



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Efecto de la electromiografía de superficie con biofeedback sobre la actividad de los músculos extensores y dorsiflexores en adultos de edad avanzada: un ensayo clínico aleatorio

Autor:

Ana Belén Gámez Santiago

Directores:

Dr. D. Juan José Hernández Morante

Dr. D. José Luis Martínez Gil

Murcia, septiembre de 2019



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Efecto de la electromiografía de superficie con biofeedback sobre la actividad de los músculos extensores y dorsiflexores en adultos de edad avanzada: un ensayo clínico aleatorio

Autor:

Ana Belén Gámez Santiago

Directores:

Dr. D. Juan José Hernández Morante

Dr. D. José Luis Martínez Gil

Murcia, septiembre de 2019



UCAM
UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

AUTORIZACIÓN DE LO/S DIRECTOR/ES DE LA TESIS

PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. Juan José Hernández Morante y el Dr. D. José Luis Martínez Gil como Directores de la Tesis Doctoral titulada “Efecto de la electromiografía de superficie con biofeedback sobre la actividad de los músculos extensores y dorsiflexores en adultos de edad avanzada: un ensayo clínico aleatorio” realizada por Da. Ana Belén Gámez Santiago en el Departamento de Fisioterapia, **autoriza su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmamos, para dar cumplimiento al Real Decreto 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 10 de septiembre de 2019

Dr. D. Juan José
Hernández Morante
48397802Y

Dr. D. José Luis Martínez
Gil
22456645C

AGRADECIMIENTOS

Estas líneas son sin duda las más complicadas de escribir, estar hoy aquí es el fruto de una maravillosa acumulación de casualidades, para conducir en cada paso de éste proyecto, el comienzo de un futuro en la senda de la investigación.

Todo este proyecto no hubiese sido posible sin el apoyo incondicional de mi familia, en particular a mis padres, los cuales me enseñaron el valor de la constancia y el esfuerzo.

También quiero hacer mención a mi padre, que, aunque no esté presente, desde el cielo me iluminó para continuar hasta el final, siendo participe de todo su desarrollo.

A mi madre por su resistencia, aguante, firmeza, perseverancia, disposición y acompañamiento en todos los viajes realizados de éste proyecto.

Gracias a mis padres por la lealtad que me inculcaron ya que fue el punto principal para mantener las convicciones en mi vida hasta la última consecuencia y hacer posible este magnífico proyecto.

A mis hermanas por su resistencia y apoyo en todo el transito del camino.

A mis directores por su disposición incondicional al aceptar éste proyecto y su implicación absoluta en cada uno de sus párrafos.

A todas las personas que han colaborado de alguna manera tanto directa como indirectamente en ésta investigación ya que:

Sin vosotros nada de esto tendría sentido

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|----|
| I - INTRODUCCIÓN | 23 |
| 1.1 Definición y clasificación del ictus..... | 24 |
| 1.2 Incidencia del ictus..... | 27 |
| 1.3 Pronóstico en el ictus | 31 |
| 1.4 Factores predictores de recuperación..... | 37 |
| 1.4.1 <i>Equilibrio o control de tronco</i> | 37 |
| 1.4.2 <i>Función motora de las extremidades</i> | 37 |
| 1.4.4 <i>Ausencia de recuperación precoz</i> | 38 |
| 1.4.5 <i>Déficits cognitivos</i> | 39 |
| 1.4.6 <i>Factores sociales</i> | 39 |
| 1.4.7 <i>Incontinencia de esfínteres</i> | 40 |
| 1.4.8 <i>Déficits somatosensoriales</i> | 40 |
| 1.4.9 <i>Ictus previos</i> | 40 |
| 1.4.10 <i>Gravedad clínica del ictus</i> | 40 |
| 1.4.11 <i>Funcionalidad o dependencia previa al ictus</i> | 41 |
| 1.4.12. <i>Sexo</i> | 42 |
| 1.4.13. <i>Etiopatogenia del ictus</i> | 42 |
| 1.4.14 <i>Tamaño y localización de la lesión</i> | 43 |
| 1.4.15. <i>Edad</i> | 44 |

| | |
|---|-----------|
| 1.5. Escalas de valoración en el ictus | 48 |
| 1.5.1 Escalas de valoración global | 48 |
| 1.5.2 Escalas de valoración funcional muscular | 56 |
| 1.6. Pronóstico a través de las escalas de valoración..... | 62 |
| 1.7 Estratificación de escalas para la definición de niveles de recuperación funcional..... | 64 |
| 1.8 Biomecánica del lado parético..... | 68 |
| 1.8.1 Biomecánica de la flexo-extensión de la mano..... | 68 |
| 1.8.2 Biomecánica de la flexo-extensión del pie..... | 69 |
| 1.8.3. Músculos abductores- pronadores: los músculos peroneos | 73 |
| 1.9 Fuerza muscular. | 75 |
| 1.9.1 Mecanismo de contracción muscular | 75 |
| 1.9.2 El control reflejo del movimiento. | 76 |
| 1.9.3 El control cerebral del movimiento. | 78 |
| 1.9.4 Control cerebeloso del movimiento..... | 79 |
| 1.10 Electromiografía de superficie..... | 81 |
| 1.10.1 Electromiografía para la recuperación funcional muscular | 86 |
| 1.10.2 Biofeedback y Electromiografía | 87 |
| II - JUSTIFICACIÓN | 91 |
| III - OBJETIVOS..... | 95 |
| IV - MATERIAL Y MÉTODO..... | 99 |

| | |
|--|------------|
| 4.1 Diseño | 99 |
| 4.2 Sujetos | 100 |
| 4.3 Variables estudiadas | 102 |
| 4.4 Intervención | 102 |
| 4.5 Procedimiento para la toma de datos de la electromiografía. | 105 |
| 4.5.1. Fase previa | 105 |
| 4.5.2 Fase de evaluación..... | 105 |
| 4.5.3 Fase de intervención..... | 106 |
| 4.5.4 Fase de reevaluación..... | 107 |
| 4.6 Variables de estudio..... | 108 |
| 4.6.1 Actividad electromiográfica | 108 |
| 4.6.2 Fuerza muscular de la mano | 108 |
| 4.6.3 Test de Fugl-Meyer | 108 |
| 4.6.4 Test específicos de actividad muscular | 109 |
| 4.6.5 Índice de Barthel..... | 109 |
| 4.7 Análisis estadístico..... | 109 |
| V - RESULTADOS | 113 |
| 5.1 Características generales de la población estudiada | 113 |
| 5.2 Análisis de los cambios en la actividad electromiográfica. | 115 |
| 5.2.1 Cambios en la actividad electromiográfica de la mano..... | 115 |
| 5.2.2 Cambios en la actividad electromiográfica del pie..... | 116 |

| | |
|--|------------|
| 5.3 Cambios en la funcionalidad muscular del miembro parético..... | 121 |
| 5.4 Cambios en la funcionalidad general del paciente..... | 126 |
| VI – DISCUSIÓN | 131 |
| 6.1 Sobre la justificación de la selección de la muestra | 131 |
| 6.2 Sobre la eficacia de la sEMG-B en la mejora de la actividad muscular del miembro parético | 133 |
| VII CONCLUSIONES | 145 |
| VIII –LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN | 149 |
| IX – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 153 |
| X- ANEXOS | 221 |

INDICE DE SIGLAS Y ABREVIATURAS

- AHA-SOC-----American Heart Association -Stroke Outcome Classification.
- ABVD-----Actividades básicas de la vida diaria
- AIVD-----Actividades Instrumentales de la vida diaria.
- AVD-----Actividad de la vida diaria.
- C y N-----Escala de cuidados y necesidades.
- CIF-----Clasificación Internacional de Funcionamiento.
- COUS-----Clinical Outcome Variables Scale.
- DCA-----Daño Cerebrovascular.
- DOS-----Differential Outcome Scale.
- DWMT-----Daniels and worthingham's muscle test.
- ECV-----Enfermedad cerebrovascular.
- EMG-----Electromiografía.
- ETS-----Estimulación guiada por biofeedback.
- FAM-----Funtional Assessment Measure.
- FIM-----Escala Funcional Indepence Measure.
- FMA-----Fugl-Meyer Assessment.
- IB-----Indice de Barthel.
- ICARS-----International Cooperative Ataxia Rating Scale.

- INE-----Instituto Nacional de Estadística.
- KMMT-----Test de Kendall.
- LB-----Índice de Lawton y Brody.
- LT-----Test de Lowett.
- NPI-----Neuropsychiatric Inventory.
- OMS-----Organización Mundial de la Salud.
- sEMG-B-----Electromiograma de superficie con biofeedback.
- TCE-----Traumatismo craneoencefálico.

ÍNDICE DE FIGURAS, DE TABLAS Y DE ANEXOS

FIGURAS:

| | |
|--|----|
| Figura 1. Imagen tomográfica computalizada demostrando el fallo en el llenado o alto grado de estenosis en ramificación de la arteria cerebral media derech..... | 25 |
| Figura 2. Clasificación de los tipos de Ictus | 27 |
| Figura 3. Mortalidad por enfermedad cerebrovascular en España | 29 |
| Figura 4. Tasa de recuperación neurológica y funcional del total de pacientes con ictus..... | 33 |
| Figura 5. Relación longitud-tension del músculo..... | 57 |
| Figura 6. Escala de valoración de Daniel..... | 59 |
| Figura 7. Escala de valoración de Lovett | 60 |
| Figura 8. Escala de valoración de Kendall..... | 61 |
| Figura 9. Movimiento de flexión- extensión de muñeca | 69 |
| Figura 10. Movimiento de flexión- extensión del pie..... | 70 |
| Figura 11. Movimiento en rotación de la pierna..... | 71 |
| Figura 12. Movimiento en abducción del retropié | 72 |
| Figura 13. Movimiento de abducción- aducción del pie | 72 |
| Figura 14. Músculo peroneo lateral largo..... | 73 |

| | |
|--|-----|
| Figura 15. Imagen microscópica eléctrica de barrido entre el nervio, la placa motora y la placa muscular..... | 76 |
| Figura 16. Control reflejo del movimiento del pie y mano | 77 |
| Figura 17. Estímulo de percusión para provocar la contracción muscular | 78 |
| Figura 18. Organización de la corteza premotora y motora | 80 |
| Figura 19. Esquema del control nervioso del movimiento | 82 |
| Figura 20. Ejemplo de registro de actividad muscular mediante sEMG..... | 83 |
| Figura 21. Activación sEMG en diferentes tipos de fibras musculares | 84 |
| Figura 22. Fases de actividad/descanso en un programa de EMG | 87 |
| Figura 23. Diagrama de selección de los sujetos..... | 101 |
| Figura 24. Fotografía de la máquina de biofeedback..... | 103 |
| Figura 25. Método de parámetro de evaluación de actividad/ descanso del Semg..... | 106 |
| Figura 26. Tiempos de trabajo/descanso en las fases de ensayos..... | 107 |
| Figura 27. Actividad EMG del miembro hemiparético superior | 115 |
| Figura 28. Actividad EMG del miembro contralateral superior | 116 |
| Figura 29. Actividad del EMG en el miembro parético inferior..... | 117 |
| Figura 30. Actividad del EMG en el miembro contralateral inferior..... | 118 |
| Figura 31. Diferencia entre el miembro hemiparético superior e inferior del grupo control y del grupo contralateral..... | 119 |
| Figura 32. Diferencia entre la actividad del miembro contralateral superior e inferior del grupo control y del grupo experimental..... | 120 |

XVII |

| | |
|---|-----|
| Figural 33. Actividad de la fuerza muscular del miembro superior del grupo control y del grupo experimental | 121 |
| Figura 34. Valoracion con el test de Fugl- Meyer en el miembro superior e inferior del grupo control y del grupo experimental..... | 122 |
| Figural 35. Datos de valoración con el test de Lowett del grupo control y del grupo expeirmental | 123 |
| Figura 36. Datos de valoración del test de Daniel en el grupo control y en el grupo experimental | 124 |
| Figural 37. Datos de valoración del test de Kendall en el grupo control y en el grupo experimental | 125 |
| Figura 38. Datos de valoración del índice de Barthel en el grupo control y en el grupo experimental | 128 |
| Figura 39. Resumen de los cambios respecto a las diferencias del efecto del tratamiento de todos los test de funcionalidad de los miembros afectados, así como del índice de Barthel..... | 129 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|-----|
| Tabla 1. Resumen de factores pronósticos de ictus descritos en la bibliografía revisada | 47 |
| Tabla 2. Resumen de algunas escalas funcionales generales con ictus..... | 56 |
| Tabla 3. Características clínicas iniciales de los sujetos estudiados | 115 |
| Tabla 4. Comparativa de la eficacia dsEMG-B..... | 138 |

ÍNDICE DE ANEXOS

| | |
|--|-----|
| Anexo 1. Consort checklist 2010 para el presente ensayo clínico..... | 217 |
| Anexo 2. Informe del Comité de Ética | 218 |
| Anexo 3. Publicación de la presente tesis doctoral..... | 219 |

RESUMEN

La electromiografía de superficie con biofeedback (sEMG-B) es una técnica empleada para la rehabilitación de pacientes con patologías neurológicas, tales como la hemiplejía derivada de un ictus, sin embargo, existe poca evidencia científica acerca de su eficacia en la rehabilitación de los músculos encargados de la extensión y flexión de la mano y el pie en sujetos de edad avanzada. Por tanto, esta investigación se ha centrado en determinar la efectividad de la técnica sEMG-B en estos grupos musculares responsables de la extensión de la mano y la dorsiflexión del pie en sujetos de edad avanzada post-ictus. Para ello, 40 sujetos con hemiplejía derivada de un ictus fueron aleatoriamente divididos en grupo intervención o grupo control. Se realizaron 12 sesiones de fisioterapia convencional en ambos grupos, y el grupo control fue intervenido además con sEMG-B. También se determinó la funcionalidad muscular y general de los pacientes. Atendiendo a los resultados obtenidos, el grupo intervención mostró un mayor incremento en la activación del músculo extensor de la mano y el músculo dorsi-flexor del pie que el grupo control, lo cual produjo un aumento del rendimiento de los pacientes en sus actividades básicas de la vida diaria. El rendimiento mejoró especialmente en el miembro inferior. Por todo ello, la sEMG-B parece ser más eficaz que la fisioterapia convencional, y el uso de esta tecnología podría ser esencial para mejorar los trastornos musculares de los sujetos de edad avanzada con discapacidad física como consecuencia de un ictus.

Palabras clave: biofeedback, ictus, daño cerebral, hemiparesis, discapacidad, electromiograma de superficie.

ABSTRACT

Surface electromyography-biofeedback (sEMG-B) is a technique employed for the rehabilitation of patients with neurological pathologies, such as stroke-derived hemiplegia; however, little is known about its effectiveness in the rehabilitation of the extension and flexion of several muscular groups in elderly patients after a stroke. Therefore, this research was focused on determining the effectiveness of sEMG-B in the muscles responsible for the extension of the hand and the dorsiflexion of the foot in post-stroke elderly subjects. Forty subjects with stroke-derived hemiplegia were randomly divided into intervention or control groups. The intervention consisted of 12 sEMG-B sessions. The control group underwent 12 sessions of conventional physiotherapy. Muscle activity and functionality were determined. Attending to the results obtained, the intervention group showed a higher increase in the activation of the extensor muscle of the hand and in the dorsal flexion of the foot than the control group, which produced an increase in the patients' performance of their basic daily living activities; performance was especially increased in the lower limbs. Thus, the sEMG-B seems to be more effective than conventional physiotherapy, and the use of this technology may be essential for improving muscular disorders in elderly patients with physical disabilities resulting from a stroke.

Keywords: biofeedback, stroke, cerebrovascular damage, hemiparesis, disability, surface electromyogram.

I - INTRODUCCIÓN

I - INTRODUCCIÓN

En las últimas décadas se ha producido cambios sustanciales en la sociedad, los cuales han originado gran crecimiento y desarrollo tecnológico, y con ello, una disponibilidad de medios sin precedentes. En los últimos años, en el ámbito sanitario también hemos avanzado en paralelo con esos avances tecnológicos, lo que ha incrementado la disponibilidad de técnicas de gestión, tratamiento, evaluación, etc., a raíz de lo cual aparecen dos nuevas preocupaciones: los costes y la variabilidad en la práctica clínica (1-3).

El interés por la evaluación se extiende a los resultados, trascendiendo a la estructura y el proceso. Este fenómeno tiene sus raíces en un desarrollo metodológico caracterizado por el uso generalizado de los ensayos clínicos, la implantación de técnicas de síntesis cuantitativas, especialmente el meta-análisis y la revisión sistemática de la literatura(4).

Existen numerosas innovaciones contrastadas con rigor, que cuando son aplicadas en un lugar o contexto, se difunden muy lentamente. De esta forma, el desarrollo no está por el ritmo de los descubrimientos, sino por el de su implantación. Las áreas de conocimiento biomédicas son una de las más ricas en lo que a fundamentos científicos se refiere y sin embargo, existe un gran volumen de conocimientos que no se aplican o utilizan (5). Este es precisamente el caso de la intervención en la que se centra la presente tesis doctoral, es decir, la electromiografía de superficie con biofeedback. En la práctica habitual del profesional de fisioterapia, se suele emplear numerosas técnicas, pero en la bibliografía existen numerosos recursos que han demostrado su eficacia en ciertos

colectivos, y que son relativamente fáciles de implantar y además de bajo coste (6,7).

Además del incremento tecnológico de la sociedad actual, los profesionales sanitarios se enfrentan a nuevos retos. Por un lado, las características demográficas se están invirtiendo, y el número de sujetos de edad avanzada es cada vez más prevalente. Por otro lado, los avances tecnológicos han convertido numerosas enfermedades que antes eran potencialmente mortales en enfermedades crónicas. Este es el caso del ictus, un tipo de accidente cerebrovasculares, que se detallan a continuación, cuya incidencia puede ser similar, pero su prevalencia, es decir, el número de sujetos afectados, va creciendo constantemente debido a su tasa de supervivencia. Y, además, con las tecnologías de la información, los pacientes están incrementando continuamente la demanda de información sobre las enfermedades y las opciones disponibles de tratamiento.

Por todo ello, el profesional de fisioterapia, al igual que cualquier otro profesional sanitario, tiene que adaptarse a los cambios de la sociedad, cambios tecnológicos, etc., y poder ofrecer el mejor cuidado posible. Así, la presente tesis doctoral pretende estudiar la eficacia de la técnica de biofeedback, en sujetos con hemiplejía derivada de un ictus, de edad avanzada (>65 años) (8).

1.1 DEFINICIÓN Y CLASIFICACIÓN DEL ICTUS

Se denomina enfermedad cerebrovascular (ECV) a cualquier alteración, transitoria o permanente, de una o varias áreas del encéfalo como consecuencia de un trastorno de la circulación cerebral (9,10) (Figura 1).



Figura 1. Imagen derivada de tomografía computerizada (TAC) demostrando el fallo en el llenado o alto grado de estenosis en el punto de ramificación de la arteria cerebral medial derecha, indicando la presencia de un ictus. Fuente: Medscape: Ischemic Stroke. Acceso: 15 marzo 2019. Disponible en: <https://emedicine.medscape.com/article/1916852-overview>

Normalmente, se emplea el término ictus para englobar todas estas enfermedades. Este término, en latín, al igual que su correspondiente anglosajón (stroke) significa “golpe”, debido a que su presentación es de carácter brusco y súbito (11,12). El término ictus fue definido por la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 1978 como un síndrome clínico de origen vascular, caracterizado por signos de alteración focal o global de las funciones cerebrales de rápida evolución, que perduran más de 24 horas o provocan la muerte (13–16).

En los últimos años ha adquirido especial relevancia las enfermedades conocidas como Daño Cerebral Adquirido (DCA). Este grupo de enfermedades incluye aquellas lesiones, de cualquier origen, que se producen de forma aguda en las estructuras cerebrales en personas que han nacido sin ningún tipo de daño, y que causan en el individuo un deterioro neurológico permanente respecto a la situación previa, lo que condiciona un menoscabo de su capacidad funcional y de su calidad de vida (17–19).

Aunque el DCA engloba diversas lesiones, desde el punto de vista de su frecuencia de aparición, los dos grandes grupos de pacientes con DCA incluyen los traumatismos craneoencefálicos (TCE) y los ictus.

Existen numerosas clasificaciones de los ictus dependiendo de la naturaleza de la lesión, etiología, tamaño, morfología, topografía, forma de instauración y evolución posterior (20–23); sin embargo, la clasificación más sencilla y extendida es la que hace referencia a la naturaleza de la lesión.

Se distinguen dos grandes tipos de ictus: isquémico (85% de los casos) y hemorrágico (15% de los casos). El primero es debido a la falta de aporte sanguíneo al encéfalo, y el segundo, a la extravasación de sangre por la rotura de un vaso sanguíneo intracraneal (24–26).

A continuación, se detalla en la Figura 2 la clasificación de los diferentes tipos de ictus.

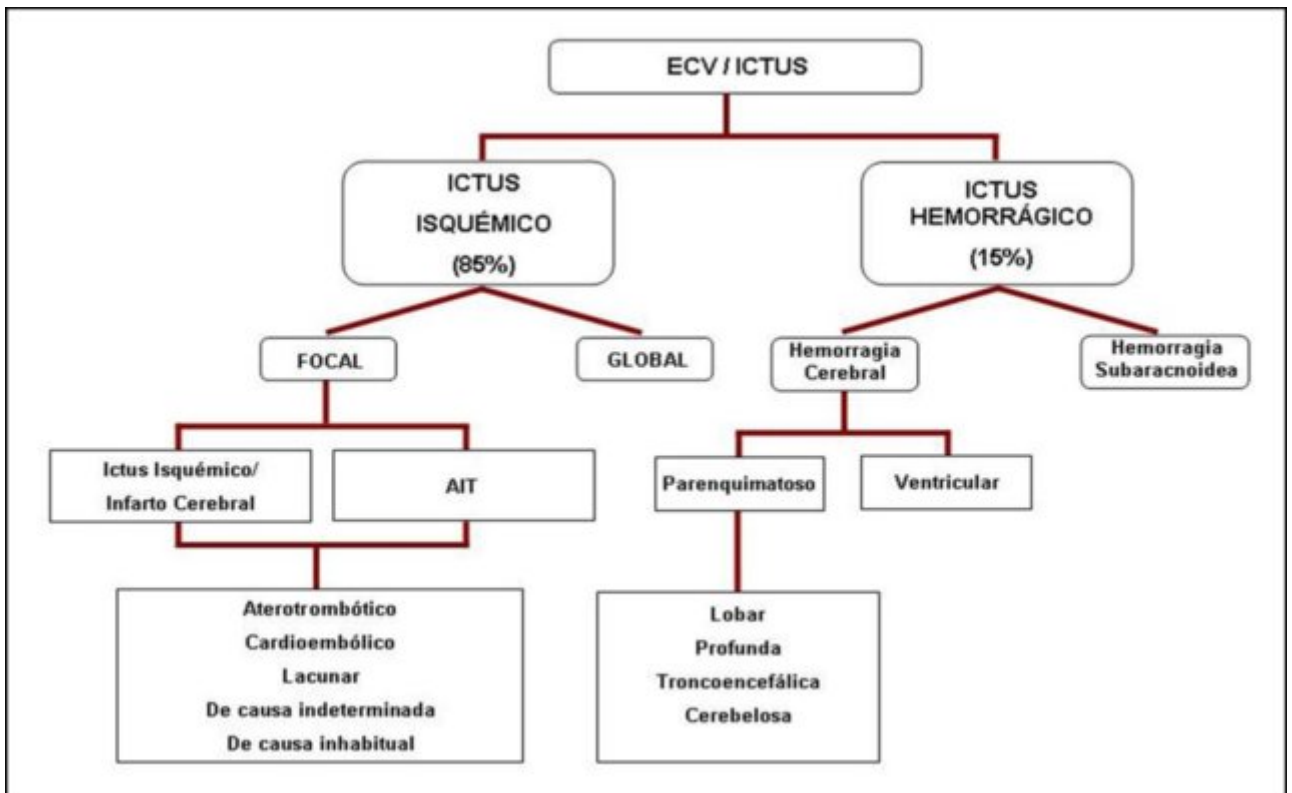


Figura 2. Clasificación de los diferentes tipos de ictus (Pradillo, 2008). Pradillo M. Medidores inflamatorios implicados en la tolerancia isquémica cerebral experimental [Tesis Doctoral] Universidad Complutense de Madrid. 2008.

1.2 INCIDENCIA DEL ICTUS

Aunque se ha observado una progresiva disminución de la incidencia y mortalidad del ictus en algunos países desarrollados, sobre todo debido a la mejora en las medidas de prevención y control de los principales factores de riesgo y a los avances en la atención en la fase aguda, el ictus sigue suponiendo, globalmente, una gran carga a nivel mundial (27–29). Su incidencia, mortalidad e

impacto económico son muy elevados (30,31), y las previsiones de la OMS indican que la mortalidad seguirá en ascenso hasta 2030 (32,33).

Actualmente, la OMS sitúa la incidencia mundial del ictus en aproximadamente 200 casos por 100.000 habitantes al año, a pesar de que existen marcadas diferencias entre los distintos países (34). Concretamente, la incidencia en Europa es menor en los países del sur. La incidencia del ictus en España es de 150 casos por 100.000 habitantes al año, siendo algo más elevada en los varones que en las mujeres (35–37).

Las ECV representan la tercera causa de muerte en el mundo occidental, la primera causa de discapacidad física en personas adultas y la segunda causa de demencia (38). Según los datos más recientes del Instituto Nacional de Estadística (INE), el ictus representa en España la segunda causa de muerte (28.855 casos en ambos sexos) y la primera en la mujer (16.703 casos) (39). La mortalidad en España de esta enfermedad asciende, según las fuentes, hasta el 21-25% en la fase aguda, siendo más frecuente si la causa es hemorrágica (50%) que cuando es isquémica (20-25%) (40,41).

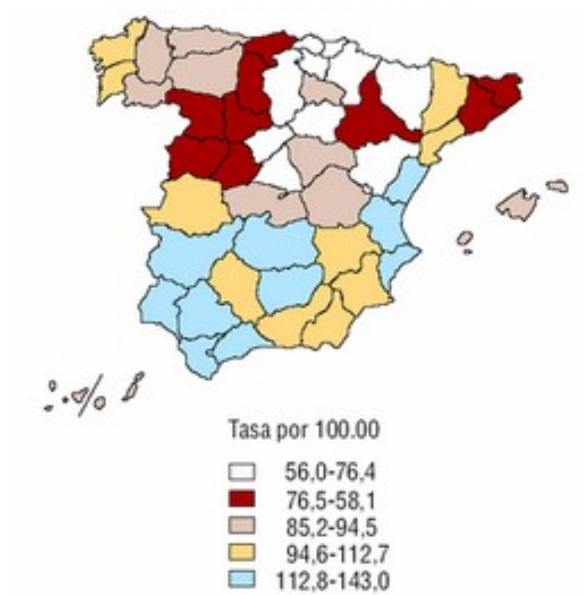


Figura 3. Mortalidad por enfermedad cerebrovascular en España. Fuente: SEC

Aproximadamente, el 75% afectan a pacientes mayores de 65 años y, debido a las previsiones de envejecimiento poblacional, se espera un incremento de esta patología en nuestro país en los próximos años. Concretamente, se calcula que en el año 2025 un total de 1.200.000 españoles habrán sobrevivido a un ictus, de los cuales 500.000 presentarán algún tipo de discapacidad (13,42).

Cuando se comparan grupos de población, se observa que la incidencia de ictus aumenta progresivamente con cada década de vida a partir de los 55 años (43,44) Por ello, el conocimiento de aspectos específicos relacionados con la edad en los pacientes con esta enfermedad es esencial para establecer un diagnóstico así como el abordaje terapéutico, la prevención y los programas de rehabilitación más adecuados para la reducción de las consecuencias de esta enfermedad (45–47).

Todos estos datos evidencian el gran alcance e importancia de la dimensión epidemiológica del ictus a nivel mundial y también en España. Asimismo, sus consecuencias sanitarias, sociales y económicas son también relevantes. Los costes socio sanitarios de las ECV varían según el tipo, la intensidad de recursos, los diagnósticos y terapias empleados y la estancia hospitalaria.

En España, se estima que la atención de esta enfermedad consume concretamente un 3-4% del gasto sanitario, la mayor parte durante la hospitalización (48). En los años siguientes al evento, los costes directos sanitarios son menores, debido a los menores costes hospitalarios, ganando peso el resto de partidas, especialmente las referidas a la rehabilitación, la medicación, y las consultas externas. En nuestro país el coste medio por paciente se ha calculado en torno a los 5.000 €. Globalmente, el coste sanitario ronda los 622 millones de euros, los costes indirectos los 320 millones de euros y los cuidados informales unos 297 millones de euros (49-51).

Además, tanto el gasto sanitario como la carga del ictus continúan aumentando rápidamente debido al envejecimiento poblacional, y seguirán, según las previsiones, con esta misma tendencia en los próximos años (52).

Los beneficios económicos que suponen la puesta en marcha e inclusión de los pacientes que han sufrido un DCA de cualquier etiología en programas de rehabilitación precoces, intensivos, específicos y prolongados han sido demostrados tanto en fases iniciales de la enfermedad como en fases tardías. En las fases agudas, se ha estimado que la inclusión precoz en programas de rehabilitación reduce los tiempos de estancia hospitalaria, con el consecuente abaratamiento de costes que ello supone. En periodos de atención más crónicos,

los programas de rehabilitación han mostrado un aumento en la tasa de reinserción familiar y laboral en los pacientes más leves y una reducción en la necesidad de cuidados, especialmente en los más graves (53–56).

Respecto a la necesidad de cuidados especializados, se ha comparado el coste y el beneficio de rehabilitar en programas específicos de rehabilitación o sin estos beneficios. De acuerdo a estos estudios, aunque globalmente estos programas son costosos, el gasto suele amortizarse considerando la esperanza de vida de estos pacientes, de manera que en términos de coste-eficacia resultan claramente superiores a tratamientos no específicos (57–60).

1.3 PRONÓSTICO EN EL ICTUS

Se estima que entre un 25% y un 74% de los supervivientes al ictus a nivel mundial son dependientes para la realización de las actividades de la vida diaria (AVD), presentando una gran variedad de síntomas y secuelas de incapacidad (61).

La evolución de las secuelas, así como su recuperación, son muy variadas. La American Heart Association – Stroke Outcome Classification (AHA-SOC) recoge las posibles secuelas o déficits neurológicos, clasificándolos en 6 áreas o dominios que, por orden de prevalencia, son: motor, sensitivo, visión, lenguaje/comunicación, cognitivo y emocional/afectivo (62).

También con la finalidad de agrupar las repercusiones o secuelas derivadas del ictus, la OMS propone en el año 2001 la Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud (CIF).

Este modelo, (que es aplicable a cualquier trastorno o patología), describe las secuelas del ictus de acuerdo a tres dimensiones. Por un lado, la pérdida de las funciones y estructuras corporales (*impairment*), lo que hace referencia a los déficits de las funciones fisiológicas y partes anatómicas que resultan como consecuencia del ictus.

En segundo lugar, la limitación en las actividades (antes discapacidad), contempla las dificultades que presentan los supervivientes de un ictus para la ejecución de tareas funcionales (incluyendo AVD y actividades instrumentales de la vida diaria (AIVD) (62).

Por último, la tercera dimensión la constituye la restricción en la participación (*handicap*), que se refiere a los problemas que el individuo presenta para desenvolverse a nivel social y reestablecer su vida. Estas tres dimensiones se resumen bajo los términos funcionalidad y discapacidad, y se relacionan e interactúan con el estado de salud (trastorno o patología) así como con los factores contextuales, constituidos por factores personales y ambientales. Esta estructura sirve de referencia para cualquier medida del estado funcional (63–68).

Dada la gran complejidad del ictus, así como de su recuperación, es necesario aclarar su evolución natural, así como clasificar los patrones variables de recuperación de la funcionalidad.

A pesar de la diversidad en la presentación de secuelas, se han detectado ciertas regularidades en los patrones de recuperación, pudiendo determinar la evolución habitual del ictus, haciendo que los resultados a nivel funcional sean, en cierta manera, predecibles (69,70).

Aunque no es posible preveer con total exactitud el grado de recuperación que puede alcanzar cualquier paciente con secuelas, parece que la bibliografía

coincide en que la evolución típica observable tras un ictus responde a una curva ascendente de pendiente progresivamente menor. Así, la mayor parte de la recuperación se presenta habitualmente al inicio, mientras que la recuperación es menos importante en etapas más tardías (Figura 4).

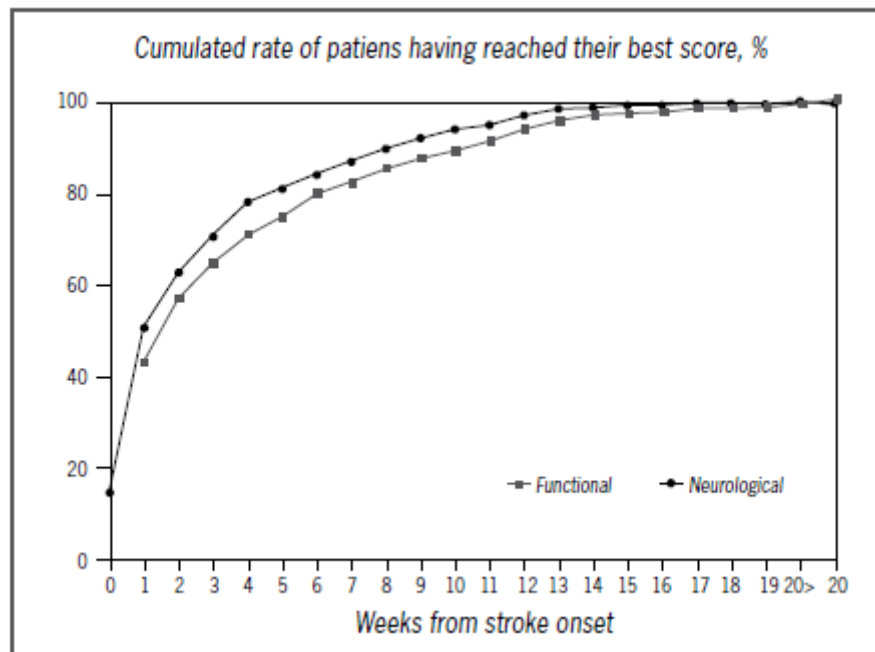


Figura 4. Tasa de recuperación neurológica y funcional del total de pacientes con ictus. Fuente: Álvaro Moyano V. El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador. *Rev Hosp Clín Univ Chile* 2010; 21: 348 – 55.

Sin embargo, existe una gran variabilidad entre las distintas investigaciones centradas en el estudio de la evolución de la recuperación tras el ictus. Por un lado, los distintos autores establecen tiempos de valoración muy diversos; muy pocos han utilizado plazos de tiempo relativamente amplios (cada 6 meses) (71–73), mientras que la mayor parte han establecido intervalos de

tiempo más cortos para llevar a cabo la valoración (mes a mes, e incluso semana a semana) (74,75).

También son importantes las diferencias entre las muestras de pacientes de los distintos trabajos, presentándose mucha variabilidad en las características de los pacientes, el tipo de ictus y el tipo y gravedad de sus secuelas. Por otro lado, también la edad de los pacientes es variable; a pesar de que frecuentemente se incluyen pacientes adultos en los trabajos de investigación, la evolución tras el ictus no ha sido estudiada específicamente en pacientes de la tercera edad. Los distintos autores tampoco se sirven de las mismas herramientas de valoración para la determinación de la evolución de los pacientes. Aunque comúnmente se recurre a la utilización de escalas de funcionalidad (76,77), algunos autores han usado escalas motoras (78–82) e incluso escalas neurológicas (81,83–85) en sus estudios.

A pesar de la heterogeneidad en las condiciones de los distintos trabajos de investigación llevados a cabo, es importante destacar que la bibliografía coincide en que los supervivientes experimentan una recuperación más rápida durante los 3 primeros meses tras el ictus (86,87).

En los casos en los que no se produzca una mejora objetivable en el primer mes de evolución, el periodo de recuperación quedará reducido y no se esperará una evolución favorable.

Además, también se conoce la existencia de un periodo o zona de estabilización (o en meseta) de la recuperación, que se hace evidente a partir del 6º mes. Por lo general, a partir de este momento las mejoras observables en los pacientes con secuelas de ictus son apenas perceptibles, por lo que no deben esperarse cambios importantes a partir de los 6 meses de evolución, pudiendo

entonces darse por estabilizada la evolución del paciente (88). Sin embargo, según las características de los pacientes, pueden producirse mejoras incluso año y medio después del ictus, aunque estas no sean tan relevantes como las que se dan en la etapa inicial.

Por ello, y dada la gran diversidad en el perfil de los pacientes estudiados en las distintas investigaciones, que ha sido comentada anteriormente, se hace necesario aclarar la evolución habitual del ictus y, más concretamente, conocer el comportamiento de la recuperación en pacientes de edad muy avanzada.

Esta estimación del pronóstico es esencial para la adecuada comunicación del profesional sanitario con el paciente y sus familiares; para identificar unos objetivos de rehabilitación adaptados a la realidad del paciente, que permitirán un manejo más eficiente y adecuado para planificar los servicios sanitarios y la derivación del paciente al obtener el alta de rehabilitación (89-91).

Por otro lado, la gran prevalencia, su elevada tasa de supervivencia (que resulta en un largo periodo de discapacidad antes de la muerte) y los costes de la rehabilitación motivan también al sector sanitario a la identificación de predictores válidos y fiables de recuperación (92,93).

Teniendo en cuenta la gran heterogeneidad en las manifestaciones clínicas resultantes de un ictus, los predictores servirán, además, para distinguir claramente entre los pacientes con buen y mal pronóstico de evolución, pudiéndose de esta manera adaptar los recursos sanitarios disponibles en las unidades de rehabilitación a la situación de estos pacientes, haciendo con ello un uso más eficiente de estos recursos (94,95).

Son muchos los estudios que hasta el día de hoy han tratado de determinar los factores predictores que influyen en la evolución de las secuelas de

un ictus. Se han identificado más de 150 factores con un posible valor pronóstico. Sin embargo, hasta la actualidad no se ha encontrado una característica que permita conocer de manera totalmente fiable la evolución del paciente. Los factores predictores y los modelos pronósticos solo proporcionan estimaciones válidas y orientativas para pacientes con características similares a las de la población de estudio (27,96–98).

1.4 FACTORES PREDICTORES DE RECUPERACIÓN

1.4.1 Equilibrio o control de tronco

El valor predictivo del equilibrio en sedestación sobre la recuperación de la funcionalidad tras el ictus ha sido demostrado en diversas investigaciones (99); concretamente, la falta de control de tronco en sedestación constituye un factor de mal pronóstico. Además, tanto el equilibrio en sedestación como en bipedestación se asocian con la recuperación de la capacidad de marcha (100).

1.4.2 Función motora de las extremidades

La función motora, tanto del miembro superior como del miembro inferior hemipléjicos, ha sido frecuentemente identificada como predictora de recuperación funcional.

Son varios los estudios que coinciden en la importancia de la severidad de la disfunción motora como factor predictor, sugiriendo que, a mayor severidad del déficit motor, más pobre es la recuperación. Tras la revisión de 58 estudios de pronóstico, se pudo observar que la severidad inicial del déficit motor es el predictor de recuperación de la funcionalidad del miembro superior más importante. Otros autores (101–104), además han añadido que, tanto la gravedad de la disfunción motora como la fuerza muscular de la pierna parética valoradas en la fase aguda del ictus influyen de forma clara sobre la recuperación de la marcha.

Por otro lado, algunos estudios (29, 34, 39) han demostrado que la extensión activa de dedos y la abducción de hombro tienen valor predictivo,

constituyendo un signo positivo de buena recuperación funcional del miembro superior parético en la fase aguda del ictus. Además, se trata de una tarea de muy fácil comprensión por parte del paciente, mientras que otras (como por ejemplo la oposición del pulgar con el resto de dedos) son de más difícil comprensión y ejecución, pudiendo estar influenciadas por el estado cognitivo del paciente (105).

A pesar de que la mayor parte de la literatura coincide en que a mayor severidad de la hemiparesia, menos favorable es la recuperación funcional, algunos autores están en desacuerdo, por lo que la determinación de la severidad de la paresia como factor pronóstico queda un tanto ambigua (106).

1.4.4 Ausencia de recuperación precoz

Varios autores han demostrado también que el grado de recuperación observado durante los primeros días o semanas tras el ictus es un indicador importante de los resultados funcionales a medio y largo plazo (7,107). La ausencia de evolución en el paciente en los primeros días y más firmemente al tercer mes, sugiere un mal pronóstico y constituye un determinante asociado negativamente a la recuperación de la marcha, entre otros aspectos. Además, cuanto más tardía sea la mejora, mayor riesgo habrá de desarrollar patrones no deseados en la recuperación (108–110).

1.4.5 Déficit cognitivos

Se ha observado que la demencia y los déficits de atención, así como los de la memoria (entre otros déficits cognitivos), son factores relacionados con el grado de recuperación funcional tras el ictus. También el grado de autoconciencia parece presentar esta relación, ya que, según algunos autores, los pacientes con mayor grado de autoconciencia logran una mayor independencia funcional. Han comprobado recientemente que la incorporación al trabajo también está influenciada por diversos déficits cognitivos (111–114).

1.4.6 Factores sociales

Es conocida la importancia de la existencia de una buena red social, así como de una situación emocional estable, para reforzar el proceso de recuperación. El entorno familiar, la pareja sentimental o el ambiente habitual del paciente resultan fundamentales para su evolución. El apoyo familiar y social resulta necesario para garantizar la adherencia al tratamiento, así como su máximo aprovechamiento (89,115).

Se ha identificado el apoyo social, como predictor de cambio en el estado funcional, pudiendo considerarse el aislamiento social como un indicador de mala recuperación funcional. Los pacientes con un buen entorno social obtienen una mayor y más rápida recuperación, incluso en los casos de mayor severidad. También el estado civil ha sido considerado por algunos autores (116) como factor predictor, habiéndose observado que el hecho de estar casado es un factor asociado a una buena recuperación funcional. Han destacado la interacción social como factor predictor de la recuperación de la funcionalidad.

