nov;14(11):1246-55. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15166100/>
24. Sabari JS. Motor learning concepts applied to activity-based intervention with adults with hemiplegia. *Am J Occup Ther*. 1991 jun;45 (6):523-30.
25. Nair D, Purcott KL, Fuchs A, Kelso Scott JA. Cortical and Cerebellar activity of the human brain during imagined and executed unimanual and bimanual actions sequences: a functional RMI study. *Brain Res Cogn* 2003 feb:15 (3) 250-260. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12527099/>
26. Huang VS, Krakauer JW. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *Neuroeng Rehabil*. 2009 feb 25; 6:5. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2653497/>
27. Jiménez Diaz. Aprendizaje motor y feedback: una revisión de la literatura. *Revista iberoamericana de ciencias de la actividad física y el deporte*. 2029 ;(3):42-58
28. SC Cramer, Mriganka S, Dobkin B, O'brien C, Sanger TD, Trojanowski JQ, et al. Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain* 2011 jun; 134 (6): 1591-1609. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3102236/>
29. Zeilling G, Defrin R, Weingarden H, Gaidoukov E, Rivel M. Dolor de hombro hemipléjico: evidencia de origen neuropático. *Dolor* 2013 ;154 :263-271
30. Prince DA, Parada I, Scalise K, Graber K and Shen. Epilepsy following cortical injury: cellular and molecular mechanisms as targets for potentials prophylaxis. *Ep* 2009 Feb 50(suppl 2): 30-40. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2710960/>
31. Ramos-Murguialday A, Broetz D, Rea M, Läer L, Yilmaz O, Brasil FL, et al. Brain-machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study. *Ann Neurol*. 2013 Jul; 74(1):100-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23494615>
32. Leamy DJ, Kocijan J, Domijan K, Duffin J, Roche R, Commins S, et al. An exploration of EEG features during recovery following stroke-implications for BCI -mediated neurorehabilitation therapy. *Neuroeng, Rehab* 2014 jan 28;11:9.

- 33 y 34. Vogt S, Di Rienzo F, Collet C, Collins A, Guillot A. Multiple roles of motor imagery during action observation. *Front Hum Neurosc* 2013 nov vol 7. Disponible en: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2013.00807/abstract>
35. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroim*. 2008 Jul 15;41(4): 1471-83. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18479943/>
- 36 y 37. E.Mellet, L Petit, B Mazoyer, Denis M, Tzourio N. Reopening the mental imagery debate. *Neuroim*. 19988;(2):129-139.
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S105381199890355X>
38. Mandrik K, Derosiere G, Dray G, Coulon D, Micallef JP, Perrey S. Prefrontal cortex activity during motor task with additional mental load requiring attentional demand: A near infrared spectroscopy study. *Neurosc resear* 2013 jul ;76 (3): 156-162.
39. Derosiere G, Mandrik K, Dray G, Ward T E, Perrey S. NIRS-measured prefrontal cortex activity in neuroergonomics: strengths and weakness. *Font Hum Neurosci.*, 2013 set 7. Disponible en: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00583>
40. D A Nowak, Grefkes C, Arnelli M, Fink G. Interhemispheric competition after stroke: Brain stimulation to enhance recovery of function of the affected hand. *Neurorehab and neuro rep.* 2009 set; 23 (7) 641-657. Disponible en: <https://journals.sagepub.com/doi/epdf/10.1177/1545968309336661?src=getfr>
41. Wang RY, Tseng HY, Liao KK, Wang CJ, Lai KL, Yang YR. rTMS combined with task-oriented training to improve simmetry of interhemispheric corticomotor excitability: a randomized trial. *Neurorehab and Rep Neural*. 2012; 26(3):222-230.