

**EFFECTO INMEDIATO DE LA FÉRULA DE PRESIÓN DE JOHNSTONE Y LAS
TÉCNICAS DE INHIBICIÓN SOBRE LA ESPASTICIDAD DE LOS PLANTIFLEXORES
EN LA ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR (ECV)**

ODAIR ALFONSO BACCA RAMIREZ

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRIA EN FISIOTERAPIA
BUCARAMANGA**

2017

**EFFECTO INMEDIATO DE LA FÉRULA DE PRESIÓN DE JOHNSTONE Y LAS
TÉCNICAS DE INHIBICIÓN SOBRE LA ESPASTICIDAD DE LOS PLANTIFLEXORES
EN LA ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR (ECV)**

ODAIR ALFONSO BACCA RAMIREZ

**Propuesta trabajo de investigación para optar al
título de Magister en Fisioterapia**

Directora

**MSc MARÍA SOLANGE PATIÑO SEGURA
Fisioterapeuta - Magíster en Ciencias Del Movimiento**

Codirectora

**Ft. PhD ESPERANZA HERRERA VILLABONA
Fisioterapeuta - Doctora en Ciencias Fisiológicas**

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE SALUD

ESCUELA DE FISIOTERAPIA

MAESTRIA EN FISIOTERAPIA

BUCARAMANGA

2017

DEDICATORIA

En primer lugar a Dios, quién me dió la oportunidad de disfrutar esta linda profesión y me concedió la fortaleza para superar los obstáculos durante éste proceso.

A mis padres y hermana, que me brindaron su apoyo incondicional día tras día y la motivación suficiente para lograr todas las metas propuestas y ser mejor persona.

A la mujer que fue paciente, fue soporte, guía y con su amor fortaleció mi espíritu.

AGRADECIMIENTOS

A Dios y a mis padres, a quienes debo la satisfacción de éste logro.

A mis profesores de Maestría, que con sus valiosos aportes complementaron mi
proceso académico.

Un agradecimiento especial a las profesoras María Solange Patiño y Esperanza Herrera que en función de directora y codirectora del proyecto, me brindaron su dedicación, tiempo y todo su conocimiento para que se cumplieran los objetivos propuestos en esta investigación y como Magíster en Fisioterapia.

Por último, a la Universidad Industrial de Santander y el Grupo de investigación Movimiento Armonía y Vida (MAV), los cuales me brindaron apoyo económico durante mi proceso académico.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	20
1. OBJETIVOS	26
1.1 OBJETIVO GENERAL	26
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
2. MARCO TEORICO.....	27
2.1 PATOKINESIS DE LA ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR (ECV)	27
2.1.1 Fisiopatología de la espasticidad	27
2.1.2 Cambios biomecánicos e histológicos del músculo espástico	31
2.1.3 Medición de la espasticidad	35
2.2 ANÁLISIS CRÍTICO DE LOS MODELOS DE INTERVENCIÓN FISIOTERAPEUTICA EN ECV	46
2.2.1 Técnicas de inhibición (TI)	46
2.2.2 Férula de presión de Johnstone (FPJ).....	50
3. MATERIALES Y MÉTODOS	56
3.1 DISEÑO	56
3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO	57
3.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y MUESTREO.....	59
3.4 VARIABLES DEL ESTUDIO	60
3.4.1 Variables Explicatorias.....	60
3.4.2 Variables de salida.....	61
3.5 VARIABLES SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS.....	62
3.6 PROCEDIMIENTO.....	63
3.6.1 Prueba piloto.....	63
3.6.2 Fase experimental: Desarrollo de la propuesta.....	68

3.7 ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN	70
3.7.1 Análisis de la información de la Prueba Piloto	70
3.7.2 Análisis de la información de la Fase Experimental	71
6.8 CONTROL DE POSIBLES SESGOS.....	72
4. CONSIDERACIONES ÉTICAS	74
5. RESULTADOS	75
5.1 RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO	75
5.2 RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL: DESARROLLO DE LA PROPUESTA.....	75
5.2.1 Población de estudio.....	75
5.2.2 Características clínicas y sociodemográficas.....	76
5.2.3 Descripción de las variables de salida en la línea de base	77
5.2.4 Efecto inmediato sobre el tono muscular de los plantiflexores, la excitabilidad refleja y la actividad EMG dentro de cada grupo	79
5.2.5 Análisis entre los grupos de intervención: evaluación postratamiento de la excitabilidad refleja y la EMG.....	83
6. DISCUSIÓN	88
7. CONCLUSIONES.....	113
8. RECOMENDACIONES	114
BIBLIOGRAFÍA.....	115
ANEXOS.....	144