1.4.7 Incontinencia de esfínteres

Otra de las secuelas derivadas del ictus es la incontinencia de esfínteres, que ha sido identificada como un factor capaz de predecir la recuperación de la funcionalidad tras un ictus (117).

1.4.8 Déficits somatosensoriales

Algunos autores afirman que la presencia de déficits visuoespaciales, déficits somatosensoriales y/o hemianopsia (falta de visión) influyen sobre la recuperación de la funcionalidad (118,119).

1.4.9 Ictus previos

Los ictus previos han sido identificados por diversos estudios como factor predictor de la recuperación (120,121). Estos autores han observado que el hecho de haber sufrido otros episodios de ACV anteriormente ejerce una influencia negativa sobre la evolución de los pacientes.

1.4.10 Gravedad clínica del ictus

Son muchas las referencias que sostienen que la gravedad del cuadro clínico, o el grado de discapacidad inicial provocado por el ictus, constituye uno de los factores de recuperación con mayor poder predictivo, siendo peor la evolución esperable a mayor intensidad de los síntomas o secuelas.

Sin embargo, existe una gran variabilidad en la definición de la gravedad de los pacientes con ictus entre los distintos trabajos de investigación, así como en las formas de valorarla. Mientras que algunos estudios la definen de acuerdo a la intensidad de cada déficit por separado, otros la valoran en función de la discapacidad global a través de las diferentes escalas de valoración que existen en la literatura (122,123).

Son muchos los autores que utilizan las propias manifestaciones clínicas, secuelas o déficits presentes tras el ictus e incluso las propias características del paciente como indicadores de la gravedad del cuadro clínico, llegando a confirmar además su valor predictivo desfavorable en la recuperación de la funcionalidad. Existen autores que han propuesto que la magnitud de la lesión inicial, o el riesgo de mortalidad en el momento del ingreso hospitalario, sirven como medidas de la gravedad. Otros autores prefieren considerar la situación funcional inicial, o las capacidades-discapacidades presentes en el paciente en la fase aguda del ictus, como factores predictores de recuperación, relacionados con la gravedad del cuadro clínico (124,125).

1.4.11 Funcionalidad o dependencia previa al ictus

La consideración de la situación funcional previa al episodio de ictus es importante, aunque no todos los autores la contemplan como un dato pronóstico en sí mismo.

Parece que la presencia de dependencia o de deterioro físico previos al ictus repercute de manera negativa sobre el pronóstico funcional a corto y largo plazo. La dependencia previa ha sido considerada como un predictor

independiente tanto de la recuperación funcional como de la institucionalización del paciente, especialmente en los ancianos (126).

La situación funcional previa, así como las repercusiones neurológicas y funcionales al ingreso, son factores predictores relacionados con peores resultados, tanto en la población de edad muy avanzada como en la población más joven. En concreto, diversos estudios indican que en los pacientes que no presentan dependencia previa al ictus ni discapacidad grave al ingreso (Barthel \geq 20), la posibilidad de obtener resultados favorables al año se duplica (127,128).

1.4.12. Sexo

No parece, teniendo en cuenta la escasa bibliografía al respecto, que el sexo sea uno de los factores más importantes para la recuperación de un ictus. Algunos autores han afirmado que los pacientes varones consiguen una mayor recuperación, mientras que otros sostienen que el sexo del paciente no influye en la capacidad de recuperación tras sufrir un ictus (129).

1.4.13. Etiopatogenia del ictus

Aunque varios autores han afirmado que el tipo de ictus no es capaz de predecir la recuperación de dichos pacientes con ictus, los hallazgos de algunas investigaciones parecen indicar que el infarto lacunar y el ictus de etiología desconocida se asocian con un pronóstico ligeramente mejor, mientras que el ictus de origen cardioembólico puede asociarse a un peor pronóstico funcional. Han observado que los ictus hemorrágicos tienen mayor mortalidad inicial pero mejor pronóstico a medio-largo plazo que los de origen isquémico, aunque solo en ausencia de otros factores predictores más potentes (130).

El motivo parece que radica en que la funcionalidad, se recupera a medida que se recuperan las funciones neurológicas por la resolución del hematoma causante de la compresión cerebral. A pesar de esta evidencia, algunos autores han señalado que, aunque existe dicho efecto, este no tiene suficiente potencia (131–134).

1.4.14 Tamaño y localización de la lesión

Según afirmaba la OMS en 1989, la mayor parte de los investigadores están de acuerdo en que el tamaño y la localización de la lesión son determinantes en la descripción de la gravedad del deterioro funcional, así como de la probabilidad de recuperación funcional. Sin embargo, existen autores, que sostienen que las características de la lesión no ejercen influencia alguna sobre el grado de recuperación funcional tras el ictus (135–137).

Respecto a la localización de la lesión, la bibliografía al respecto parece indicar que no existe relación entre el hemisferio cerebral afectado y la recuperación funcional. En cambio, otros autores afirman que los ictus originados por una lesión en el hemisferio cerebral izquierdo tienen mejores resultados funcionales que los ictus originados en el hemisferio cerebral derecho (138,139).

En cuanto al tamaño de la lesión, se ha observado que las lesiones de tamaño pequeño (<1cm), se asocian con una mayor probabilidad de recuperación funcional. Además, han comprobado que este factor influye en mayor medida en los primeros estadios de recuperación, así como en los casos con afectación funcional más severa.

1.4.15. Edad

La edad, y concretamente su influencia sobre la recuperación de los pacientes con secuelas de ictus, es uno de los factores más comúnmente estudiados en la bibliografía. Además, teniendo en cuenta la elevada prevalencia del ictus en las personas mayores, (lo que ha sido comentado en uno de los primeros apartados de esta Introducción), resulta de suma importancia conocer en profundidad el efecto de este factor.

Son muchas, a las referencias que sostienen que la edad es un factor asociado a una peor recuperación funcional y un menor beneficio terapéutico, siendo los sujetos más jóvenes los que tienen una mayor probabilidad de mejorar su estado (140,141).

Mientras que en algunos trabajos la edad ha sido el único factor estudiado en la influencia sobre la recuperación, en otros la edad se ha estudiado juntamente a otros factores relevantes. En este sentido, es necesario resaltar que, según explican las distintas investigaciones, parece que la edad es un factor que interactúa con otros muchos aspectos.

Por un lado, se ha comprobado que la influencia de la edad sobre la recuperación funcional varía en función de la gravedad del estado funcional tras el ictus, así, la edad influye en menor medida en los casos con estado funcional más deficitario. Por otro lado, se sabe que el proceso de envejecimiento está firmemente relacionado con la condición funcional. Parece que los pacientes de edad avanzada, en comparación a los pacientes más jóvenes, presentan una mayor afectación funcional, hayan sido o no afectados por un ACV (35,142–144). Por ello, resulta de gran importancia, según la literatura actual, tener en cuenta que, aunque el grado de recuperación alcanzado puede estar condicionado por la

edad en sí misma, cabe la posibilidad de que sean los factores asociados a la edad los responsables de dicho efecto.

Ciertos autores, en sus trabajos de investigación, han clasificado los pacientes atendiendo a distintos intervalos de edad, con la finalidad de detectar un posible distinto efecto de la edad en función de estos grupos (145–147). Solamente algunos de ellos, han afirmado que la influencia negativa de la edad sobre la recuperación funcional, se evidencia especialmente en edades más avanzadas, siendo otros totalmente contrarios a esta teoría. Algunos autores (67,68) han encontrado puntos de inflexión, identificando una edad concreta como determinante de la capacidad de recuperación tras el ictus (148,149).

Diversos estudios enfatizan, que la menor capacidad de respuesta al tratamiento rehabilitador a consecuencia de una avanzada edad no es sinónimo de ausencia de beneficio. De hecho, se ha observado que incluso los pacientes mayores de 75 y mayores de 85 años obtienen mejoras sustanciales en relación a la discapacidad y los déficits funcionales (150–153) . Algunos autores han afirmado que estos pacientes son también capaces de conseguir cierta recuperación funcional, a pesar de su pluripatología (7,154).

Por todo esto, y a pesar de la influencia de la edad sobre el grado de recuperación, la edad avanzada no debe ser un factor que limite el acceso al tratamiento de rehabilitación (155,156).

Existen también algunas investigaciones científicas, que ponen en duda la relación de la edad con la recuperación funcional tras el ictus. Tras sus respectivas revisiones de la bibliografía existente, no encontraron consenso acerca de la influencia de la edad sobre la capacidad de recuperación, concluyendo que la edad influye solamente en algunos aspectos (89,123,157).

Una vez presentados los predictores de recuperación más relevantes según la bibliografía actual, se puede afirmar que existe mucha variabilidad en la información que ofrecen las distintas investigaciones. En ellas se estudian aspectos muy diferentes, identificándose predictores de recuperación muy diversos. Los factores predictores identificados en la bibliografía actual incluyen factores demográficos, sociales, físicos, etiopatogénicos y clínicos.

Es necesario destacar, que entre los factores que han sido identificados como predictores de recuperación y que han sido presentados en este apartado, encontramos tanto las propias puntuaciones totales obtenidas en las escalas de valoración como aspectos concretos o ítems específicos pertenecientes a dichas escalas. Por otra parte, no existe uniformidad en cuanto a la edad y la gravedad de las muestras de pacientes estudiados, aunque bien es cierto, que determinados autores han estudiado muestras de personas mayores y difiere mucho el rango de edades utilizado entre unos trabajos y otros. Además, no parece estar clara la existencia de ciertos factores o aspectos especialmente importantes en este grupo de población.

También son muy variables, entre los distintos estudios, las herramientas de medición o escalas de valoración utilizadas, momentos de medición, etc. Los trabajos citados, por otro lado, presentan diferencias importantes respecto al número de factores predictores estudiados: mientras que algunos trabajos estudian la relación de un único factor sobre la recuperación de los pacientes, otros han optado por hacerlo con un grupo de predictores.

Todas estas diferencias hacen que, frecuentemente, resulte complicada la tarea de extraer conclusiones a partir de la información ofrecida por la bibliografía, por lo que se hace evidente la necesidad de seguir estudiando en este

campo, con la finalidad de aclarar ciertos aspectos aún hoy en día sujetos a debate. También parece importante, conocer cuáles son los factores predictores más determinantes para la recuperación de las secuelas de ictus en las personas mayores (27,97,158).

A continuación, se presenta la información relacionada con los principales predictores clínicos encontrados en la bibliografía, que se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 1. Resumen de algunos de los factores pronósticos de ictus descritos en la bibliografía revisada.

| Factores Pronósticos del Ictus | |
|-------------------------------------|--|
| Equilibrio o control de tronco. | Gravedad clínica del ictus. |
| Función motora de las extremidades. | Funcionalidad o dependencia previa al ictus. |
| Déficits cognitivos. | Edad. |
| Apoyo social y estado emocional. | Sexo. |
| Incontinencia de esfínteres. | Etiopatogenia del Ictus. |
| Déficits somatosensoriales. | Tamaño y localización de la lesión. |
| Cronicidad. | |
| Ictus previos. | |

1.5 ESCALAS DE VALORACIÓN EN EL ICTUS

1.5.1 Escalas de valoración global

La importancia de la valoración estandarizada del estado del paciente con ictus se debe a la necesidad de expresar los resultados clínicos de forma uniforme, objetiva y cuantificable. Además, esta valoración permite conocer el grado de afectación inicial de la enfermedad, ayudando a entender la gravedad de las secuelas ocasionadas, y permite determinar la intervención más adecuada y personalizada posible.

La valoración del paciente en distintos momentos a lo largo del tratamiento de rehabilitación permite conocer su evolución, así como obtener una estimación de los cambios o mejoras conseguidas, pudiendo de esta forma conocer el alcance de la recuperación (122).

Por otro lado, la literatura también se sirve del uso de las escalas de valoración para mejorar su capacidad predictiva, utilizando las puntuaciones globales obtenidas en las propias escalas como factores predictores de recuperación a corto y largo plazo.

Dada la complejidad del ictus y su multiplicidad de signos y síntomas, es necesario, para poder valorar de forma adecuada e integral el estado de los pacientes tras el ictus. No limitarse a la descripción de las alteraciones. Las alteraciones en las funciones y estructuras corporales (*impairment*) también deben ser determinadas para evaluar su repercusión en la funcionalidad global del individuo, teniendo en cuenta la realización de actividades (discapacidad) así como su nivel de participación (*handicap*).

Para una valoración precisa y adecuada es necesario escoger métodos de evaluación de eficacia contrastada que cuenten además con aceptación por parte de la comunidad científica. Frecuentemente, los instrumentos seleccionados para la valoración del estado del paciente, habiéndose detectado la utilización de ciertas escalas de dudosa validez en la realización de estudios científicos. Este uso inapropiado puede llegar a invalidar los resultados de estas investigaciones (159).

Estas escalas deben tener establecidas las propiedades psicométricas más importantes (validez, fiabilidad y sensibilidad). También es importante que las herramientas empleadas hayan sido desarrolladas específicamente para la valoración del ictus, o que hayan sido probadas sus propiedades psicométricas para su uso en este tipo de pacientes. Las escalas de valoración desarrolladas para uso genérico, no contemplan los problemas asociados a los pacientes con esta enfermedad; es decir, no son sensibles a los problemas inherentes a la población con ictus (50).

Otros aspectos a tener en cuenta a la hora de la elección de la escala de valoración más adecuada son la experiencia o familiarización con el instrumento de medida, el tiempo requerido para su administración y la comparabilidad.

Existe gran heterogeneidad en las medidas empleadas para la valoración post-ictus. Ha identificado hasta 47 medidas distintas en uso en la actualidad. No existe, por el momento, consenso acerca de cuál es la escala de valoración más adecuada en el ictus, por lo que siguen debatiéndose las ventajas y limitaciones relativas a estas.

El marco conceptual del aplicado a la valoración de los pacientes con secuelas de ictus, permite clasificar las distintas escalas de valoración disponibles hoy en día en función de la dimensión (funciones - estructuras corporales,

actividades y participación) a la que mejor responden, dependiendo de la naturaleza de cada escala, así como de su especificidad en los aspectos que valora.

Entre las escalas de valoración, pueden diferenciarse las genéricas y las específicas. Como se ha apuntado en párrafos anteriores, las medidas genéricas son aquellas que han sido diseñadas para la valoración del estado del paciente, sin tomar en consideración un problema o patología en concreto, por lo que no son instrumentos específicos del ACV. Se consideran escalas de uso genérico las de valoración de las AVD y las de calidad de vida. En cambio, las escalas específicas, que son desarrolladas y enfocadas para la valoración de una determinada patología (en este caso para el ictus), permiten conocer el alcance de los distintos déficits presentes en el paciente. A día de hoy, aún no se ha validado ninguna que englobe todos los trastornos derivados del daño cerebral (160).

A continuación, se describen las medidas o escalas de valoración más empleadas en la actualidad para el paciente con ictus:

1.5.1.1. National Institute of Health Stroke Scale

Se trata de una medida de la severidad de los síntomas asociados al ictus que permite cuantificar los déficits neurológicos presentes tras haber sufrido un ictus: la gravedad del trastorno en el nivel de conciencia, la capacidad de respuesta a preguntas y de obedecer a órdenes simples, respuesta papilar, desviación de la mirada y negligencia visual, alcance de la hemianopsia, respuesta facial, resistencia a la gravedad en el miembro afecto, reflejos plantares, ataxia, trastornos sensoriales y la severidad de la disartria y afasia.

Es una escala de uso muy extendido, y más concretamente, es la escala más usada de entre las relativas al dominio de funciones y estructuras corporales (impairment) (161–163). Además, su administración es rápida y simple. Los ítems se puntúan a través de una escala ordinal del 0 al 3 o 4, donde 0 representa la ausencia del déficit valorado, y puntuaciones superiores reflejan una mayor severidad del mismo. El intervalo de la puntuación total es de 0-42 (161,164).

1.5.1.2 Índice de Barthel

Es uno de los instrumentos más ampliamente utilizados para la valoración de la función física y la discapacidad funcional. En uso desde 1995 como Índice de Discapacidad de Maryland y publicado por primera vez en 1965 por Mahoney y Barthel (82), es una medida genérica que valora el nivel de independencia en las AVD básicas del paciente, cuantificando la capacidad de sujetos con trastornos neuromusculares o musculoesqueléticos. Su fiabilidad en pacientes con ictus ha sido probada en numerosas ocasiones. Es el instrumento más utilizado para medir la limitación en la actividad funcional y existe una bibliografía muy amplia demostrando sus propiedades psicométricas (165).

El Índice de Barthel es una medida muy simple y de rápida administración, que además permite utilizar un lenguaje común comparable y sencillo. Consiste en la asignación de diferentes puntuaciones según la capacidad del sujeto examinado para llevar a cabo las AVD. Los valores que se asignan a cada actividad dependen tanto del tiempo empleado en su realización como de la necesidad de ayuda para llevarla a cabo. Consta de un total de 10 ítems relacionados con AVD comunes; de ellos, 8 representan actividades de cuidado personal y los 2 ítems restantes son relativos a la movilidad. No todas las actividades se valoran de la misma manera, pudiéndose asignar 0, 5, 10 o 15

puntos. La puntuación total oscila entre 0 y 100; cuanto más elevada sea esta puntuación, mayor es el grado de independencia funcional (166,167).

Además de la información obtenida con la puntuación total, esta escala también proporciona información a través de cada una de las puntuaciones parciales correspondientes a cada ítem o actividad valorada. Esto permite conocer con más precisión los déficits específicos del paciente, lo que facilita la valoración de su evolución con el paso del tiempo (168).

1.5.1.3. Functional Independence Measure y Functional Assessment Measure

Las escalas Functional Independence Measure (FIM) y Functional Assessment Measure (FAM) son dos medidas globales de discapacidad, de tipo ordinal, ampliamente extendidas y usadas a nivel internacional para la medición de los resultados obtenidos con los programas de rehabilitación en pacientes con ictus (100,101). Ambas escalas proporcionan información válida y fiable sobre la necesidad de asistencia del paciente en la realización de las AVD, habiendo sido sus propiedades psicométricas evaluadas recientemente (169).

La escala FIM, desarrollada en 1980, está compuesta por 18 ítems, de los cuales 13 valoran el área física/motora y 5 responden al área cognitiva. Así, se habla de 2 subescalas claramente diferenciadas: subescala motora y subescala cognitiva. (89,102). Posteriormente, con el desarrollo de la FAM, se crearon 12 ítems nuevos con la finalidad de enfatizar algunas áreas funcionales de FIM. Así, con la combinación de ambas escalas se obtuvieron los 30 ítems que componen la escala "FIM+FAM". Esta nueva herramienta ha ido ganando popularidad entre la comunidad internacional de clínicos e investigadores en la última década (170,171).

Los estudios que han comparado las escalas Barthel y FIM sostienen que ambas son las escalas más utilizadas y ampliamente aceptadas por la literatura como medidas de discapacidad funcional. Sus propiedades psicométricas son muy similares; ambas cuentan con una gran fiabilidad y validez (172,173).

A pesar de que algunos autores se inclinan por la utilización de FIM, los trabajos que han estudiado estas escalas no han encontrado diferencias importantes entre ellas. Las investigaciones, apuntan que su principal limitación reside en la dificultad de interpretación clínica, por tratarse de escalas ordinales de amplio rango (174).

1.5.1.4 Rankin Handicap Scale

Originalmente desarrollada en 1957 y posteriormente estudiada como medida de hándicap, se considera actualmente una escala global de discapacidad, diseñada específicamente para pacientes con secuelas de ictus. La versión original cuenta con un rango de puntuaciones comprendido entre 1 y 5, basado en el nivel de independencia del paciente y tomando como referencia la situación previa al ictus (y no la observación de la realización de tareas específicas). Así, una puntuación de 1 indica ausencia de discapacidad significativa y 5 el grado de mayor severidad de la discapacidad (175).

La actual escala Modified Rankin Scale, que incluye la puntuación 0, indicativa de inexistencia de síntomas. Se trata de un instrumento de medida muy simple, útil para la categorización del paciente en función de su discapacidad, la versión modificada es el instrumento más utilizado hoy en día para la valoración de las actividades (discapacidad).

Como principales limitaciones de esta escala hay que destacar la falta de criterio para la asignación de las distintas categorías o puntuaciones, dejando abierta su interpretación al evaluador, lo que hace que disminuya su fiabilidad (176).

1.5.1.5 Clinical Outcome Variables Scale

El Clinical Outcome Variables Scale (COVS) fue diseñado para ser usado por fisioterapeutas como instrumento de valoración del estado de movilidad funcional del paciente con la finalidad de poder identificar los principales objetivos del tratamiento (177).

Esta escala consta de 13 ítems, valorándose cada uno con una puntuación del 1 al 7, y oscilando la puntuación total de la escala entre 13 y 91. Los ítems valorados recogen un amplio rango de tareas motoras o funcionales, representativas de los resultados asociados a la fisioterapia habitual en la población que recibe programas de rehabilitación. Incluyen la consideración de barreras en el entorno, múltiples transferencias y habilidades en la silla de ruedas. Los ítems pueden ser valorados de forma individual o sumados para obtener la puntuación total de la escala. También pueden sumarse en diferentes combinaciones, ofreciendo así una valoración de la deambulación con 4 ítems, de la movilidad en la cama con 2 ítems, de las transferencias con 2 ítems y de la función del brazo con 2 ítems.

Ha sido demostrada su fiabilidad, validez de constructo, validez predictiva y validez longitudinal. Su tiempo de administración es relativamente prolongado, aunque bien es verdad que la realización del test puede ser incorporada a la valoración de fisioterapia rutinaria, lo que reduce el tiempo total destinado al proceso (178).

1.5.1.6 Glasgow Outcome Scale

La escala Glasgow Outcome Scale (GOS) fue originalmente desarrollada en 1.975, para el uso en pacientes con traumatismo craneoencefálico. Consta de 5 categorías: muerte, estado vegetativo, discapacidad severa, discapacidad moderada y buena recuperación. Esta escala ha sido frecuentemente criticada por su falta de sensibilidad al cambio, ya que el bajo número de categorías no permite representar o recoger el amplio rango de posibles limitaciones físicas y cognitivas de los pacientes con daño cerebral (179).

En respuesta a esta problemática, los autores del GOS crearon en 1.981 la versión extendida de dicha escala, el GOS-E. La nueva escala presenta 8 categorías, desdoblando las antiguas categorías de discapacidad severa, discapacidad moderada y buena recuperación en dos categorías cada una. De esta manera, se obtiene un abanico más amplio de puntuaciones, más acorde con los distintos niveles de recuperación alcanzables. Así, parece que la versión GOS-E consigue una mayor sensibilidad en comparación a GOS, por lo que su uso ha sido recomendado por la literatura (180–183).

Aunque con un uso menos extendido entre los clínicos e investigadores en la actualidad, existen otras escalas para la valoración de pacientes con ictus. Entre ellas, se pueden destacar las siguientes: Neuropsychiatric Inventory (NPI), Índice de Lawton y Brody de actividades instrumentales de la vida diaria (LB), Differential Outcome Scale (DOS), Escala de Cuidados y Necesidades (CyN) e International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS).

Tabla 2. Resumen de algunas de las escalas para la valoración funcional general del paciente con ictus.

| Escalas de Valoración General | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • National Institutes of Health Stroke Scale • Functional Independence Measure • Rankin Handicap Scale • Glasgow Outcome Scale | <ul style="list-style-type: none"> • Índice de Barthel • Functional Assessment Measure • Clinical Outcome Variables Scale |

1.5.2 Escalas de valoración funcional muscular.

La valoración funcional y cognitiva constituye un pilar importante en la evaluación de las personas mayores, fundamentalmente englobada en una valoración multidimensional, como una herramienta que nos sirve para complementar la valoración íntegra del paciente.

El estado funcional constituye un indicador importante de salud global en la persona mayor, y su alteración puede tener su origen en variaciones de otras áreas (física, social). Tiene, además, pronóstico en cuanto a eventos adversos de salud, progresivo deterioro o mayor discapacidad o dependencia.

La funcionalidad es la herramienta de la cual una persona se maneja y desenvuelve de manera autónoma para diferentes actividades, desde las más elementales y en el entorno más inmediato (domicilio), a las más complejas.

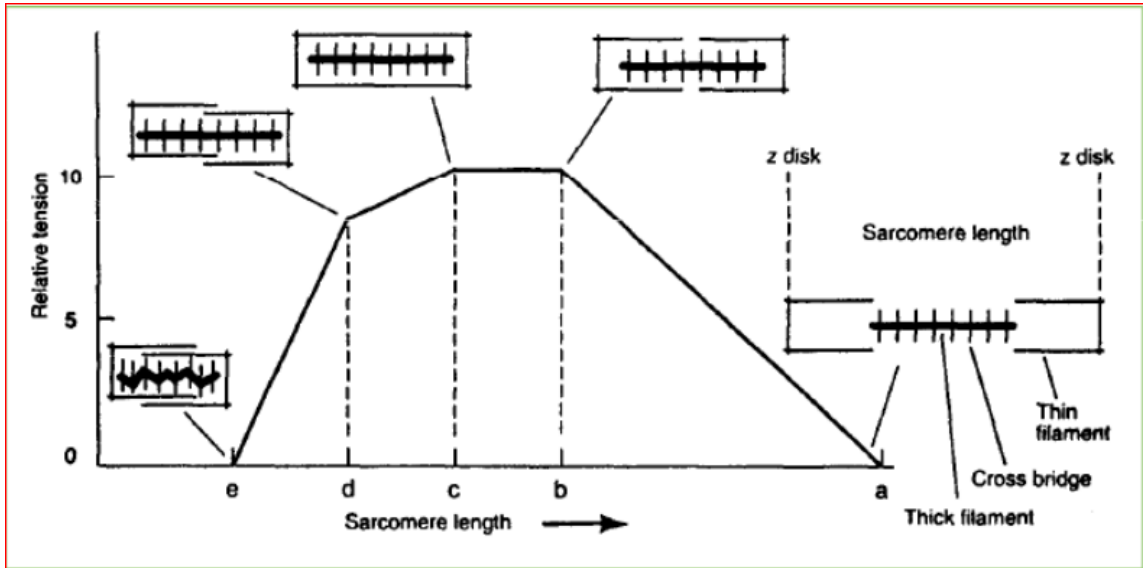


Figura 5. Relación longitud- tensión del músculo.

1.5.2.1 Fugl-Meyer

La escala de Fugl-Meyer fue desarrollada en 1975 por este autor, y es una herramienta de valoración específica para paciente que ha sufrido un Ictus que mide el deterioro funcional del paciente por lo que la valoración se realiza en función del rendimiento del paciente. Está diseñada para valorar la función motora, el equilibrio, las sensaciones y el funcionamiento articular de los pacientes con hemiplejía como consecuencia del Ictus (18,71,184). Se usa tanto en la práctica clínica como en investigación para determinar la severidad de la enfermedad, describir la función motora y planear y medir el tratamiento a realizar.

Instrumento aceptado como medida de funcionalidad en el ámbito de la rehabilitación y en la valoración de la capacidad global del paciente ingresado en rehabilitación. Discrimina pacientes según edad y comorbilidad. Se desarrolló

ante la falta de una medida uniforme de la discapacidad y de los resultados tras el tratamiento rehabilitador específico.

La recogida de los datos de esta escala debe ser de lo que el paciente realiza de forma habitual y no de lo que el paciente es capaz de hacer o ha realizado de forma ocasional. Si hay funciones que el paciente es solo capaz de realizarlas en determinadas ocasiones se escogerá la puntuación más baja.

Esta escala discrimina entre traumas mayores y menores siendo indicador recomendado de discapacidad. La utilización de esta escala proporciona información que admite mejorar los esfuerzos del programa de rehabilitación de los pacientes basándose la eficiencia del tratamiento individualizado, feedback del equipo, identificación de áreas de mejora potencial que pueden no apreciarse únicamente con la utilización de instrumentos internos. La validez de éste test está demostrada, tiene gran fiabilidad test-retest y para personas de 80 o más años de edad puede ser un instrumento muy útil en la valoración funcional (185).

Esta escala se puede utilizar de forma global o de forma específica para medir el rendimiento del miembro superior e inferior. La escala global está compuesta de cinco dominios y tiene 155 items en total. En concreto estos dominios miden:

- Función motora de los miembros superiores e inferiores.
- Función sensorial, valorando el sentido de la posición de ocho articulaciones.
- Equilibrio, medido a través de siete test (tres sentado y cuatro en bipedestación).

- Rango de movilidad de la articulación
- Dolor articular.

El dominio motor incluye una serie de ítems que mide el movimiento, la coordinación y la acción refleja del hombro, codo, antebrazo, muñeca, mano, cadera, rodilla y tobillo. Es importante destacar que la intención de éste test consiste en medir la recuperación exclusivamente del sistema motor, por lo que la recuperación de tareas funcionales no está presente en este test. Actualmente se utilizan versiones más actualizadas según el daño principal se haya producido en el miembro superior o inferior (185).

1.5.2.2. Daniels

Escala de valoración general de la fuerza muscular, no mide específicamente la fuerza de un solo músculo porque no hay contracciones aisladas, sino que se mide la fuerza a través de un movimiento articular. Esta escala consta de un valor de 0 a 5, siendo el valor 5 s normal, movimientos contra la gravedad y total resistencia, y el valor 0 ausencia de contractilidad (186).

| Grado | Contracción |
|-------|---|
| 0 | Ausencia de contracción |
| 1 | Contracción visible o palpable, pero sin movimiento activo |
| 2 | Movimiento activo, sin vencer la gravedad ni la resistencia |
| 3 | Movimiento activo que vence la gravedad pero no vence la resistencia |
| 4 | Movimiento activo en toda su amplitud, vence la gravedad y una resistencia moderada |
| 5 | Fuerza normal. Movimiento activo, vence la gravedad y la resistencia |

Figura 6. Escala de Daniells.

1.5.2.3. Lovett

La Prueba muscular manual fue descrita inicialmente por Robert W Lovett, quien, en 1912, diseñó un test para valorar la fuerza de los músculos de forma individual, basada en el movimiento, la gravedad y la aplicación manual de resistencia.

Tiene como finalidad la valoración de la fuerza muscular que puede presentar un individuo sano o con alteración musculo esquelética; su finalidad es calificar mediante porcentajes la actividad del músculo (187).

| Grado | Descripción |
|-------|---|
| 0 | Ausencia de contracción |
| 1 | Contracción visible o palpable |
| 2 | Mov activo en todo el ROM sin Gravedad |
| 3 | Mov activo en todo el ROM contra Gravedad |
| 4 | Mov activo completo contra Gravedad + Resistencia |
| 5 | Mov activo contra Gravedad + Resistencia Max |

Figura 7. Escala valoración de Lowett.

1.5.2.4 Kendall

La Prueba muscular manual fue descrita inicialmente por Kendall, realizando una valoración general del estado del musculo con la prueba física. Siendo el valor 5 muy bueno y el valor 0 nulo. Esta escala es usada en alteración musculo- esquelética (188).

A continuación, mostramos la escala de valoración

| ESCALA DE KENDALL | | |
|--------------------------|----------------|--|
| Grado | Término | Descripción |
| 5 | Normal | Amplitud total disponible de movimiento contra gravedad y es capaz de mantener una resistencia máxima. |
| 4 | Buena | Amplitud total disponible de movimiento contra gravedad y es capaz de mantener una resistencia moderada. |
| 3 | Regular | Amplitud total disponible de movimiento solo contra gravedad al eliminar la resistencia. |
| 2 | Pobre | Amplitud total disponible de movimiento al eliminar la gravedad. |
| 1 | Vestigios | Contracción visible o palpable sin movimiento. |
| 0 | Nulo | No se observa ni se siente contracción. |

Figura 8. Escala de valoración de kendall.

1.6 PRONÓSTICO A TRAVÉS DE LAS ESCALAS DE VALORACIÓN

Como se ha comentado anteriormente, las escalas de valoración también han sido utilizadas como herramientas de predicción de la recuperación en el ictus.

Diversas investigaciones han desarrollado modelos predictivos de la recuperación post-ictus han propuesto estimaciones de la probabilidad de recuperar ciertas funciones corporales, como puede ser la capacidad para la marcha (189,190), mientras que otras han tratado de pronosticar la independencia para las ABVD (99,100).

Las escalas de valoración del nivel de actividad (discapacidad) usadas con mayor frecuencia en estudios predictores son la Barthel y Rankin modificada, aunque también se han usado otras variables como el *Functional Independence Measure* (FIM) con esta finalidad.

También se ha recurrido al uso de la combinación de dos o más escalas para establecer el pronóstico de recuperación, e incluso se han desarrollado modelos que combinan escalas funcionales con alguno de los factores predictores relativos a las características personales del paciente (191–193).

Sin embargo, no se ha encontrado en la bibliografía la existencia de una medida global del grado de dependencia o del estado de salud del paciente con la que estudiar de modo más completo la recuperación o los factores predictores de dicha recuperación. Otro aspecto que ha sido motivo de estudio en los últimos años en el campo de la rehabilitación neurológica es la búsqueda de ítems o

aspectos parciales de las escalas de valoración que sean capaces de proporcionar información que contribuya a la predicción de la recuperación.

Los modelos predictivos desarrollados hasta la actualidad no tienen demasiada aceptación, dado que son de dudosa validez. Por todo ello, en general, para la valoración del paciente con hemiplejía post-ictus parece evidente la necesidad de combinar escalas de valoración funcional general y específicas, ya que, por el momento, no existe un “gold-standard” para la valoración de estos pacientes (194).

1.7 ESTRATIFICACIÓN DE ESCALAS PARA LA DEFINICIÓN DE NIVELES DE RECUPERACIÓN FUNCIONAL

Al igual que ocurre con la elección de las medidas o escalas más adecuadas para la valoración de las secuelas tras el ictus, tampoco parece existir consenso respecto al criterio más adecuado para la definición del término “recuperación”, probablemente porque se trata de un término parcialmente subjetivo y variable y específico de cada paciente. Actualmente, este es uno de los puntos de debate entre los investigadores, que tratan de dar respuesta a este problema a través de las distintas escalas.

La recuperación del estado funcional de los pacientes con secuelas de ictus comprende una gran variedad de situaciones, pudiendo variar en gran medida desde la recuperación total (sin secuelas residuales), pasando por diversos niveles de dependencia, hasta la dependencia total y la muerte. Resulta de gran importancia poder conocer la situación en la que se encuentran los pacientes en cada momento; para ello, es necesario recurrir a la estratificación o categorización de su estado a través del uso, una vez más, de las escalas de valoración. Esta estratificación conduce al establecimiento de distintos niveles de recuperación, ofreciendo una mayor sencillez y facilidad para la interpretación clínica del estado funcional y global del paciente (195,196).

Para poder definir distintos niveles de recuperación, hasta la fecha de hoy, se ha recurrido a la dicotomización de las escalas funcionales, obteniendo de esta manera dos niveles que diferencian claramente los logros funcionales favorables de los logros funcionales desfavorables. Esto se consigue a través del establecimiento de puntos de corte en las escalas, lo que ha planteado una gran controversia entre los investigadores en este campo.

Así, el criterio para la estratificación de la recuperación de los pacientes con secuelas de ictus en recuperación favorable y recuperación desfavorable varía sustancialmente de unos trabajos a otros.

Parece que los índices de valoración de la actividad (discapacidad) más comúnmente utilizados para el establecimiento de dichos puntos de corte en los estudios pronósticos son el Índice de Barthel y la Escala de Rankin modificada. Aunque con menos frecuencia, el FIM también se ha utilizado en diversos estudios con esta finalidad (105); sin embargo, otros autores consideran predictores de mal pronóstico funcional valores iniciales de Barthel < 20, FIM < 40 en adultos y FIM < 60 en personas mayores de 75 años.

También se ha observado que un Barthel > 60 se relaciona con una menor duración de la estancia hospitalaria y una mayor probabilidad de reintegración social, por lo que fue propuesto como punto de corte para determinar la dependencia/independencia del paciente. Dicho de otro modo, los sujetos con mayor capacidad para realizar las ABVD antes del ictus mejoran en mayor medida. Sin embargo, ninguna de las puntuaciones comentadas ha sido adoptada como punto de corte estandarizado del índice de Barthel.

Respecto al FIM, son muy escasas las referencias que han determinado puntos de corte, diferenciando los pacientes con puntuaciones FIM motor comprendidas entre 13 y 23 de los que presentan un FIM motor > 23.

En comparación con el Índice de Barthel, que presenta una gran variabilidad en la determinación de sus puntos de corte, la escala Rankin parece contar con una mayor coherencia en la estratificación de los niveles de recuperación por parte de los distintos trabajos. La consecución de logros

favorables ha sido definida por algunos autores como Rankin ≤ 1 y por otros como Rankin ≤ 2 , siendo quizás este punto de corte el más fiable (197–199).

La categorización convierte las escalas ordinales y continuas, en medidas más simples (o en medidas binarias, en el caso de la dicotomización). Esta transformación resulta de especial interés desde un punto de vista clínico, sobre todo en aquellas escalas que, por su carácter continuo y la amplitud en su rango de puntuaciones posibles, carecen de una clara interpretación clínica (como pueden ser el Barthel, FIM y FAM, entre otras). El hecho de establecer un punto de corte en este tipo de escalas permite a los profesionales de la salud conocer el umbral de la escala a partir del cual la recuperación puede considerarse favorable o buena. Por ejemplo, desde un punto de vista práctico, es mejor considerar a un paciente como “independiente” que con una puntuación = 95 en el índice de Barthel.

Sin embargo, también existen evidencias que indican que la dicotomización no es la mejor opción cuando la finalidad es valorar un efecto con tantos posibles niveles como es el grado de recuperación. La dicotomización de escalas reduce gran cantidad de información (200), pudiendo limitar en gran medida la capacidad del clínico para la detección de cambios en la mejoría experimentada por el paciente a lo largo de la evolución de su enfermedad. Además, esto podría llevar a subestimar o a pasar por alto algunos aspectos de las mejorías conseguidas con el tratamiento. Las escalas en forma de medidas binarias contemplan únicamente los cambios en el estado del paciente cuando estos representan el paso (determinado por el punto de corte) de una categoría a otra, desestimando o impidiendo detectar cualquier otro cambio que se produzca dentro de las categorías (fenómeno conocido como “aliasing”). Así, a modo de ejemplo, si se toma una puntuación del test de Rankin = 3 como punto de corte

entre buena y mala recuperación, el cambio de Rankin = 2 (discapacidad leve) a Rankin = 0 (sin síntomas de discapacidad) no se valora como un cambio de importancia clínica. Además, determinar la definición de recuperación favorable o desfavorable basándose en estas escalas es una tarea complicada, puesto que son escalas continuas (201).

Ante la gran variedad de posibilidades ofrecidas por la literatura actual respecto a la categorización o estratificación de las escalas de valoración más empleadas, distintos autores se han ocupado recientemente del estudio de las relaciones existentes entre dichas escalas, así como de la posible correspondencia entre sus puntos de corte o niveles de recuperación (202,203).

Las relaciones entre Barthel, Rankin y FIM han sido las más estudiadas. Así, el Barthel está altamente relacionado con el Rankin modificado y con FIM (126,135). La correlación es también importante entre FIM y Rankin (204).

1.8 BIOMECÁNICA DEL LADO PARÉTICO

Para entender mejor la intervención realizada en el presente trabajo sobre los miembros hemiparéticos de pacientes con hemiplejía post-ictus, consideramos necesario describir brevemente la biomecánica de los miembros afectados, como se detalla a continuación:

1.8.1 Biomecánica de la flexo-extensión de la mano.

El movimiento de flexión, inclinación de la palma de la mano hacia la cara anterior del antebrazo se inicia en la segunda hilera del carpo que provoca la tensión de los ligamentos de la articulación mediocarpiana (principalmente el ligamento piramidal-trapecio-trapezoide) para acabar moviendo el escafoides (que moverá el semilunar y piramidal). Este movimiento de flexión varía entre unos 70 a 90 grados y en este movimiento las articulaciones intercarpianas intervienen en aproximadamente un 60 % y la articulación radiocarpiana en un 40 %. La flexión se consigue cuando se activan los músculos palmar mayor, cubital anterior, abductor del pulgar, y los flexores de los dedos con estos en extensión, y se reduce de manera importante cuando se realiza de manera sinérgica a la flexión de los dedos o con la flexión previa de estos (Figura 9).

El movimiento de extensión, aproximación de la cara dorsal de la mano hacia el dorso del antebrazo, tiene un arco de movilidad entre 65 y 85 grados y, a diferencia del movimiento de flexión, este movimiento se debe fundamentalmente a la articulación radiocarpiana, que aporta aproximadamente el 66 % del rango y menos a las articulaciones mediocarpianas, que contribuyen con el 34 %. Esto se debe a que la cara articular del radio se extiende dorsalmente

más que las caras articulares distales del semilunar y el escafoides. La extensión de la muñeca se reduce si se asocia a la extensión previa de los dedos (205,206) (Figura 5).

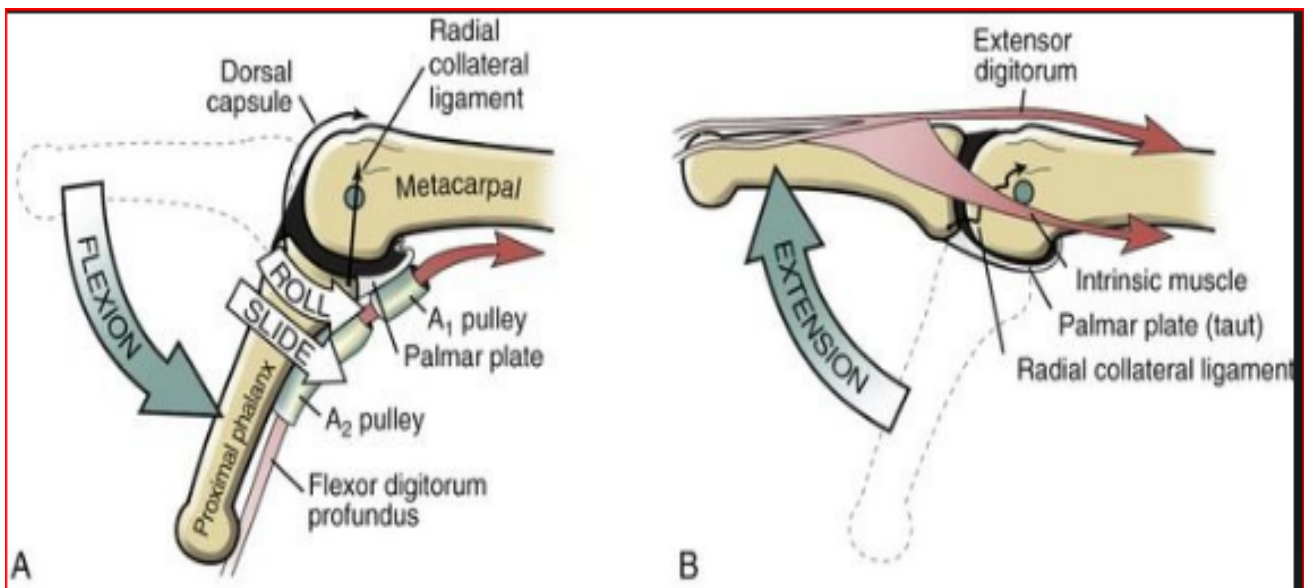


Figura 9. Movimiento de flexion- extensión de la muñeca.

1.8.2 Biomecánica de la flexo-extensión del pie.

Todos los músculos que pasan por detrás del eje vertical medial del pie son extensores de la articulación del tobillo. Además del músculo tríceps sural, otros cinco músculos tienen una acción extensora en la articulación talocrural. Por fuera, se hallan el músculo peroneo corto y el músculo peroneo largo, localizados por fuera del eje de Henke, y son abductores a la vez que pronadores. Por dentro, se encuentran el músculo tibial posterior, el músculo flexor largo de los dedos y el músculo flexor largo del dedo gordo (Figura 10).

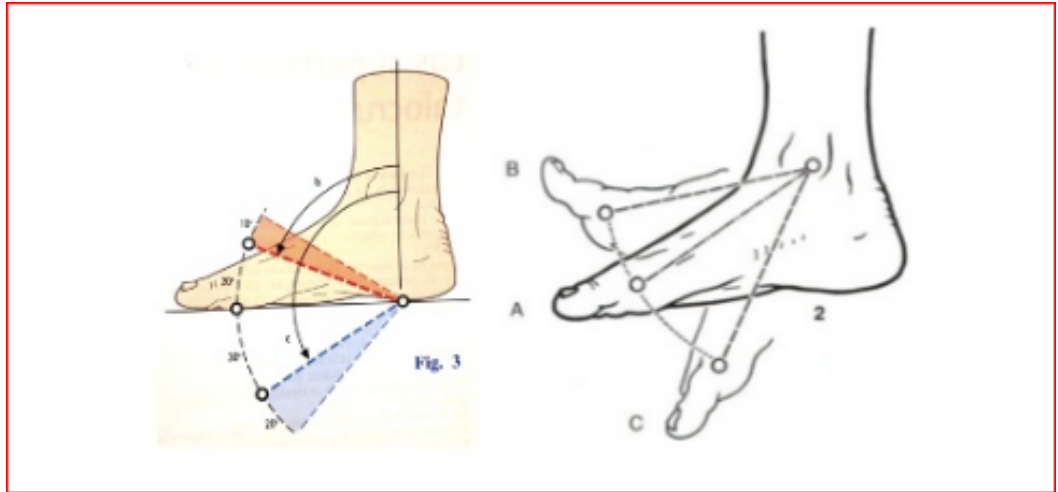


Figura 10. Movimiento de flexo-extensión del pie.

Por lo tanto, la extensión pura proviene de la acción sinérgica- antagonista de los músculos del grupo externo y del grupo interno. Sin embargo, la acción extensora de estos músculos, que se podrían denominar “extensores accesorios” es muy modesta comparada con la del músculo tríceps sural (162,207).

La inclinación de la pierna hacia dentro, en relación al pie apoyado en el suelo y considerado fijo tiene cuatro consecuencias:

- Rotación externa de la pierna sobre el pie: solo aparece cuando la planta del pie contacta con firmeza con el suelo. Se manifiesta por el retroceso del maleolo lateral, claramente visible si se compara con la posición en la cual el pie, perpendicular a la pierna, no contacta con el suelo más que con su borde interno (Figura 11).

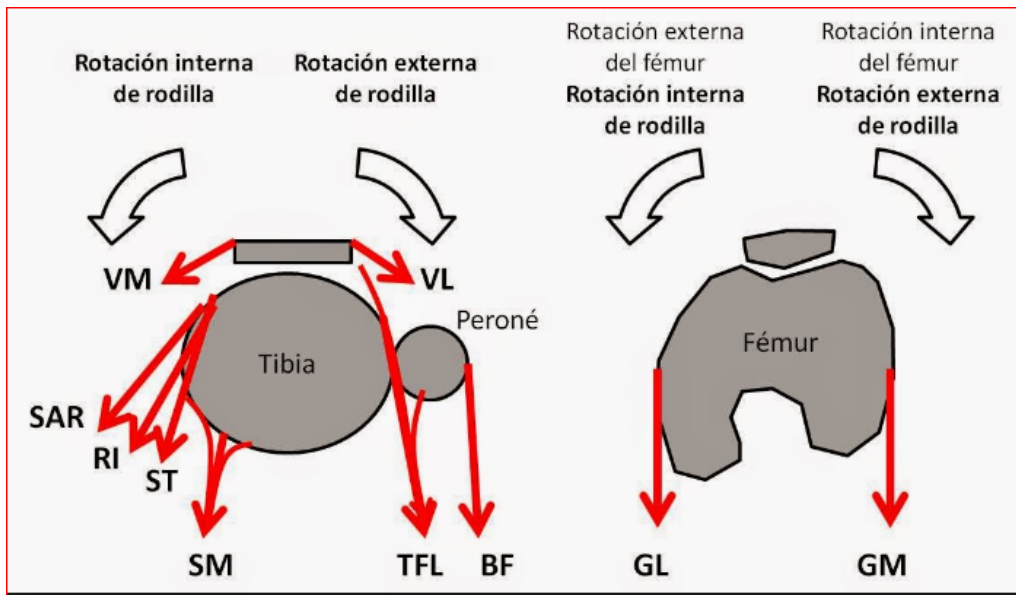


Figura 11. Movimientos en rotación de la pierna.

- Abducción- supinación del retropié: La abducción se debe a una fracción de rotación externa sin compensar. En cuanto a la supinación, deriva del movimiento del calcáneo hacia dentro, perfectamente cotejable por detrás por el ángulo x que constituye el ángulo del talón con el de la pierna, y en comparación con un pie sin apoyo en el suelo (Figura 12).

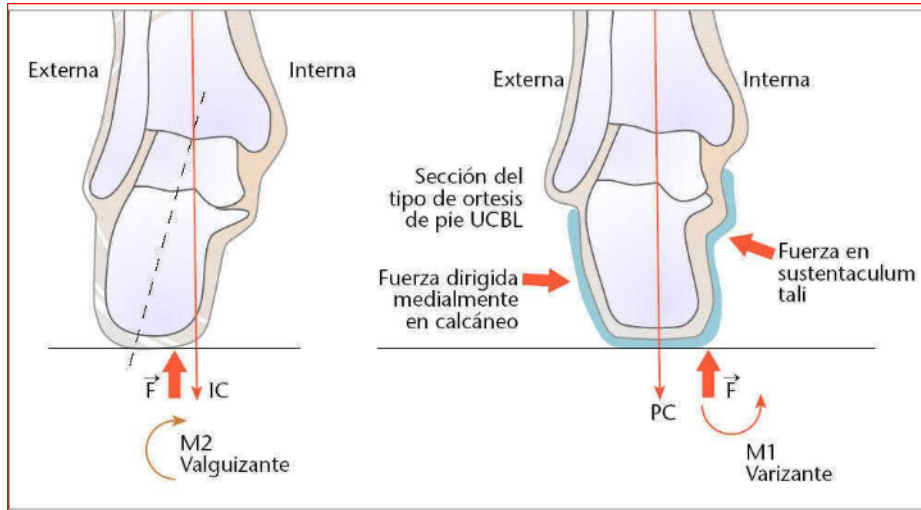


Figura 12. Movimiento en abducción del retropié.

- Aducción- pronación del antepié: para que el arco anterior del pie impacte con el suelo, el antepié debe desplazarse hacia dentro, en concreto el eje del antepié, que pasa por el segundo metatarsiano. El antepié realiza una pronación, pero es un tanto evidente que estos movimientos de aducción-pronación son movimientos relativos a los del retropié localizados en la articulación transversa del tarso (Figura 13).

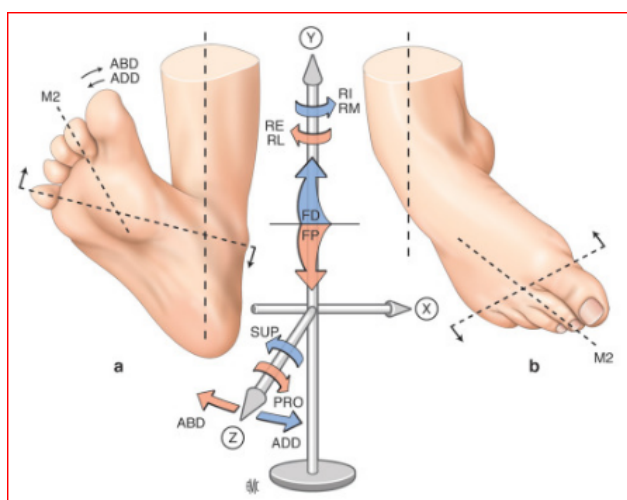


Figura 13. Movimiento de abducción- aducción del pie.

1.8.3. Músculos abductores- pronadores: los músculos peroneos

El músculo peroneo corto se inserta en la apófisis estiloides del quinto metatarsiano, y es, principalmente, abductor del pie; este músculo es más abductor que el músculo peroneo largo (Figura 14). Participa en la pronación del antepie elevando los radios metatarsianos externos. Esta acción se ve reforzada por el músculo tercer peroneo y el músculo extensor largo de los dedos, que también son abductores-pronadores y, al mismo tiempo, flexores del tobillo. Por lo tanto, la acción abducción- pronación pura es el resultado de la acción sinérgica- antagonista de los músculos peroneos por un lado y de los músculos tercer peroneo y extensor largo por el otro.



Figura 14. Musculo peroneo lateral largo.

El músculo peroneo largo desempeña un papel primordial tanto en los movimientos del pie como en la estática y dinámica de la bóveda plantar. El músculo peroneo corto es abductor, y su contracción desplaza el antepie hacia fuera, en bayoneta, mientras que el maléolo medial se hace prominente. Este músculo es extensor de forma directa e indirecta. De forma directa, desciende la cabeza del primer metatarsiano, y a la vez puede actuar de forma indirecta desplazando el primer metatarsiano hacia fuera. Sin embargo, el músculo tríceps sural solo extiende directamente los metatarsianos externos. El músculo peroneo largo, acentúa la curva de los tres arcos de la bóveda plantar y constituye su principal sostén muscular (208,209).

1.9 FUERZA MUSCULAR.

Desde el punto de vista fisiológico la fuerza muscular es la capacidad que tienen los músculos para desarrollar tensiones con el fin de vencer u oponerse a resistencias. Para generar fuerza hay que realizar un esfuerzo muscular que dependerá de diversos factores, como el número de puentes de actina- miosina, el número de sarcómeros existentes, la unidad trasversal de la fibra, el tipo y longitud de la fibra, entre otros (210–212). Es necesario un estímulo nervioso que pongan en marcha los procesos de contracción muscular para que las fibras requieran un gasto energético. La energía muscular se transforma (213).

1.9.1 Mecanismo de contracción muscular

La contracción muscular comienza en el sistema nervioso central cuando se producen los impulsos nerviosos que llegan a las fibras musculares. La unión entre la fibra nerviosa motora y las fibras musculares a la que inerva se denomina placa motora. La placa motora (Figura 15) es la unión neuromuscular y el número de fibras musculares que se une a cada fibra nerviosa. La variación interindividual es el factor que determina la mayor o menor capacidad de generar fuerza (214).

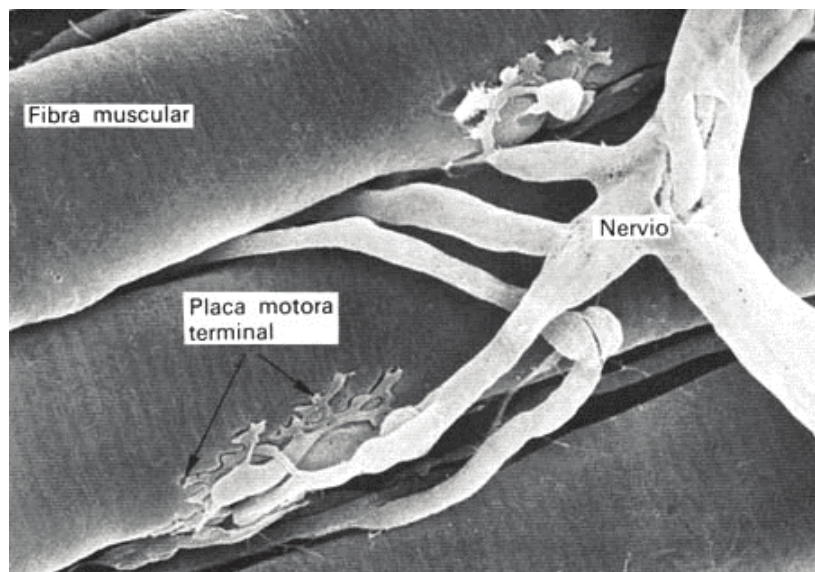


Figura 15. Imagen de Microscopía electrónica de barrido de la unión entre el nervio, la placa motora y la fibra muscular. Fuente: Aneiros López F, Estudio electromiografico de los musculos masticatorios [Tesis Doctoral], Universidad Complutense de Madrid, 2012.

Se llama unidad motora al conjunto formado por una motoneurona alfa, su axón y todas las fibras musculares extrafusales inervadas por ella. El tamaño de las unidades motoras varía en diferentes partes de nuestro cuerpo según la funcionalidad que tenga que realizar. Hay unidades motoras compuestas por una motoneurona alfa, su axón y una o dos fibras musculares. Esto sucede en los ojos y en la punta de los dedos, zonas donde los movimientos han de ser muy precisos. A mayor precisión en los movimientos, menor será el número de fibras musculares inervadas por una motoneurona alfa (215).

1.9.2 El control reflejo del movimiento.

Los movimientos reflejos ocurren de manera automática ante diversos estímulos, y actúan sobre receptores sensoriales específicos. Esto desencadena un circuito neurológico en el sistema nervioso llamado arco reflejo, que es autónomo,

constante y no consciente (Figura 16). Muchos de estos circuitos tienen lugar en la médula espinal, aunque también hay en el tronco encefálico y en menor medida, en el diencefalo y en el córtex cerebral (216,217).

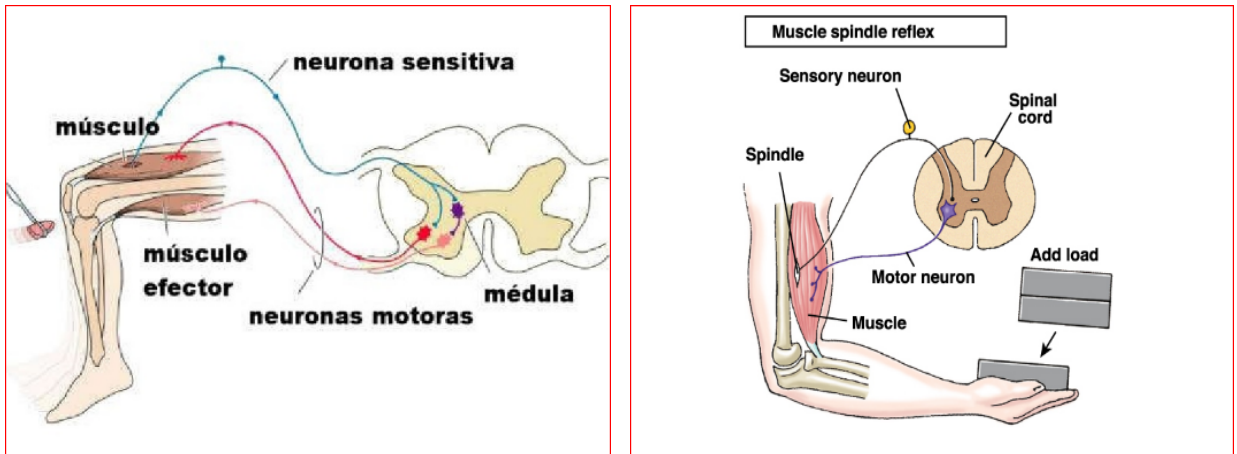


Figura 16. Control reflejo del movimiento del pie y mano.

Un estímulo como una percusión en el tendón provoca una distensión de los receptores que hay en el músculo correspondiente y se origina un impulso nervioso aferente que viaja por una neurona motora, en el mismo nivel, hacia el asta anterior de la medula espinal; entonces se desencadena un impulso nervioso motor que va hasta los músculos correspondientes provocando su contracción muscular (Figura 17)(218).

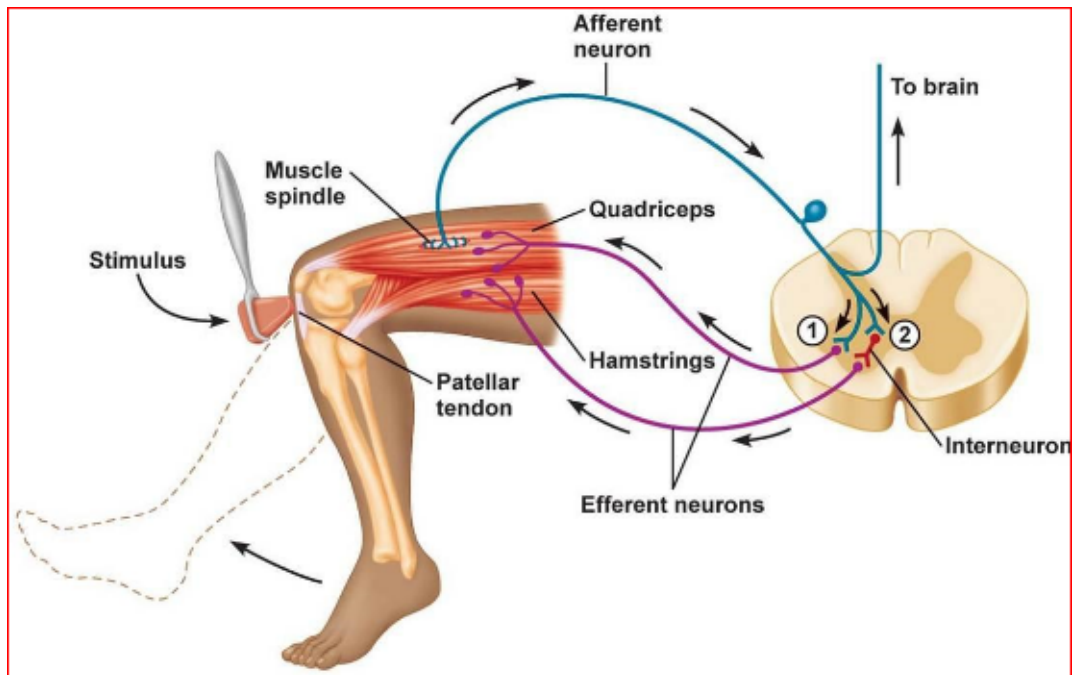


Figura 17. Estimulo de percusión para provocar la contracción muscular.

1.9.3 El control cerebral del movimiento.

El cerebro se encarga de controlar los movimientos no reflejos voluntarios o asociados a movimientos voluntarios. Así, se encarga de controlar la elaboración de la intención del movimiento, la planificación del movimiento, la puesta del movimiento en términos neurológicos y la ejecución del movimiento (219–221). La corteza motora se divide en:

- Corteza motora primaria: está situada en la circunvolución pre-central, justo delante del surco central. Esta corteza se caracteriza por tener una organización somato-tópica, es decir, en ella, están representadas todas las partes de nuestro cuerpo.

- El área motora suplementaria: es una región de la corteza motora de asociación situada en las zonas dorsales y dorso-medial del lóbulo lateral. Está situada inmediatamente por delante de la corteza motora primaria, recibiendo aferencias de ésta.
- La corteza pre-motora: situada delante de la corteza primaria motora y es una región de la corteza motora de asociación situada en la zona lateral del lóbulo frontal (222–224).

1.9.4 Control cerebeloso del movimiento

El cerebelo es una parte importante del sistema motor. En realidad, es como un coordinador de todos los otros mecanismos responsables del movimiento. Recibe aferencias de diferentes regiones que aportan información necesaria para regular adecuadamente los movimientos y, envía también eferencias a las regiones cerebrales del sistema nervioso implicadas en los movimientos (220,225,226).

La actividad motora somática depende del patrón y de las neuronas motoras espinales y neuronas homólogas en los núcleos motores de los pares craneales. Estas neuronas, la vía común final al músculo esquelético, obtienen aferencias desde una gama de vías descendentes, otras neuronas espinales y aferentes periféricos.

La integración de estas múltiples aferencias, que ocurre en el cerebelo, regula la postura del cuerpo y hace posible el movimiento coordinado. Las aferencias desencadenan actividad voluntaria, ajustan la postura del cuerpo para

proporcionar un trasfondo estable para el movimiento y coordinan la acción de diversos músculos para hacer los movimientos suaves y precisos. El movimiento voluntario se planea en la corteza, los ganglios basales y en la parte lateral del cerebelo. Los ganglios basales y el cerebelo canalizan información hacia las cortezas premotora y motora por medio del tálamo.

La postura se ajusta de manera continua tanto antes del movimiento como durante el mismo por medio de vías del tallo encefálico descendentes y aferentes periféricos. El movimiento lo suavizan y coordinan las conexiones de porciones mediales e intermedias del cerebelo. Los ganglios basales y la parte lateral del cerebelo forman parte de un circuito de retroacción hacia las cortezas premotora y motora que se relaciona con la planeación del movimiento voluntario y la organización del mismo (Figura 18).

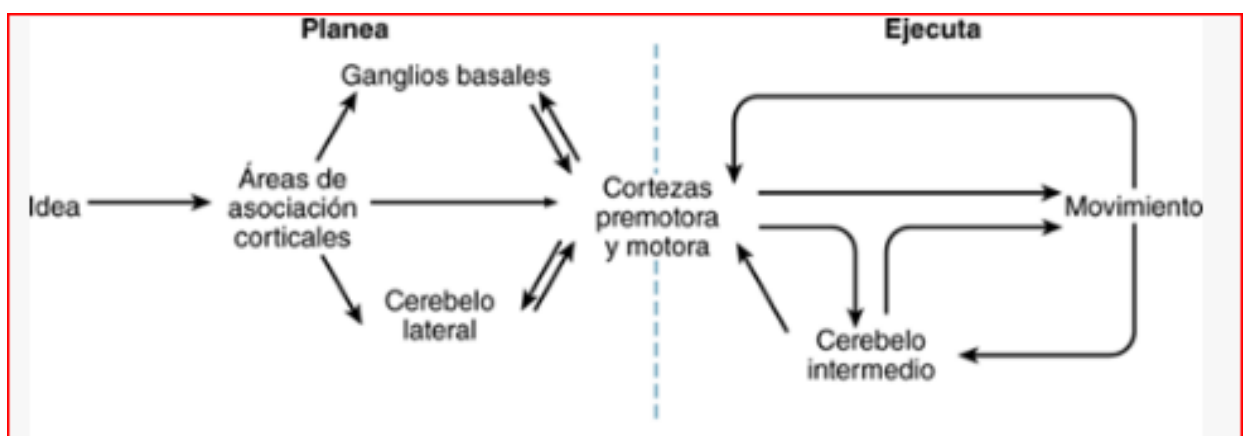


Figura 18. Organización cortical premotora y motora.

1.9.5 Funcionamiento en el SNC en el control del movimiento

La médula espinal también conduce información sensitiva hacia centros superiores e información motora provenientes de ellos, a través de las vías que transcurren por la sustancia blanca medular. Por ejemplo, al producirse un acto reflejo como el descrito previamente, la información sensitiva viaja en forma ascendente hacia centros ubicados en el cerebro y en el cerebelo. La llegada de la información a centros sensitivos del cerebro es lo que produce la conciencia de la situación. En el cerebro se integra esta información y en un centro motor se origina una respuesta que refuerza el acto reflejo, como podría ser recoger el clavo. Esta respuesta es conducida a través de la médula hasta el nivel de donde emerge el nervio raquídeo, por el cual la orden llegará al músculo efector correspondiente (227–230).

La información que llega al cerebelo está relacionada con el tono muscular de los músculos implicados en el movimiento. Esta información no es consciente, pero es indispensable para la coordinación muscular. Por ejemplo, cuando el cerebro ordena recoger un clavo, ésta es una orden motora para la contracción de ciertos músculos, supongamos los flexores del antebrazo. Para que este movimiento se lleve a cabo adecuadamente, los músculos antagonistas (los extensores) deben relajarse. Controles de este tipo están a cargo del cerebelo. Las órdenes inconscientes provenientes del cerebelo también viajan por el interior de la médula hasta alcanzar el nivel del nervio raquídeo correspondiente (Figura 19) (231–234).

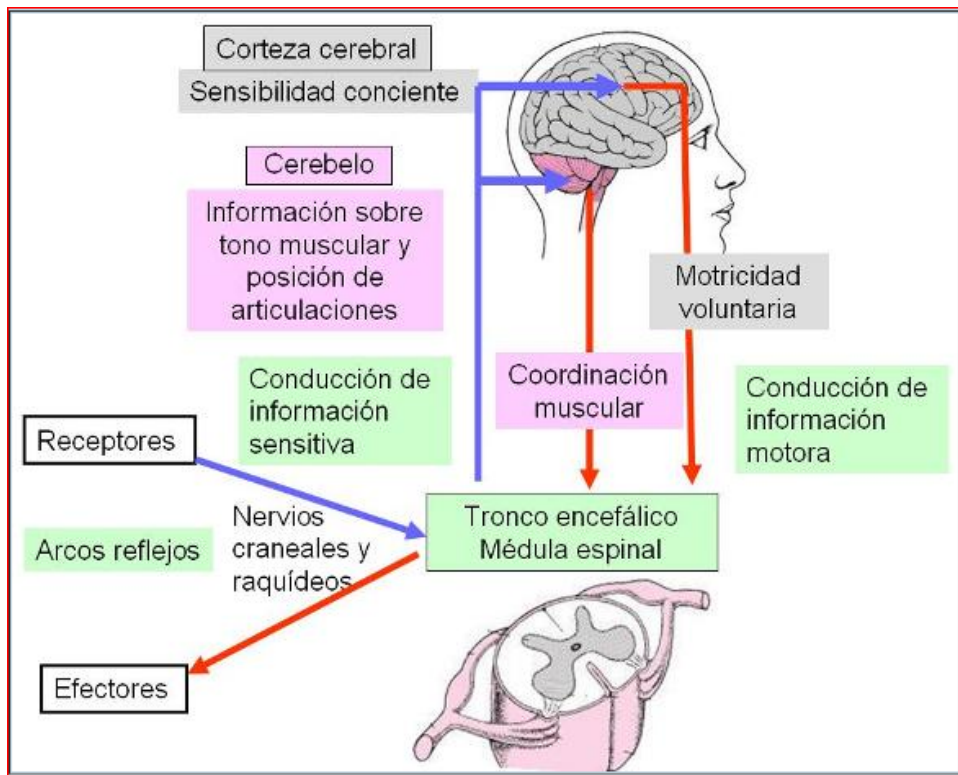


Figura 19. Esquema del control nervioso del movimiento.

1.10 ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

La electromiografía (EMG) es una técnica electrofisiológica que registra la actividad eléctrica muscular, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor (235).

La EMG se puede realizar de dos formas: introduciendo una aguja en el interior del músculo, a través de la piel, que es una técnica más invasiva y se denomina EMG con punción seca, o también se puede realizar colocando unos electrodos adheridos a la piel. A ésta última forma se le denomina electromiografía de superficie (sEMG, del inglés surface-Electromyography).

Se puede decir que la sEMG es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento y registrarlo en papel o en una pantalla (Figura 20) (121), aunque también es aplicable al estudio de acciones estáticas y posturales.

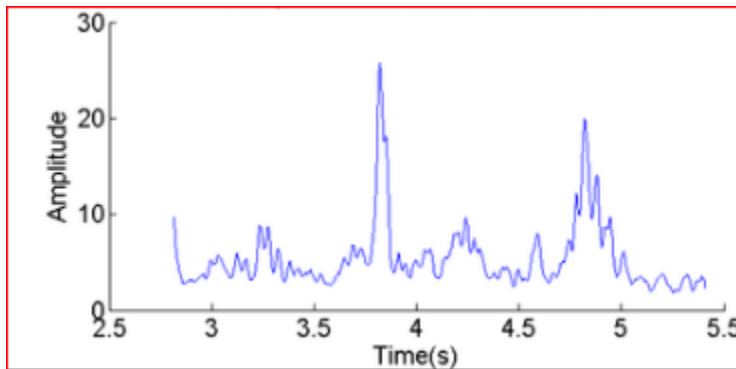


Figura 20. Ejemplo de registro de actividad muscular mediante una sEMG.

Se parte de la base de que la activación muscular implica:

- Una difusión iónica dentro del músculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica, que es detectado mediante los electrodos de EMG.
- Una consecuente respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el músculo al contraerse (Figura 21).

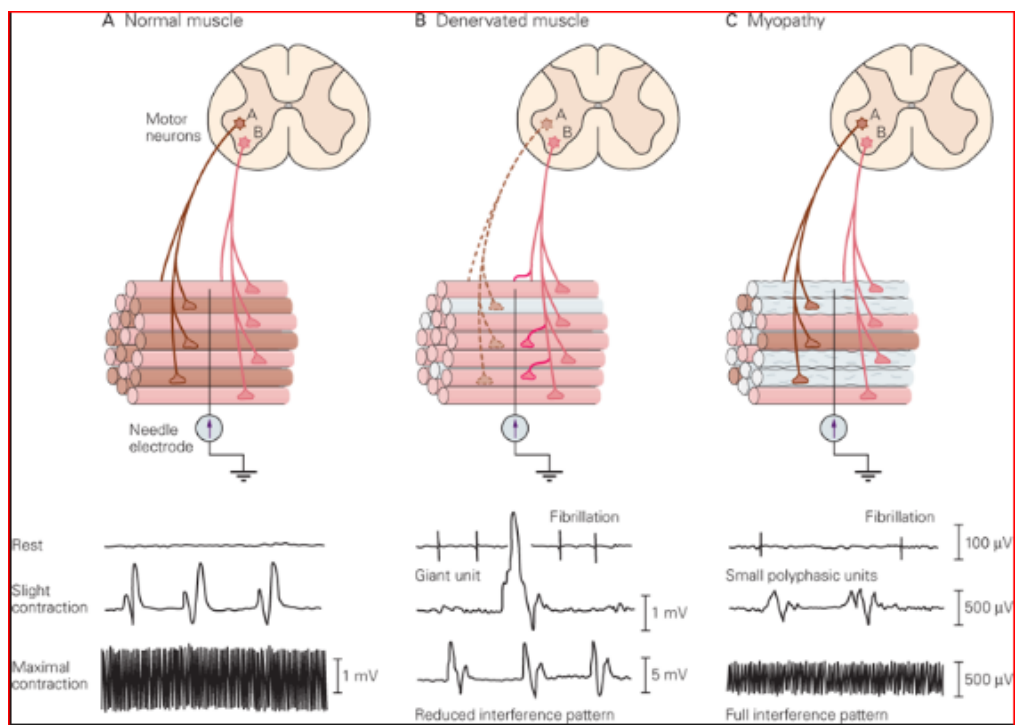


Figura 21. Activación sEMG en diferentes tipos de fibras musculares.

La electromiografía convencional fue introducida por Adrián y Bronk en 1929. Uno de los primeros reportes clínicos del estudio de enfermedades neurológicas con este método lo realizó Weddel en 1944. La actividad eléctrica registrada en el músculo estriado en estado de reposo y durante la contracción muscular, o sea, el registro de las variaciones de voltaje producidas por las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas, es el objeto de estudio de la electromiografía (122).

La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Ello incluye determinar, en cada instante, si el músculo está activo o inactivo, saber qué grado de actividad muestra durante los períodos en que se halla activado, y conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de coordinación intermuscular).

Para poder identificar los instantes y periodos en que se produce la activación de los diferentes músculos en una determinada acción dinámica, es fundamental sincronizar el registro electromiográfico con el de otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos. Estos sistemas suelen implicar la utilización de elementos de registro con sus correspondientes programas informáticos, y proporcionan velocidad y aceleración. Por otro lado, se puede complementar el estudio con sistemas de análisis de fuerzas, como es el dinamómetro digital, para la medición en la fuerza de la mano. Por ello, la SEMG forma parte y se ha introducido como elementos importantes del análisis biomecánico (120,122).

Está demostrado que la señal electromiográfica está relacionada con la tensión muscular o fuerza ejercida por un músculo. A priori, podríamos esperar

una relación directa entre EMG y fuerza, ya que la actividad eléctrica del músculo está determinada por el número de fibras y su frecuencia de excitación, los mismos factores que determinan la fuerza muscular. No obstante, en ciertas ocasiones esto no ocurre así, por lo que acabamos de comentar, aunque el EMG es la mejor medida para medir la capacidad de “activación” muscular, otras medidas como por ejemplo la fuerza de la mano pueden ser más útiles para identificar si esa activación produce una contracción efectiva o no.

1.10.1 Electromiografía para la recuperación funcional muscular

La técnica de EMG no sólo sirve para el diagnóstico de la actividad muscular, sino que nos permite estimular o activar ciertos músculos mediante el impulso de corrientes eléctricas.

El primer paso sería conocer cual es el umbral de activación máxima del sujeto antes de comenzar la sEMG. El dispositivo mide el nivel medio de EMG, después el umbral puede fijarse automáticamente al 80 % de la actividad media del EMG.

Normalmente, el inicio de una sesión de EMG se realiza pidiendo al paciente que contraiga los músculos en periodos de actividad, seguido de una relajación, en lo que se conoce como periodos de descanso. La técnica más frecuente de EMG consiste en la combinación de periodos de actividad/descanso, que es mucho más eficaz que un periodo de actividad constante (Figura 22).

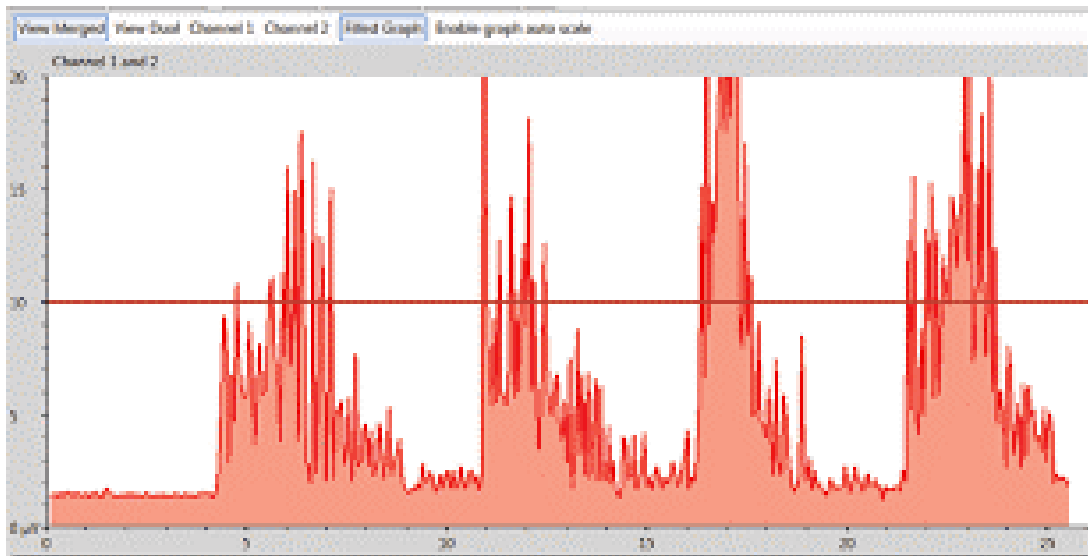


Figura 22. Fases de actividad/ descanso en un programa típico de EMG.

1.10.2 Biofeedback y Electromiografía

En el año 1954 se introdujo una modificación de la técnica de sEMG conocida como biofeedback (236). Hasta la fecha, los pacientes sometidos a esta técnica para incrementar la activación muscular ejercían un papel pasivo, en la que el fisioterapeuta establecía las pautas de estimulación muscular. Pero con esta nueva técnica, se hizo posible que la estimulación se realizará en función de la propia capacidad del paciente.

El biofeedback consiste en la interacción o coordinación entre el paciente y la máquina de electromiografía. De este modo, el paciente realiza un test inicial para conocer su capacidad, y posteriormente, la máquina le indica al paciente mediante señales visuales y/o auditivas (feedback) el trabajo de actividad/descanso que debe realizar el paciente.

Esta técnica parece especialmente útil en pacientes con atrofia muscular, en las que el objetivo no es tanto incrementar la masa muscular sino mejorar la capacidad funcional del músculo y, sobre todo, permite personalizar el programa de intervención, por lo que la efectividad del tratamiento parece ser mayor que en la técnica sEMG convencional (237–240).

La electromiografía de superficie con biofeedback (sEMG-B) ha sido utilizada para valorar, tratar y fortalecer gran variedad de alteraciones musculares, destacando los aspectos de condicionamiento que permiten asistir al paciente en el control de las respuestas fisiológicas no adecuadas. También ha demostrado su efectividad en la reducción de la coactivación inapropiada en flexores y extensores (241–247).

Las técnicas de (sEMG-B) permiten diferenciar entre diferentes tipos de actividad muscular y por tanto mejorar la coordinación entre grupos musculares (248–253), y como decimos, han demostrado su eficacia en la recuperación del funcionamiento motor, la simetría postural y el tratamiento de la espasticidad en los pacientes con accidente cerebro vascular (254–256).

II - JUSTIFICACIÓN

II - JUSTIFICACIÓN

Debido al momento socio- económico que estamos viviendo, el modelo de austeridad en la gestión de los recursos ha acabado imponiéndose. La electromiografía de superficie (sEMG) se ha consolidado como uno de los medios más usados a la hora de investigar la función muscular y el desarrollo de la fuerza a cualquier nivel. Esta técnica, se puede considerar como una técnica de evaluación objetiva, que se encuentra al alcance de los profesionales de salud implicados en el estudio del aparato locomotor, pero a pesar de esto, es sumamente importante profundizar en su conocimiento, posibilidades y limitaciones.

Al revisar la literatura, queda patente un incremento de estudios que basan su metodología en intentar relacionar parámetros fisiológicos (fatiga...), biomecánicos (fuerza máxima, velocidad...), emocionales (motivación, estado anímico...) con la técnica de sEMG. A la hora de seleccionar la población diana, los criterios han sido muy diversos, desde pacientes niños, adulto, hasta voluntarios con un determinado rango de edad o sexo, pero sobre todo se ha empleado en rehabilitación, ya sea deportiva o por otras alteraciones o enfermedades.

A pesar de ello, es muy escasa la presencia de trabajos que estudien la actividad electromiográfica en población de edad avanzada, en especial en el caso de pacientes con hemiplejía como consecuencia de un ictus, siendo precisamente este grupo etario el que presenta mayor riesgo de padecer estos accidentes cerebro vasculares. Con este estudio se pretende profundizar en el conocimiento

electromiográfico y sobre todo en la aplicación del biofeedback en la flexo/extensión de la mano y dorsi/flexión del pie.

También se analizará la relación entre los grupos musculares antagonistas que intervienen en la flexo- extensión de la mano y la flexión dorsal del pie, así como su capacidad para mejorar la hipotonía que presenta la musculatura afectada.

Todos nuestros datos podrán ser tomados como referencia en futuros estudios sobre la mano y el pie en pacientes de edad avanzada con miembros hemiparéticos. Estudios que pretendan indagar más sobre estas u otras variables, o usado a modo de comparativa con otros grupos de población determinada y las que padecen las secuelas de determinadas lesiones o enfermedades.

La hipótesis de este trabajo es la siguiente:

La aplicación del biofeedback en los extensores de la mano y pie, en pacientes con daño cerebral adquirido (ictus), permitirá romper la barrera de funciones biológicas consideradas neurovegetativas o no controlables por la actividad voluntaria, y convertirla en objetivables, medibles y controlables con un menor tiempo de recuperación. Por lo que el uso de esta tecnología mejorará significativamente la evolución de los pacientes, en comparación con las técnicas de fisioterapia convencional.

III - OBJETIVOS

III - OBJETIVOS

El objetivo general de la presente tesis doctoral es estudiar el efecto de la aplicación de electromiografía de superficie con biofeedback (sEMG-B) sobre los músculos extensores de la mano y los flexores dorsales del pie, en una cohorte de pacientes de edad avanzada con hemiplejía como consecuencia de un ictus, y determinar si esta técnica puede ser capaz de mejorar la actividad de la función motora a través del aumento de la actividad muscular de las extremidades afectadas, con el fin de mejorar el control de los patrones motores disfuncionales de estos pacientes como consecuencia del ictus tras el empleo de la sEMG-B.

En concreto, se plantean los siguientes objetivos específicos:

- Analizar los cambios en la actividad electromiográfica de la mano y el pie parético de los pacientes post-ictus tras el empleo de la sEMG-B.
- Evaluar si la sEMG-B es capaz de mejorar la funcionalidad muscular del lado parético, analizado mediante escalas específicas de valoración de actividad muscular.
- Determinar los cambios en la capacidad funcional de los sujetos para realizar las actividades básicas de la vida diaria tras la intervención realizada con la sEMG-B.
- Estudiar los cambios en los test funcionales específicos para pacientes que han sufrido daño cerebrovascular en los miembros paréticos superior e inferior.