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Estudios sobre el tiempo de inicio de la espasticidad en la ECV.	30
Tabla 2. Reproducibilidad de la Escala de Ashworth Modificada (EAM) en los músculos plantiflexores.....	37
Tabla 3. Reproducibilidad de la evaluación del Reflejo H del músculo sóleo.	41
Tabla 4. Relación de artículos para el cálculo del tamaño de muestra, con el promedio y desviación estándar de las mediciones pre y post intervención.....	60
Tabla 5. Análisis de los coeficientes de reproducibilidad según Altman.	71
Tabla 6. Análisis del tamaño del efecto según Cohen.	72
Tabla 7. Variables sociodemográficas y antropométricas de la población.....	76
Tabla 8. Variables clínicas de la población.	77
Tabla 9. Descripción de las variables de reflejo H en la línea de base.	78
Tabla 10. Descripción de las variables electromiográficas en la línea de base durante la fase de pre-extensión.....	78
Tabla 11. Descripción de las variables electromiográficas en la línea de base durante la fase de extensión.....	79
Tabla 12. Parámetros del reflejo H pre y post-tratamiento en ambos grupos de intervención.....	80
Tabla 13. Parámetros de EMG en la fase de pre-extensión pre y post-tratamiento en ambos grupos de intervención.....	82
Tabla 14. Parámetros de EMG en la fase de extensión pre y post-tratamiento en ambos grupos de intervención.....	83
Tabla 15. Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone sobre los parámetros del reflejo H.....	84
Tabla 16. Tamaño del efecto para las variables del reflejo H.	84
Tabla 17. Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone sobre la amplitud RMS de los músculos plantiflexores y dorsiflexores durante el PSP.	85

Tabla 18. Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone sobre la frecuencia mediana de los músculos plantiflexores y dorsiflexores durante el PSP.86

Tabla 19. Tamaño del efecto para las variables EMG durante el PSP en la fase de pre-extensión.86

Tabla 20. Tamaño del efecto para las variables EMG durante el PSP en la fase de extensión.87

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Mecanismos y vías de pérdida muscular, debido a la sarcopenia inducida por la ECV.....	33
Figura 2. Señal electromiográfica, estímulo (E), onda M y reflejo H.	38
Figura 3. Curva de reclutamiento reflejo H y onda M.....	39
Figura 4. Flujograma de procedimientos del estudio, reclutamiento, asignación y tratamiento de los participantes.	56
Figura 5. Secuencia de tratamiento con la técnicas de inhibición.....	66
Figura 6. Esquema del procedimiento de la prueba piloto.	68
Figura 7. Flujograma del estudio.....	75
Figura 8. Evaluación del tono muscular antes y después de la sesión de tratamiento en el grupo control.	79
Figura 9. Evaluación del tono muscular antes y después de la sesión de tratamiento en el grupo experimental.....	80
Figura 10. Duración de la onda H pre y postratamiento en ambos grupos de intervención.....	81
Figura 11. Índice $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ pre y postratamiento en ambos grupos de intervención.....	81
Figura 12. Mecanismos fisiológicos de acción de las TI y la FPJ sobre la espasticidad.....	107

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Evidencia de estudios del tratamiento fisioterapéutico en pacientes con ECV	145
Anexo B. Variables del estudio	146
Anexo C. Protocolo de evaluación antropométrica	148
Anexo D. Evaluación del tono muscular (Resistencia al movimiento pasivo)	152
Anexo E. Evaluación del reflejo H del músculo sóleo	154
Anexo F. Evaluación electromiográfica (EMG) de superficie	156
Anexo G. Archivo de instrucción Matlab	162
Anexo H. Tratamiento convencional	170
Anexo I. Tratamiento con la férula de presión de Johnstone	176
Anexo J. Evaluación inicial y final del participante	179
Anexo K. Formulario tamizaje	181
Anexo L. Resultados de la Prueba Piloto.....	187
Anexo M. Plan de recomendaciones	201
Anexo N. Carta de consentimiento informado	205