- Evaluar si la sEMG-B podría ser considerada como terapia alternativa o complementaria potencial para mejorar la rehabilitación física de pacientes de edad avanzada tras haber sufrido un ictus.

IV - MATERIAL Y MÉTODO

IV - MATERIAL Y MÉTODO

4.1 DISEÑO

Este ensayo clínico aleatorio se llevó a cabo desde enero de 2017 a diciembre de 2018 en las instalaciones del Hospital “Sagrado Corazón” de Málaga. Se requirió el consentimiento informado a los pacientes para participar en el estudio. El protocolo de este estudio se adhiere a las normas CONSORT (anexo 1). El checklist de las normas CONSORT está disponible como Anexo 1. Para evaluar el impacto de la electromiografía superficial con biofeedback (sEMG-B), se diseñó un estudio a doble ciego, con enmascaramiento *de facto*. Ni los participantes ni los investigadores que llevaron a cabo el análisis estadístico conocían el propósito del estudio. Solo la persona que llevó a cabo la intervención conocía el objetivo. Los pacientes que participaron en el grupo CONTROL desconocían las otras opciones de tratamiento ni la opción de poder pertenecer a otro grupo. El ensayo clínico está registrado en la base de datos <http://clinicaltrials.gov> (#NCT03838809).

Un investigador llevó a cabo la aleatorización. Con el fin de obtener un tamaño similar en ambos grupos, se realizó una aleatorización en bloques con una tasa de asignación 1:1. Para esto, 20 folios DIN A4 con la palabra CONTROL y otros 20 folios DIN A4 con la palabra INTERVENCIÓN se introdujeron en sobres del mismo tamaño y color. Los primeros 40 sujetos que fueron derivados al servicio de fisioterapia del hospital y consintieron formar parte del estudio, eligieron aleatoriamente uno de los sobres y se lo entregaron a la investigadora sin abrirlo. La aleatorización dividió a los participantes en dos grupos, dependiendo si fueron tratados con técnicas convencionales de fisioterapia manual (grupo control) o si siguieron una intervención basada en la técnica de sEMG-B.

El día antes de iniciar la intervención, los participantes realizaron una serie de test de movilidad y funcionalidad, como se describe posteriormente. Después de 12 semanas de intervención, todos los participantes fueron re-evaluados para

medir cambios en su rendimiento en los test de funcionalidad y en la actividad electromiográfica.

El presente trabajo se llevó a cabo previa autorización por escrito del Comité de Ética de la Universidad Católica de Murcia (anexo 2). Los pacientes fueron informados acerca del diseño del estudio tanto de forma oral como por escrito. El consentimiento para formar parte del estudio también se requirió por vía oral y escrita. Antes de su participación en el estudio, se explicó a los pacientes las implicaciones éticas del estudio, el objetivo de los datos obtenidos, la forma para garantizar la confidencialidad y anonimidad de los datos. El diseño del estudio sigue las normas establecidas en la Declaración de Helsinki y la legislación española sobre estudios biomédicos.

4.2 SUJETOS

El tamaño de muestra requerido para llevar a cabo el estudio se determinó con la ayuda del software GPower 3.1 (257,258). El tamaño de la muestra se estimó usando como referencia un test F de dos colas, con un nivel de significación del 95%, y considerando una potencia estadística del 80%, y una diferencia de efecto inter-grupos de 10 μV de actividad EMG media. Se asumió una desviación estándar (σ) de 10 μV , atendiendo a los datos obtenidos de un trabajo previo llevado a cabo con pacientes de características similares. Este procedimiento designó a un total de 12 sujetos por grupo. En la figura 23 se muestra el diagrama de flujo para la selección de los sujetos del presente estudio.

Los criterios de selección para incluir a los pacientes fueron: ser derivados al servicio de fisioterapia entre dos y seis días después del ictus, tener entre 75-85 años, estar diagnosticado de daño cerebral isquémico del lado derecho con flacidez en MMSS como consecuencia del ictus y tener una limitación significativa de la extensión de la mano y la dorsiflexión del pie, ser diestro, sin patología cognitiva. La participación voluntaria en el estudio también se consideró como un criterio *a priori* para la selección de los sujetos.

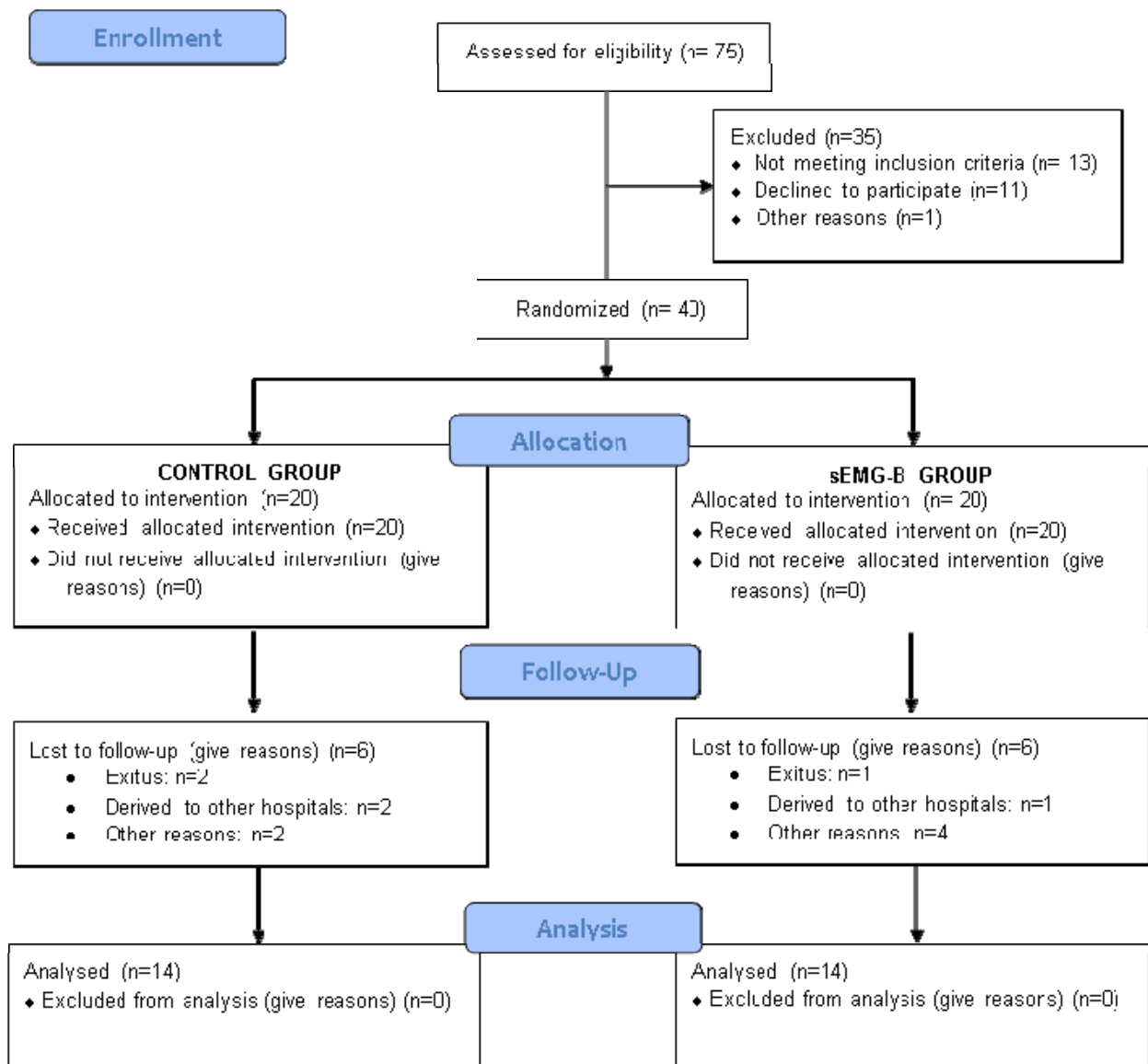


Figura 23: Diagrama de selección de los sujetos en el presente estudio.

Los criterios de exclusión fueron tener una señal EMG superficial indetectable ($< 0.5 \mu\text{V}$), presentar antecedentes clínicos previos de comorbilidad neurológica que pudieran deteriorar la fuerza muscular (esclerosis, miastenia gravis, etc.), y tomar de forma crónica alguna medicación que pudiera afectar a la fuerza muscular (relajantes musculares, anticonvulsivos, antiespásticos,

ansiolíticos o antihistamínicos). Los sujetos con marcapasos también fueron excluidos del estudio. Todos los sujetos eran diestros y ninguno tenía experiencia previa en el uso de técnicas de EMG.

4.3 VARIABLES ESTUDIADAS

La variable principal de eficacia de la intervención fue el cambio valores finales respecto a los valores iniciales en la funcionalidad de los miembros paréticos superior e inferior, medido a través de los cambios en las señales de actividad EMG media. También se establecieron *a priori* como variables secundarias de eficacia los cambios en la puntuación del índice de Barthel y el test de Fugl-Meyer, así como los cambios en los test específicos de funcionalidad muscular.

4.4 INTERVENCIÓN

Todos los pacientes tanto del grupo control como del grupo sEMG-B fueron inicialmente evaluados para determinar la fuerza o actividad muscular media mediante EMG. Los pacientes fueron evaluados al inicio y al final del estudio. Ambos grupos siguieron una intervención fisioterápica convencional basada en ejercicios isocinéticos con una banda elástica y ejercicios de estiramiento.

Para la intervención de sEMG-B, se empleó un equipo Neurotrans Myoplus 2 Pro System (Verity Medical Ltd, UK) (Figura 24).



Figura 24: fotografía de la maquina de biofeedback.

La intervención del grupo sEMG-B se distribuyó en sesiones de 15 minutos para el miembro superior y otros 15 minutos adicionales para el miembro inferior con un programa convencional de electromiografía superficial (sEMG) más una estimulación EMG autoinducida (biofeedback). Cada sesión se dividió en periodos de 5 segundos de relajación seguidos de 15 segundos de actividad. Al inicio de la sesión, se pidió a los pacientes que contrajeran el músculo tan fuerte como fuera posible durante 3 segundos. Este valor de EMG se estableció como valor umbral de intensidad ('threshold'). La actividad muscular de los pacientes se monitorizó en una pantalla, y el equipo avisaba de la contracción mediante señales visuales y auditivas. Cuando la actividad muscular se situaba por debajo del umbral de actividad, una alarma avisaba a los pacientes para que incrementar la actividad muscular. Teniendo en cuenta la edad avanzada de los pacientes, la investigadora que llevó a cabo la intervención aportaba un feedback auditivo adicional a los pacientes, con el fin de evitar posibles déficits auditivos debidos a la edad avanzada de los sujetos.

Las sesiones se llevaron a cabo dos veces por semana durante un periodo de 3 meses (24 sesiones en total). La intervención del grupo control fue de similar duración en tiempo y número de sesiones, pero con programa de electroestimulación con interferenciales.

Antes de la primera intervención, se instruyó a los sujetos del grupo sEMG-B sobre cómo se iba a realizar la intervención. Los sujetos permanecieron sentados en una posición con una flexión entre las rodillas y la cadera de aproximadamente 90°, mientras que el miembro superior también se flexionó entre el codo y el antebrazo unos 90° en pronación.

Los electrodos se colocaron 2 cm hacia la dirección caudal del epicóndilo externo del codo y sobre el área anterior de la muñeca, entre la apófisis estilóide del cúbito y la apófisis estilóide del radio. Para el miembro inferior, los electrodos se colocaron 2 cm hacia la dirección caudal de la tuberosidad tibial externa y el área anterior del tobillo, en un punto intermedio entre el maléolo interno y externo. El electrodo positivo se colocó en el área distal, y el electrodo negativo se colocó en la zona proximal, tanto en el miembro inferior como en el superior.

4.5 PROCEDIMIENTO PARA LA TOMA DE DATOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA.

Para aplicar correctamente esta técnica fue muy importante una buena preparación del paciente y la aplicación adecuada de dicha técnica. Se dividió el procedimiento seguido para la toma de datos de la sEMG en cuatro fases (fase previa, evaluación, intervención y re-evaluación).

4.5.1. Fase previa

Consiste en la preparación del individuo e información previa. En esta primera fase se informó a los individuos sobre el procedimiento sobre el procedimiento a seguir durante las sesiones de trabajo y de algunos aspectos del estudio, como los objetivos, la utilidad y posibles aplicaciones del mismo. En esta primera fase también obtuvimos el consentimiento informado con la firma de cada paciente. También evaluamos diversos parámetros antropométricos como el peso y talla.

4.5.2 Fase de evaluación

Inicialmente, tras la colocación de los electrodos superficiales, se pide al paciente una contracción máxima del miembro parético, manteniéndola durante tres segundos. Posteriormente se establece un periodo de relajación de cinco segundos, y se vuelve a repetir la contracción máxima. Este procedimiento se repite en tres ocasiones de forma consecutiva, a través de lo cual se obtiene el nivel de actividad EMG en cada uno de los tres intentos de contracción. El mayor valor de EMG medio se considera como el dato adquirido. La evaluación se realizó empezando siempre por el miembro superior. Tras 15 minutos de reposo, se evaluó el EMG medio del miembro inferior. En la figura 25, se esquematiza el método de evaluación de la EMG media de los sujetos de estudio.

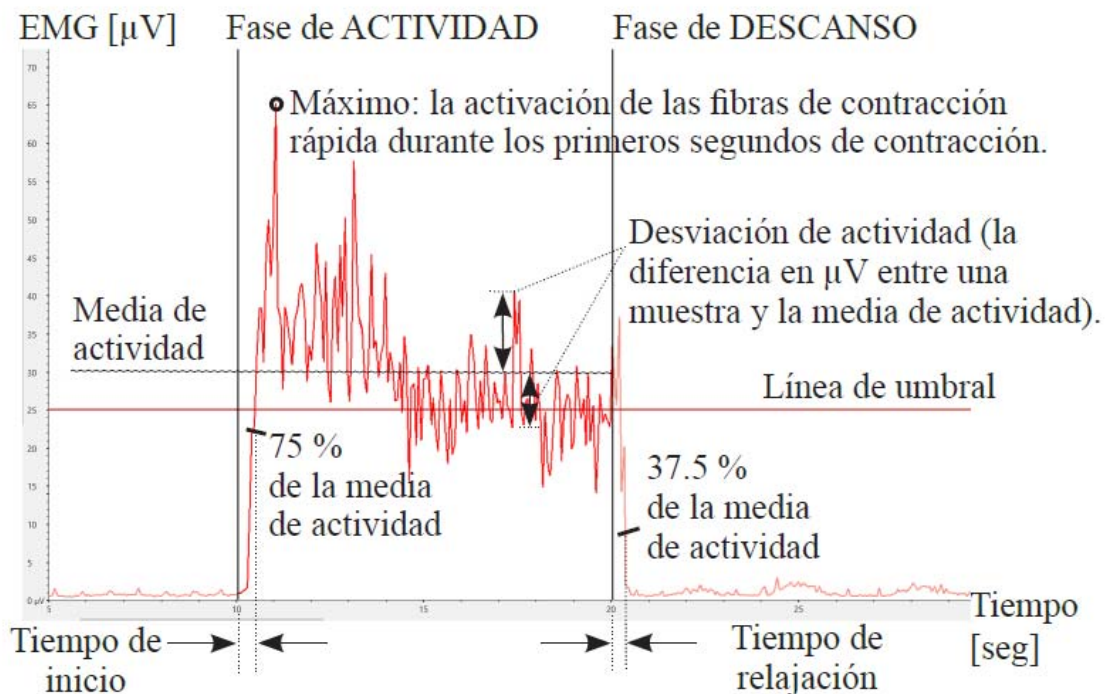


Figura 25. Método de parámetros de evaluación de actividad/descanso del sEMG.

A partir de este dato, se registra la variable principal **Promedio de actividad** [μV], que puede entenderse como el promedio general de μV alcanzados durante todos los periodos de actividad de la sesión. Para determinar esta variable, el aparato automáticamente excluye el primer segundo de cada periodo de actividad, con el fin de eliminar las subidas iniciales del primer intento de contracción, que son más pronunciadas. En general cuanto mayor sea el incremento del promedio de actividad, mejor será la evolución del paciente.

4.5.3 Fase de intervención

La intervención consistió en una electroestimulación (ETS) guiada por biofeedback. La ETS estaba dividida en dos fases de actividad/ descanso

Durante el periodo de actividad, se indicaba al paciente que contrajera el músculo situado entre los electrodos cutáneos. Durante el periodo de descanso, se

indicó al paciente que se relajara. Una vez colocado el paciente en la posición adecuada y con los electrodos colocados correctamente, comenzó el proceso de intervención. Inicialmente, se reguló la intensidad de la estimulación eléctrica hasta alcanzar un nivel no satisfactorio (valor umbral o *threshold value*). A continuación, el aparato avisaba de forma visual y sonora al paciente para que contrajera el músculo durante 15 segundos lo máximo posible. Tras esto, comenzaba el periodo de descanso. De nuevo, la máquina avisaba del comienzo de relajación, durante el cual no se producía ningún estímulo eléctrico, por lo que el paciente podía entonces relajar la musculatura. Este periodo de descanso duraba 5 segundos. Este proceso se repetía constantemente durante 15 minutos (Figura 26).

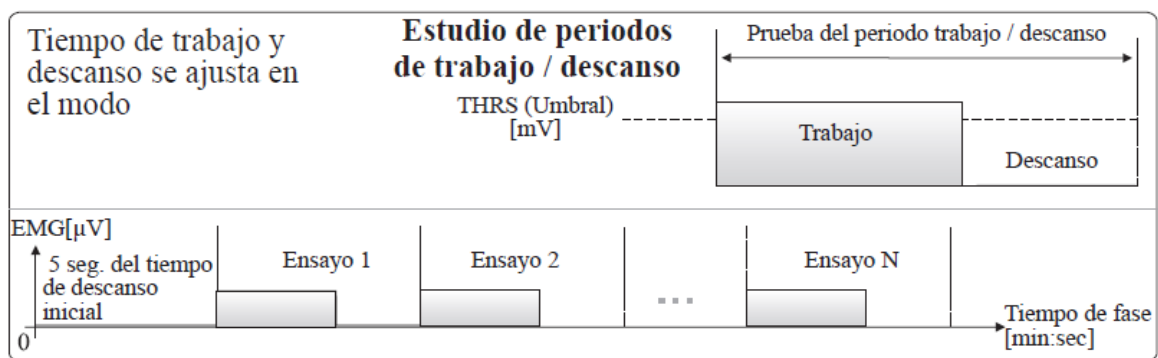


Figura 26. Tiempos de descansos/trabajo en las fases de ensayos.

4.5.4 Fase de reevaluación

En esta fase se volvió a realizar las evaluaciones descritas en el punto 4.5.2. También se realizan las demás valoraciones funcionales para poder analizar el efecto de la intervención sobre estos parámetros.

4.6 VARIABLES DE ESTUDIO

4.6.1 Actividad electromiográfica

La actividad EMG muscular media de los músculos extensores y dorsiflexores se determinó durante todas las etapas de actividad de la sesión inicial de evaluación mediante el mismo instrumento empleado para la intervención (Neurotrans Myoplus 2 Pro System), que es considerado como el mejor indicador de la actividad muscular media. El cálculo excluye automáticamente el primer segundo de cada periodo de actividad para eliminar la posible desviación que podría producir el primer intento de contracción. La precisión de la señal de EMG fue de $0.1 \mu\text{V}$.

4.6.2 Fuerza muscular de la mano

La fuerza isométrica (en Kg.) de la mano se midió con un dinamómetro de mano digital (Smedley digital hand dynamometer, RMS Ltd., UK). La medida se llevó a cabo tres veces de forma consecutiva, con un intervalo de 2-3 minutos entre una medida y la otra. El valor de fuerza máxima o pico de fuerza se registró para cada ensayo, y la mediana se consideró como el valor más adecuado, según se indica en las instrucciones del fabricante.

4.6.3 Test de Fugl-Meyer

La evaluación de la capacidad física general del paciente con ictus se llevó a cabo mediante el test de Fugl-Meyer (259,260) Se emplearon los test específicos para cada miembro, es decir, se usó el test "Fugl-Meyer Assessment for the Upper Extremity (FMA-UE)" para el miembro superior y el "Fugl-Meyer Assessment for the Lower Extremity (FMA-LE)" para el miembro inferior (261-263). Los pacientes con mayor rendimiento físico muestran mayores puntuaciones.

4.6.4 Test específicos de actividad muscular

Además de los test FMA, que están diseñados específicamente para pacientes con hemiplejía tras un ictus, en la presente tesis doctoral se emplearon diversas escalas generales para evaluar la fuerza muscular en pacientes con daño cerebral. Específicamente, se emplearon la escala “Daniels and Worthingham's Muscle Test (DWMT)”, el test de Lovett (LT) (187), y el test de Kendall (KMMT) (188,253,264). Las puntuaciones de los test DWMT y LT tienen un rango de puntuación de 0-5 puntos, donde 0-puntos indican ausencia de contracción muscular y 5-puntos indica la mayor contracción muscular o contracción muscular normal. Por otro lado, el test KMMT puntúa en porcentaje, por lo que los pacientes con ausencia de fuerza muscular obtendrían una puntuación del 0%, y aquellos con fuerza muscular normal obtendrían un 100%.

4.6.5 Índice de Barthel

Finalmente, la capacidad de los pacientes para llevar a cabo las actividades básicas de la vida diaria (ABVD) se determine mediante el índice de Barthel (IB) o test de Barthel, el cual, en su versión en español, tiene una alta fiabilidad, ya que muestra un coeficiente α de Cronbach $> 0,70$ (265,266).

4.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Teniendo en cuenta el tamaño muestral final ($n < 30$), se analizó la normalidad de las variables a través del test de Shapiro-Wilk. Según este test, se pudo comprobar que la variable principal (actividad EMG media) seguía una distribución normal, por tanto, se emplearon test paramétricos.

En primer lugar, realizamos un análisis estadístico descriptivo básico para evaluar las características generales de la población estudiada. Las posibles diferencias en los valores medios de las características iniciales entre ambos grupos se determinaron a través del test de la t de Student.

El análisis de eficacia se llevó a cabo en los datos de los pacientes que completaron el estudio, es decir, sólo se incluyeron en este análisis a los sujetos que realizaron todas las sesiones de intervención. Los resultados de la presente

tesis doctoral, por tanto, están basados en estos pacientes, a menos que se indique lo contrario.

El test de ANCOVA se empleó para determinar posibles diferencias en el cambio de movilidad y los otros parámetros de funcionalidad al final del tratamiento en comparación con los valores iniciales (Δ parámetro = valores finales – valores iniciales) para medir posibles diferencias en el efecto estimado del tratamiento entre grupos.

Del mismo modo, para evaluar los cambios en la actividad de los miembros superior e inferior, se llevó a cabo un análisis *a priori* mediante un ANCOVA de dos vías (tiempo x grupo) para determinar una posible interacción entre los cambios de actividad y el grupo de tratamiento. Este test también se llevó a cabo para excluir posibles errores debido a la edad, sexo y otros antecedentes clínicos. Las características iniciales de los pacientes también se incluyeron como covariables.

Todos los test fueron de dos colas y se llevaron a cabo considerando como significativo un valor de $p < 0,050$. Todos los análisis se llevaron a cabo con la ayuda del software SPSS (version 24.0.7, SPSS Inc., Chicago, IL).

Los pacientes que abandonaron el estudio fue por repetición del Ictus.

4.8 DISPONIBILIDAD DE LOS DATOS

El conjunto de datos generado y/o analizado durante el presente estudio están disponibles si se solicita de forma razonablemente justificada a los directores de la presente tesis doctoral.

La presente tesis está exenta de conflicto de interés.

V - RESULTADOS

V - RESULTADOS

5.1 CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA POBLACIÓN ESTUDIADA

Las características generales iniciales tanto del grupo control como del grupo sEMG-B. Sólo los participantes que completaron la intervención fueron incluidos como el grupo de análisis final. De los 40 sujetos aleatorizados, 28 de ellos (grupo control: 14 [50%], grupo sEMG-B: 14 [50%]) completaron el estudio (Figura 23). Teniendo en cuenta que hubo una proporción similar de abandonos tanto en el grupo control como en el grupo sEMG-B (abandonaron n=6 sujetos en cada grupo), no observamos diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la tasa de abandono durante el seguimiento ($p > 0.050$).

Los grupos fueron comparables respecto a la mayoría de las características clínicas iniciales (Tabla 3). Así, el porcentaje de mujeres y hombre fue similar en ambos grupos, al igual que la edad media, los antecedentes clínicos y las variables antropométricas (peso e IMC). Además, la capacidad para desarrollar las ABVD también fue similar, según indica la puntuación del índice de Barthel.

Sólo la puntuación del test de Fugl-Meyer y la actividad EMG del miembro superior fueron estadísticamente mayores en el grupo sEMG-B en comparación con el grupo control. La alta similitud entre ambos grupos era de esperar teniendo en cuenta que la asignación de los sujetos se realizó de forma aleatoria. En la tabla 3 se detallan los valores iniciales de estas características y los valores de significación al comparar los valores medios de ambos grupos.

Tabla 3. Características clínicas iniciales de los sujetos estudiados.

| | GRUPO CONTROL (n=20) | GRUPO sEMG-B (n=20) | <i>p</i> (<i>t</i> -test, χ^2) |
|---|-------------------------|------------------------|--|
| Sexo (% mujeres) | 55% | 45% | 0.525 |
| Edad (años) | 79 ± 3 | 78 ± 2 | 0.144 |
| Antecedentes de ictus (%) | 56% | 44% | 0.311 |
| Antecedentes tabáquicos (%) | 48% | 52% | 0.752 |
| Peso (kg) | 70.7 ± 7.8 | 71.3 ± 8.3 | 0.792 |
| IMC (kg/m ²) | 26.24 ± 1.95 | 26.64 ± 1.96 | 0.519 |
| Índice de Barthel | 56 ± 15 | 52 ± 18 | 0.511 |
| FUGL- M miembro superior | 81 ± 10 | 97 ± 13 | 0.001 |
| FUGL-M miembro inferior | 89 ± 19 | 154 ± 49 | <0.001 |
| Fuerza isométrica (Nw) | 19.9 ± 4.3 | 22.6 ± 10.4 | 0.734 |
| Kendall | 31 ± 5 | 38 ± 10 | 0.085 |
| Daniells | 3 ± 1 | 3 ± 1 | 0.804 |
| Lovett | 2 ± 1 | 3 ± 1 | 0.164 |
| EMG miembro parético superior (μV) | 32.3 ± 13.2 | 42.2 ± 9.5 | 0.011 |
| EMG miembro contralateral superior (μV) | 60.6 ± 21.4 | 81.8 ± 35.1 | 0.030 |
| EMG miembro parético inferior (μV) | 42.2 ± 22.6 | 40.6 ± 26.6 | 0.898 |
| EMG miembro contralateral inferior (μV) | 77.0 ± 30.2 | 77.5 ± 39.8 | 0.966 |

Los datos representan la media ± d.e. o el porcentaje de frecuencia. IMC: índice de masa corporal. FUGL-M: Test de Fugl-Meyer. Los datos de las variables índice de Barthel, FUGL-M, Kendall, Daniells y Lovett representan la puntuación de esos test. La variable EMG representa la actividad EMG media durante la sesión de evaluación. Diferencias entre grupos se analizaron por la prueba *t* para muestras independientes o la chi-cuadrado para variables nominales. Se consideraron diferencias significativas para $p < 0.050$.

5.2 ANÁLISIS DE LOS CAMBIOS EN LA ACTIVIDAD ELECTROMIOGRÁFICA.

En relación a la variable principal (la actividad EMG media de los miembros afectados), se observaron cambios estadísticamente significativos en los valores finales respecto a los iniciales como consecuencia del tratamiento en ambos miembros.

5.2.1 cambios en la actividad electromiográfica de la mano

En la actividad de los miembros superiores, los resultados obtenidos muestran un aumento significativo de la actividad EMG media de los miembros paréticos de los sujetos del grupo sEMG-B (Figura 27), lo cual indica un mayor rendimiento de los músculos extensores de la mano. Por el contrario, los pacientes del grupo control no mostraron una mejora significativa.

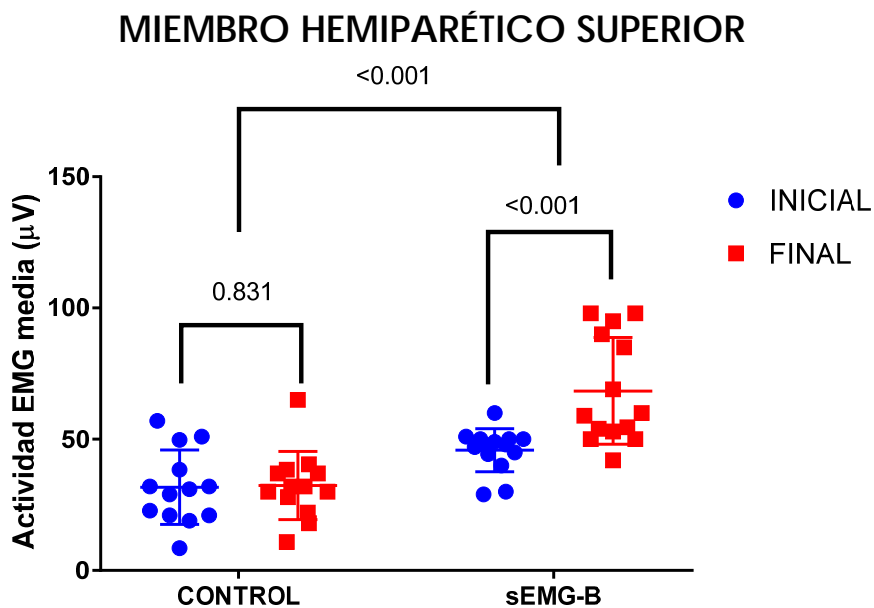


Figura 27: Actividad EMG del miembro hemiparético superior.

Además, es importante destacar que las diferencias del efecto del tratamiento en el miembro superior fueron solo estadísticamente significativas

para el miembro hemiparético, pero no para el miembro contralateral (normal) ($p < 0,001$ and $p = 0,104$, respectivamente) (Fig. 28).

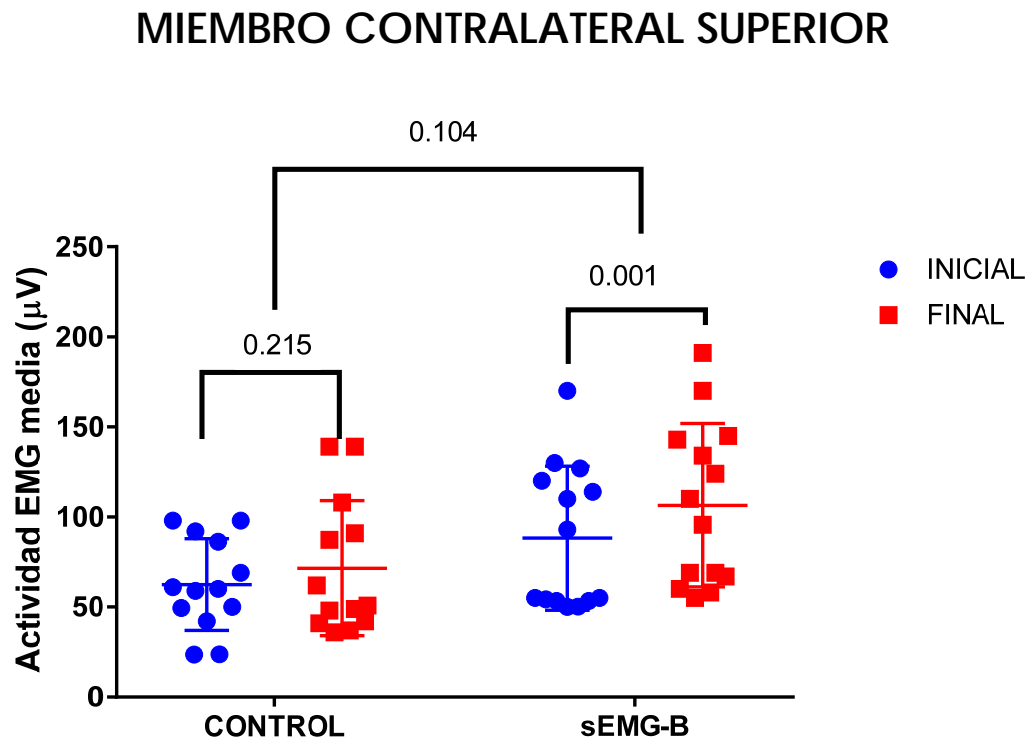


Figura 28. Actividad del EMG del miembro contralateral superior.

5.2.2 Cambios en la actividad electromiográfica del pie

Al contrario de lo que ocurre en el miembro superior, nuestros datos indican una mejora significativa de la actividad EMG de los miembros inferiores tanto en el grupo control como en el grupo sEMG-B, tanto en el miembro inferior hemiparético (Figura 29) como en el miembro inferior contralateral (Figura 30). En cualquier caso, las diferencias del efecto de tratamiento fueron significativamente mayores en el grupo sEMG-B.

MIEMBRO PARÉTICO INFERIOR

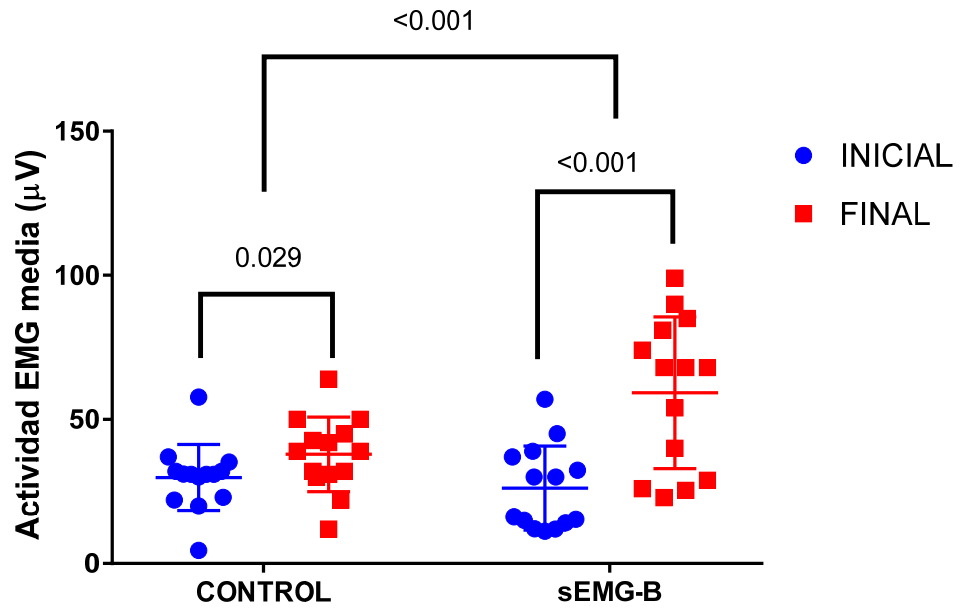


Figura 29. Actividad del EMG en el miembro parético inferior.

MIEMBRO CONTRALATERAL INFERIOR

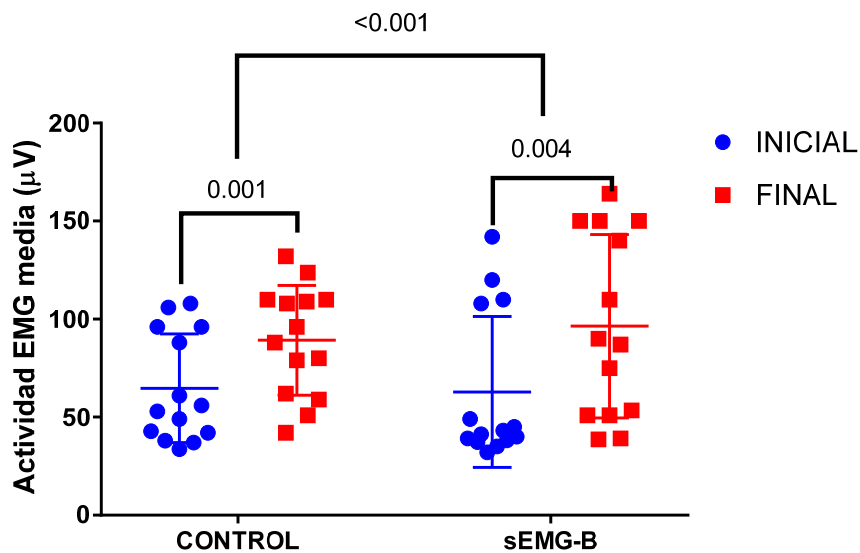


Figura 30. Actividad del EMG en el miembro contralateral inferior.

Por otro lado, el incremento en la actividad EMG media de los miembros inferiores fue mucho más evidente que para los miembros superiores. De hecho, se observó un incremento estadísticamente y significativamente mayor en la actividad EMG media de los miembros hemiparéticos inferiores que los miembros superiores, en los sujetos del grupo sEMG-B ($p = 0,004$, Figura 31).

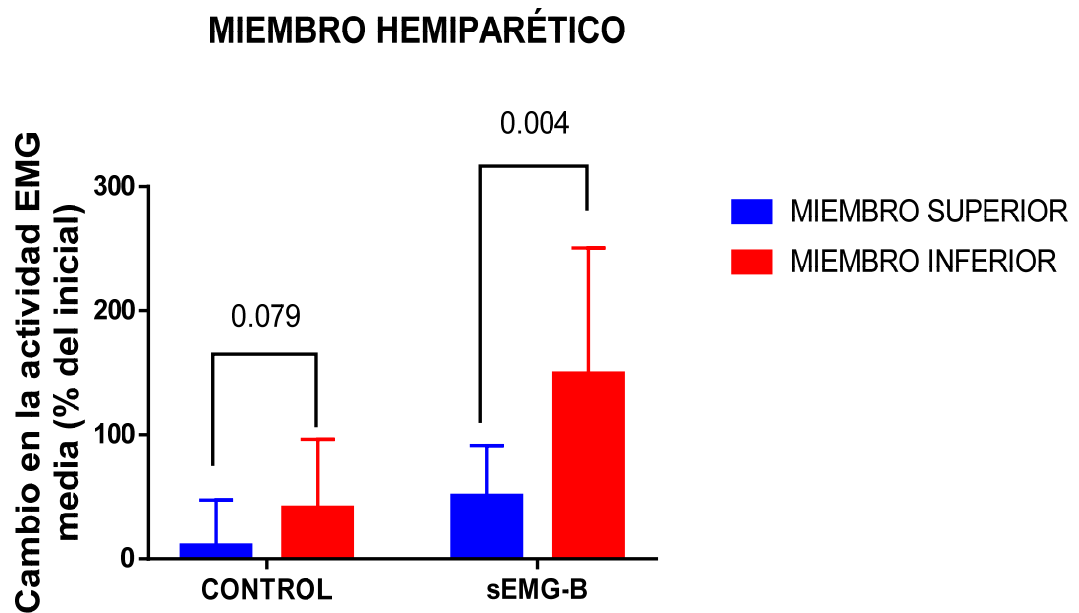


Figura 31: Diferencia entre miembro hemiparético superior e inferior del grupo control y del grupo experimental.

En el lado contralateral (normal), hubo un incremento discreto (no estadísticamente significativo) de la actividad EMG media (Figura 32).

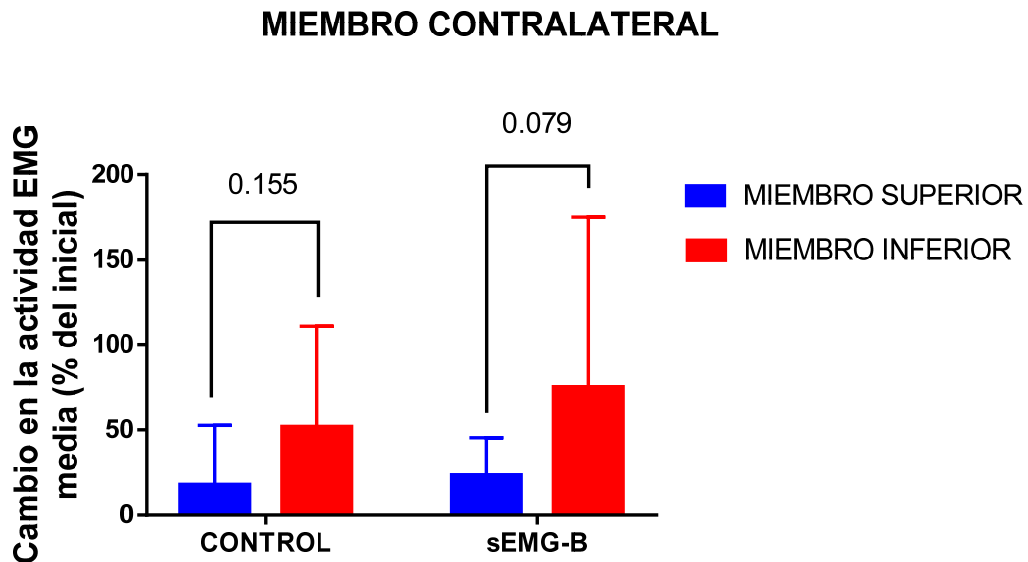


Figura 32: Diferencia entre la actividad del miembro contralateral superior e inferior del grupo control y del grupo experimental.

Es interesante observar que la mejora en la actividad muscular no estaba mediada por la edad, sexo o los valores de actividad EMG iniciales, tal y como muestran los datos del análisis de ANCOVA. Sin embargo, nuestros datos revelaron una relación inversa entre las puntuaciones del índice de Barthel inicial y el incremento de la actividad EMG en el miembro parético superior de los sujetos del grupo sEMG-B ($r = -0,704$, $p = 0,004$), lo que indica que la intervención fue más efectiva en aquellos pacientes con mejor funcionalidad inicial.