LISTA DE ABREVIATURAS

Ag/AgCl	PLATA/CLORURO DE PLATA
ANCOVA:	Análisis de Covarianza
AVD:	Actividades de la Vida Diaria
CCI:	Coefficiente de Correlación Intraclase
CIMV:	Contracción Isométrica Máxima Voluntaria
CISV	Contracción Isométrica Submáxima Voluntaria
CVM:	Contracción Voluntaria Máxima
DE:	Desviación Estándar
DI:	Dinamómetro Isocinético
EA:	Escala de Ashworth
EAM:	Escala de Ashworth Modificada
ECV:	Enfermedad Cerebro Vascular
ECNT:	Enfermedades Crónicas No Transmisibles
EEM	Error Estándar de la Medición
EM	Esclerosis Múltiple
EMG:	Electromiografía
ERM:	Escala de Rankin Modificada
FM:	Frecuencia Mediana
FMG:	Función Motora Gruesa
FNP :	Facilitación Neuromuscular Propioceptiva
FPJ	Férula de Presión de Johnstone
GM	Gastrocnemio Medial
GL	Gastrocnemio Lateral
GED:	Grupo de Estudio del Dolor
HNM:	Huso Muscular
Hmax/Mmax:	Hmáxima/Mmáxima
Hz:	Hertz
IB:	Índice de Barthel

IGF-1	Factor de Crecimiento Insulínico
IGFBP-3	Proteína de Unión del Factor de Crecimiento
IMC:	Índice de Masa Corporal
ISEK:	The International Society of Electrophysiology and Kinesiology
k:	Coeficiente de Kappa
MAV:	Movimiento Armonía y Vida
MCP:	Miosina de Cadena Pesada
MEC	Matriz Extracelular
MIF :	Medida de Independencia Funcional
MINP:	Miembro Inferior No Parético
MIP:	Miembro Inferior Parético
MRP	Mecanismo Reflejo Postural
mm:	Milímetros
MMII:	Miembros Inferiores
MMSS:	Miembros Superiores
MS	Miembro Superior
ms:	Milisegundos
mV:	Milivoltios
Nm:	Newton-metro
OTG:	Organo Tendinoso de Golgi
PA :	Potencial de Acción
PAMC	Potencial de Acción Muscular Compuesto
PC:	Parálisis Cerebral
PIM:	Patrones Inhibitorios de Movimiento
PSP:	Paso de Sedente a de Pie
RMS:	Raiz Media Cuadrada
RTE:	Reflejo Tónico de Estiramiento
SENIAM:	Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles
Seg:	Segundos
SNC:	Sistema Nerviso Central

SNMS:	Síndrome de Neurona Motora Superior
SO:	Sóleo
SPASM:	Support Programme for Assembly of Database for Spasticity
TA:	Tibial Anterior
TI	Técnicas de Inhibición
TIM:	Torque Isométrico Máximo
TB:	Tóxina Botulínica
UM:	Unidad Motora
V:	Voltios

GLOSARIO

ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA: Actividades o tareas que una persona lleva a cabo todos los días para mantener su independencia funcional.

BABINSKY: Reflejo primitivo que consiste en la extensión del grueso artejo y abanicamiento de los otros dedos como respuesta a un estímulo rápido en el borde lateral plantar del pie.

BALANCE: Habilidad para alinear los segmentos corporales contra gravedad y mantener o mover el centro de masa dentro de la base de soporte disponible.

CADENCIA: Número de pasos por unidad de tiempo.

CLONUS: Alteración cíclica y espasmódica de contracción y relajación muscular en respuesta al estiramiento mantenido y súbito de un músculo espástico.

COORDINACIÓN: Activación muscular secuencial y sincronizada en el tiempo, con la apropiada gradación de la intensidad de la contracción muscular.

ESTIRAMIENTO: Aplicación de fuerza manual o mecánica para relajar y elongar los tejidos contráctiles y no contráctiles.