5.3 CAMBIOS EN LA FUNCIONALIDAD MUSCULAR DEL MIEMBRO PARÉTICO

Aunque los cambios en la actividad EMG media es el parámetro que determina de forma más precisa los cambios anatómico-funcionales del sistema musculoesquelético de un paciente, en ocasiones, este cambio no se manifiesta en un cambio funcional real, por lo que en general, se recomienda complementar las medidas de EMG con otras pruebas funcionales. Así, en el presente trabajo se evaluó el rendimiento muscular del miembro superior mediante un dinamómetro de mano, y evaluamos el rendimiento de los miembros superiores e inferiores mediante unos test específicos.

En este sentido, los datos indicaron que la fuerza muscular de la mano mejoró significativamente como consecuencia de la intervención.

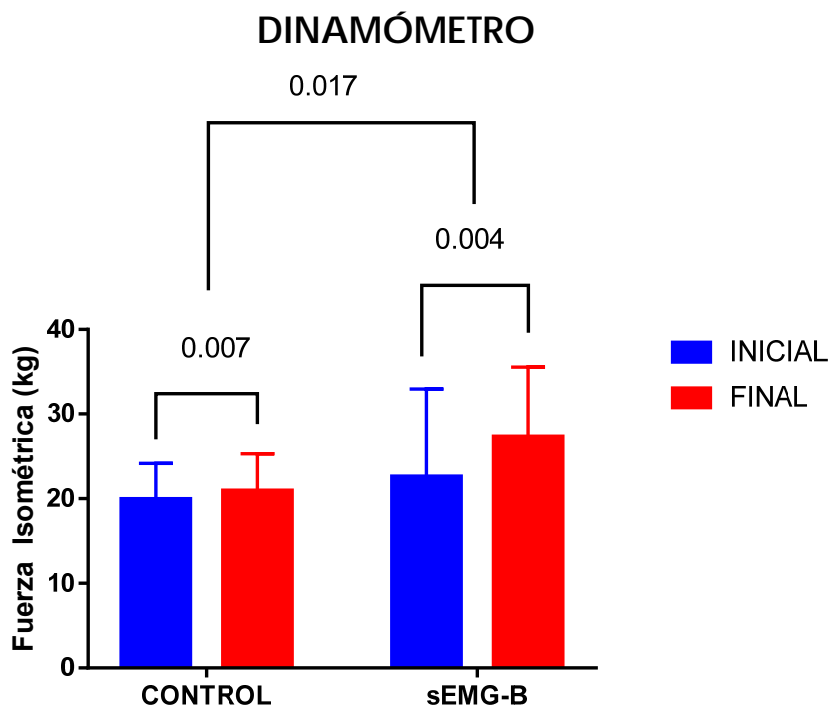


Figura 33. Actividad muscular del miembro superior del grupo control y experimental de miembro superior.

Además, los sujetos del grupo sEMG-B exhibieron un mayor rendimiento en las puntuaciones de los test de Fugl-Meyer.

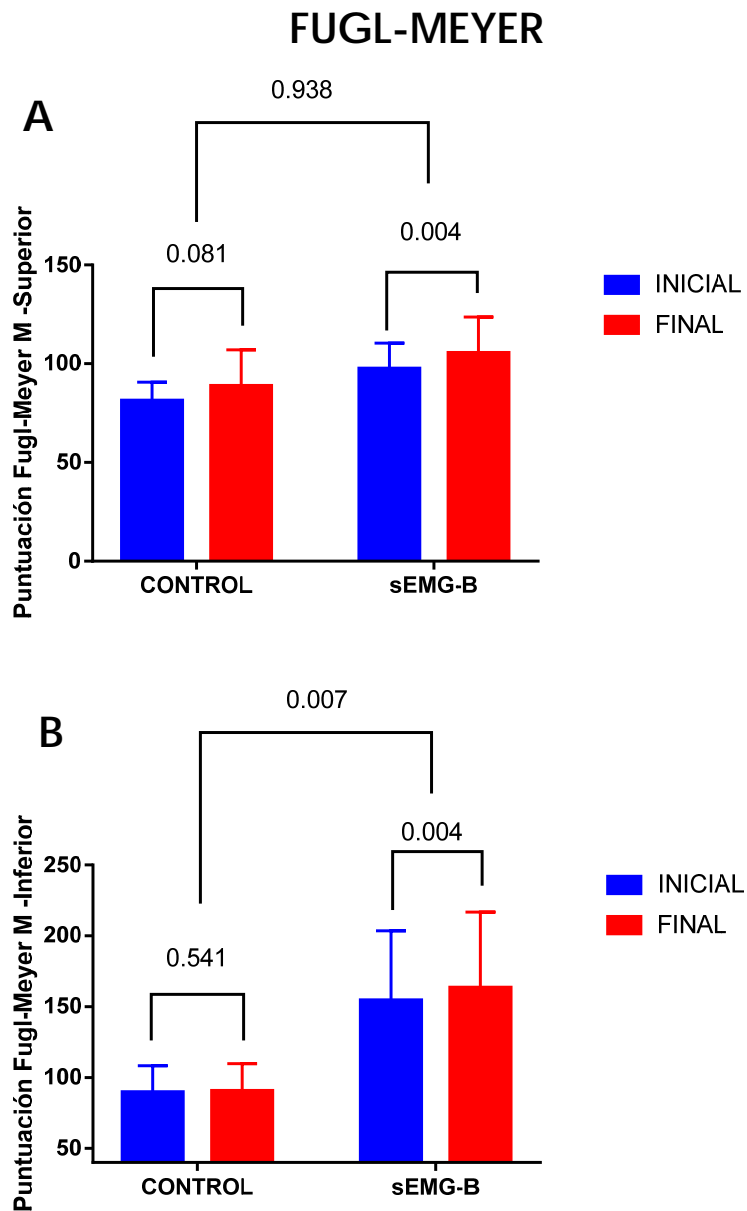


Figura 34. Valoración con test Fugl- Meyer en miembro superior e inferior del grupo control y del grupo experimental.

También fueron evaluadas las puntuaciones de las otras escalas de valoración de funcionalidad muscular. En concreto, respecto al test de Lovett, los datos indican una mejoría en ambos grupos, aunque el incremento sólo alcanzó el nivel de significación estadística en el grupo sEMG-B ($p = 0.040$).

De todas formas, al analizar posibles diferencias en cuanto al tamaño del efecto entre ambos grupos, los datos indican que no hubo diferencias significativas en cuanto al cambio producido en la funcionalidad muscular según el test de Lovett entre ambos grupos ($p = 0.676$) (Figura 35).

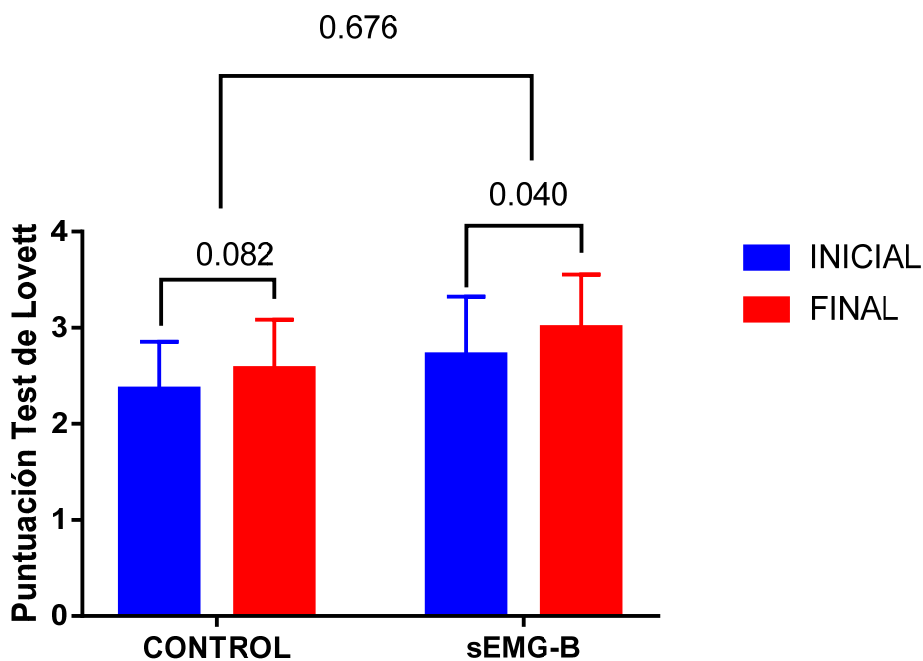


Figura 35: Datos de valoración con test de Lovett del grupo control y grupo experimental.

Respecto al test de Daniells, los datos indican una puntuación similar en el grupo control al inicio y al final de la intervención, por lo que no se pudo realizar el test de ANCOVA. Por otra parte, en el grupo sEMG-B se observó una mejora que no alcanzó el nivel de significación estadística. En este punto es importante recordar que estos test de valoración (Lovett y Daniells) tienen una escala ordinal (de 0 a 5 puntos), por lo que no es de extrañar que las puntuaciones apenas oscilen durante el periodo de intervención.

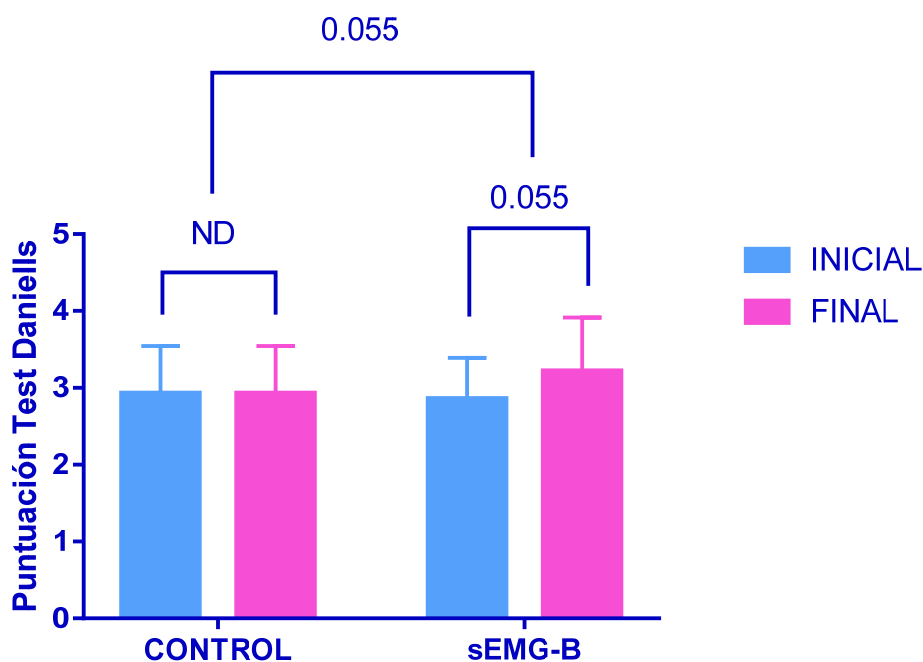


Figura 36. Datos de valoración del test de Daniel en grupo control y en el grupo experimental.

Una situación similar respecto a las puntuaciones del test de Kendall, en donde el grupo control no mostró ningún cambio en la funcionalidad muscular al final del tratamiento respecto al inicio de la intervención (Figura 37). En el grupo

sEMG-B, aunque la funcionalidad muscular mejoró ligeramente, no se observaron diferencias estadísticamente significativas (Figura 37).

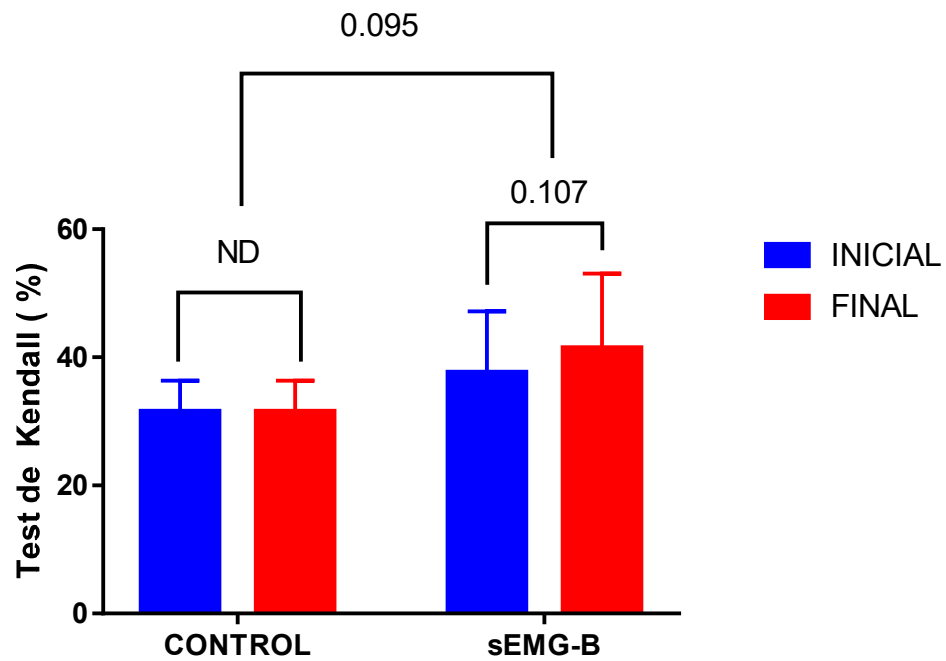


Figura 37. Datos de valoración del test de Kendall en el grupo control y en el grupo experimental.

5.4 CAMBIOS EN LA FUNCIONALIDAD GENERAL DEL PACIENTE

Además de estudiar el efecto de la intervención en la variable principal (actividad EMG), se estudiaron los posibles cambios en la capacidad funcional de los sujetos de edad avanzada.

Para analizar este aspecto, se estudiaron los cambios en las puntuaciones del índice de Barthel al final del tratamiento con respecto a los valores iniciales. Al igual que en los casos anteriores, estos análisis fueron realizados por medio de la prueba de ANCOVA.

Así, nuestros datos indicaron que los sujetos del grupo sEMG-B mostraron un incremento estadísticamente significativo en su capacidad para realizar las actividades básicas de la vida diaria, en comparación con el grupo control (Figura 38).

Teniendo en cuenta que el índice de Barthel mide la capacidad para realizar las AVBD, es importante comentar que la intervención sólo puede producir un efecto modesto en estos sujetos de edad avanzada, ya que esta capacidad funcional depende de muchos factores, no sólo de la fuerza o actividad muscular. En cualquier caso, es importante destacar que mientras que en el grupo control las puntuaciones se incrementaron sólo en un 1%, en el grupo sEMG-B, este incremento fue de un 6%.

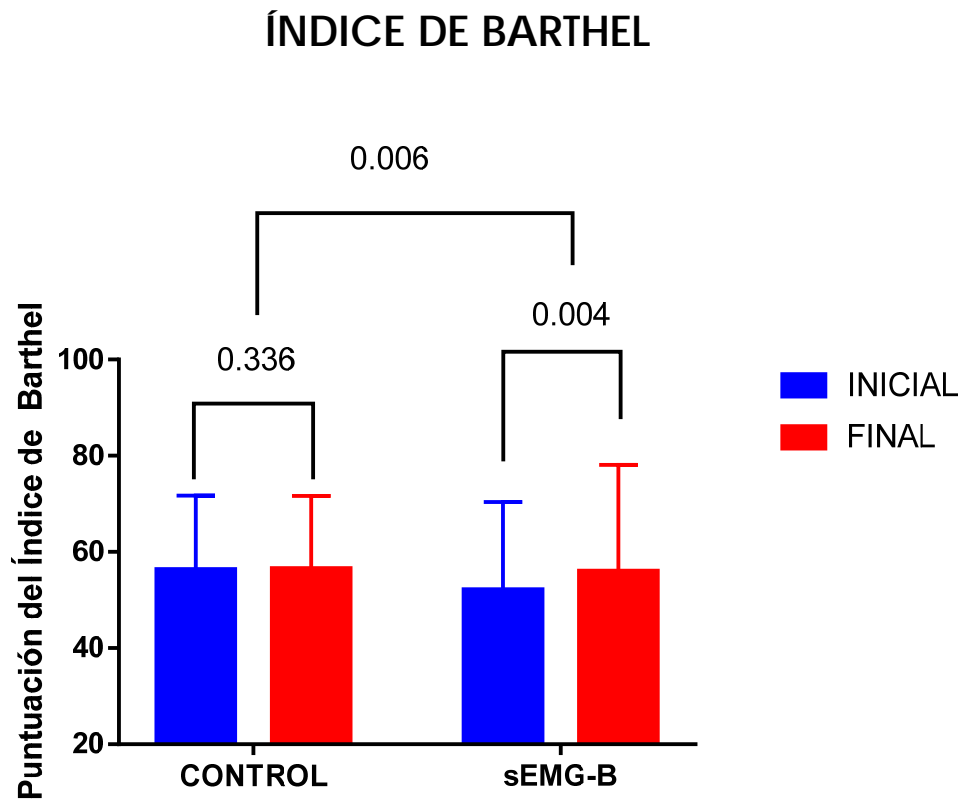
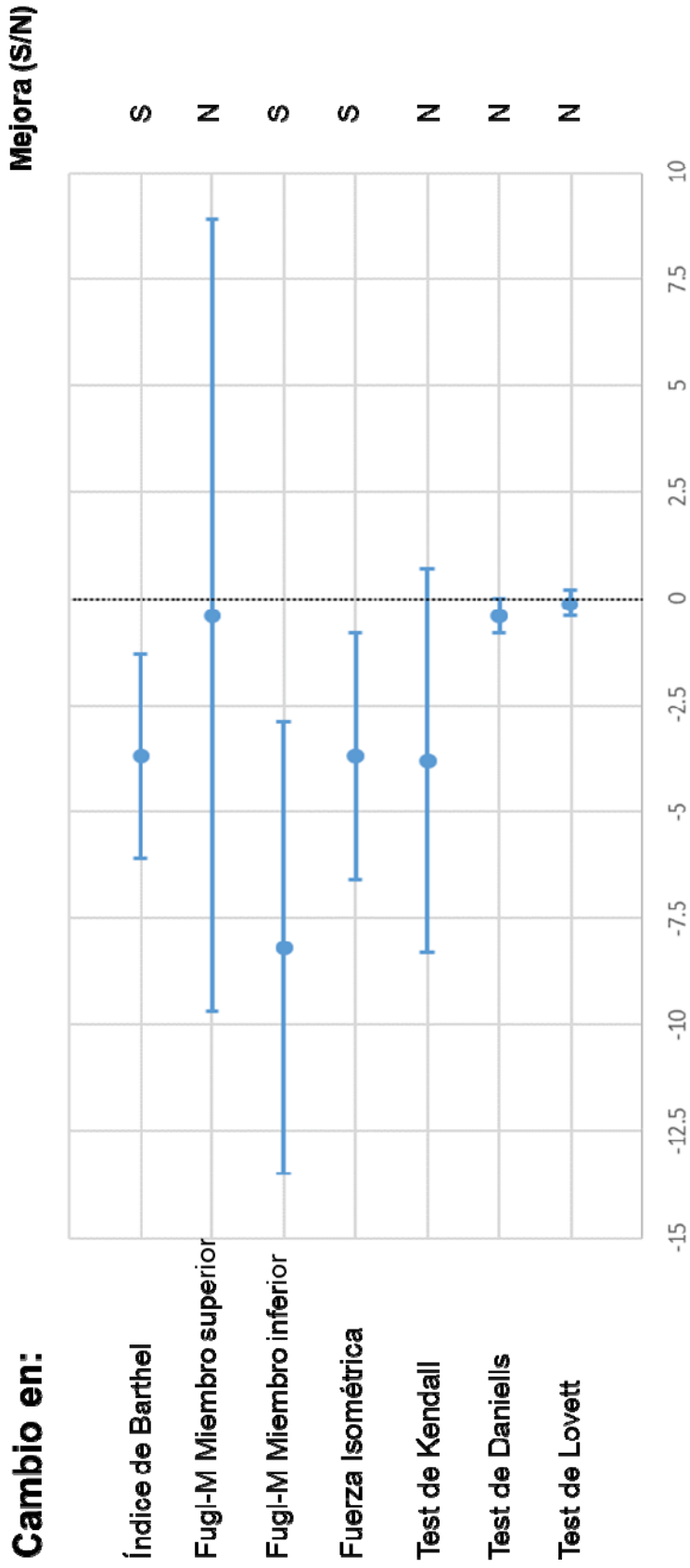


Figura 38. Datos de valoración del índice de Barthel en el grupo control y en el grupo experimental.

En la siguiente figura se resumen los cambios producidos en los pacientes como consecuencia de la intervención.

FIGURA 39.



Estimación de diferencias por el tratamiento

Figura 39. Resumen de los cambios respecto a las diferencias del efecto del tratamiento de todos los test de funcionalidad muscular de los miembros afectados, así como del índice de Barthel.

VI - DISCUSIÓN

VI – DISCUSIÓN

6.1 SOBRE LA JUSTIFICACIÓN DE LA SELECCIÓN DE LA MUESTRA

La selección de la muestra juega un papel importante ya que está ligada a la efectividad del tratamiento como así lo afirma el principio de representatividad (267,268), el cual determina si la muestra es útil y estadísticamente aplicable al estudio por lo que se determina que la muestra presente una amplitud de sujetos representativos en comparativas con otros autores (109,269–271) los cuales a pesar del tamaño reducido de la muestra presentan resultados favorables como consecuencia de la intervención, al igual que en el presente estudio.

En nuestra opinión, este dato es de gran relevancia, ya que la mayoría de los parámetros que definen la funcionalidad muscular como, por ejemplo, la potencia muscular, la atrofia articular, el deterioro celular y otros factores como la presencia de osteoporosis dependen de la edad. En este sentido, la selección de la muestra del presente trabajo se ha ceñido a un grupo etario muy concreto, tal y como demuestra la escasa desviación o rango de edad de nuestros sujetos. Así, trabajos previos han empleado una muestra con una gran desviación en cuanto a la edad de los sujetos (269,270,272), lo que podría limitar de forma significativa la eficacia de la muestra, y la comparación con el grupo control.

Otro inconveniente que presenta la población estudiada de edad avanzada es la escasa probabilidad para incrementar su masa muscular. Parte de la eficacia de la sEMG consiste en el incremento del tejido muscular, lo cual ocurre con frecuencia en sujetos jóvenes y deportista, pero en personas adultas de >70 años como las del presente trabajo no se esperan cambios somáticos significativos, sino que se considera, que la mejora generada por la sEMG-B es una consecuencia de cambios neuromusculares que mejoran el tono y la funcionalidad muscular. De ahí la necesidad de estudiar grupos de edad similar, ya que por ejemplo en aquellos estudios previos con sujetos más jóvenes, la mejora en la funcionalidad post-ictus puede deberse a cambios en el tono muscular pero también a cambios en la activación motora.

Otra cuestión a destacar del presente trabajo es respecto a la enfermedad del ictus. Si bien su incidencia está aumentando en personas jóvenes, en la actualidad, la población que se encuentra afectada en mayor medida son las personas de edad avanzada. Además, las secuelas en personas de edad avanzada suelen producir mayor incapacidad en sujetos de edad avanzada, lo que resalta la necesidad de encontrar terapias efectivas para paliar los efectos del ictus en estos sujetos.

Otro factor que influye en la capacidad muscular es el sexo. Sabemos que el hombre tiene mayor cantidad de masa muscular, y a igual, el hombre presenta mayor tono muscular. Además, en las mujeres de edad avanzada, la menopausia produce un mayor deterioro. Por ello, hemos considerado necesario incluir en el presente trabajo a sujetos de ambos sexos, ya que a priori no se podía conocer si la eficacia dependía o no del sexo. Por ello, en nuestro muestreo, a pesar de ser aleatorio, se fue seleccionando a un número similar de hombres y mujeres tanto en el grupo experimental como en el grupo control. Sin embargo, los análisis estadísticos han mostrado la no influencia del sexo en la efectividad del tratamiento, por lo que se puede concluir que esta terapia es igual de eficaz tanto en el hombre como en la mujer de edad avanzada.

Además de la edad y el sexo, existen otros factores importantes para desencadenar un accidente cerebrovascular. De ellos, el más importante es el hábito tabáquico, por lo que también se decidió estudiar si esta variable influía en el grado de mejora de los pacientes. Pero al igual que en el caso anterior, la eficacia de la intervención fue independiente del hábito fumador.

La hipertensión arterial es un factor directo responsable del ictus. En el presente estudio, casi toda la población presentó valores por encima de la normalidad, lo que no es de extrañar debido a los antecedentes vasculares de la población estudiada. No obstante, al estudiar la influencia de esta variable sobre la eficacia de la intervención, de nuevo se puede afirmar que la mejora observada como consecuencia de la sEMG-B fue independiente de los valores de tensión arterial de los sujetos.

6.2 SOBRE LA EFICACIA DE LA sEMG-B EN LA MEJORA DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR DEL MIEMBRO PARÉTICO

El presente trabajo tuvo con el objetivo fundamental de determinar la efectividad de la electromiografía de superficie con biofeedback (sEMG-B) para incrementar la actividad muscular de los músculos extensores de la mano y los músculos dorsiflexores del pie, en miembros hemiparéticos de pacientes de edad avanzada con daño cerebral como consecuencia de un ictus.

En este sentido, nuestros datos parecen indicar que la técnica de sEMG-B es una intervención adecuada para mejorar la actividad EMG media, lo que indica un incremento de la fuerza muscular y, por tanto, la funcionalidad muscular en estos pacientes

Respecto al rango articular de la muñeca, tras una revisión bibliográfica no encontraron estudios similares en donde se haya realizado una intervención con sEMG-B en una muestra de edad similar. Del mismo modo, el tiempo de tratamiento empleado en los artículos publicados previamente ha sido menor que en el presente trabajo, lo que limita la capacidad de extrapolar estos resultados con los trabajos previos.

Gracias al entrenamiento llevado a cabo se produjo un aumento significativo de la funcionalidad muscular de la mano con un aumento significativo en la amplitud articular de la muñeca unida a un aumento en el movimiento de extensión del rango articular de la mano hemiparética en ambos grupos, aunque en el grupo experimental, el efecto fue significativamente mayor que en el grupo control.

En nuestra opinión, el protocolo planteado en este estudio es útil para la mejoría de la funcionalidad de la mano, aunque son necesarios futuros estudios donde se debería analizar un mayor tamaño muestral para poder obtener mayor potencia estadística. También nos gustaría comentar en este punto que, aunque la intervención fue eficaz, no se pudieron descartar otros avances en la neurorehabilitación que pueden ser incluso más eficaces que la sEMG-B, como las pruebas específicas para detectar la mejora en el hemisferio cerebral afectado, o la actividad de la unión neuromuscular. Idealmente, la combinación de este tipo de

técnicas podría llevar a conseguir una mejor terapia para el incremento de la funcionalidad de estos pacientes.

En el rango articular del pie hemipléjico también se observó una mejora en el equinismo del pie caracterizado por un aumento de la fuerza muscular en el músculo peroneo, aumento del arco articular, y una correcta pisada y una funcionalidad mayor en dicho miembro en comparativa con el grupo control, aunque también se observó una recuperación funcional en este grupo. De hecho, la eficacia de la intervención fue comparativamente mayor en el pie que en la mano.

Esto podría deberse en gran medida a que el movimiento de la mano es más preciso y requiere de un mayor reclutamiento de unidades motoras, mientras que el movimiento del pie es más “sencillo”. Por otro lado, la deambulación conlleva el aumento del mecanismo motor *per se*, por lo que es lógico que ambos grupos mejoren de forma significativa, independientemente de la intervención. Por ello, se considera que no se puede intervenir terapéuticamente de igual manera en el miembro superior que en el inferior, y los mayores esfuerzos deben centrarse en la funcionalidad del miembro superior, ya que esto conllevaría una mejor capacidad para realizar ciertas actividades.

Otro factor importante que influye en la mejora como consecuencia del tratamiento es la duración del tiempo de la contracción muscular. Comparando los tiempos de contracción muscular, según estudio previos (273), los estímulos más efectivos están en contracciones de una duración de entre 5 y 10 segundos, aunque otros estudios afirman que tiempos mayores producen mayores beneficios. Por ello, en el presente estudio se utilizaron estímulos entre 10-15 segundos de contracción (con un descanso de 5 segundos), ya que en las pruebas iniciales se pudo poner de manifiesto que estos tiempos eran bien tolerados en general por los pacientes. De este modo, se puede afirmar que, en sujetos de edad avanzada, tiempos de contracción > 10 segundos son adecuados.

La técnica empleada en el presente proyecto, el biofeedback, aunque no está muy extendida en la práctica habitual de la rehabilitación fisioterápica, se ha usado en investigación durante más de 50 años, en el entorno de la rehabilitación

para recuperar los patrones de movimiento normales después de un daño cerebral (274).

Este procedimiento de biofeedback facilita la mejora de la precisión durante las sesiones de rehabilitación, además, involucra a los pacientes en su propio proceso de rehabilitación, e incluso reduce la necesidad de un contacto continuo con el profesional sanitario durante el programa de rehabilitación (275).

De este modo, el biofeedback se puede combinar con diferentes procedimientos de rehabilitación física, como por ejemplo movilizaciones analíticas, estiramientos, ejercicios activos, para mejorar la eficacia de dichos métodos. Entre estos métodos, uno de los más empleados es la electromiografía (EMG).

La diferencia entre la EMG convencional y la EMG con biofeedback se basa en que mientras que en la EMG convencional se produce una estimulación eléctrica guiada por una señal de EMG, en el biofeedback, el propio paciente puede auto-identificar su actividad muscular a través de la conversión de las señales EMG en señales visuales y/o auditivas (271,276–278).

Por lo tanto, los pacientes pueden controlar y regular la actividad muscular por ellos mismos, lo cual no puede controlarse de forma habitual como consecuencia del daño cerebral (279). Clásicamente, la sEMG-B ha demostrado su utilidad en la recuperación del par muscular en la recuperación muscular y articular tras cirugía (280), e incluso en el tratamiento del dolor debido a una tensión muscular excesiva (281).

Al igual que para esta patología, existe una gran diversidad de estudios que se han centrado en analizar los beneficios del sEMG-biofeedback en la rehabilitación de pacientes con hemiplejía como consecuencia de un ictus. Aunque existen algunos trabajos previos que han concluido que la técnica del sEMG-B no tiene efectos beneficiosos en cuanto la mejora de la recuperación funcional (275), otros trabajos son muy prometedores.

Los primeros trabajos en este ámbito se realizaron en 1980, donde Davis y Lee, mediante el empleo de una técnica de biofeedback muy rudimentaria, consiguieron mejorar los movimientos de flexión-extensión de la muñeca (282).

Trabajos más recientes como los de Rayegani et al. (283) o el de Kim (284) han confirmado la efectividad del sEMG-B en las funciones del miembro parético superior.

Otros estudios también han confirmado la idoneidad de esta intervención respecto a la mejora de la actividad de los miembros inferiores dañados como consecuencia del ictus (285,286). De hecho, el meta-análisis publicado por Stanton et al, confirmó, con un alto nivel de evidencia, una mejoría en la actividad del miembro inferior con la terapia del biofeedback (287).

Sin embargo, todos estos estudios fueron realizados con participantes de edad adulta, pero en sujetos de edad avanzada (> 70 años), y, hasta nuestro conocimiento, sólo un trabajo previo realizado por Bradley et al. Ha evaluado el efecto del sEMG-B en una población de edad similar (288). Además, el trabajo de Bradley et al. Estaba centrado en mejorar la velocidad de marcha de los pacientes con hemiplejía post-ictus, pero, desafortunadamente, no fueron capaces de observar un efecto significativo como consecuencia de la intervención (288).

Por lo tanto, tras una extensa revisión bibliográfica (tabla 4), consideramos que este es el primer trabajo que describe, en sujetos de edad avanzada, una mejora significativa de la actividad muscular de los miembros paréticos superiores e inferiores de pacientes con hemiplejía como consecuencia de un ictus.

La carencia de estudios en sujetos de edad avanzada es, en cierto modo, sorprendente si se considera que el ictus es más frecuente en estos sujetos (289). Sin embargo, es importante destacar que el ictus estaba considerado como un evento fatal e irremediable en sujetos adultos hasta recientemente. Este hecho podría ser la razón de por qué las actitudes pasivas en favor de un nihilismo terapéutico se imponían en el tratamiento de pacientes de edad avanzada que sufrían un ictus (290).

Tabla 4. Comparativa de la eficacia sEMG-B

| Estudio | Año | Edad población | Miembro estudiado | Resultados |
|--------------------|------|----------------|------------------------|--|
| Presente estudio | 2018 | > 70 años | Superior E Inferior | sEMG-B produce una mejora en ambos miembros. |
| Davis & Lee | 1980 | 52 | Superior | Mejora significativa en muñeca. |
| Bradley et al. | 1988 | 58 | Superior | Mejora significativa. |
| Intiso et al. | 1994 | 57 años | Inferior | Incremento de la masa muscular y mejora en la función locomotora. |
| Dogan-Aslan et al. | 2012 | 60 años | Superior | Mejoras significativas en mano. |
| Mroczek et al. | 1978 | 75 años | Superior | Mejora en la activación motora. |
| Haji-Ahmad et al. | 2015 | 55 años | Superior | sEMG-B produjo un descenso de la espasticidad y una mejora de la funcionalidad muscular. |
| Hu XL et al. | 2013 | 53.2 | Superior | Redujo la espasticidad en miembro superior. |
| Moreland J et al. | 1998 | 55 años | Inferior | Mejoria en los miembros inferiores respecto a la terapia convencional. |

En nuestra opinión, la técnica de sEMG-B ha evolucionado significativamente, y presenta diversas características que la hacen especialmente relevante para personas de edad avanzada.

Por un lado, es una técnica no invasiva, que reduce la aparición de efectos adversos. Se establecen diferencias entre el sEMG superficial, que es no invasivo y se puede realizar a cualquier tipo de sujetos, mientras que el sEMG profundo presenta mas contraindicaciones puesto que se realiza con aguja de puncion para poder llegar a la musculatura profunda por lo que en pacientes con ictus estaría contraindicado.

Por otro lado, los equipos y materiales necesarios para llevar a cabo la sEMG-B son relativamente de bajo coste, por lo que esta técnica puede ser empleada en la práctica clínica rutinaria de estos pacientes.

A pesar del enorme numero de evidencias que destacan los efectos beneficios de la terapia con sEMG-B, algunos estudios han sido incapaces de detectar unos efectos significativos en comparación con la terapia convencional, como es el caso del meta- análisis llevado a cado por Moreland et al. en este trabajo centrado en el estudio de los miembros inferiores no se observó un efecto significativo de la sEMG-B en parámetros como movilidad angular del tobillo, movilidad del tobillo durante la deambulaci3n, longitud del paso y velocidad de la deambulaci3n.

6.3 SOBRE LA EFICACIA DE LA sEMG-B SOBRE LA FUNCIONALIDAD MUSCULAR DEL MIEMBRO PARÉTICO

Restaurar la actividad muscular de los flexores y extensores es esencial para incrementar la funcionalidad de la mano y del pie; sin embargo, en sujetos de edad avanzada, es incluso más importante incrementar su capacidad para llevar a cabo actividades básicas de la vida diaria, como la higiene personal, autonomía, etc. En ese sentido, los resultados del índice de Barthel obtenido en el presente estudio confirman que, si bien ambos grupos mejoraron su capacidad para realizar estas actividades, el incremento fue mayor en el grupo sEMG-B, lo cual se deba probablemente al mayor incremento de la funcionalidad muscular del miembro superior en este grupo en comparación con el grupo control.

Este hecho confirma que la intervención fue capaz no solo de incrementar la actividad muscular, sino que también mejoró la capacidad de los pacientes para realizar actividades básicas, lo cual, en nuestra opinión, es más importante para estos pacientes.

Estos datos coinciden con los del trabajo previo de Doğan-Aslan et al, en el que se demostró un incremento de las puntuaciones del índice de Barthel y del test de Fugl-Meyer para el miembro superior (269). Esta misma situación observamos respecto al estudio previo de Haji-Ahmad et al. (291), sin embargo, como en los trabajos previos, la edad media de los participantes en ambos estudios fue menor que la edad del presente trabajo.

Desafortunadamente existen pocos estudios previos en los que se valoren el efecto de la sEMG-B sobre la capacidad funcional. Según la revisión bibliográfica realizada no existen otros estudios que hayan evaluado la influencia del biofeedback sobre la capacidad de los pacientes para realizar actividades básicas de la vida diaria. Únicamente el estudio previo de Smith en 1979 donde se empleó la *Nottingham 10 point activities of daily living scale* mostró un incremento en la capacidad de los pacientes para llevar a cabo estas actividades (292). No obstante, la evolución de las técnicas de electromiografía desde entonces y las posibles diferencias entre la escala empleada en dicho estudio y el índice de Barthel

limitan nuestra capacidad para comparar los datos de nuestro trabajo con el de Smith.

Aun así, otros artículos previos han puesto de manifiesto que la electroestimulación para promover la recuperación del movimiento, sin incluir la técnica de biofeedback, también favorece la estimulación muscular hasta el punto de incrementar la capacidad de los sujetos para realizar ABVD (293); por tanto, hemos de esperar que sEMG-B, al ser más eficaz que la sEMG simple, produzca un mayor incremento de estímulo motor en estos pacientes.

Cuando se habla de recuperación funcional muscular, se debe diferenciar entre la capacidad para realizar ABVD, como se acaba de comentar, o mejorar la funcionalidad específica del miembro afectado. Por ejemplo, un incremento de la funcionalidad de la mano viene representado por la capacidad de un paciente para sujetar un vaso. Se han empleado diversas escalas para evaluar estos aspectos, pero la más empleada en pacientes post-ictus es la escala de Fugl-Meyer (F-M).

Según nuestros datos, el grupo sEMG-B aumentó de forma significativa las puntuaciones del test F-M, pero en comparación con la fisioterapia convencional, sólo fue significativamente más eficaz en el miembro inferior. Este dato es muy relevante ya que respecto a la actividad EMG, la situación fue justo la inversa, esto es, el efecto de la intervención fue superior sólo en el miembro superior. Esto puede deberse a diversas circunstancias: por un lado, hay que destacar que la variabilidad de las puntuaciones obtenidas para el test F-M del miembro superior fue muy elevada. Por otro lado, los grupos musculares del miembro inferior son mucho más amplios, con mayor reclutamiento de fibras, por lo que puede ser que, aunque la actividad EMG mejore con ambas intervenciones, la funcionalidad muscular se incremente en mayor medida en el miembro inferior del grupo sometido a la intervención. En cualquier caso, estos datos confirman la necesidad de emplear determinaciones cuantitativas de la actividad muscular, como la EMG, con determinaciones cualitativas como la funcionalidad muscular, analizada mediante test de valoración.

Diversos estudios previos han mostrado una mejora similar a las del presente estudio. Ya en el año 1984, Inglis et al. describieron una mejora de la

escala *Brunnstrom Stages of Recovery score* (294). Posteriormente, Crow et al., en 1989, describieron un incremento del test F-M miembro inferior (295).

Al comparar la sEMG con la sEMG-B, como en el estudio de Hemmen y Seelen, aunque se observó una mejora en ambos grupos, no se observaron cambios significativos entre grupos.

Más recientemente (2017), Schick et al., aunque no emplearon el biofeedback, sí que observaron una mejora de las puntuaciones del test F-M miembro superior a causa de la electroestimulación (296). Es de destacar que también en el 2017, Kim fue incapaz de detectar diferencias significativas en las puntuaciones del test F-M entre el grupo control y el grupo sEMG-B, aunque sí que observó diferencias en la capacidad funcional para realizar las ABVD (284).

Un dato interesante a tener en cuenta es que, tal y como indican Cordo et al., las puntuaciones iniciales del test F-M van a determinar la capacidad de la intervención, ya que, en dicho estudio se observó que, en sujetos con una puntuación inferior a 17 puntos, la sEMG-B era ineficaz (297); sin embargo, en puntuaciones superiores sí que se produjo una mejora de la funcionalidad. En el presente trabajo, las puntuaciones iniciales fueron muy superiores en ambos grupos, lo que puede explicar en parte que ambas intervenciones fueran eficaces. Además, de estos datos se deriva de la idea de que, en sujetos con una capacidad funcional muy deteriorada, puede que la sEMG-B no sea eficaz, y quizá sea necesario implementar otras medidas antes de realizar esta terapia.

Por otro lado, otros estudios previos, como el de Basmajian et al. en 1987 (298) o el de Bradley et al. en 1998 (288), no observaron ningún cambio significativo en la funcionalidad muscular como consecuencia del sEMG-B, aunque en ninguno de estos casos se empleó la escala F-M, sino que se usaron otras medidas de funcionalidad.

Además de estas escalas, en el presente trabajo fueron utilizadas otras herramientas para la valoración general de la fuerza muscular. En este sentido, comentar que ni en el test de Daniells & Lovett ni en el test de Kendall, se observó un efecto significativo de la intervención. Esto puede deberse a que se trata de escalas que miden la fuerza del paciente de forma muy general, por lo que su capacidad para discriminar cambios en la funcionalidad muscular es muy

reducida. Quizás, el empleo de medidas cuantitativas más precisas como el dinamómetro sean capaces de discriminar con mayor capacidad los cambios producidos en la fuerza general.

En este sentido, los datos indican que el grupo sEMG-B incrementó de forma significativa la fuerza de contracción de la mano en comparación con el grupo control. Aunque al revisar la bibliografía no hemos sido capaces de hallar trabajos previos que hayan empleado el biofeedback en pacientes con ictus, el trabajo de Amasyali y Yaliman (2005), empleando la EMG convencional, no observaron diferencias significativas con el grupo control (sometido a la terapia de espejo (299,300)). Quizás, estos datos indican que el biofeedback es necesario para incrementar la fuerza muscular (301,302), por otro lado, estos datos refuerzan la idea de que aunque mejore la fuerza muscular de un miembro parético, no tiene por qué mejorar su funcionalidad.

VII - CONCLUSIONES

VII CONCLUSIONES

A raíz de la presente tesis doctoral se han derivado las siguientes conclusiones:

- La sEMG-B produjo un incremento de la actividad electromiográfica media de los miembros paréticos en sujetos de edad avanzada, siendo este efecto más evidente en el miembro inferior.
- Aunque la sEMG-B mejoró los resultados de las escalas de valoración funcional muscular, los beneficios de esta intervención fueron similares a los obtenidos mediante la fisioterapia convencional.
- Los sujetos sometidos a la intervención con sEMG-B mostraron una mejora del índice de Barthel significativa, lo que indica que aumentó su capacidad para realizar actividades básicas de la vida diaria.
- Los resultados de los test funcionales específicos para daño cerebrovascular indican que la sEMG-B es capaz de mejorar significativamente la funcionalidad muscular de los miembros afectados, especialmente en el miembro inferior.

Considerando los resultados obtenidos, se puede afirmar que esta clase de intervención puede ser considerada como una terapia alternativa potencial que debe ser incluida, junto a la fisioterapia convencional, para mejorar el condicionamiento físico de estos pacientes.

En resumen, los datos de este trabajo sugieren que la terapia de electromiografía de superficie con biofeedback es adecuada para mejorar la actividad muscular de los músculos extensores de la mano y los flexores dorsales del pie de los miembros paréticos de pacientes de edad avanzada con hemiplejía post-ictus. Este incremento de la actividad muscular se vio reflejado en un aumento de la capacidad de los pacientes para realizar actividades básicas de la vida diaria.

**VIII – LIMITACIONES Y
FUTURAS LÍNEAS DE
INVESTIGACIÓN**

VIII –LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Una importante limitación del presente estudio fue la dificultad para determinar la severidad del daño neurológico, por ejemplo, con escalas como la *NIH Stroke Score* (NIH-SS) por lo que no se pudo ajustar el tratamiento en función del daño cerebral. Aunque existen diversos estudios que han demostrado que a mayor puntuación del NIH-SS peor función muscular, por lo que se entiende que, en el presente trabajo, aquellos sujetos con peor actividad EMG media deberían presentar una peor puntuación inicial de dicho test. En cualquier caso, al tratarse de una técnica de feedback, era el propio paciente el que ajustaba la intensidad de la intervención.

Además, podría parecer inicialmente que el número de sujetos es limitado; sin embargo, la precisión de las determinaciones de actividad EMG fue muy elevada, por tanto, la dispersión de los datos fue reducida, reduciendo así la necesidad de asignar un mayor número de sujetos a cada grupo de tratamiento. Además, diversos estudios previos han empleado tamaños muestrales similares o incluso inferiores a los del presente estudio (279,303,304).

Por otro lado, la estimación del efecto se limitó a la duración de la intervención, y no se realizó ningún seguimiento a largo plazo. Sin duda, futuros estudios que evalúen la eficacia de la sEMG-B a largo sería de gran relevancia ya que, de este modo, se podría determinar el efecto de la intervención en otras

variables de interés que no se ha podido determinar, como por ejemplo la calidad de vida de los sujetos.

La técnica de electromiografía, aunque apareció hace casi 100 años, sigue evolucionando de forma progresiva. En la actualidad, se están desarrollando nuevas intervenciones que combinan la EMG con otras terapias como la terapia del espejo, movimientos asistidos por robots, y el empleo de las nuevas tecnologías como las videoconsolas que implican movimiento (Wii®), o incluso la realidad virtual, que pueden ser de gran interés para la rehabilitación de estos pacientes.

Teniendo en cuenta las particularidades de los sujetos adultos de edad avanzada, sería interesante conocer cual es la mejor combinación de estas terapias para personalizar el tratamiento dependiendo del daño neuromuscular inicial y de la capacidad cognitiva de cada sujeto, junto a otras características personales como la motivación, entorno social, etc.

IX - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IX – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bennett DA, Krishnamurthi R V., Barker-Collo S, Forouzanfar MH, Naghavi M, Connor M, et al. The Global Burden of Ischemic Stroke. *Glob Heart*. 2014 Mar;9(1):107–12.
2. Woodford J, Farrand P, Watkins ER, Richards DA, Llewellyn DJ. Supported cognitive-behavioural self-help versus treatment-as-usual for depressed informal carers of stroke survivors (CEDArS): study protocol for a feasibility randomized controlled trial. *Trials*. 2014 Dec;15(1):157.
3. Benes J, Zatloukal J, Simanova A, Chytra I, Kasal E. Cost analysis of the stroke volume variation guided perioperative hemodynamic optimization – an economic evaluation of the SVVOPT trial results. *BMC Anesthesiol*. 2014 Dec;14(1):40.
4. Moyo F, Archibald E, Slyer JT. Effectiveness of decision aids for smoking cessation in adults: a quantitative systematic review. *JBIC database Syst Rev Implement reports*. 2018 Sep;16(9):1791–822.
5. Robin C, Andanson A, Saint-Jean G, Fabreguettes O, Dutech C. What was old is new again: thermal adaptation within clonal lineages during range expansion in a fungal pathogen. *Mol Ecol*. 2017 Apr;26(7):1952–63.
6. Brandt C, van Vuuren ECJ. An International Classification of Function, Disability and Health (ICF)-based investigation of movement impairment in women with pelvic organ prolapse. *South African J Physiother*. 2019 Feb;75(1):472.
7. Hagen S, McClurg D, Bugge C, Hay-Smith J, Dean SG, Elders A, et al. Effectiveness and cost-effectiveness of basic versus biofeedback-mediated

- intensive pelvic floor muscle training for female stress or mixed urinary incontinence: protocol for the OPAL randomised trial. *BMJ Open*. 2019 Feb;9(2):e024153.
8. Ogunbo B, Mendelow AD, Walker R. The epidemiology, diagnosis and treatment of subarachnoid haemorrhage in Nigeria: what do we know and what do we need to know? *Br J Neurosurg*. 2004 Aug;18(4):362–6.
 9. Bhardwaj R, Koruth JS. Novel Ablation Approaches for Challenging Atrial Fibrillation Cases (Mapping, Irrigation, and Catheters). *Cardiol Clin*. 2019 May;37(2):207–19.
 10. Jittiwat J. Baihui Point Laser Acupuncture Ameliorates Cognitive Impairment, Motor Deficit, and Neuronal Loss Partly via Antioxidant and Anti-Inflammatory Effects in an Animal Model of Focal Ischemic Stroke. *Evidence-Based Complement Altern Med*. 2019 Feb;2019:1–9.
 11. Rennert RC, Steinberg JA, Strickland BA, Ravina K, Bakhsheshian J, Fredrickson V, et al. Extracranial-to-intracranial bypass for refractory vertebrobasilar insufficiency. *World Neurosurg*. 2019 Mar;
 12. Casula M, Olmastroni E, Boccalari MT, Tragni E, Pirillo A, Catapano AL. cardiovascular events with pcsk9 inhibitors: an updated meta-analysis of randomised controlled trials. *Pharmacol Res*. 2019 Mar;
 13. Eric Nyam T-T, Ho C-H, Chio C-C, Lim S-W, Wang J-J, Chang C-H, et al. Traumatic Brain Injury Increases the Risk of Major Adverse Cardiovascular and Cerebrovascular Events: A 13-Year, Population-Based Study. *World Neurosurg*. 2019 Feb;122:e740–53.
 14. Danesi MA, Okubadejo NU, Ojini FI, Ojo OO. Incidence and 30-day case fatality rate of first-ever stroke in urban Nigeria: the prospective community based Epidemiology of Stroke in Lagos (EPISIL) phase II

- results. *J Neurol Sci.* 2013 Aug;331(1-2):43-7.
15. Gomes J, Damasceno A, Carrilho C, Lobo V, Lopes H, Madede T, et al. The effect of season and temperature variation on hospital admissions for incident stroke events in Maputo, Mozambique. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2014 Feb;23(2):271-7.
 16. Liu K, Song B, Gao Y, Zhao L, Fang H, Wang Y, et al. Long-Term Outcomes in Patients with Anemia And Cerebral Venous Thrombosis. *Neurocrit Care.* 2018 Dec;29(3):463-8.
 17. Siegler JE, Albright KC, George AJ, Boehme AK, Gillette MA, Kumar AD, et al. Time to Neurological Deterioration in Ischemic Stroke. *Med student Res J.* 2017 Mar;4(0):18-24.
 18. McCrimmon CM, King CE, Wang PT, Cramer SC, Nenadic Z, Do AH. Brain-controlled functional electrical stimulation therapy for gait rehabilitation after stroke: a safety study. *J Neuroeng Rehabil.* 2015 Jul;12(1):57.
 19. Suenaga J, Hu X, Pu H, Shi Y, Hassan SH, Xu M, et al. White matter injury and microglia/macrophage polarization are strongly linked with age-related long-term deficits in neurological function after stroke. *Exp Neurol.* 2015 Oct;272:109-19.
 20. Agostoni E, Barbanti P, Frediani F, Trifirò G, Burgio L, di Nola L, et al. Real-world insights on the management of migraine patients: an Italian nationwide study. *Curr Med Res Opin.* 2019 Mar;1-1.
 21. Xin X-Y, Cheng L, Yang Z, Zhang Y, Zeng L-L, Liu J-R. Comparison Study of ASCO and TOAST Classification System in Chinese Minor Stroke Patients. *Cerebrovasc Dis.* 2019 Mar;47(1-2):95-100.
 22. Zerna C, Burley T, Green TL, Dukelow SP, Demchuk AM, Hill MD.

- Comprehensive assessment of disability post-stroke using the newly developed miFUNCTION scale. *Int J Stroke*. 2019 Mar;174749301984093.
23. Kayran Y, Yayla V, Çabalar M, Bajrami A, Karamanli Y, Gedikbaşı A, et al. LDL Subclasses in Ischemic Stroke: A Risk Factor? *Noro Psikiyatrs Ars*. 2019 Mar;56(1):13–7.
 24. Motorna N V, Rybalko SL, Starosyla DB, Guzyk MM, Strokina IG, Kaminsky RF, et al. The study of leukocyte phagocytic activity in the presence of herpetic infection and stroke. *Wiad Lek*. 71(1 pt 2):155–9.
 25. Das S, Kaul S, Jyothy A, Munshi A. Role of TLR4 (C1196T) and CD14 (C-260T) Polymorphisms in Development of Ischemic Stroke, Its Subtypes and Hemorrhagic Stroke. *J Mol Neurosci*. 2017 Dec;63(3–4):300–7.
 26. Yan Q, Jin G, Ma K, Qin M, Zhuang W, Sun J. Magnetic inductive phase shift: a new method to differentiate hemorrhagic stroke from ischemic stroke on rabbit. *Biomed Eng Online*. 2017 May;16(1):63.
 27. Clouse WD, Boitano LT, Ergul EA, Kashyap VS, Malas MB, Goodney PP, et al. Contralateral Occlusion and Concomitant Procedures Drive Risk of Non-ipsilateral Stroke After Carotid Endarterectomy. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2019 Mar;
 28. Ojagbemi A, Bello T. Tedium vitae in stroke survivors: a comparative cross-sectional study. *Top Stroke Rehabil*. 2019 Mar;1–6.
 29. Feigin VL, Nichols E, Alam T, Bannick MS, Beghi E, Blake N, et al. Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol*. 2019 Mar;
 30. Vert C, Nieuwenhuijsen M, Gascon M, Grellier J, Fleming LE, White MP, et al. Health Benefits of Physical Activity Related to An Urban Riverside

- Regeneration. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Feb;16(3):462.
31. Giner-Soriano M, Sotorra Figuerola G, Cortés J, Pera Pujadas H, Garcia-Sangenis A, Morros R. Impact of Medication Adherence on Mortality and Cardiovascular Morbidity: Protocol for a Population-Based Cohort Study. *JMIR Res Protoc*. 2018 Mar;7(3):e73.
 32. Almeida OP, Hankey GJ, Yeap BB, Flicker L. Impact of a prudent lifestyle on the clinical outcomes of older men with bipolar disorder. *Aging Ment Health*. 2018 Dec;1-7.
 33. Argalious MY, Steib J, Daskalakis N, Mao G, Li M, Armanyous S, et al. Association of Testosterone Replacement Therapy and the Incidence of a Composite of Postoperative In-Hospital Mortality and Cardiovascular Events in Men Undergoing Cardiac Surgery. *Anesth Analg*. 2019 Mar;1.
 34. Norrving B, Kissela B. The global burden of stroke and need for a continuum of care. *Neurology*. 2013 Jan;80(Issue 3, Supplement 2):S5-12.
 35. Tchétché D, Windecker S, Kasel AM, Schaefer U, Worthley S, Linke A, et al. 1-Year Outcomes of the CENTERA-EU Trial Assessing a Novel Self-Expanding Transcatheter Heart Valve. *JACC Cardiovasc Interv*. 2019 Apr;12(7):673-80.
 36. Rohla M, Weiss TW, Pecen L, Patti G, Siller-Matula JM, Schnabel RB, et al. Risk factors for thromboembolic and bleeding events in anticoagulated patients with atrial fibrillation: the prospective, multicentre observational PREvention of thromboembolic events - European Registry in Atrial Fibrillation (PREFER in AF). *BMJ Open*. 2019 Mar;9(3):e022478.
 37. Field TS, Weijs B, Curcio A, Giustozzi M, Sudikas S, Katholing A, et al. Incident Atrial Fibrillation, Dementia and the Role of Anticoagulation: A Population-Based Cohort Study. *Thromb Haemost*. 2019 Mar;

38. Edvinsson L. Cerebrovascular endothelin receptor upregulation in cerebral ischemia. *Curr Vasc Pharmacol*. 2009 Jan;7(1):26–33.
39. Ramos-Cabrer P, Padro D. MRI in the Study of Animal Models of Stroke. *Methods Mol Biol*. 2018;1718:377–92.
40. Lei H, Yu L-T, Wang W-N, Zhang S-G. Warfarin and the Risk of Death, Stroke, and Major Bleeding in Patients With Atrial Fibrillation Receiving Hemodialysis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front Pharmacol*. 2018 Nov;9:1218.
41. van Kranendonk KR, Treurniet KM, Boers AMM, Berkhemer OA, van den Berg LA, Chalos V, et al. Hemorrhagic transformation is associated with poor functional outcome in patients with acute ischemic stroke due to a large vessel occlusion. *J Neurointerv Surg*. 2018 Oct;neurintsurg-2018-014141.
42. Malhotra A, Wu X, Payabvash S, Matouk CC, Forman HP, Gandhi D, et al. Comparative Effectiveness of Endovascular Thrombectomy in Elderly Stroke Patients. *Stroke*. 2019 Apr;50(4):963–9.
43. da Silva Paiva L, Oliveira FR, de Alcantara Sousa LV, Dos Santos Figueiredo FW, de Sá TH, Adami F. Decline in Stroke Mortality Between 1997 and 2012 by Sex: Ecological Study in Brazilians Aged 15 to 49 Years. *Sci Rep*. 2019 Feb;9(1):2962.
44. Murray M, King C, Sorensen C, Bunick E, King R. Community awareness of stroke, hypertension and modifiable risk factors for cardiovascular disease in Nkonya-Wurupong, Ghana. *J Public Health Africa*. 2018 Oct;9(2):783.
45. Anderle P, Rockenbach SP, Goulart BNG de. Post-stroke rehabilitation: identification of speech-language disorders signs and symptoms by

- physicians and nurses in Primary Health Care. *CoDAS*. 2019 Apr;31(2):e20180015.
46. Schaffert N, Janzen TB, Mattes K, Thaut MH. A Review on the Relationship Between Sound and Movement in Sports and Rehabilitation. *Front Psychol*. 2019 Feb;10:244.
47. Silva A, Vaughan-Graham J, Silva C, Sousa A, Cunha C, Ferreira R, et al. Stroke rehabilitation and research: consideration of the role of the cortico-reticulospinal system. *Somatosens Mot Res*. 2018 Apr;35(2):148–52.
48. Barnes ME, Miyasaka Y, Seward JB, Gersh BJ, Rosales AG, Bailey KR, et al. Left atrial volume in the prediction of first ischemic stroke in an elderly cohort without atrial fibrillation. *Mayo Clin Proc*. 2004 Aug;79(8):1008–14.
49. Ryder S, Fox K, Rane P, Armstrong N, Wei C-Y, Deshpande S, et al. A Systematic Review of Direct Cardiovascular Event Costs: An International Perspective. *Pharmacoeconomics*. 2019 Apr;
50. Rozjabek HM, Coleman CI, Ashton V, Laliberte F, Oyefesobi P, Lejeune D, et al. Healthcare costs of stroke and major bleeding in patients with atrial fibrillation treated with non-vitamin K antagonist oral anticoagulants. *J Med Econ*. 2019 Apr;1–1.
51. Pollock RF, Heller S, Pieber TR, Woo V, Gundgaard J, Hallén N, et al. Short-term cost-utility of degludec versus glargine U100 for patients with type 2 diabetes at high risk of hypoglycaemia and cardiovascular events - a Canadian setting (DEVOTE 9). *Diabetes Obes Metab*. 2019 Mar;dom.13730.
52. Carr C, Kahn L, Mathkour M, Biro E, Bui CJ, Dumont AS. The shifting burden of neurosurgical disease: Vietnam and the middle-income nations. *Neurosurg Focus*. 2018 Oct;45(4):E12.
53. de Araújo Freitas Moreira KL, Ábalos-Medina GM, Villaverde-Gutiérrez C,

- Gomes de Lucena NM, Belmont Correia de Oliveira A, Pérez-Mármol JM. Effectiveness of two home ergonomic programs in reducing pain and enhancing quality of life in informal caregivers of post-stroke patients: A pilot randomized controlled clinical trial. *Disabil Health J*. 2018 Jul;11(3):471–7.
54. Mura G, Carta MG, Sancassiani F, Machado S, Prosperini L. Active exergames to improve cognitive functioning in neurological disabilities: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2018 Jun;54(3):450–62.
55. Pellegrino L, Giannoni P, Marinelli L, Casadio M. Effects of continuous visual feedback during sitting balance training in chronic stroke survivors. *J Neuroeng Rehabil*. 2017 Dec;14(1):107.
56. Cannell J, Jovic E, Rathjen A, Lane K, Tyson AM, Callisaya ML, et al. The efficacy of interactive, motion capture-based rehabilitation on functional outcomes in an inpatient stroke population: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2018 Feb;32(2):191–200.
57. Simpson KN, Simpson AN, Mauldin PD, Palesch YY, Yeatts SD, Kleindorfer D, et al. Observed Cost and Variations in Short Term Cost-Effectiveness of Therapy for Ischemic Stroke in Interventional Management of Stroke (IMS) III. *J Am Heart Assoc*. 2017 May;6(5).
58. Fletcher JJ, Kotagal V, Mammoser A, Peterson M, Morgenstern LB, Burke JF. Cost-effectiveness of transfers to centers with neurological intensive care units after intracerebral hemorrhage. *Stroke*. 2015 Jan;46(1):58–64.
59. Sritipsukho P, Riewpaiboon A, Chaiyawat P, Kulkantrakorn K. Cost-effectiveness analysis of home rehabilitation programs for Thai stroke patients. *J Med Assoc Thai*. 2010 Dec;93 Suppl 7:S262-70.

60. Tousignant M, Corriveau H, Kairy D, Berg K, Dubois M-F, Gosselin S, et al. Tai Chi-based exercise program provided via telerehabilitation compared to home visits in a post-stroke population who have returned home without intensive rehabilitation: study protocol for a randomized, non-inferiority clinical trial. *Trials*. 2014 Dec;15(1):42.
61. Schnitzer S, von dem Knesebeck O, Kohler M, Peschke D, Kuhlmeier A, Schenk L. How does age affect the care dependency risk one year after stroke? A study based on claims data from a German health insurance fund. *BMC Geriatr*. 2015 Oct;15(1):135.
62. Van Rensbergen G, Nawrot T. Medical conditions of nursing home admissions. *BMC Geriatr*. 2010 Jul;10(1):46.
63. Pego-Pérez ER, Fernández-Rodríguez I, Pumar-Cebreiro JM. National Institutes of Health Stroke Scale, modified Rankin Scale, and modified Thrombolysis in Cerebral Infarction as autonomy predictive tools for stroke patients. *Rev Neurosci*. 2019 Mar;0(0).
64. Villafañe JH, Lopez-Royo MP, Herrero P, Valdes K, Cantero-Téllez R, Pedersini P, et al. Prevalence of myofascial trigger points in post-stroke patients with painful shoulders: a cross sectional study. *PM R*. 2019 Feb;
65. Lemke M, Rodríguez Ramírez E, Robinson B, Signal N. Motivators and barriers to using information and communication technology in everyday life following stroke: a qualitative and video observation study. *Disabil Rehabil*. 2019 Jan;1-9.
66. Ali MHM, Rakib F, Abdelalim EM, Limbeck A, Mall R, Ullah E, et al. Fourier-Transform Infrared Imaging Spectroscopy and Laser Ablation - ICPMS New Vistas for Biochemical Analyses of Ischemic Stroke in Rat Brain. *Front Neurosci*. 2018 Sep;12:647.

67. Branco JP, Oliveira S, Sargento-Freitas J, Laíns J, Pinheiro J. Assessing functional recovery in the first six months after acute ischemic stroke: a prospective, observational study. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2019 Feb;55(1):1–7.
68. Silva-Couto MA, Paiva FF, Alcântara CC, Mata T, Prado-Medeiros CL, Salvini TF, et al. Midfemoral Bone Volume of Walking Subjects with Chronic Hemiparesis Post Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2018 Aug;27(8):2208–13.
69. Selim M, Norton C. Perihematoma edema: Implications for intracerebral hemorrhage research and therapeutic advances. *J Neurosci Res.* 2018 Dec;
70. Bellwald S, Balasubramaniam R, Nagler M, Burri MS, Fischer SDA, Hakim A, et al. Association of anemia and hemoglobin decrease during acute stroke treatment with infarct growth and clinical outcome. Minnerup J, editor. *PLoS One.* 2018 Sep;13(9):e0203535.
71. Moyanova SG, Dijkhuizen RM. Present status and future challenges of electroencephalography- and magnetic resonance imaging-based monitoring in preclinical models of focal cerebral ischemia. *Brain Res Bull.* 2014 Mar;102:22–36.
72. Díaz-Arribas MJ, Ramos-Sánchez M, Ríos-Lago M, Maestú F. [Movement alterations following cerebrovascular damage in the intact hemisphere ipsilateral to the affected upper limb]. *Rev Neurol.* 41(6):361–70.
73. Tegos TJ, Kalodiki E, Daskalopoulou SS, Nicolaides AN. Stroke: epidemiology, clinical picture, and risk factors--Part I of III. *Angiology.* 2000 Oct;51(10):793–808.
74. Gagnon D, Nadeau S, Tam V. Ideal timing to transfer from an acute care hospital to an interdisciplinary inpatient rehabilitation program following

- a stroke: an exploratory study. *BMC Health Serv Res*. 2006 Nov;6:151.
75. van Nes IJW, Geurts ACH, Hendricks HT, Duysens J. Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: preliminary evidence. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004 Nov;83(11):867–73.
76. McGlinchey MP, James J, McKeivitt C, Douiri A, McLachlan S, Sackley CM. The effect of rehabilitation interventions on physical function and immobility-related complications in severe stroke-protocol for a systematic review. *Syst Rev*. 2018 Dec;7(1):197.
77. Hu W-S, Lin C-L. Use of the progression of adapted Diabetes Complications Severity Index to predict acute coronary syndrome, ischemic stroke, and mortality in Asian patients with type 2 diabetes mellitus: A nationwide cohort investigation. *Clin Cardiol*. 2018 Aug;41(8):1038–43.
78. Sezgin Ozcan D, Tatli HU, Polat CS, Oken O, Koseoglu BF. The Effectiveness of Fluidotherapy in Poststroke Complex Regional Pain Syndrome: A Randomized Controlled Study. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2019 Mar;
79. Toscano M, Celletti C, Viganò A, Altarocca A, Giuliani G, Jannini TB, et al. Short-Term Effects of Focal Muscle Vibration on Motor Recovery After Acute Stroke: A Pilot Randomized Sham-Controlled Study. *Front Neurol*. 2019 Feb;10:115.
80. Colombo R, Raglio A, Panigazzi M, Mazzone A, Bazzini G, Imarisio C, et al. The SonicHand Protocol for Rehabilitation of Hand Motor Function: a validation and feasibility study. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2019 Mar;1–1.

81. Chow E, Parkinson S, Jenkin J, Anderson A, King A, Maccanti H, et al. Reliability and Validity of the Four-Point Pusher Score: An Assessment Tool for Measuring Lateropulsion and Pusher Behaviour in Adults after Stroke. *Physiother Canada*. 2019 Feb;71(1):34–42.
82. Kristersson T, Persson HC, Alt Murphy M. Evaluation of a short assessment for upper extremity activity capacity early after stroke. *J Rehabil Med*. 2019 Apr;51(4):257–63.
83. Goffredo M, Guanziroli E, Pournajaf S, Gaffuri M, Gasperini G, Filoni S, et al. Overground wearable powered exoskeleton for gait training in subacute stroke subjects: clinical and gait assessments. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2019 Feb;
84. Vaz D V, Pinto VA, Junior RRS, Mattos DJS, Mitra S. Coordination in adults with neurological impairment - A systematic review of uncontrolled manifold studies. *Gait Posture*. 2019 Jan;69:66–78.
85. Bank PJM, Cidota MA, Ouwehand PEW, Lukosch SG. Patient-Tailored Augmented Reality Games for Assessing Upper Extremity Motor Impairments in Parkinson's Disease and Stroke. *J Med Syst*. 2018 Oct;42(12):246.
86. Awad LN, Reisman DS, Pohlig RT, Binder-Macleod SA. Reducing The Cost of Transport and Increasing Walking Distance After Stroke: A Randomized Controlled Trial on Fast Locomotor Training Combined With Functional Electrical Stimulation. *Neurorehabil Neural Repair*. 2016 Aug;30(7):661–70.
87. Oken O, Yavuzer G, Ergöçen S, Yorgancıoğlu ZR, Stam HJ. Repeatability and variation of quantitative gait data in subgroups of patients with stroke. *Gait Posture*. 2008 Apr;27(3):506–11.
88. Buchan AM, Barber PA, Newcommon N, Karbalai HG, Demchuk AM,

- Hoyte KM, et al. Effectiveness of t-PA in acute ischemic stroke: outcome relates to appropriateness. *Neurology*. 2000 Feb;54(3):679–84.
89. Kobylańska M, Kowalska J, Neustein J, Mazurek J, Wójcik B, Bełza M, et al. The role of biopsychosocial factors in the rehabilitation process of individuals with a stroke. *Work*. 2018 Jan;61(4):523–35.
90. Alloubani A, Saleh A, Abdelhafiz I. Hypertension and diabetes mellitus as a predictive risk factors for stroke. *Diabetes Metab Syndr Clin Res Rev*. 2018 Jul;12(4):577–84.
91. Winstein C. The ATTEND trial: An alternative explanation with implications for future recovery and rehabilitation clinical trials. *Int J Stroke*. 2018 Feb;13(2):112–6.
92. Sharififar S, Shuster JJ, Bishop MD. Adding electrical stimulation during standard rehabilitation after stroke to improve motor function. A systematic review and meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med* [Internet]. 2018 Sep [cited 2019 Feb 20];61(5):339–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29958963>
93. Broocks G, Faizy TD, Flottmann F, Schön G, Langner S, Fiehler J, et al. Subacute Infarct Volume With Edema Correction in Computed Tomography Is Equivalent to Final Infarct Volume After Ischemic Stroke: Improving the Comparability of Infarct Imaging Endpoints in Clinical Trials. *Invest Radiol*. 2018 Aug;53(8):472–6.
94. Fox CS, Hall JL, Arnett DK, Ashley EA, Delles C, Engler MB, et al. Future translational applications from the contemporary genomics era: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2015 May;131(19):1715–36.
95. Yamauchi H, Higashi T, Kagawa S, Nishii R, Kudo T, Sugimoto K, et al. Is

- misery perfusion still a predictor of stroke in symptomatic major cerebral artery disease? *Brain*. 2012 Aug;135(Pt 8):2515–26.
96. Jeon C, Yeon JY, Jo K Il, Hong S-C, Kim J-S. Clinical Role of Microembolic Signals in Adult Moyamoya Disease With Ischemic Stroke. *Stroke*. 2019 Apr;
97. Leem MJ, Kim GS, Kim KH, Yi TI, Moon HI. Predictors of functional and motor outcomes following upper limb robot-assisted therapy after stroke. *Int J Rehabil Res*. 2019 Mar;1.
98. Kishima H, Mine T, Fukuhara E, Ashida K, Uchida K, Yoshimura S, et al. Predictors of Left Atrial Thrombi and Spontaneous Echocardiographic Contrast in the Acute Phase After Cardioembolic Stroke in Patients With Atrial Fibrillation. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2019 Mar;
99. Dogru Huzmeli E, Yildirim SA, Kilinc M. Effect of sensory training of the posterior thigh on trunk control and upper extremity functions in stroke patients. *Neurol Sci*. 2017 Apr;38(4):651–7.
100. Miller KJ, Hunt MA, Pollock CL, Bryant D, Garland SJ. Protocol for a randomized controlled clinical trial investigating the effectiveness of Fast muscle Activation and Stepping Training (FAST) for improving balance and mobility in sub-acute stroke. *BMC Neurol*. 2014 Oct;14(1):187.
101. Anderlini D, Wallis G, Marinovic W. Language as a Predictor of Motor Recovery: The Case for a More Global Approach to Stroke Rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*. 2019 Mar;33(3):167–78.
102. Cho TH, Jeong YJ, Lee HJ, Moon HI. Manual function of the unaffected upper extremity can affect functional outcome after stroke. *Int J Rehabil Res*. 2019 Mar;42(1):26–30.
103. Pundik S, McCabe J, Skelly M, Tatsuoka C, Daly JJ. Association of spasticity

- and motor dysfunction in chronic stroke. *Ann Phys Rehabil Med*. 2018 Aug;
104. Yang H, Yi Y, Han Y, Kim HJ. Characteristics of Cricopharyngeal Dysphagia After Ischemic Stroke. *Ann Rehabil Med*. 2018;42(2):204.
 105. Smania N, Paolucci S, Tinazzi M, Borghero A, Manganotti P, Fiaschi A, et al. Active finger extension: a simple movement predicting recovery of arm function in patients with acute stroke. *Stroke*. 2007 Mar;38(3):1088–90.
 106. Drozdowska BA, Singh S, Quinn TJ. Thinking About the Future: A Review of Prognostic Scales Used in Acute Stroke. *Front Neurol*. 2019 Mar;10:274.
 107. Hase Y, Polvikoski TM, Ihara M, Hase M, Zafar R, Stevenson W, et al. Carotid Artery Disease in Post-Stroke Survivors and Effects of Enriched Environment on Stroke Pathology in a Mouse Model of Carotid Artery Stenosis. *Neuropathol Appl Neurobiol*. 2019 Apr;nan.12550.
 108. Bronnikov VA, Smychek VB, Mavlikaeva YA, Skliannaia KA, Kravtsov YI, Gorbacheva AO, et al. [The stabilometric and clinical characteristics in patients with the consequences of stroke during the complex rehabilitation]. *Zhurnal Nevrol i psikiatrii Im SS Korsakova*. 2016;116(8 Pt 2):65–70.
 109. Neumann J, Riek-Burchardt M, Herz J, Doeppner TR, König R, Hütten H, et al. Very-late-antigen-4 (VLA-4)-mediated brain invasion by neutrophils leads to interactions with microglia, increased ischemic injury and impaired behavior in experimental stroke. *Acta Neuropathol*. 2015 Feb;129(2):259–77.
 110. Wali B, Ishrat T, Won S, Stein DG, Sayeed I. Progesterone in experimental permanent stroke: a dose-response and therapeutic time-window study. *Brain*. 2014 Feb;137(Pt 2):486–502.

111. Nijse B, Spikman JM, Visser-Meily JM, de Kort PL, van Heugten CM. Social Cognition Impairments in the Long Term Post Stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2019 Mar;
112. Boakye NT, Scott R, Parsons A, Betteridge S, Smith MA, Cluckie G. All change: a stroke inpatient service's experience of a new clinical neuropsychology delivery model. *BMJ open Qual.* 2019 Jan;8(1):e000184.
113. Hansen M, De Amicis NK, Anderson ND, Binns MA, Clark AJ, Dawson DR. Cognitive Contributors to Multiple Errands Test (MET) Performance. *Am J Occup Ther.* 2018 Oct;72(6):7206205050p1–7.
114. Escobar I, Xu J, Jackson CW, Perez-Pinzon MA. Altered Neural Networks in the Papez Circuit: Implications for Cognitive Dysfunction after Cerebral Ischemia. Jagannatha Rao KS, editor. *J Alzheimers Dis.* 2019 Jan;67(2):425–46.
115. Mojtabae M, Ghorbani F, Mohsenzadeh M, Beigee FS. Update on Causes of Family Refusal for Organ Donation and the Related Factors: Reporting the Changes Over 6 Years. *Transplant Proc.* 2018 Jan;50(1):10–3.
116. van Mierlo ML, van Heugten CM, Post MWM, Hajós TRS, Kappelle LJ, Visser-Meily JMA. Quality of Life during the First Two Years Post Stroke: The Restore4Stroke Cohort Study. *Cerebrovasc Dis.* 2016 Nov;41(1–2):19–26.
117. Tozzi P. Artificial muscle: the human chimera is the future. *Swiss Med Wkly.* 2011 Dec;141:w13311.
118. Meyer S, De Bruyn N, Lafosse C, Van Dijk M, Michielsen M, Thijs L, et al. Somatosensory Impairments in the Upper Limb Poststroke: Distribution and Association With Motor Function and Visuospatial Neglect. *Neurorehabil Neural Repair.* 2016 Sep;30(8):731–42.

119. Sosnoff JJ, Broglio SP, Ferrara MS. Cognitive and motor function are associated following mild traumatic brain injury. *Exp Brain Res*. 2008 Jun;187(4):563–71.
120. Hupin D, Raffin J, Barth N, Berger M, Garet M, Stampone K, et al. Even a Previous Light-Active Physical Activity at Work Still Reduces Late Myocardial Infarction and Stroke in Retired Adults Aged >65 Years by 32%: The PROOF Cohort Study. *Front Public Heal*. 2019 Mar;7.
121. Ab.Malik N, M.Yatim S, Lam OLT, Jin L, McGrath C. Oral Health Care Guidelines, Training, and Resources among Stroke Care Providers. *JDR Clin Transl Res*. 2017 Jul;2(3):312–9.
122. Sajobi TT, Amoozegar F, Wang M, Wiebe N, Fiest KM, Patten SB, et al. Global assessment of migraine severity measure: preliminary evidence of construct validity. *BMC Neurol*. 2019 Apr;19(1):53.
123. GBD 2016 Stroke Collaborators CO, Nguyen M, Roth GA, Nichols E, Alam T, Abate D, et al. Global, regional, and national burden of stroke, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol*. 2019 Mar;
124. Liang X, Liu Y, Jia S, Xu X, Dong M, Wei Y. SIRT1: The Value of Functional Outcome, Stroke-Related Dementia, Anxiety, and Depression in Patients with Acute Ischemic Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2019 Jan;28(1):205–12.
125. Suzuki-Eguchi N, Murata M, Itabashi Y, Shirakawa K, Fukuda M, Endo J, et al. Prognostic value of pre-procedural left ventricular strain for clinical events after transcatheter aortic valve implantation. Erdoes G, editor. *PLoS One*. 2018 Oct;13(10):e0205190.
126. Chow E, Parkinson S, Jenkin J, Anderson A, King A, Maccanti H, et al.

- Reliability and Validity of the Four-Point Pusher Score: An Assessment Tool for Measuring Lateropulsion and Pusher Behaviour in Adults after Stroke. *Physiother Can.* 2019 Feb;71(1):34–42.
127. Dudka S, Winczewski P, Janczewska K, Kubsik A, Woldańska-Okońska M. [The education influence on effects of rehabilitation in patients after stroke]. *Pol Merkur Lekarski.* 2016 Nov;41(245):225–30.
128. Karageorge A, Vargas J, Ada L, Kelly PJ, McCluskey A. Previous experience and walking capacity predict community outings after stroke: An observational study. *Physiother Theory Pract.* 2018 Jun;1–6.
129. Schmid S, Tsantilas P, Knappich C, Kallmayer M, Breitzkreuz T, Zimmermann A, et al. Age but not sex is associated with higher risk of in-hospital stroke or death after carotid artery stenting in symptomatic and asymptomatic carotid stenosis. *J Vasc Surg.* 2019 Apr;69(4):1090-1101.e3.
130. Lagares A, Gómez PA, Lobato RD, Alén JF, Alday R, Campollo J, et al. [Idiopathic subarachnoid hemorrhage; comparison of different bleeding patterns and long-term outcome]. *Neurocirugia (Astur).* 2002 Apr;13(2):110–9.
131. Sgreccia A, Carità G, Coskun O, Maria F Di, Benamer H, Tisserand M, et al. Acute ischemic stroke treated with mechanical thrombectomy and fungal endocarditis: a case report and systematic review of the literature. *J Neuroradiol.* 2019 Apr;
132. Liu Y, Fu N, Su J, Wang X, Li X. Rapid Enkephalin Delivery Using Exosomes to Promote Neurons Recovery in Ischemic Stroke by Inhibiting Neuronal p53/Caspase-3. *Biomed Res Int.* 2019 Mar;2019:4273290.
133. Sharobeam A, Cordato DJ, Manning N, Cheung A, Wenderoth J, Cappelen-Smith C. Functional Outcomes at 90 Days in Octogenarians Undergoing

- Thrombectomy for Acute Ischemic Stroke: A Prospective Cohort Study and Meta-Analysis. *Front Neurol.* 2019 Mar;10:254.
134. Schwartz BG, Alexander CT, Grayburn PA, Schussler JM. Utility of routine transesophageal echocardiography in patients with stroke or transient ischemic attack. *Proc (Bayl Univ Med Cent).* 2018 Oct;31(4):401–3.
135. Ziai WC, McBee N, Lane K, Lees KR, Dawson J, Vespa P, et al. A randomized 500-subject open-label phase 3 clinical trial of minimally invasive surgery plus alteplase in intracerebral hemorrhage evacuation (MISTIE III). *Int J Stroke.* 2019 Apr;1747493019839280.
136. El-Gamal H, Parray AS, Mir FA, Shuaib A, Agouni A. Circulating microparticles as biomarkers of stroke: A focus on the value of endothelial- and platelet-derived microparticles. *J Cell Physiol.* 2019 Mar;jcp.28499.
137. Oana Darabont R, Stoicescu C, Tiu C. Therapeutic Challenges in Patients With Noncardioembolic Acute Ischemic Stroke in Need of Double Antiplatelet Therapy for Coronary Artery Disease. *Am J Ther.* 2019;26(2):e213–21.
138. Hametner C, Ringleb P, Kellert L. Sex and Hemisphere - A Neglected, Nature-Determined Relationship in Acute Ischemic Stroke. *Cerebrovasc Dis.* 2015;40(1–2):59–66.
139. Mansoori BK, Jean-Charles L, Touvykine B, Liu A, Quessy S, Dancause N. Acute inactivation of the contralesional hemisphere for longer durations improves recovery after cortical injury. *Exp Neurol.* 2014 Apr;254:18–28.
140. Li Y, Jiang B, Keehn L, Gu H, Boguslavskyi A, Cecelja M, et al. Hemodynamic Mechanism of the Age-Related Increase in Pulse Pressure in Women. *Hypertension.* 2019 Apr;
141. Kong Q, Ma X, Wang C, Feng W, Ovbiagele B, Zhang Y, et al. Influence of

- Age Ranges on Relationship of Complex Aortic Plaque With Cervicocephalic Atherosclerosis in Ischemic Stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2019 Mar;
142. Alt Murphy M, Andersson S, Danielsson A, Wipenmyr J, Ohlsson F. Comparison of accelerometer-based arm, leg and trunk activity at weekdays and weekends during subacute inpatient rehabilitation after stroke. *J Rehabil Med.* 2019 Apr;0.
143. Franck JA, Smeets RJEM, Seelen HAM. Changes in actual arm-hand use in stroke patients during and after clinical rehabilitation involving a well-defined arm-hand rehabilitation program: A prospective cohort study. Buchowski MS, editor. *PLoS One.* 2019 Apr;14(4):e0214651.
144. Quandt F, Bönstrup M, Schulz R, Timmermann JE, Mund M, Wessel MJ, et al. The functional role of beta-oscillations in the supplementary motor area during reaching and grasping after stroke: A question of structural damage to the corticospinal tract. *Hum Brain Mapp.* 2019 Mar;hbm.24582.
145. Xiong Z, Vijayan S, Guo C, Rudin S, Bednarek DR. Investigation of organ dose variation with adult head size and pediatric age for neuro-interventional projections. Chen G-H, Lo JY, Gilat Schmidt T, editors. *Proc SPIE--the Int Soc Opt Eng.* 2018 Feb;10573:162.
146. Jashari H, Rydberg A, Ibrahim P, Bajraktari G, Kryeziu L, Jashari F, et al. Normal ranges of left ventricular strain in children: a meta-analysis. *Cardiovasc Ultrasound.* 2015 Aug;13(1):37.
147. Ada L, Canning C, Dwyer T. Effect of muscle length on strength and dexterity after stroke. *Clin Rehabil.* 2000 Feb;14(1):55–61.
148. Orfila JE, Dietz RM, Rodgers KM, Dingman A, Patsos OP, Cruz-Torres I, et al. Experimental pediatric stroke shows age-specific recovery of cognition