ESPASTICIDAD: Desorden en el control sensoriomotor que ocurre debido a una lesión de Neurona Motora Superior (NMS) que se manifiesta con una activación muscular intermitente, involuntaria y sostenida.

HIPERREFLEXIA: Aumento de la respuesta de los reflejos osteotendinosos.

HIPERTONÍA: Aumento de la resistencia al movimiento pasivo.

ISQUEMIA: Bloqueo del flujo sanguíneo dentro de un área del cuerpo llevando a una interrupción de la transmisión de potenciales de acción a lo largo de la fibra neural.

PATRONES INHIBITORIOS DE MOVIMIENTO: Conjunto de posturas utilizadas para inhibir la actividad refleja anormal y los movimientos estereotipados; así como favorecer el reaprendizaje, mediante la manipulación y facilitación de los puntos claves de control (cabeza, cintura escapular y pélvica, y segmentos distales).

REFLEJO H: Reflejo espinal monosináptico estimulado eléctricamente que evalúa la excitabilidad de las fibras *Ia* del huso muscular y la vía motora eferente alfa.

REFLEJO: Respuesta estereotipada del músculo debido a un estímulo sensorial.

TÉCNICAS DE INHIBICION: Conjunto de procedimientos que tienen como objetivo relajar y elongar un músculo o un grupo muscular hipertónico, mediante la utilización del estiramiento, con el fin de activar los músculos antagonistas al espástico. Así mismo, éstas técnicas incluyen la utilización de los patrones inhibitorios de movimiento, definidos previamente.

TONO MUSCULAR: Resistencia al movimiento pasivo de un músculo.

TROMBO: Coágulo de sangre que se adhiere a la pared de un vaso sanguíneo.

RESUMEN

TÍTULO: EFECTO INMEDIATO DE LA FÉRULA DE PRESIÓN DE JOHNSTONE Y LAS TÉCNICAS DE INHIBICIÓN SOBRE LA ESPASTICIDAD DE LOS PLANTIFLEXORES EN LA ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR (ECV).*

AUTOR: ODAIR ALFONSO BACCA RAMIREZ**

PALABRAS CLAVES: Enfermedad Cerebro Vascular, férula de Johnstone, patrones inhibitorios de movimiento, estiramiento.

DESCRIPCIÓN:

Introducción: La espasticidad es una de las principales manifestaciones que generan alteración sensorio-motora después de la Enfermedad Cerebro Vascular. Para disminuir la espasticidad se han utilizado Técnicas de inhibición (TI) y la aplicación de la Férula de Presión de Johnstone (FPJ), sin embargo existe controversia sobre la eficacia de estas intervenciones. La FPJ puede ayudar a la inhibición del músculo espástico gracias al efecto de presión y estiramiento generado sobre los receptores cutáneos y musculares. **Objetivo:** Evaluar el efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular. **Metodos:** Se realizó un estudio experimental con enmascaramiento simple. Los participantes se asignaron aleatoriamente al grupo control GC (TI) y grupo experimental GE (TI y FPJ), ambos tratamientos tuvieron una duración de 25 minutos. Se realizó una evaluación pre y post-tratamiento del tono muscular, el reflejo H y la actividad EMG del cuello de pie. Las diferencias entre los grupos se calcularon con el Análisis de Covarianza (ANCOVA). **Resultados:** Participaron 30 sujetos con ECV (20 hombres y 10 mujeres), edad \bar{x} 60,3 \pm 5,7 años y tiempo de evolución \bar{x} 27,8 \pm 14,7 meses. El tono muscular disminuyó en ambos grupos, con una reducción de una nota según la EAM en el 33,3% de los participantes del GC ($p=0,02$) y en el 60% del GE ($p=0,002$). El análisis entre los grupos con el ANCOVA mostró que en el GE la duración de la onda H y el logaritmo del índice Hmáx/Mmáx disminuyeron comparado con el GC ($p<0,05$). **Conclusiones:** Las intervenciones realizadas, tienen un efecto inmediato en la disminución del tono muscular plantiflexor y la actividad refleja, pero no sobre el reclutamiento voluntario. La FPJ puede ser una herramienta complementaria para el tratamiento de la espasticidad post-ECV.