- and role of hippocampal Nogo-A receptor signaling. *J Cereb Blood Flow Metab.* 2019 Feb;0271678X1982858.
149. Carcel C, Farnbach S, Essue BM, Li Q, Glozier N, Jan S, et al. Returning to Unpaid Work after Stroke: The Psychosocial Outcomes in Stroke Cohort Study. *Cerebrovasc Dis.* 2019 Jan;47(1-2):1-7.
150. Povroznik JM, Ozga JE, Vonder Haar C, Engler-Chiurazzi EB. Executive (dys)function after stroke: special considerations for behavioral pharmacology. *Behav Pharmacol.* 2018 Oct;29(7):638-53.
151. Lo Buono V, Bonanno L, Palmeri R, Corallo F, Parisi S, Trinchera A, et al. Relation among Psychopathological Symptoms, Neuropsychological Domains, and Functional Disability in Subacute Poststroke Rehabilitation. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2018 May;27(5):1381-5.
152. Harris GM, Collins-McNeil J, Yang Q, Nguyen VQC, Hirsch MA, Rhoads CF, et al. Depression and Functional Status Among African American Stroke Survivors in Inpatient Rehabilitation. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2017 Jan;26(1):116-24.
153. Zhu W, Churilov L, Campbell BC V, Lin M, Liu X, Davis SM, et al. Does large vessel occlusion affect clinical outcome in stroke with mild neurologic deficits after intravenous thrombolysis? *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2014 Nov;23(10):2888-93.
154. Smith C, Sun M, Kenney L, Howard D, Luckie H, Waring K, et al. A Three-Site Clinical Feasibility Study of a Flexible Functional Electrical Stimulation System to Support Functional Task Practice for Upper Limb Recovery in People With Stroke. *Front Neurol.* 2019 Mar;10:227.
155. Valkenborghs SR, Vliet P, Nilsson M, Zalewska K, Visser MM, Erickson KI, et al. Aerobic exercise and consecutive task-specific training (AExaCTT) for

- upper limb recovery after stroke: A randomized controlled pilot study. *Physiother Res Int.* 2019 Apr;e1775.
156. Orfila JE, Dietz RM, Rodgers KM, Dingman A, Patsos OP, Cruz-Torres I, et al. Experimental pediatric stroke shows age-specific recovery of cognition and role of hippocampal Nogo-A receptor signaling. *J Cereb Blood Flow Metab.* 2019 Feb;271678X19828581.
157. Haghighi M, Mazdeh M, Ranjbar N, Seifrabie MA. Further Evidence of the Positive Influence of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation on Speech and Language in Patients with Aphasia after Stroke: Results from a Double-Blind Intervention with Sham Condition. *Neuropsychobiology.* 2017;75(4):185–92.
158. Ampatzidou F, Boutou AK, Karagounis L, Marczin N, Gogakos A, Drossos G. Noninvasive Ventilation to Treat Respiratory Failure After Cardiac Surgery: Predictors of Application and Outcome. *Respir Care.* 2019 Apr;respcare.06062.
159. Lennon S, McKenna S, Jones F. Self-management programmes for people post stroke: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2013 Oct;27(10):867–78.
160. Chung SH, Kim JH, Yong SY, Lee YH, Park JM, Kim SH, et al. Effect of Task-Specific Lower Extremity Training on Cognitive and Gait Function in Stroke Patients: A Prospective Randomized Controlled Trial. *Ann Rehabil Med.* 2019 Feb;43(1):1–10.
161. Yoon S, Kim SR, Kim HY, Yoo S-H, Choi JC. The Reliability and Validity of the Korean Short Version of the Stroke-Specific Quality of Life Scale. *Rehabil Nurs.* 2019 Jan;1.
162. Yan R, Zhang Y, Lim J, Yang F, Zhou L, Lyu D, et al. The effect and biomechanical mechanisms of intradermal needle for post-stroke

- hemiplegia recovery. *Medicine (Baltimore)*. 2018 Apr;97(16):e0448.
163. Wei D, Xie D, Li H, Chen Y, Qi D, Wang Y, et al. The positive effects of Xueshuan Xinmai tablets on brain functional connectivity in acute ischemic stroke: a placebo controlled randomized trial. *Sci Rep*. 2017 Dec;7(1):15244.
164. Saito J, Koyama T, Domen K. Long-Term Outcomes of FIM Motor Items Predicted From Acute Stage NIHSS of Patients With Middle Cerebral Artery Infarct. *Ann Rehabil Med*. 2018 Oct;42(5):670–81.
165. Granger C V, Albrecht GL, Hamilton BB. Outcome of comprehensive medical rehabilitation: measurement by PULSES profile and the Barthel Index. *Arch Phys Med Rehabil*. 1979 Apr;60(4):145–54.
166. Park C-S. The test-retest reliability and minimal detectable change of the short-form Barthel Index (5 items) and its associations with chronic stroke-specific impairments. *J Phys Ther Sci*. 2018 Jun;30(6):835–9.
167. Silveira LTY da, Silva JM da, Soler JMP, Sun CYL, Tanaka C, Fu C. Assessing functional status after intensive care unit stay: the Barthel Index and the Katz Index. *Int J Qual Heal care J Int Soc Qual Heal Care*. 2018 May;30(4):265–70.
168. Granger C V, Hamilton BB, Gresham GE, Kramer AA. The stroke rehabilitation outcome study: Part II. Relative merits of the total Barthel index score and a four-item subscore in predicting patient outcomes. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989 Feb;70(2):100–3.
169. Paolinelli C, González P, Doniez ME, Donoso T, Salinas V. [Instrument for the functional evaluation of disability rehabilitation. Study on the reliability and clinical experience with the use of functional independence measure]. *Rev Med Chil*. 2001 Jan;129(1):23–31.
170. Maritz R, Tennant A, Fellinghauer C, Stucki G, Prodinger B. The Functional

- Independence Measure 18-item version can be reported as a unidimensional interval-scaled metric: Internal construct validity revisited. *J Rehabil Med*. 2019 Mar;51(3):193–200.
171. Ammann-Reiffer C, Bastiaenen CHG, Van Hedel HJA. Measuring change in gait performance of children with motor disorders: assessing the Functional Mobility Scale and the Gillette Functional Assessment Questionnaire walking scale. *Dev Med Child Neurol*. 2018 Oct;
172. Turner-Stokes L, Williams H, Rose H, Harris S, Jackson D. Deriving a Barthel Index from the Northwick Park Dependency Scale and the Functional Independence Measure: are they equivalent? *Clin Rehabil*. 2010 Dec;24(12):1121–6.
173. van der Putten JJ, Hobart JC, Freeman JA, Thompson AJ. Measuring change in disability after inpatient rehabilitation: comparison of the responsiveness of the Barthel index and the Functional Independence Measure. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1999 Apr;66(4):480–4.
174. Granger C V, Deutsch A, Linn RT. Rasch analysis of the Functional Independence Measure (FIM) Mastery Test. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998 Jan;79(1):52–7.
175. Eskioglou E, Huchmandzadeh Millotte M, Amiguet M, Michel P. National Institutes of Health Stroke Scale Zero Strokes. *Stroke*. 2018 Dec;49(12):3057–9.
176. Vanacker P, Heldner MR, Amiguet M, Faouzi M, Cras P, Ntaios G, et al. Prediction of Large Vessel Occlusions in Acute Stroke. *Crit Care Med*. 2016 Jun;44(6):e336–43.
177. Evans RG. Clinical relevance of the Marlowe-Crowne Scale: a review and recommendations. *J Pers Assess*. 1982 Aug;46(4):415–25.

178. Hayward KS, Lohse KR, Bernhardt J, Lang CE, Boyd LA. Characterising Arm Recovery in People with Severe Stroke (CARPSS): protocol for a 12-month observational study of clinical, neuroimaging and neurophysiological biomarkers. *BMJ Open*. 2018 Nov;8(11):e026435.
179. Forslund M V, Perrin PB, Røe C, Sigurdardottir S, Hellstrøm T, Berntsen SA, et al. Global Outcome Trajectories up to 10 Years After Moderate to Severe Traumatic Brain Injury. *Front Neurol*. 2019 Mar;10:219.
180. Ranson J, Magnus BE, Temkin N, Dikmen S, Giacino J, Okonkwo DO, et al. Diagnosing the GOSE: Structural & Psychometric Properties Using Item Response Theory, A TRACK-TBI Pilot Study. *J Neurotrauma*. 2019 Mar;neu.2018.5998.
181. Nehme Z, Andrew E, Bernard S, Smith K. Sex differences in the quality-of-life and functional outcome of cardiac arrest survivors. *Resuscitation*. 2019 Apr;137:21–8.
182. Osmond MH, Klassen TP, Wells GA, Davidson J, Correll R, Boutis K, et al. Validation and refinement of a clinical decision rule for the use of computed tomography in children with minor head injury in the emergency department. *CMAJ*. 2018 Jul;190(27):E816–22.
183. Richter M, Agren P-H, Besse J-L, Cöster M, Kofoed H, Maffulli N, et al. EFAS Score — Multilingual development and validation of a patient-reported outcome measure (PROM) by the score committee of the European Foot and Ankle Society (EFAS). *Foot Ankle Surg*. 2018 Jun;24(3):185–204.
184. Hellström K, Lindmark B, Wahlberg B, Fugl-Meyer AR. Self-efficacy in relation to impairments and activities of daily living disability in elderly patients with stroke: a prospective investigation. *J Rehabil Med*. 2003

- Sep;35(5):202–7.
185. Gladstone DJ, Danells CJ, Black SE. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. - *Neurorehabilitation and neural repair* - 2002 - Gladstone, Danells, Black.pdf. 2002;
 186. Hislop HJ, Avers D, Brown M, Daniels L. Daniels and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination and performance testing. 514 p.
 187. Ramírez-Carrillo E, López-Corona O, Toledo-Roy JC, Lovett JC, de León-González F, Osorio-Olvera L, et al. Assessing sustainability in North America's ecosystems using criticality and information theory. Chialvo DR, editor. *PLoS One*. 2018 Jul;13(7):e0200382.
 188. Brieger WR, Kendall C. Learning from local knowledge to improve disease surveillance: perceptions of the guinea worm illness experience. *Health Educ Res*. 1992 Dec;7(4):471–85.
 189. Estrada-Barranco C, Cano-de-la-Cuerda R, Molina-Rueda F. Construct validity of the Wisconsin Gait Scale in acute, subacute and chronic stroke. *Gait Posture*. 2019 Feb;68:363–8.
 190. Scano A, Chiavenna A, Malosio M, Molinari Tosatti L, Molteni F. Kinect V2 implementation and testing of the reaching performance scale for motor evaluation of patients with neurological impairment. *Med Eng Phys*. 2018 Jun;56:54–8.
 191. Braga MM, Nickel R, Lange M, Piovesan ÉJ. Driving and visual deficits in stroke patients. *Arq Neuropsiquiatr*. 2018 Feb;76(2):85–8.
 192. Proding B, O'Connor RJ, Stucki G, Tennant A. Establishing score equivalence of the Functional Independence Measure motor scale and the

- Barthel Index, utilising the International Classification of Functioning, Disability and Health and Rasch measurement theory. *J Rehabil Med.* 2017 May;49(5):416–22.
193. Portnoy S, Reif S, Mendelboim T, Rand D. Postural control of individuals with chronic stroke compared to healthy participants: Timed-Up-and-Go, Functional Reach Test and center of pressure movement. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2017 Oct;53(5):685–93.
194. Kwolek A, Grochulska W, Małek A. [Evaluation of the condition of patients with post-stroke hemiplegia and the progress in their rehabilitation]. *Neurol Neurochir Pol.* 20(3):246–51.
195. Gracies J-M, Brashear A, Jech R, McAllister P, Banach M, Valkovic P, et al. Safety and efficacy of abobotulinumtoxinA for hemiparesis in adults with upper limb spasticity after stroke or traumatic brain injury: a double-blind randomised controlled trial. *Lancet Neurol.* 2015 Oct;14(10):992–1001.
196. Saver JL. Optimal end points for acute stroke therapy trials: best ways to measure treatment effects of drugs and devices. *Stroke.* 2011 Aug;42(8):2356–62.
197. Loewen SC, Anderson BA. Predictors of stroke outcome using objective measurement scales. *Stroke.* 1990 Jan;21(1):78–81.
198. Shah S, Vanclay F, Cooper B. Improving the sensitivity of the Barthel Index for stroke rehabilitation. *J Clin Epidemiol.* 1989;42(8):703–9.
199. Loewen SC, Anderson BA. Reliability of the Modified Motor Assessment Scale and the Barthel Index. *Phys Ther.* 1988 Jul;68(7):1077–81.
200. Dorsch C. [A ranking scale of the susceptibility to loss of various types of teeth as an additional aid to the decision for the extraction of permanent teeth in orthodontic treatments]. *Stomatol DDR.* 1978 Mar;28(3):173–5.

201. Landrigan PJ, Whitworth RH, Baloh RW, Staehling NW, Barthel WF, Rosenblum BF. Neuropsychological dysfunction in children with chronic low-level lead absorption. *Lancet* (London, England). 1975 Mar;1(7909):708–12.
202. Hall M. Reflections on the Arrangement of Cutaneous Diseases; with the Suggestion of a Practical and Diagnostic Mode of Classification. *Edinburgh Med Surg J.* 1817 Apr;13(50):189–95.
203. Chirveches Pérez E, Roca Closa J, Puigoriol Juvanteny E, Úbeda-Bonet I, Subirana Casacuberta M, Moreno Casbas MT. [Predicting Care and Repercussions for Caregivers of Surgical Patients at Home]. *Rev Enferm.* 2017;40(4):56–64.
204. Burn JP. Reliability of the modified Rankin Scale. *Stroke.* 1992 Mar;23(3):438.
205. Insola A, Le Pera D, Restuccia D, Mazzone P, Valeriani M. Reduction in amplitude of the subcortical low- and high-frequency somatosensory evoked potentials during voluntary movement: an intracerebral recording study. *Clin Neurophysiol.* 2004 Jan;115(1):104–11.
206. Insola A, Padua L, Mazzone P, Valeriani M. Unmasking of presynaptic and postsynaptic high-frequency oscillations in epidural cervical somatosensory evoked potentials during voluntary movement. *Clin Neurophysiol.* 2008 Jan;119(1):237–45.
207. Fukaya T, Mutsuzaki H, Mori K. Relations between external moment and movement of the knee joint during the stance phase in patients with severe knee osteoarthritis. *J Orthop.* 2019 Jan;16(1):101–4.
208. De SC, Saha JC, Sen Gupta SN. Peroneal muscular atrophy. *J Indian Med Assoc.* 1957 Dec;29(11):444–7.

209. Elkins EC, Janes JM, Henderson ED, McLeod JJ. Peroneal translocation for paralysis of plantar flexor muscles. *Surg Gynecol Obstet.* 1956 Apr;102(4):469–71.
210. Kholodenko BN, Cascante M, Westerhoff H V. Control theory of metabolic channelling. *Mol Cell Biochem.* 1995 Feb;143(2):151–68.
211. Brozovich F V, Yamakawa M. Agonist activation modulates cross-bridge states in single vascular smooth muscle cells. *Am J Physiol.* 1993 Jan;264(1 Pt 1):C103-8.
212. Seidel D, Weber HH. [Actinomyosin structure in the smooth muscle of vertebrates]. *Pflugers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere.* 1967;297(1):1–9.
213. Fulton JF. The functional activity of single units in the central nervous system. *Science.* 1931 Jun;73(1904):685–92.
214. COLE W V. The effect of fatigue and an error in locomotion on the motor end plate. *J Am Osteopath Assoc.* 1947 Sep;47(1):9–12.
215. Bahia El Idrissi N, Bosch S, Ramaglia V, Aronica E, Baas F, Troost D. Complement activation at the motor end-plates in amyotrophic lateral sclerosis. *J Neuroinflammation [Internet].* 2016 Apr 7 [cited 2019 Sep 10];13(1):72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27056040>
216. Gantchev G. Control mechanisms of motor activity. *C R Acad Bulg Sci.* 1968;21(1):63–5.
217. Milsum JH. Optimization aspects in biological control theory. *Adv Biomed Eng Med Phys.* 1968;1:243–78.
218. Allen IM. An application of the stretch reflex to the identification of a lesion of the upper motor neurone. *N Z Med J.* 1945 Oct;44:257–67.

219. Bobath B. Control of postures and movements in the treatment of cerebral palsy. *Physiotherapy*. 1953 May;39(5):99–104.
220. Botelho SY. Proprioceptive, vestibular, and cerebellar mechanisms in the control of movement. *Phys Ther*. 1965 Jul;45:667–76.
221. Leushina LI, Vinarskaia EN. Role of the lower parietal region in gaze control. Regulation of type saccadic eye movement. *Fiziol Zh SSSR Im I M Sechenova*. 1965 May;51:529–37.
222. Murphy JP, Gellhorn E. Multiplicity of representation versus punctate localization in the motor cortex. *Arch Neurol Psychiatry*. 1945 Oct;54:256–73.
223. Vianna Dias M. On the cerebral motor cortex of the ant-eater (*Tamandua tetradactyla* L.) preliminary report. *Rev Bras Biol*. 1945 Sep;5:377–82.
224. Zuckerman S, Fulton JF. The motor cortex in *Galago* and *Perodicticus*. *J Anat*. 1941 Jul;75(Pt 4):447–56.
225. Evarts E V. Central control of movement. V. Feedback and corollary discharge: a merging of the concepts. *Neurosci Res Program Bull*. 1971 Jan;9(1):86–112.
226. Brookhart JM. Central control of movement. A technique for investigating central control of posture. *Neurosci Res Program Bull*. 1971 Jan;9(1):118–35.
227. Vekshina NL, Semenova TP. [Changes in the cerebral serotonin and noradrenaline levels in the brains of white rats trained with emotionally different reinforcement]. *Biull Eksp Biol Med*. 1976;82(11):1285–6.
228. de Behar BR, Mendilaharsu H, Rivarola MA, Bergadá C. Gonadotropin secretion in prepubertal and pubertal primary hypogonadism: response to LHRH. *J Clin Endocrinol Metab*. 1975 Dec;41(06):1070–5.
229. Shaw RW, Duignan NM, Butt WR, Edwards RL, London DR.

- Hypothalamic-pituitary relationships in the polycystic ovary syndrome serum gonadotrophin levels following injection of oestradiol benzoate. *Br J Obstet Gynaecol.* 1975 Dec;82(12):952–7.
230. Bernard BK. Aggression and the brain monoamines: what are the answers, but of more importance what are the questions...? *Natl Inst Drug Abuse Res Monogr Ser.* 1975 Nov;(3):71–84.
231. Lusi V, Moore TL, Laurino F, Coclite A, Perreira R, Ferreira M, et al. A tissue chamber chip for assessing nanoparticle mobility in the extravascular space. *Biomed Microdevices.* 2019 Apr;21(2):41.
232. Danesh CD, Shaffer CM, Nathan D, Shenoy R, Tudor A, Tadayon M, et al. Synaptic Resistors for Concurrent Inference and Learning with High Energy Efficiency. *Adv Mater.* 2019 Mar;e1808032.
233. Hyde D, Peters JM, Warfield S. Multi-Resolution Graph Based Volumetric Cortical Basis Functions from Local Anatomic Features. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2019 Mar;1–1.
234. Bagadia M, Chandradoss KR, Jain Y, Singh H, Lal M, Sandhu KS. Evolutionary Loss of Genomic Proximity to Conserved Noncoding Elements Impacted the Gene Expression Dynamics During Mammalian Brain Development. *Genetics.* 2019 Apr;211(4):1239–54.
235. Jager F, Libenšek S, Geršak K. Characterization and automatic classification of preterm and term uterine records. Uthman O, editor. *PLoS One.* 2018 Aug;13(8):e0202125.
236. Weiss B. The role of proprioceptive feedback in positioning responses. *J Exp Psychol [Internet].* 1954 Mar [cited 2019 Sep 10];47(3):215–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13152298>
237. Posada-Gómez R, Montaña-Murillo RA, Martínez-Sibaja A, Alor-

- Hernández G, Aguilar-Lasserre AA, Reyes-Fernández MC. An Interactive System for Fine Motor Rehabilitation. *Rehabil Nurs*. 2018;43(2):116–24.
238. Gomes JS, Ducos D V, Gadelha A, Ortiz BB, Van Deusen AM, Akiba HT, et al. Hemoencephalography self-regulation training and its impact on cognition: A study with schizophrenia and healthy participants. *Schizophr Res*. 2018 May;195:591–3.
239. Riel H, Matthews M, Vicenzino B, Bandholm T, Thorborg K, Rathleff MS. Efficacy of live feedback to improve objectively monitored compliance to prescribed, home-based, exercise therapy-dosage in 15 to 19 year old adolescents with patellofemoral pain- a study protocol of a randomized controlled superiority trial (The XRCISE-A. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016 Dec;17(1):242.
240. Cofré Lizama LE, Pijnappels M, Reeves NP, Verschueren SM, van Dieën JH. Centre of pressure or centre of mass feedback in mediolateral balance assessment. *J Biomech*. 2015 Feb;48(3):539–43.
241. Hargrove L, Englehart K, Hudgins B. The effect of electrode displacements on pattern recognition based myoelectric control. *Conf Proc. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2006;1:2203–6.
242. Verevkin EG, Nedorezov L V. [A two-dimensional statistic method for analysis of patient strategies in biofeedback mode]. *Med Tekh*. (4):27–34.
243. Clancy EA, Bouchard S, Rancourt D. Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 20(6):47–54.
244. Lee MY, Wong MK, Tang FT, Chang WH, Chiou WK. Design and assessment of an adaptive intermittent cervical traction modality with EMG biofeedback. *J Biomech Eng*. 1996 Nov;118(4):597–600.

245. Kuijpers JH, Bleijenberg G. Non-surgical treatment for constipation in adults: the place of biofeedback. *Neth J Surg.* 1991;43(6):218–21.
246. Mathieu PA, Sullivan SJ. Frequency characteristics of signals and instrumentation: implication for EMG biofeedback studies. *Biofeedback Self Regul.* 1990 Dec;15(4):335–52.
247. Keefe FJ, Surwit RS. Electromyographic biofeedback: behavioral treatment of neuromuscular disorders. *J Behav Med.* 1978 Mar;1(1):13–24.
248. Wang H-Q, Hou M, Bao C-L, Min L, Li H. Effects of Acupuncture Treatment on Lower Limb Spasticity in Patients Following Hemorrhagic Stroke: A Pilot Study. *Eur Neurol.* 2019 Apr;81(1–2):5–12.
249. Fuentes MA, Borrego A, Latorre J, Colomer C, Alcañiz M, Sánchez-Ledesma MJ, et al. Combined Transcranial Direct Current Stimulation and Virtual Reality-Based Paradigm for Upper Limb Rehabilitation in Individuals with Restricted Movements. A Feasibility Study with a Chronic Stroke Survivor with Severe Hemiparesis. *J Med Syst.* 2018 Apr;42(5):87.
250. Zarantonello MM, Stefani MA, Comel JC. Electromyographic analysis of constraint-induced movement therapy effects in patients after stroke in chronic course. *J Phys Ther Sci.* 2017 Nov;29(11):1883–8.
251. Fujiwara T, Kawakami M, Honaga K, Tochikura M, Abe K. Hybrid Assistive Neuromuscular Dynamic Stimulation Therapy: A New Strategy for Improving Upper Extremity Function in Patients with Hemiparesis following Stroke. *Neural Plast.* 2017;2017:2350137.
252. Ramos-Murguialday A, García-Cossio E, Walter A, Cho W, Broetz D, Bogdan M, et al. Decoding upper limb residual muscle activity in severe chronic stroke. *Ann Clin Transl Neurol.* 2015 Jan;2(1):1–11.
253. Yang J, Gao X, Sun R, Wang X, Wang H, Zhang J, et al. [Effect of

- Electroacupuncture Intervention on Rehabilitation of Upper Limb Motor Function in Patients with Ischemic Stroke]. *Zhen ci yan jiu = Acupunct Res.* 2015 Dec;40(6):489–92.
254. Boyaci A, Topuz O, Alkan H, Ozgen M, Sarsan A, Yildiz N, et al. Comparison of the effectiveness of active and passive neuromuscular electrical stimulation of hemiplegic upper extremities: a randomized, controlled trial. *Int J Rehabil Res.* 2013 Dec;36(4):315–22.
255. Herzog WH, Feibel RM, Bryant SH. The effect of aconitine on the giant axon of the squid. *J Gen Physiol.* 1964 Mar;47:719–33.
256. Crary MA, Carnaby Mann GD, Groher ME, Helseth E. Functional benefits of dysphagia therapy using adjunctive sEMG biofeedback. *Dysphagia.* 2004;19(3):160–4.
257. Alladio E, Omedei M, Cisana S, D'Amico G, Caneparo D, Vincenti M, et al. DNA mixtures interpretation - A proof-of-concept multi-software comparison highlighting different probabilistic methods' performances on challenging samples. *Forensic Sci Int Genet.* 2018 Nov;37:143–50.
258. Ahmad I. Digital elevation model (DEM) coupled with geographic information system (GIS): an approach towards erosion modeling of Gumara watershed, Ethiopia. *Environ Monit Assess.* 2018 Sep;190(10):568.
259. Lorentzon R, Johansson C, Sjöström M, Fagerlund M, Fugl-Meyer AR. Fatigue during dynamic muscle contractions in male sprinters and marathon runners: relationships between performance, electromyographic activity, muscle cross-sectional area and morphology. *Acta Physiol Scand.* 1988 Apr;132(4):531–6.
260. Gerdle B, Fugl-Meyer AR. Is the mean power frequency shift of the EMG a selective indicator of fatigue of the fast twitch motor units? *Acta Physiol*

- Scand. 1992 Jun;145(2):129–38.
261. Hosseini Z-S, Peyrovi H, Gohari M. The Effect of Early Passive Range of Motion Exercise on Motor Function of People with Stroke: a Randomized Controlled Trial. *J caring Sci.* 2019 Mar;8(1):39–44.
262. Zhao J-L, Chen P-M, Li W-F, Bian R-H, Ding M-H, Li H, et al. Translation and Initial Validation of the Chinese Version of the Action Research Arm Test in People with Stroke. *Biomed Res Int.* 2019 Jan;2019:5416560.
263. Mooney RA, Ackerley SJ, Rajeswaran DK, Cirillo J, Barber PA, Stinear CM, et al. The Influence of Primary Motor Cortex Inhibition on Upper Limb Impairment and Function in Chronic Stroke: A Multimodal Study. *Neurorehabil Neural Repair.* 2019 Feb;33(2):130–40.
264. Hegmann KT, Thiese MS, Wood EM, Garg A, Kapellusch JM, Foster J, et al. Impacts of differences in epidemiological case definitions on prevalence for upper-extremity musculoskeletal disorders. *Hum Factors.* 2014 Feb;56(1):191–202.
265. Duncan PW, Lai SM, Keighley J. Defining post-stroke recovery: implications for design and interpretation of drug trials. *Neuropharmacology.* 2000 Mar;39(5):835–41.
266. Sulter G, Steen C, De Keyser J. Use of the Barthel index and modified Rankin scale in acute stroke trials. *Stroke.* 1999 Aug;30(8):1538–41.
267. Müller Neto JS, Artmann E. [Discourses on the role and representativeness of municipal health conferences in Brazil]. *Cad Saude Publica.* 2014 Jan;30(1):68–78.
268. Burgess PW, Alderman N, Forbes C, Costello A, Coates LM-A, Dawson DR, et al. The case for the development and use of “ecologically valid” measures of executive function in experimental and clinical

- neuropsychology. *J Int Neuropsychol Soc.* 2006 Mar;12(2):194–209.
269. Doğan-Aslan M, Nakipoğlu-Yüzer GF, Doğan A, Karabay I, Özgirgin N. The effect of electromyographic biofeedback treatment in improving upper extremity functioning of patients with hemiplegic stroke. *J Stroke Cerebrovasc Dis [Internet]*. 2012 Apr [cited 2019 Feb 19];21(3):187–92.
270. Zhu R-H, Yang M, Dai J-L, Zhu X-H, Bi H, Sun L, et al. [Treatment of Stroke Patients with Shoulder-wrist Syndrome by Acupoint Catgut Embedding and Surface Electromyogram Biofeedback Therapy]. *Zhen ci yan jiu = Acupunct Res.* 2018 Jun;43(6):380–3.
271. Moreland J, Thomson MA. Efficacy of electromyographic biofeedback compared with conventional physical therapy for upper-extremity function in patients following stroke: a research overview and meta-analysis. *Phys Ther.* 1994 Jun;74(6):534–43; discussion 544-7.
272. Radajewska A, Opara JA, Kucio C, Błaszczyszyn M, Mehlich K, Szczygiel J. The effects of mirror therapy on arm and hand function in subacute stroke in patients. *Int J Rehabil Res.* 2013 Sep;36(3):268–74.
273. Doucet BM, Griffin L. High-versus low-frequency stimulation effects on fine motor control in chronic hemiplegia: a pilot study. *Top Stroke Rehabil.* 2013 Jul;20(4):299–307.
274. Tate JJ, Milner CE. Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Phys Ther.* 2010 Aug;90(8):1123–34.
275. Giggins OM, Persson U, Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil [Internet]*. 2013 Jun 18 [cited 2019 Feb 17];10(1):60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23777436>
276. Woodward S, Norton C, Chiarelli P. Biofeedback for treatment of chronic

- idiopathic constipation in adults. *Cochrane database Syst Rev*. 2014 Mar;(3):CD008486.
277. Akkaya N, Ardic F, Ozgen M, Akkaya S, Sahin F, Kilic A. Efficacy of electromyographic biofeedback and electrical stimulation following arthroscopic partial meniscectomy: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2012 Mar;26(3):224–36.
278. Nolan T, Catto-Smith T, Coffey C, Wells J. Randomised controlled trial of biofeedback training in persistent encopresis with anismus. *Arch Dis Child*. 1998 Aug;79(2):131–5.
279. Sturma A, Hruby LA, Prahm C, Mayer JA, Aszmann OC. Rehabilitation of Upper Extremity Nerve Injuries Using Surface EMG Biofeedback: Protocols for Clinical Application. *Front Neurosci [Internet]*. 2018;12(December):1–11.
280. Draper V, Ballard L. Electrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery. *Phys Ther*. 1991 Jun;71(6):455–61; discussion 461-4.
281. Dellve L, Ahlstrom L, Jonsson A, Sandsjö L, Forsman M, Lindegård A, et al. Myofeedback training and intensive muscular strength training to decrease pain and improve work ability among female workers on long-term sick leave with neck pain: a randomized controlled trial. *Int Arch Occup Environ Health*. 2011 Mar;84(3):335–46.
282. Davis AE, Lee RG. EMG biofeedback in patients with motor disorders: an aid for co-ordinating activity in antagonistic muscle groups. *Can J Neurol Sci [Internet]*. 1980 Aug [cited 2019 Feb 20];7(3):199–206.
283. Rayegani SM, Raeissadat SA, Sedighipour L, Mohammad Rezazadeh I, Bahrami MH, Eliaspour D, et al. Effect of Neurofeedback and

- Electromyographic-Biofeedback Therapy on Improving Hand Function in Stroke Patients. *Top Stroke Rehabil* [Internet]. 2014 Mar 22 [cited 2019 Feb 15];21(2):137–51.
284. Kim J-H. The effects of training using EMG biofeedback on stroke patients upper extremity functions. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2017 Jun [cited 2019 Feb 17];29(6):1085–8.
285. Park YK, Kim JH. Effects of kinetic chain exercise using EMG-biofeedback on balance and lower extremity muscle activation in stroke patients. *J Phys Ther Sci* [Internet]. 2017 Aug [cited 2019 Feb 20];29(8):1390–3.
286. Chen H-X, Wang W, Xiao H-Q, Wang H, Ding X-D. Ultrasound-guided botulinum toxin injections and EMG biofeedback therapy the lower limb muscle spasm after cerebral infarction. *Eur Rev Med Pharmacol Sci* [Internet]. 2015 [cited 2019 Feb 20];19(9):1696–9.
287. Stanton R, Ada L, Dean CM, Preston E. Biofeedback improves performance in lower limb activities more than usual therapy in people following stroke: a systematic review. *J Physiother* [Internet]. 2017 Jan [cited 2019 Feb 19];63(1):11–6.
288. Bradley L, Hart BB, Mandana S, Flowers K, Riches M, Sanderson P. Electromyographic biofeedback for gait training after stroke. *Clin Rehabil*. 1998 Feb;12(1):11–22.
289. Zucchella C, Consilvio M, Iacoviello L, Intiso D, Tamburin S, Casale R, et al. Rehabilitation in oldest-old stroke patients: a comparison within over 65 population. *Eur J Phys Rehabil Med* [Internet]. 2018 Aug 29 [cited 2019 Feb 20];
290. Mamede S, Schmidt HG. The twin traps of overtreatment and therapeutic nihilism in clinical practice. *Med Educ* [Internet]. 2014 Jan [cited 2019 Feb

- 20];48(1):34–43. 291. Haji-Ahmad T, Haghgoo HA, Pishyareh E, Biglarian A. The Effect of Biofeedback Therapy on Hand Function and Daily Activities in Stroke Survivors. *Zahedan J Res Med Sci*. 2015;17(10).
292. Smith KN. Biofeedback in strokes. *Aust J Physiother*. 1979 Aug;25(4):155–61.
293. Song H, Zhang J, Liu T, Gao S. [Study on surface electromyography characteristics of human upper limb during daily living activities]. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*. 2009 Dec;26(6):1177–80.
294. Inglis J, Donald MW, Monga TN, Sproule M, Young MJ. Electromyographic biofeedback and physical therapy of the hemiplegic upper limb. *Arch Phys Med Rehabil*. 1984 Dec;65(12):755–9.
295. Crow JL, Lincoln NB, Nouri FM, De Weerd W. The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke. *Int Disabil Stud [Internet]*. [cited 2019 Feb 19];11(4):155–60.
296. Schick T, Schlake H-P, Kallusky J, Hohlfeld G, Steinmetz M, Tripp F, et al. Synergy effects of combined multichannel EMG-triggered electrical stimulation and mirror therapy in subacute stroke patients with severe or very severe arm/hand paresis. *Restor Neurol Neurosci*. 2017;35(3):319–32.
297. Cordo P, Wolf S, Lou J-S, Bogey R, Stevenson M, Hayes J, et al. Treatment of severe hand impairment following stroke by combining assisted movement, muscle vibration, and biofeedback. *J Neurol Phys Ther*. 2013 Dec;37(4):194–203.
298. Basmajian J V, Gowland CA, Finlayson MA, Hall AL, Swanson LR, Stratford PW, et al. Stroke treatment: comparison of integrated behavioral-physical therapy vs traditional physical therapy programs. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987 May;68(5 Pt 1):267–72.

299. Errante A, Di Cesare G, Pinardi C, Fasano F, Sghedoni S, Costi S, et al. Mirror Neuron System Activation in Children With Unilateral Cerebral Palsy During Observation of Actions Performed by a Pathological Model. *Neurorehabil Neural Repair*. 2019 May;1545968319847964.
300. Saleh Velez FG, Pinto CB, Bailin ES, Münger M, Ellison A, Costa BT, et al. Real-time Video Projection in an MRI for Characterization of Neural Correlates Associated with Mirror Therapy for Phantom Limb Pain. *J Vis Exp*. 2019 Apr;(146).
301. Ninu A, Dosen S, Muceli S, Rattay F, Dietl H, Farina D. Closed-loop control of grasping with a myoelectric hand prosthesis: which are the relevant feedback variables for force control? *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2014 Sep;22(5):1041–52.
302. Scotland S, Adamo DE, Martin BJ. Sense of effort revisited: relative contributions of sensory feedback and efferent copy. *Neurosci Lett*. 2014 Feb;561:208–12.
303. Song R, Tong KY. EMG and kinematic analysis of sensorimotor control for patients after stroke using cyclic voluntary movement with visual feedback. *J Neuroeng Rehabil* [Internet]. 2013 Feb 8 [cited 2019 Feb 20];10:18.
304. Del Din S, Bertoldo A, Sawacha Z, Jonsdottir J, Rabuffetti M, Cobelli C, Ferrarin M.. Assessment of biofeedback rehabilitation in post-stroke patients combining fMRI and gait analysis: A case study. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11(1):53.

X - ANEXOS

ANEXO 1 CONSORT CHECKLIST

| Section/Topic | Item No | Checklist item | Reported on page No |
|---|---------|---|---------------------|
| Title and abstract | 1a | Identification as a randomised trial in the title | #1 |
| | 1b | Structured summary of trial design, methods, results, and conclusions (for specific guidance see CONSORT for abstracts) | #2 |
| Introduction Background and objectives | 2a | Scientific background and explanation of rationale | #3 |
| | 2b | Specific objectives or hypotheses | #4 |
| Methods Trial design | 3a | Description of trial design (such as parallel, factorial) including allocation ratio | #11 |
| | 3b | Important changes to methods after trial commencement (such as eligibility criteria), with reasons | NA |
| Participants | 4a | Eligibility criteria for participants | #11-12 |
| | 4b | Settings and locations where the data were collected | #11 |
| Interventions | 5 | The interventions for each group with sufficient details to allow replication, including how and when they were actually administered | #13-14 |
| Outcomes | 6a | Completely defined pre-specified primary and secondary outcome measures, including how and when they were assessed | #13 |
| | 6b | Any changes to trial outcomes after the trial commenced, with reasons | NA |
| Sample size | 7a | How sample size was determined | #12 |
| | 7b | When applicable, explanation of any interim analyses and stopping guidelines | NA |
| Randomisation: Sequence generation Allocation concealment | 8a | Method used to generate the random allocation sequence | #11 |
| | 8b | Type of randomisation; details of any restriction (such as blocking and block size) | #11 |
| | 9 | Mechanism used to implement the random allocation sequence (such as sequentially numbered containers), describing any steps taken to conceal the sequence until interventions were assigned | #11 |

| | | | |
|--|-----|---|-------------|
| mechanism | | | |
| Implementation | 10 | Who generated the random allocation sequence, who enrolled participants, and who assigned participants to interventions | #11 |
| Blinding | 11a | If done, who was blinded after assignment to interventions (for example, participants, care providers, those assessing outcomes) and how | NA |
| Statistical methods | 11b | If relevant, description of the similarity of interventions | |
| | 12a | Statistical methods used to compare groups for primary and secondary outcomes | #15-16 |
| | 12b | Methods for additional analyses, such as subgroup analyses and adjusted analyses | #15-16 |
| Results | | | |
| Participant flow (a diagram is strongly recommended) | 13a | For each group, the numbers of participants who were randomly assigned, received intended treatment, and were analysed for the primary outcome | #5 |
| Recruitment | 13b | For each group, losses and exclusions after randomisation, together with reasons | #5 |
| | 14a | Dates defining the periods of recruitment and follow-up | #11 |
| | 14b | Why the trial ended or was stopped | NA |
| Baseline data | 15 | A table showing baseline demographic and clinical characteristics for each group | Table 1 #23 |
| Numbers analysed | 16 | For each group, number of participants (denominator) included in each analysis and whether the analysis was by original assigned groups | #5-6 |
| Outcomes and estimation | 17a | For each primary and secondary outcome, results for each group, and the estimated effect size and its precision (such as 95% confidence interval) | #5-6 |
| | 17b | For binary outcomes, presentation of both absolute and relative effect sizes is recommended | NA |
| Ancillary analyses | 18 | Results of any other analyses performed, including subgroup analyses and adjusted analyses, distinguishing pre-specified from exploratory | #5-6 |
| Harms | 19 | All important harms or unintended effects in each group (for specific guidance see CONSORT for harms) | NA |
| Discussion | | | |
| Limitations | 20 | Trial limitations, addressing sources of potential bias, imprecision, and, if relevant, multiplicity of analyses | #10 |
| Generalisability | 21 | Generalisability (external validity, applicability) of the trial findings | #7-10 |
| Interpretation | 22 | Interpretation consistent with results, balancing benefits and harms, and considering other relevant evidence | #7-10 |
| Other information | | | |
| Registration | 23 | Registration number and name of trial registry | #11 |
| Protocol | 24 | Where the full trial protocol can be accessed, if available | #11 |
| Funding | 25 | Sources of funding and other support (such as supply of drugs), role of funders | #21 |

ANEXO 2 VISTO BUENO DEL COMITÉ DE ÉTICA



COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

DATOS DEL PROYECTO

| | | |
|-------------------------------|---|-----------------|
| Título: | "Aportación en el avance al conocimiento electromiográfico y dinamométrico de la extensión de mano y pie en pacientes con enfermedad cerebrovascular" | |
| Investigador Principal | Nombre | Correo-e |
| Dr. | José Luis Martínez Gil | jlmgil@ucam.edu |

INFORME DEL COMITÉ

| | |
|--------------|------------|
| Fecha | 12/05/2017 |
|--------------|------------|

Tipo de Experimentación

| | |
|---|---|
| Investigación experimental clínica con seres humanos. | |
| Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales. | |
| Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos. | |
| Investigación observacional con seres humanos, psicológica o comportamental en humanos. | X |
| Uso de datos personales, información genética, etc. | |
| Experimentación animal. | |
| Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas. | |
| Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs). | |

Comentarios Respecto al tipo de Experimentación

Nada obsta

Comentarios Respecto a la metodología de experimentación

Nada obsta



ANEXO 3. PUBLICACIÓN DERIVADA DE LA TESIS PUBLICADA EN SCIENTIFIC REPORT (Factor de Impacto: 4.011 (JCR 2018), Multidisciplinary Sciences-SCIE) Ranking 15/69 (Q1).)

www.nature.com/scientificreports

SCIENTIFIC
REPORTS
nature research

OPEN The effect of surface electromyography biofeedback on the activity of extensor and dorsiflexor muscles in elderly adults: a randomized trial

Received: 25 March 2019
Accepted: 28 August 2019
Published online: 11 September 2019

Ana Belén Gámez¹, Juan José Hernández Morante^{2,3}, José Luis Martínez Gil⁴, Francisco Esparza⁵ & Carlos Manuel Martínez⁶

Surface electromyography-biofeedback (sEMG-B) is a technique employed for the rehabilitation of patients with neurological pathologies, such as stroke-derived hemiplegia; however, little is known about its effectiveness in the rehabilitation of the extension and flexion of several muscular groups in elderly patients after a stroke. Therefore, this research was focused on determining the effectiveness of sEMG-B in the muscles responsible for the extension of the hand and the dorsiflexion of the foot in post-stroke elderly subjects. Forty subjects with stroke-derived hemiplegia were randomly divided into intervention or control groups. The intervention consisted of 12 sEMG-B sessions. The control group underwent 12 weeks (24 sessions) of conventional physiotherapy. Muscle activity and functionality (Barthel index) were determined. Attending to the results obtained, the intervention group showed a higher increase in the average EMG activity of the extensor muscle of the hand and in the dorsal flexion of the foot than the control group ($p < 0.001$ in both cases), which was associated with an increase in the patients' Barthel index score ($p = 0.006$); in addition, Fugl-Meyer test revealed higher effectiveness in the lower limb ($p = 0.007$). Thus, the sEMG-B seems to be more effective than conventional physiotherapy, and the use of this technology may be essential for improving muscular disorders in elderly patients with physical disabilities resulting from a stroke.

One of the greatest medical advancements has been the increase in life expectancy. However, this also means an increase in the prevalence of several age-related diseases, such as stroke¹. The World Health Organization predicted a dramatic increase in the number of strokes by 2025², and the risk of recurrence after a first stroke has also increased³.

Although medical advances have significantly increased the survival rate after a stroke, the main difficulty with this disease is related to the medical aftermath. The restriction of physical functioning due to cerebrovascular damage induced by a stroke (i.e. hemiplegia) is the primary concern related to this disease. In fact, strokes are the most significant cause of long-term disability in the United States, and one of the key public health problems related to this disease is based on the long-term time period before physiological recovery is accomplished. This is an important issue because the failure to recover motor deficits rapidly within a few months after brain damage reduces an individual's ability to participate in therapy⁴. Thus, the optimization of the rehabilitation programmes, which must focus on increasing muscle strength and improving the functional condition of the subjects⁵, should be assessed to obtain the best physical reconditioning within the shortest possible time.

At present, rehabilitation therapies include conventional physiotherapy techniques, such as stretching or exercises, but recently their effectiveness has been questioned⁶, and new interventions have been developed. Electrical

¹Physiotherapy Service, "Seguro Gorostidi" Hospital, Málaga, Spain. ²Faculty of Health and Life Sciences, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain. ³Physiotherapy Service, Amivaca Hospital, Murcia, Spain. ⁴International Chair of Computational Biomechanics, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain. ⁵Department of Pathology Service, Amivaca Hospital, Murcia, Spain. Correspondence and requests for materials should be addressed to J.J.M.M. (email: jhernandez@ucm.edu)

OPEN

The effect of surface electromyography biofeedback on the activity of extensor and dorsiflexor muscles in elderly adults: a randomized trial

Ana Belén Gámez¹, Juan José Hernandez Morante², José Luis Martínez Gil³, Francisco Esparza⁴ & Carlos Manuel Martínez⁵

Received: 25 March 2019

Accepted: 28 August 2019

Published online: 11 September 2019

Surface electromyography-biofeedback (sEMG-B) is a technique employed for the rehabilitation of patients with neurological pathologies, such as stroke-derived hemiplegia; however, little is known about its effectiveness in the rehabilitation of the extension and flexion of several muscular groups in elderly patients after a stroke. Therefore, this research was focused on determining the effectiveness of sEMG-B in the muscles responsible for the extension of the hand and the dorsiflexion of the foot in post-stroke elderly subjects. Forty subjects with stroke-derived hemiplegia were randomly divided into intervention or control groups. The intervention consisted of 12 sEMG-B sessions. The control group underwent 12 weeks (24 sessions) of conventional physiotherapy. Muscle activity test and functionality (Barthel index) were determined. Attending to the results obtained, the intervention group showed a higher increase in the average EMG activity of the extensor muscle of the hand and in the dorsal flexion of the foot than the control group ($p < 0.001$ in both cases), which was associated with an increase in the patients' Barthel index score ($p = 0.006$); in addition, Fugl-Meyer test revealed higher effectiveness in the lower limb ($p = 0.007$). Thus, the sEMG-B seems to be more effective than conventional physiotherapy, and the use of this technology may be essential for improving muscular disorders in elderly patients with physical disabilities resulting from a stroke.

One of the greatest medical advancements has been the increase in life expectancy. However, this also means an increase in the prevalence of several age-related diseases, such as stroke¹. The World Health Organization predicted a dramatic increase in the number of strokes by 2025², and the risk of recurrence after a first stroke has also increased³.

Although medical advances have significantly increased the survival rate after a stroke, the main difficulty with this disease is related to the medical aftermath. The restriction of physical functioning due to cerebrovascular damage induced by a stroke (i.e. hemiplegia) is the primary concern related to this disease. In fact, strokes are the most significant cause of long-term disability in the United States⁴, and one of the key public health problems related to this disease is based on the long-term time period before physiological recovery is accomplished. This is an important issue because the failure to recover motor deficits rapidly within a few months after brain damage reduces an individual's ability to participate in therapy⁵. Thus, the optimisation of the rehabilitation programmes, which must focus on increasing muscle strength and improving the functional condition of the subjects⁶, should be assessed to obtain the best physical reconditioning within the shortest possible time.

At present, rehabilitation therapies include conventional physiotherapy techniques, such as stretching or exercises, but recently their effectiveness has been questioned⁷, and new interventions have been developed. Electrical

¹Physiotherapy Service, "Sagrado Corazón" Hospital, Malaga, Spain. ²Faculty of Health and Life Sciences, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain. ³Physiotherapy Service, Arrixaca Hospital, Murcia, Spain. ⁴International Chair of Cineanthropometry, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain. ⁵IMIB - Experimental Pathology Service, Arrixaca Hospital, Murcia, Spain. Correspondence and requests for materials should be addressed to J.J.H.M. (email: jjhernandez@ucam.edu)

stimulation is one of the new interventions that has the potential to improve motor activity and performance after a stroke⁶. Although there are various forms of electrical stimulation, surface electromyographic biofeedback (sEMG-B) is becoming increasingly valuable.

A stroke causes neuronal damage and induces a disruption in the voluntary regulation of normal muscle tone, which results in uncontrolled spasticity and muscle weakness in affected patients. It has been suggested that patients might still preserve some unaffected nervous pathways, which are difficult to determine⁷. On the basis of this theory, patients might be able to learn to use these pathways to recover muscle tone regulation. The neurological effects induced by post-stroke rehabilitation treatments need to promote neuroplasticity to improve motor functions⁸, since the recovery of those functions involves re-learning motor skills that are mediated by neuroplasticity⁹, which requires detailed afferent feedback¹⁰. Studies performed using surface electromyography (sEMG), a non-invasive technique that enables evaluation of the activity of motor units¹¹, have reported that there are complex changes in neural and muscular patterns that contribute to muscle weakness after a stroke¹². Thus, recognition of these patterns should be useful for establishing the appropriate physiotherapy. However, biofeedback is another technique that provides patients with valuable information about the control of their own biological processes, such as muscle activity, thus improving the quality of the rehabilitation¹³.

As a therapeutic option that combines biofeedback and sEMG, sEMG-B is becoming increasingly valuable, because it provides patients with helpful information about their muscle activity by increasing the myoelectric signals and converting these signals into visual and/or auditory signals^{7,14–16}. Since the early 1970s, this technique has been used to improve upper extremity, gait, swallowing or upper extremity nerve injuries^{11,12}. Enabling a patient to control his/her muscle activity seems to be effective for post-stroke rehabilitation^{15,17}.

Nevertheless, the benefits of the use of this technique in the rehabilitation of patients is controversial⁴, and even less is known about its effectiveness in post-stroke hemiplegic elderly patients. This may be due to the limited number of studies performed and the lack of studies concerning the possible benefits for other anatomical regions (such as the lower extremities).

Thus, the present study aimed to investigate the effect of using sEMG-B on the hand extensor muscles and dorsal foot flexor muscles in a cohort of post-stroke hemiplegic elderly patients, and to determine if this technique could improve functional motor activity by increasing the patients' muscular activity in order to improve their control of the dysfunctional motor patterns established after the stroke. As a secondary objective, changes in the muscle activity of the upper and lower extremities were compared.

Results

Table 1 shows the general baseline characteristics of all the randomised subjects from both the control group and the sEMG-B group. Of the 40 randomised participants, 28 (control: 14 [50%], sEMG-B: 14 [50%]) completed the trial (Fig. 1). A similar number of subjects withdrew in the control group and the sEMG-B group, so there were no statistical differences in the lost-to-follow-up ratio ($p > 0.050$). Analysis of the effectiveness of sEMG-B was only performed for the participants who completed the intervention (full analysis set).

The demographic and basal clinical characteristic scores of both groups were comparable (Table 1). Only the Fugl-Meyer (FM) score and the upper extremity EMG activity were statistically significantly higher in the sEMG-B group than the control group. However, both groups were similar in terms of age, sex, stroke and smoking antecedents. This similarity was expected, considering the random selection of the subjects in each group.

The efficacy of sEMG-B on the electromyographic signal activity of affected limbs. In relation to the primary outcome (the average EMG activity of the affected limbs), statistically significant changes were observed from the baseline data to the data obtained at the end of the treatment in both limbs (Fig. 2). Focusing on the upper limbs, the results showed a significant increase in the average EMG activity of the hemiparetic limbs in the subjects in the sEMG-B group (Fig. 2a), which indicates a higher performance of the extensor muscles of the hand. In contrast, no significant change was observed in the subjects in the control group. Additionally, differences in the treatment effect for the upper limbs were only statistically significant in the hemiparetic limb in comparison to the contralateral (normal) upper limb ($p < 0.001$ and $p = 0.104$, respectively) (Fig. 2b).

In contrast to the upper limbs, a significant improvement in the EMG activity of the lower limbs was observed in both the control and sEMG-B groups as well as in both the hemiparetic (Fig. 2c) and contralateral (normal) lower limbs (Fig. 2d) ($p < 0.001$). Nevertheless, the differences in the treatment effect were significantly higher in the sEMG-B group. However, the increase in the average EMG activity of the lower limbs was very evident; in fact, a statistically significantly higher increase in EMG activity was observed in the hemiparetic lower limbs in comparison to the upper limbs in the subjects in the sEMG-B group ($p = 0.004$; Fig. 3a). On the contralateral (normal) side, a discrete and non-significant increase in average EMG activity (Fig. 3b) was observed. It is interesting to note that the improvement in muscle activity was not mediated by age, sex or the baseline EMG activity of the subjects, as shown by the ANCOVA analysis; however, the present study's data revealed an inverse relationship between the baseline Barthel index score and the increase in the muscle activity in the paretic upper limb in the sEMG-B group ($r = -0.704$, $p = 0.004$). This may indicate that the intervention was more effective in the subjects with lower baseline functionality, but also that patients with a lower baseline Barthel score have more room for improvement.

The efficacy of sEMG-B in the functionality tests. In addition to the effect of the intervention on the primary outcome, changes in the functional capacity of the elderly subjects were considered as a secondary outcome. Changes in the Barthel index indicated that the subjects in the sEMG-B group showed a statistically significant increase in their ability to perform basic daily living activities in comparison to the control group (Fig. 4). Moreover, the muscle strength of the wrist was also significantly increased after the intervention. Furthermore, the sEMG-B group exhibited a better performance, as noted in the FM, Daniels and Worthingham's Muscle Test

| | CONTROL GROUP (n=20) | sEMG-B GROUP (n=20) | p (<i>t</i> -test, χ^2) |
|--|----------------------|---------------------|--------------------------------|
| Sex (women %) | 55% | 45% | 0.525 |
| Age (y) | 79 ± 3 | 78 ± 2 | 0.144 |
| Stroke story (%) | 55% | 44% | 0.311 |
| Smoking history (%) | 48% | 52% | 0.752 |
| Weight (kg) | 70.7 ± 7.8 | 71.3 ± 8.3 | 0.792 |
| BMI (kg/m ²) | 26.24 ± 1.95 | 26.64 ± 1.96 | 0.519 |
| Bartel Index (score) | 56 ± 15 | 52 ± 18 | 0.511 |
| Upper limb FUGL-M score | 81 ± 10 | 97 ± 13 | 0.001 |
| Lower limb FUGL-M score | 89 ± 19 | 154 ± 49 | <0.001 |
| Isometric strength (Nw) | 19.9 ± 4.3 | 22.6 ± 10.4 | 0.734 |
| Kendall score | 31 ± 5 | 38 ± 10 | 0.085 |
| Daniels grade | 3 ± 1 | 3 ± 1 | 0.804 |
| Lovett grade | 2 ± 1 | 3 ± 1 | 0.164 |
| EMG activity of affected upper limb (µV) | 32.3 ± 13.2 | 42.2 ± 9.5 | 0.011 |
| EMG activity of non-affected upper limb (µV) | 60.6 ± 21.4 | 81.8 ± 35.1 | 0.030 |
| EMG activity of affected lower limb (µV) | 42.2 ± 22.6 | 40.6 ± 26.6 | 0.898 |
| EMG activity of non-affected lower limb (µV) | 77.0 ± 30.2 | 77.5 ± 39.8 | 0.966 |

Table 1. Sociodemographic and clinical baseline characteristics of both control and sEMG-B groups. Data represent Mean ± SD. BMI: body mass index. FUGL-M: Fugl-Meyer score. EMG activity represents the average EMG activity of a 15-minute session, in µV, analysed with the Neurotrans Myoplus 2 Pro system. Differences between groups were analyzed by Student's *t*-test.

(DWMT), Kendall Manual Muscle Test (KMMT) and Lovett's test (LT) scores; however, statistical significance was only observed in the FM scores for the lower limbs.

Discussion

The present study was conducted to determine the effectiveness of using sEMG-B to increase the muscle activity of the extensor muscles of the hand and the dorsiflexor muscles of the foot in the hemiparetic limbs of elderly patients with brain damage resulting from a stroke. The present study's data seem to indicate that sEMG-B is a suitable intervention to improve muscle strength, and, therefore, muscle functionality, in elderly patients with brain damage from a stroke.

Biofeedback has been used for more than 50 years in rehabilitation to recover normal movement patterns after injuries¹⁹. This procedure facilitates the improvement of accuracy during rehabilitation sessions, involves patients in their own rehabilitation tasks and reduces the need to consult the healthcare professional during the programme¹⁰. Thus, biofeedback can be combined with different physical rehabilitation procedures to improve the efficacy of these methods. One such technique is EMG. While, in conventional EMG, there is an electrical stimulation of the muscle of interest guided by an EMG signal, in biofeedback, a patient can self-identify his/her own muscle activity through the conversion of EMG signals to visual and/or auditory signals. Therefore, patients can control and regulate the muscle activity themselves, which is normally not controllable due to brain damage²⁷. Traditionally, sEMG-B has demonstrated its usefulness in improving muscular torque recovery²⁴, articular and muscular recovery after surgery¹⁵, and even in the treatment of pain due to excessive muscular tension¹⁶.

Similarly, extensive research studies have also focused on investigating the benefits of sEMG-B use in the rehabilitation of hemiplegic patients after a stroke episode. Although some studies have concluded that the use of sEMG-B has no effect on improving functional recovery¹⁰, other studies have reported promising data. As far back as 1980, Davis and Lee reported a rudimentary biofeedback method to improve flexion-extension movements of the wrist²⁷. Recent research, such as the work of Rayegani *et al.*¹⁸ and the work of Kim¹⁹, have confirmed the effectiveness of sEMG-biofeedback on upper extremity functions. Other studies also reported on the effectiveness of this intervention in improving the activity of impaired lower limbs after a stroke^{19,20}. In fact, the meta-analysis conducted by Stanton *et al.* confirmed, with a high evidence level, greater improvement in lower limb activities with biofeedback therapy²¹.

However, all these previous studies were conducted with adult participants that did not include older patients (>70 years), and, to the best of our knowledge, only the work of Bradley *et al.* has evaluated the effect of EMG-biofeedback on an age-matched population²². Moreover, in the work of Bradley *et al.*, the intervention was focused on improving gait in post-stroke elderly patients; unfortunately, no significant effect was observed as a consequence of the intervention²².

Therefore, the present study is the first to describe a significant improvement in muscle activity in the paretic limbs of post-stroke hemiplegic elderly patients. The lack of studies concerning subjects of advanced age is somewhat surprising if one considers that strokes are more frequent in these subjects²³; however, it is important to note that, until recently, a stroke was considered to be irremediable and a fatal event in older adults. This fact may be the reason why compassionate attitudes in favour of therapeutic nihilism were imposed in the treatment of elderly patients who experienced a stroke²⁴. However, the sEMG-B technique has evolved significantly, and it has several characteristics that are especially relevant for elderly people. First, it is a non-invasive technique, which reduces

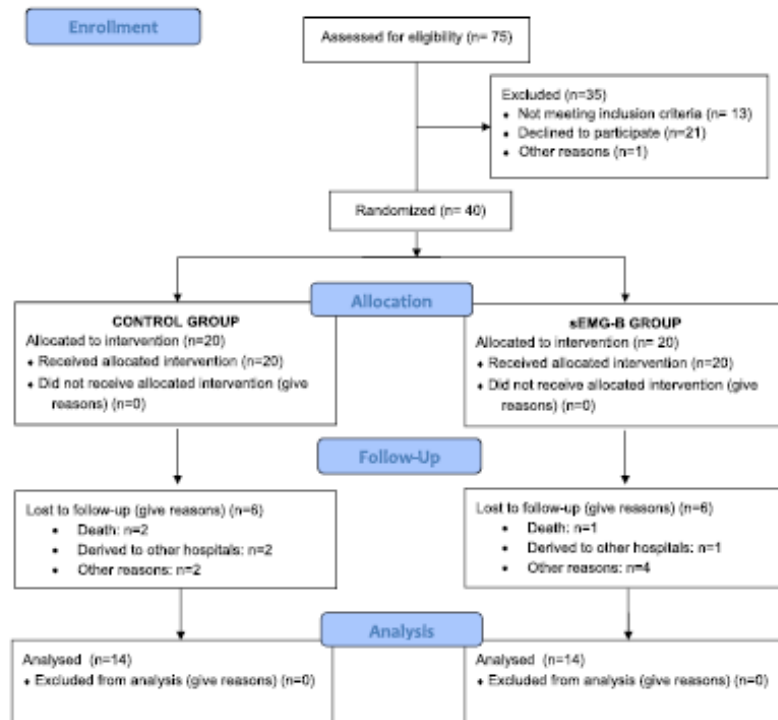


Figure 1. Flow diagram of the trial.

the risk of side-effects. Second, the instruments and materials are relatively inexpensive, so they can be employed in routine clinical practice to treat these patients.

Restoring extensor and flexor muscle activity is essential for increasing hand and foot functions; however, in elderly people, it is perhaps more important to improve the ability to carry out basic daily living activities, such as personal hygiene, autonomy, etc. Thus, the results from the Barthel index confirmed that although the subjects in both groups improved their ability to perform these activities, the increase was greater in the sEMG-B group, which was likely due to the greater improvement in the upper limbs in comparison to the control group. This fact confirms that the intervention increased the subjects' muscle activity and their ability to perform basic activities, which, is very important for stroke patients.

These data are in line with the findings reported by Doğan-Aslan *et al.*, in which a significantly greater improvement in the Barthel and upper extremity FM scores was demonstrated in the sEMG-B group in comparison to the control group²⁵. However, as in previous studies, the average age of the participants in Doğan-Aslan *et al.*'s study was lower than in the present study, which limits the ability to compare the results obtained in both works.

In spite of the growing body of evidence favouring the beneficial effect of sEMG-B therapy, some studies have been unable to detect the significant effect of this therapy in comparison to conventional therapy, such as the case of the meta-analysis conducted by Moreland *et al.*²⁶. In that study, the effect of EMG was specifically evaluated in the lower extremities, but no significant effect of EMG was observed on the range of ankle motion, ankle angle during gait, stride length or gait speed.

The present study has several limitations. While, it may seem that the number of subjects included in this study was small, the accuracy of the technique to evaluate muscle activity was very high, so the standard deviation was reduced, limiting the need to enrol more subjects. Moreover, several previous studies employed a similar or even lower number of patients in their work^{27–28}. However, in the present study, the estimation of the effect was limited to the outcome that occurred during the time of the intervention, and no follow-up was performed. Undoubtedly, further studies evaluating the long-term effect of sEMG-B on elderly stroke patients would be relevant because the effect of the intervention on other variables of interest could be determined, such as life expectancy and the quality of life of these subjects.

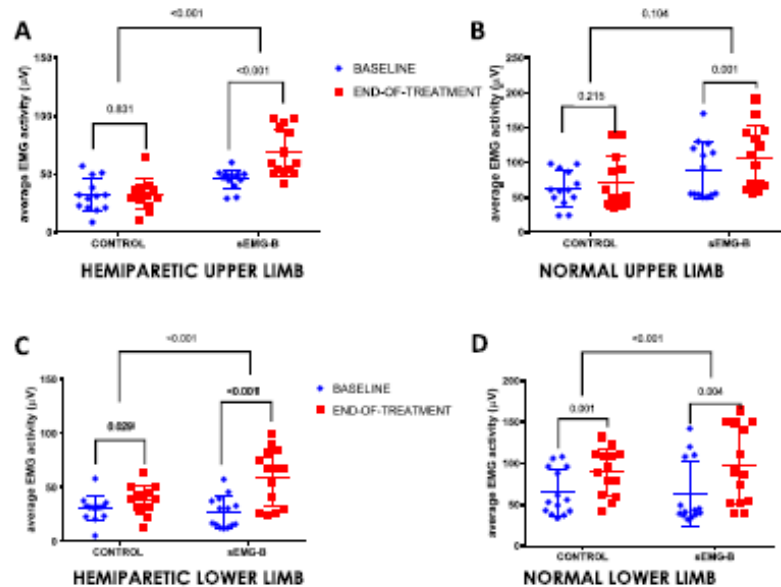


Figure 2. Box-plots with individual activity showing changes in average EMG activity in the hemiparetic and normal extremities. Muscular activity was expressed as the % of the maximum voluntary isometric contraction (%MVIC). Statistical significance values were determined through the ANCOVA analysis. Precise data and statistical significance values are available in Supplementary Table S2.

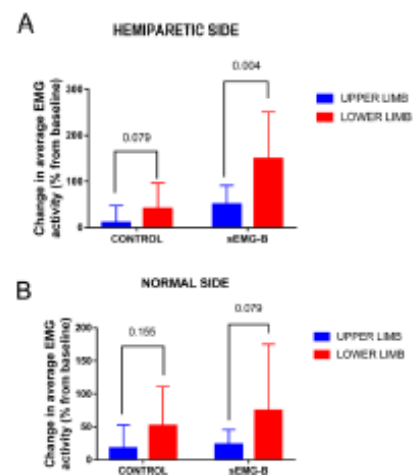


Figure 3. Treatment effect differences between the upper and lower limbs in both Control and sEMG-B groups. Differences were analysed by ANCOVA analysis.

In summary, the present study's findings suggest that sEMG-B therapy is suitable for improving the muscle activity of the extensor muscles of the hand and the dorsiflexor muscles of the foot in the hemiparetic limbs of post-stroke hemiplegic elderly patients. This increase was reflected in the ability of the study's participants to

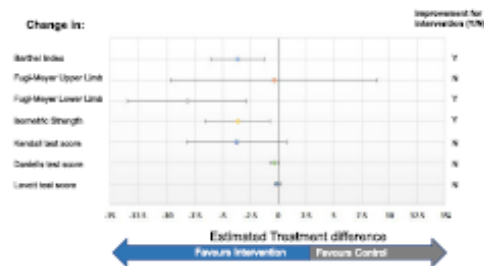


Figure 4. Changes in Barthel index for daily living activity test and the muscle strength functionality tests after 12 weeks of treatment. Forest plot shows estimated treatment differences (ETDs)/odds ratios and 95% CIs. Data are from the full analysis set (completers subjects of control and sEMG-B groups). Data at baseline are mean \pm s.d. Improvement/worsening refer to the statistically significant changes from baseline with sEMG-B intervention relative to the control group. Precise data and statistical significance values are available in Supplementary Information Table S3.

perform basic daily living activities. Considering the excellent results obtained, this kind of intervention may be considered to be a potential alternative therapy to be included in efforts to improve the physical conditioning of stroke-derived hemiplegic patients.

Methods

Design. This randomised clinical trial was conducted from January–December 2018 at the University Hospital “Sagrado Corazón” of Malaga facilities. Written informed consent was required from each patient to participate in the study. The protocol of this randomised trial adhered to the CONSORT guidelines³⁰. The CONSORT checklist is available in the Supplementary Table S1. To evaluate the impact of surface electromyography-biofeedback (sEMG-B), a double-blind (*de facto* masking) trial was designed; neither the participants nor the researcher who carried out the sEMG-B therapy knew the purpose of the study. Participants were unaware of the treatments and possible assignments between the groups. The trial was registered on clinicaltrials.gov (identifier: #NCT03838809. Date of registration: 02/12/2019). A detailed research protocol of the study is available as Supplementary Information.

One researcher (J.J.H.M.) carried out the randomisation. In order to obtain a similar size in both groups, a randomisation in blocks with a 1:1 allocation ratio was performed. For this, 20 sheets with the word CONTROL and 20 sheets with the word INTERVENTION were introduced in envelopes of the same size and colour. The first 40 subjects who were directed to the physiotherapy services of the hospital and consented to take part in the study randomly chose one of the envelopes and gave it to the researcher without opening it. Randomisation divided the participants into two groups, depending on whether they were treated with conventional manual physiotherapy techniques (control group) or followed an intervention based on the sEMG-B technique (sEMG-B group). The day before the beginning of the intervention, the participants performed a series of mobility and functionality tests, as described below. After 12 weeks of intervention, all participants were re-examined to measure their performance on the mobility tests and to evaluate possible changes in the functionality parameters.

Participants. The sample size required for the study was determined with the help of the GPower 3.0 program³¹. The sample size was estimated using a two-sided *F*-test with a significance level of 95%, considering a statistical power (β) of 80% and a between-group treatment effect difference (*d*) of 10 μ V average EMG activity. A standard deviation (σ) of 10 μ V was assumed, following a previous work conducted with the same patients¹⁹. This procedure designated a total of 12 subjects per group. Figure 1 shows the flow diagram for the selection of the subjects of this study. Finally, 40 subjects derived from the Neurological Service of the hospital took part in the study.

Selection criteria included patients with ischaemic stroke confirmed by computed tomography or magnetic resonance imaging, engaged to physiotherapy services between two and six weeks after the stroke (mean time after stroke 20 ± 2 days), between 75–85 years-of-age, diagnosed of acquired brain damage as a consequence of a stroke, and having significant limitation in the extension of the hand and in the dorsiflexion of the foot as a consequence of the stroke without spasticity (Ashworth scale 1 or 1+). Voluntarily participation in the study was also considered as a selection criterion. The exclusion criteria included patients with haemorrhagic stroke, an undetectable surface EMG signal ($<0.5 \mu$ V), a previous history of neurologic comorbidity that might impair muscle strength (lateral amyotrophic sclerosis, muscular dystrophy, myasthenia gravis, and spinal muscular atrophy) and taking any medication known to affect muscle strength (muscle relaxants, antiseizures, antispasticity, anxiolytics, or antihistamines). Pacemaker patients were also excluded from the study. Finally, those patients with severe cognitive decline or dementia or other psychiatric conditions and patients with severe visual and/or hearing impairment (beyond the aging-related deterioration) were excluded. The evaluation of cognitive and sensory states was performed in the same Neurological Service. All subjects were right-handed and the hemiparetic side was the left-side. None had previous experience in isometric evaluations.

The present work was carried out with previous written authorisation from the Catholic University of Murcia's Ethics Committee (available as Supplementary Information). All research was performed in accordance with local legislation on biomedical research (Spanish Law 14/2007 about Biomedical Research). Patients were informed about the design of the study orally and in written form. Consent to participate in the study was also requested in both ways. An explanation of the research project in the ethical sense was also given, informing them about the aim of the results obtained, warranting confidentiality and anonymity of the data, and respecting the Helsinki Declaration Agreement.

Outcome measures. The primary efficacy end-point was a change in the functionality of the upper and lower limbs, measured as changes in the mean activity of the EMG signals. This outcome represents the overall average microvolts achieved during the all work periods of a sEMG-B session. This was selected as the main outcome because, generally, the higher the work average is, the better the muscle performance. *A priori* secondary efficacy end-points included changes in the Barthel index scores and in the other muscle function tests from the baseline to the end of the treatment.

Intervention. All of the patients from both the sEMG-B and control groups were initially evaluated to determine their average muscle activity or strength by electromyography. The patients were monitored at the baseline and at the end of treatment. Control and sEMG-B groups followed an intervention based on isokinetic exercises with an elastic band and stretching exercises.

In the control group, the sessions were organized to perform rehabilitation exercises on the hand for 30 minutes and on the foot for another 30 minutes, for a total of 1 hour per session. In the sEMG-B group, physiotherapy rehabilitation sessions lasted 15 minutes for the hand and 15 minutes for the foot. Subsequently, the intervention of sEMG-B was performed in similar sessions of 15 minutes for the hemiplegic hand and foot, for a total of 1 hour per session.

The rehabilitation exercises of the hand included exercises with elastic band to strengthen extensor muscles of the fingers and wrist, self-assisted active mobilization exercises, self-assisted and active wrist extension exercises performed with a spiked surface sensory ball for soft stimulation. Subsequently, stretches of the flexor muscles were performed and the wrist was mobilized passively, in a way that helped us to induce an improvement in the wrist extension. Besides, the exercises performed on the hemiparetic foot included strengthening exercises for the flexor muscles of the foot with elastic band, self-assisted active exercises for ankle flexion with sensory ball with spiked surface for soft stimulation performed with a spiked surface sensory ball for soft stimulation and stretching exercises on the extensor muscles of the foot. Finally, passive stretching of the extensor muscles of the foot was carried out to us improve the flexion movement of the hemiparetic foot.

For the EMG evaluation and intervention, the Neurotrans Myoplus 2 Pro System (Verity Medical Ltd, UK) was employed. The intervention in the sEMG-B group was conducted in a 15-minute session for the upper limbs and an additional 15-minute session for the lower limbs with a conventional sEMG programme, plus an auto-induced (biofeedback) stimulation EMG. Each session was divided into periods of five seconds of relaxation followed by 15 seconds of activity. At the beginning of the session, the subjects were asked to contract the muscle with as much strength as possible for three seconds, which was considered to be the maximum voluntary isometric contraction (MVIC). This MVIC value was established as the threshold value for data normalisation, since this is the most reliable method to determine the differences in muscle activation, especially when testing over multiple sessions³². The muscle activity of the subjects was monitored in a screen as visual and auditory signals. When the muscle activity was below the activity threshold, an alarm cautioned the subject to increase his/her muscle activity. Considering the advanced age of the subjects, verbal feedback was provided by the therapist, in order to avoid possible hearing issues derived from the subjects' age. The sessions were conducted twice a week over a period of three months (24 sessions in total). For the control group, the intervention consisted of a similar duration of time and number of sessions.

The subjects were instructed to carry out the sEMG activity. A chair with a backrest and a side table were used. The subject remained in a seated position with 90° flexion of the knees and hips while the upper limbs held 90° flexion of the elbows and forearms in pronation. The electrodes were placed 2 cm towards the caudal direction of the external epicondyle of the elbow and on the anterior area of the wrist, between the styloid process of the ulna and the styloid process of the radius. For the lower limbs, the electrodes were placed 2 cm towards the caudal direction of the external tibia tuberosity and on the anterior area of the ankle at an intermediate point between the external and internal malleolus. The positive electrode was placed in the distal area, and the negative electrode was placed in the proximal zone of both the upper limbs and the lower limbs.

Measures. The mean EMG activity of the extensor and dorsiflexor muscles during all activity stages of each EMG session was analysed with the same instrument (Neurotrans Myoplus 2 Pro System, Verity Medical Ltd, UK) that was used for the intervention, which was considered as an indicator of average muscle activity. The calculation excluded the first second of each activity period to eliminate the deviation from the first contraction attempt. The accuracy of the EMG signals was 0.1 μ V. The isometric strength (Nw) of the hand was assessed with a hand-held digital dynamometer (Smedley digital hand dynamometer, RMS Ltd, UK). The measurement was performed three times consecutively, with a 2–3-minute interval between measurements. Peak force values were recorded for each trial, and the median value was considered as the standard value, following the manufacturer's instructions.

The evaluation of the physical performance was conducted using the FM evaluation test³³. The Fugl-Meyer Assessment for the Upper Extremity (FMA-UE) and the Lower Extremity (FMA-LE) tests were employed³⁴. The stroke patients with better physical performance had higher scores. In addition to the FMA tests, which are specifically designed for post-stroke hemiplegic patients, several scales that are used to evaluate muscle strength in

patients with brain damage were employed. Specifically, the DWMT³¹, the LT³⁶ and the KMMT³⁷ were conducted. The DWMT and LT are scored ranging from 0–5, indicating the total absence of muscle contraction (score = 0) to the highest muscular contraction (score = 5). The KMMT is scored in percentages with similar criteria, ranging from the absence of muscle contraction (score = 0%) to the highest level of contraction (score = 100%). These scales provide a general assessment of muscle strength. They do not specifically measure the strength of a single muscle; instead, the muscle strength is measured through joint movement. Lower scores (0 or 0%) may indicate the absence of contraction, while higher scores (5 or 100%) indicate normal strength with active movement of the joint that overcomes gravity and maximum resistance.

Finally, the ability of the patients to perform basic daily living activities was determined through the Barthel index, which, in its Spanish translation, provided a Cronbach's alpha greater than 0.70³⁸.

Statistical analysis. Considering the reduced final sample size, normality was assessed through the Shapiro-Wilk test, which revealed that the primary outcome variable was normally distributed. Therefore, parametric tests were employed. First, a basic descriptive statistical analysis was performed to evaluate the general characteristics of the study population. Possible baseline characteristic differences between both groups were analysed by means of a Student's *t*-test. The efficacy analyses were performed on the data from the completers set, which included all participants that underwent the entirety of the intervention sessions. The present results are based on this analysis set unless otherwise noted. The same *t*-test was used to determine possible differences in the change of mobility and functionality parameters at the end of the treatment compared to the baseline values (Δ parameter = final value - baseline value) to assess possible estimated treatment effect differences between the groups.

To evaluate the mean limb activity changes, an *a priori* two-way (time x group) ANCOVA analysis was carried out in order to determine a possible interaction between the activity changes and the treatment groups. This test was also conducted to exclude possible bias due to age, sex, and other clinical antecedents. Baseline characteristics were further considered as covariates. All statistical tests were two-tailed and were performed considering a significance level of $p < 0.05$. The analysis was carried out with the help of the SPSS software for statistical analysis (version 24.0.7, SPSS Inc., Chicago, IL).

Clinical trial information. The trial was registered on clinicaltrials.gov (Registration Number: #NCT03838809. Registration date: 02/12/2019). More information is available at: <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT03838809>.

Data Availability

The datasets generated and/or analysed during the current study are available from the corresponding author upon reasonable request.

References

1. Béjot, Y., Bailly, H., Durier, J. & Giroud, M. Epidemiology of stroke in Europe and trends for the 21st century. *Presse Med.* **45**, e391–e398 (2016).
2. Benjamin, E. J. et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2018 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation* **137** (2018).
3. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). Prevalence of disabilities and associated health conditions among adults—United States, 1999. *MMWR, Morb. Mortal. Wkly. Rep.* **50**, 120–5 (2001).
4. Duncan, P. W. et al. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care. *Stroke* **36**, e100–43 (2005).
5. Veerbeek, J. M. et al. What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* **9**, e87987 (2014).
6. Howlett, G. A., Lannin, N. A., Ada, L. & McKinstry, C. Functional Electrical Stimulation Improves Activity After Stroke: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **96**, 934–943 (2015).
7. Glanz, M., Klawnsky, S. & Chalmers, T. Biofeedback therapy in stroke rehabilitation: a review. *J. R. Soc. Med.* **90**, 33–9 (1997).
8. Dimyan, M. A. & Cohen, L. G. Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke. *Nat. Rev. Neuro.* **7**, 76–85 (2011).
9. Wang, C. S., Campbell, K. L., Ross, C. J. D. & Boyd, L. A. Promoting neuroplasticity for motor rehabilitation after stroke: considering the effects of aerobic exercise and genetic variation on brain-derived neurotrophic factor. *Phys. Ther.* **93**, 1707–16 (2013).
10. Mrachacz-Kersting, N. et al. The effect of type of afferent feedback timed with motor imagery on the induction of cortical plasticity. *Brain Res.* **1674**, 91–100 (2017).
11. Merletti, R., Parker, P. A. & Parker, P. J. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. **11** (John Wiley & Sons, 2004).
12. Li, Y., Chen, X., Zhang, X. & Zhou, P. Several practical issues toward implementing myoelectric pattern recognition for stroke rehabilitation. *Med. Eng. Phys.* **36**, 754–760 (2014).
13. Neblett, R. Surface Electromyographic (SEMG) Biofeedback for Chronic Low Back Pain. *Healthcare* **4**, 27 (2016).
14. Giggins, O. M., Persson, U. & Caulfield, B. Biofeedback in rehabilitation. *J. Neuroeng. Rehabil.* **10**, 60 (2013).
15. Kim, J.-H. The effects of training using EMG biofeedback on stroke patients upper extremity functions. *J. Phys. Ther. Sci.* **29**, 1085–1088 (2017).
16. Sharma, A., Hruby, L. A., Prahm, C., Mayer, J. A. & Aszmann, O. C. Rehabilitation of Upper Extremity Nerve Injuries Using Surface EMG Biofeedback: Protocols for Clinical Application. *Front. Neurosci.* **12**, 1–11 (2018).
17. Zadnia, A., Koberav, H. R., Sheikh, M. & Hossaini, H. A. Generating the visual biofeedback signals applicable to reduction of wrist spasticity: A pilot study on stroke patients. *Basic Clin. Neurosci.* **9**, 15–26 (2018).
18. Davis, A. E. & Lee, R. G. EMG biofeedback in patients with motor disorders: an aid for co-ordinating activity in antagonistic muscle groups. *Can. J. Neurol. Sci.* **7**, 199–206 (1980).
19. Rayegani, S. M. et al. Effect of Neurofeedback and Electromyographic-Biofeedback Therapy on Improving Hand Function in Stroke Patients. *Top. Stroke Rehabil.* **21**, 137–151 (2014).
20. Park, Y. K. & Kim, J. H. Effects of kinetic chain exercise using EMG-biofeedback on balance and lower extremity muscle activation in stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* **29**, 1390–1393 (2017).
21. Chen, H.-X., Wang, W., Xian, H.-Q., Wang, H. & Ding, X.-D. Ultrasound-guided botulinum toxin injections and EMG biofeedback therapy the lower limb muscle spasm after cerebral infarction. *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.* **19**, 1696–9 (2015).

22. Stanton, R., Ada, L., Dean, C. M. & Preston, E. Biofeedback improves performance in lower limb activities more than usual therapy in people following stroke: a systematic review. *J. Physiother.* **63**, 11–16 (2017).
23. Bradley, L. et al. Electromyographic biofeedback for gait training after stroke. *Clin. Rehabil.* **12**, 11–22 (1998).
24. Zucchella, C. et al. Rehabilitation in oldest-old stroke patients: a comparison within over 65 population. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05297-8> (2018).
25. Mamede, S. & Schmidt, H. G. The twin traps of overtreatment and therapeutic nihilism in clinical practice. *Med. Educ.* **48**, 34–43 (2014).
26. Doğan-Aslan, M., Nakipoğlu-Yüzer, G. F., Doğan, A., Karabay, I. & Özgürin, N. The effect of electromyographic biofeedback treatment in improving upper extremity functioning of patients with hemiplegic stroke. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.* **21**, 187–92 (2012).
27. Moreland, J. D., Thomson, M. A. & Fuoco, A. R. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **79**, 134–40 (1998).
28. Song, R. & Tong, K. Y. EMG and kinematic analysis of sensorimotor control for patients after stroke using cyclic voluntary movement with visual feedback. *J. Neuroeng. Rehabil.* **10**, 18 (2013).
29. S., D. D. et al. Assessment of biofeedback rehabilitation in post-stroke patients combining fMRI and gait analysis: A case study. *J. Neuroeng. Rehabil.* **11**, 53 (2014).
30. Schulz, K. F., Altman, D. G. & Moher, D. M. for the C. G. CONSORT 2010 Statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ* **340**, 698–702 (2010).
31. Mayr, S., Buchner, A., Erdöldner, E. & Paul, E. A short tutorial of GPower. *Tutor. Quant. Methods Psychol.* **3**, 51–59 (2007).
32. Bolgla, L. A. & Uhl, T. L. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **17**, 102–11 (2007).
33. Singer, R. & Garcia-Vega, J. The Fugl-Meyer Upper Extremity Scale. *J. Physiother.* **63**, 53 (2017).
34. Seo, J. et al. A standardized approach to the Fugl-Meyer assessment and its implications for clinical trials. *Neurorehabil. Neural Repair* **27**, 732–741 (2013).
35. Hislop, H. J., Avers, D., Brown, M. & Daniels, L. *Daniels and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination and performance testing*.
36. Caruso, W. & Leitman, G. A Force/Displacement Analysis of Muscle Testing. *Percept. Mot. Skills* **91**, 683–692 (2000).
37. Tiffreau, V. et al. Postrehabilitation Functional Improvements in Patients With Inflammatory Myopathies: The Results of a Randomized Controlled Trial. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **98**, 227–234 (2017).
38. González, N. et al. Psychometric characteristics of the Spanish version of the Barthel index. *Aging Clin. Exp. Res.* **30**, 489–497 (2018).

Acknowledgements

The present work was funded by PMAFI/14/12 project, from the Support for Research Help Program of the Catholic University of Murcia. We would like to thank study participants, project personnel and other members of the research. We also thank Manuel Canteras, PhD, for his assistance with statistical data analysis.

Author Contributions


Conceptualization: J.J.H.M., J.L.M.G., F.E. Data curation: C.M.M., J.J.H.M. Formal analysis: C.M.M., Investigation: A.B.M.G., J.J.H.M., J.L.M.G., F.E. Methodology: J.J.H.M. Supervision: J.J.H.M. Visualization: C.M.M. Writing – review & editing: J.J.H.M., C.M.M. All authors read and approved the final manuscript.

Additional Information

Supplementary information accompanies this paper at <https://doi.org/10.1038/s41598-019-49720-x>.

Competing Interests: The authors declare no competing interests.

Publisher's note: Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

 **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons license, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons license and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

© The Author(s) 2019