* Trabajo de grado

** Facultad de Salud. Escuela de Fisioterapia. Directora: María Solange Patiño, Fisioterapeuta - Magíster en Ciencias Del Movimiento. Codirectora: Esperanza Herrera - Fisioterapeuta - Doctora en Ciencias Fisiológicas.

ABSTRACT

TITLE: IMMEDIATE EFFECT OF JOHNSTONE PRESSURE SPLINT AND THE INHIBITION TECHNIQUES ON SPASTICITY OF PLANTIFLEXORES IN THE STROKE*

AUTHOR: ODAIR ALFONSO BACCA RAMIREZ**

KEYWORDS: Stroke, Johnstone splint, Inhibitory patterns of movement, stretch.

DESCRIPTION:

Introduction: Spasticity is one of the major events that generate altered sensorimotor after Stroke. To reduce the spasticity, it has been used Inhibition Techniques (IT) and the application of Johnstone pressure splint (JPS), however, there is controversy about the effectiveness of these interventions. The JPS can help spastic muscle inhibition due to the effect of pressure and stretching generated on skin and muscle receptors. **Purpose:** Evaluate the immediate effect of the JPS and IT on spasticity of plantiflexores in the Stroke. **Methods:** An experimental single blind study was performed. Participants are randomly assigned to two intervention groups: Control group CG (IT) and Experimental group EG (IT and JPS), both groups had a duration of 25 minutes. A pre- and post-treatment evaluation was performed of muscular tone, H-reflex and electromyography of the ankle. The differences between groups were calculated using the analysis of covariance (ANCOVA). **Results:** 30 subjects with Stroke participated (20 men and 10 women), aged 60.3 ± 5.7 years and evolution time 27.8 ± 14.7 months. Muscle tone decreased in both groups, with a reduction of one note according to the Modified Ashworth Scale in 33.3% of participants of CG ($p=0,02$) and in 60% of EG ($p=0,002$) In the analysis between groups with of ANCOVA was found a significant decrease of EG in the duration of H wave and the Hmax/Mmax ratio than to the CG ($p<0,05$). **Conclusions:** Interventions performed have an immediate effect on the decrease in plantiflexor muscle tone and reflex activity, but not on voluntary recruitment. The FPJ may be a complementary tool for the treatment of spasticity after stroke.

* Trabajo de grado

** Facultad de Salud. Escuela de Fisioterapia. Directora: María Solange Patiño, Fisioterapeuta - Magíster en Ciencias Del Movimiento. Codirectora: Esperanza Herrera - Fisioterapeuta - Doctora en Ciencias Fisiológicas.

INTRODUCCIÓN

A nivel mundial, en 2012 de un total de 56 millones de muertes, aproximadamente 38 millones (68%) se debieron a Enfermedades Crónicas No Transmisibles (ECNT)¹, de las cuales 6,7 millones correspondieron a Enfermedades Cerebro Vasculares (ECV)^{2 3}.

La ECV se define como la pérdida repentina de la función neurológica, ocasionada por la interrupción del flujo sanguíneo al cerebro, debido al bloqueo de un coágulo (isquemia) o la ruptura de un vaso (hemorragia). Esta disminución del suministro de oxígeno y nutrientes causa daños en el tejido cerebral, que puede durar por lo menos 24 horas o inclusive causar la muerte^{4 5}.

En Estados Unidos, anualmente la ECV afecta a 795.000 personas, de los cuales 610.000 corresponden al primer ataque y 185.000 son recurrentes. Aproximadamente, el 85% son infartos cerebrales, el 10% hemorragias cerebrales y 5% hemorragias subaracnoideas⁶. El 80% de los pacientes con ECV son mayores de 65 años y las cifras de prevalencia pueden seguir incrementándose, debido al envejecimiento poblacional⁷. En Colombia, los estudios de prevalencia evidencian un estimado entre 300 y 550 casos de ECV por 100.000 habitantes,

¹ WORLD HEALTH ORGANIZATION. Global status report on noncommunicable diseases 2014 [en línea]. World Health. 2014. p. 176. Disponible en: www.who.int/about/licensing/copyright_form/en/index.html.

² WORLD HEALTH ORGANIZATION. Cardiovascular Diseases (CVDs) [en línea]. 2017. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>

³ WORLD HEALTH ORGANIZATION. Stroke, Cerebrovascular accident 2014 [en línea]. 2014. Disponible en: http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/

⁴ *Ibidem*.

⁵ HANCOCK, Nicola, et al. National clinical guideline for stroke. R Coll Physicians, UK [en línea]. 2012. Disponible en: <http://www.rcplondon.ac.uk/sites/default/files/national-clinical-guidelines-for-stroke-fourth-edition.pdf>

⁶ *Ibidem*.

⁷ GO, Alan S., et al. Heart disease and stroke statistics-2014 update: a report from the American Heart Association. En: *Circulation*. Enero, 2014, vol. 129, no 3, p. e28-e292.

teniendo como factores asociados el tabaquismo, la obesidad, el sedentarismo y la edad mayor a 60 años⁸.

Clínicamente, la ECV genera una variedad de déficits sensoriales, motores, mentales, perceptuales y del lenguaje, que comprometen en grado variable la funcionalidad. Los estudios han mostrado que seis meses después de la ECV, entre el 60 y 80% de los pacientes caminan de forma independiente y el 26% son dependientes en las Actividades de la Vida Diaria (AVD)^{9 10}.

Otro de los problemas post-ECV es la espasticidad que afecta al 38% de los sobrevivientes después de 12 meses del episodio¹¹, con manifestaciones como activación involuntaria intermitente o sostenida de los músculos¹², hiperactividad refleja^{13 14} y presencia de reflejos patológicos, que afectan el control sensoriomotor, llevando a retracciones hipertónicas, debilidad muscular, así como alteraciones del control postural, en la coordinación y la funcionalidad^{15 16}.

La espasticidad presenta una prevalencia de 40-600/100.000, e incidencia de 30-485/100.000 en el Miembro Inferior Parético (MIP) y su compromiso en los

⁸ OROZCO VELEZ, Jorge Luis. Enfermedad Cerebro Vascular. En: Ministerio de la Protección Social. Guías para manejo de urgencias Tomo III. 3rd ed. Bogota; 2009. p. 169–177.

⁹ VAN DE PORT, Ingrid I, Kwakkel G, Schepers V, Lindeman E. Predicting mobility outcome one year after stroke: A prospective cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine*. Vol. 38, No. 4, p. 218–223.

¹⁰ KWAKKEL, Gert, et al. Predicting activities after stroke: What is clinically relevant? *International Journal of Stroke*, 2013, vol. 8, No. 1, p.25–32.

¹¹ DEMETRIOS, Marina, et al. Multidisciplinary rehabilitation following botulinum toxin and other focal intramuscular treatment for post-stroke spasticity. En: *Cochrane Database System Review*. Junio, 2013. vol. 6. CD009689.

¹² PANDYAN, Anand D, et al. Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. En: *Disability and rehabilitation*. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 2-6.

¹³ BHIMANI, Rozina H, et al. Clinical measurement of limb spasticity in adults: state of the science. En: *Journal of Neuroscience Nursing*. Abril, 2011, vol. 43, no. 2, p. 104-115.

¹⁴ SHEEAN, Geoffrey. The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology*, 2002, vol. 9, no s1, p. 3-9.

¹⁵ DEMETRIOS, op. cit.

¹⁶ LEE, Youngmin, et al. Effect of ankle-foot orthosis on lower limb muscle activities and static balance of stroke patients authors' names. En: *Journal of physical therapy science*. Febrero, 2014, vol. 26, no. 2, p. 179.

plantiflexores genera un impacto negativo en la movilidad, el balance y la funcionalidad, por lo cual, el paciente podría necesitar de ayudas funcionales o la supervisión de un cuidador^{17 18}.

En la intervención fisioterapéutica de estos problemas se utilizan diversos enfoques del ejercicio terapéutico y el entrenamiento funcional ^{19 20}, complementados con las modalidades físicas²¹. Para el manejo de la espasticidad, son utilizados el estiramiento mantenido y los Patrones Inhibitorios de Movimiento (PIM), los cuales tienen un nivel de evidencia B (recomendación favorable) y A (extremadamente recomendable), respectivamente^{22 23}.

Pollock y colaboradores²⁴ (2007) realizaron una revisión sistemática, comparando patrones inhibitorios y posicionamiento, estiramiento mantenido, Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP), reaprendizaje motor y un enfoque mixto, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas en la recuperación funcional y la función motora con estos enfoques de tratamiento ($p= 0,82$ y $0,80$, respectivamente).

¹⁷ MARTIN, Alison, et al. Epidemiological, humanistic, and economic burden of illness of lower limb spasticity in adults: a systematic review. En: Neuropsychiatric disease and treatment. Enero, 2014, vol. 10, p. 111.

¹⁸ SINGER, Jonathan C, et al. The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. Clinical Biomechanics. Octubre, 2013, vol. 28, no. 8, p. 921-926.

¹⁹ VAN PEPPEN, Roland PS, et al. The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence?. Clinical rehabilitation, 2004, vol. 18, no 8, p. 833-862.

²⁰ POLLOCK, Alex, et al. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke: a systematic review. En: Clinical Rehabilitation. Mayo, 2007, vol. 21, no. 5, p. 395-410.

²¹ *Ibídem*.

²² HANCOCK, Nicola, et al. National clinical guideline for stroke. R Coll Physicians, UK [en línea]. 2012. Disponible en: <http://www.rcplondon.ac.uk/sites/default/files/national-clinical-guidelines-for-stroke-fourth-edition.pdf>

²³ POLLOCK, op. cit.

²⁴ *Ibídem*.

Kwakkel y colaboradores²⁵ utilizaron un enfoque ecléctico para la reeducación de la extremidad superior e inferior, comparado con un grupo control (férula de presión de Johnstone), obteniendo mejores resultados en las AVD, la marcha, y la destreza en el grupo que enfatizó la intervención en el miembro inferior ($p < 0,05$). Estos resultados muestran la contribución de la rehabilitación de la extremidad inferior en la recuperación funcional.

Adicionalmente, para la espasticidad se han utilizado las Férulas de Presión de Johnstone (FPJ) como complemento del tratamiento fisioterapéutico, con un nivel de evidencia C (recomendación favorable, pero no concluyente)²⁶. La FPJ tiene un efecto positivo en la reeducación sensorial y la disminución de la excitabilidad refleja por efecto de la presión mantenida y el posicionamiento de los segmentos²⁷
²⁸.

Los estudios que comparan la FPJ (principalmente en miembro superior) con el tratamiento convencional y con los grupos sin intervención no han demostrado diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en la función motora, el tono muscular y las actividades funcionales²⁹ ³⁰. Sin embargo, la FPJ puede contribuir en la modulación del tono, los reflejos patológicos y promover la reeducación sensorial debido al efecto de presión circunferencial sobre los receptores cutáneos

²⁵ KWAKKEL, Gert; KOLLEN, Boudewijn J.; WAGENAAR, Robert C. Therapy impact on functional recovery in stroke rehabilitation: a critical review of the literature. *Physiotherapy*, 1999, vol. 85, no 7, p. 377-391.

²⁶ HANCOCK, Nicola, et al. National clinical guideline for stroke. R Coll Physicians, UK [en línea]. 2012. Disponible en: <http://www.rcplondon.ac.uk/sites/default/files/national-clinical-guidelines-for-stroke-fourth-edition.pdf>

²⁷ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints. 2009, p. 1–44. Disponible en: www.panat.info.

²⁸ JOHNSTONE, Margaret. The Physiotherapist. En: *The Stroke patient: Principles of Rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone. 1976. p. 27-37.

²⁹ FEYS, Hilde M, et al. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke a single-blind, randomized, controlled multicenter trial. En: *Stroke*. Abril, 1998, vol. 29, no. 4, p. 785-792.

³⁰ LANNIN, Natasha A y ADA, Louise. Neurorehabilitation splinting: theory and principles of clinical use. En: *NeuroRehabilitation*, 2010, vol. 28, no. 1, p. 21-28.

y musculares como el Organismo Tendinoso de Golgi (OTG) y el Huso Neuromuscular (HNM)^{31 32}.

Por lo anterior, la FPJ como complemento del tratamiento fisioterapéutico, puede disminuir la interferencia de la hipertonia muscular y mejorar el rango de movilidad del tobillo, promoviendo mayor activación muscular y un mejor desempeño funcional. De esta manera, las intervenciones contribuyen a mantener y mejorar la calidad de vida, evitando las complicaciones a largo plazo y disminuyendo los costos al sistema de salud.

Desde el punto de vista metodológico, es importante mencionar las limitaciones de estudios previos (muestras heterogéneas, tiempo variable de intervención, carencia de protocolos estandarizados y diversidad de variables o mediciones, entre otros). Adicionalmente, en la literatura no hay datos publicados sobre el uso de la FPJ post-ECV, ni sobre los efectos del tono muscular, la excitabilidad refleja y la actividad electromiográfica evaluadas en conjunto. Por lo anterior, se requieren nuevos estudios que sustenten la evidencia tanto del ejercicio terapéutico como de la FPJ; por tal motivo, es importante estudiar el efecto de estas intervenciones, estandarizando tanto la evaluación como el tratamiento, y controlando los posibles sesgos de selección, clasificación y confusión.

Este trabajo forma parte de las líneas investigativas: a) Evaluación y análisis del movimiento humano normal y alterado; y b) Modalidades del ejercicio terapéutico y sus efectos sobre el sistema neuromuscular, desarrolladas por los Grupos Movimiento Armonía y Vida (MAV) y Estudio del Dolor (GED) de la Escuela de Fisioterapia. Los resultados del presente estudio aportarán conocimiento sobre la

³¹ ROBICHAUD, Julie A; AGOSTINUCCI, James y VANDER LINDEN, Darl W. Effect of air-splint application on soleus muscle motoneuron reflex excitability in nondisabled subjects and subjects with cerebrovascular accidents. En: Physical therapy. Marzo, 1992, vol. 72, no. 3, p. 176-183.

³² ibídem.

intervención en el manejo de la espasticidad, que pueda extrapolarse a población con características similares y servir de línea de base para estudios posteriores.

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar el efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar las variables del tono muscular, la excitabilidad refleja y la actividad electromiográfica de los músculos tibial anterior, sóleo y gastrocnemios de los participantes obtenidas en la línea de base de los dos grupos de intervención.
- Evaluar en cada uno de los grupos los cambios producidos por la intervención sobre el tono muscular, la excitabilidad refleja y la actividad electromiográfica inmediatamente después de finalizar la sesión de tratamiento.
- Analizar entre los grupos de intervención las diferencias obtenidas en la evaluación de la espasticidad inmediatamente después de finalizada la sesión de tratamiento.

2. MARCO TEORICO

2.1 PATOKINESIS DE LA ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR (ECV)

2.1.1 Fisiopatología de la espasticidad. En la literatura no existe un acuerdo sobre el constructo que fundamenta la espasticidad, lo cual genera controversia sobre la definición, los métodos de medición y la interpretación de los resultados de la evaluación³³. Lance (1980) describe la espasticidad como una manifestación del Síndrome de Neurona Motora Superior (SNMS), cuyo trastorno motor se caracteriza por el incremento dependiente de la velocidad en el Reflejo Tónico de Estiramiento (RTE), acompañado de hiperreflexia tendinosa, resultante de la hiperexcitabilidad del reflejo de estiramiento³⁴.

Una definición posterior de Young y colaboradores³⁵ (1994) coincide con Lance en las manifestaciones motoras, las cuales son atribuidas al procesamiento intraespinal anormal de los impulsos aferentes primarios. Posteriormente, el proyecto SPASM (siglas en inglés de *Support Programme for Assembly of a database for Spasticity Measurement*)³⁶, propuso como definición de espasticidad "la alteración del control sensoriomotor derivada de una lesión de NMS, que se manifiesta con una activación muscular intermitente, involuntaria y sostenida", definición que se adoptará en la descripción de este trabajo.

Esta perspectiva propone una visión más amplia de la espasticidad, ya que no se centra únicamente en la dependencia de la velocidad sobre la respuesta de los reflejos tónicos de estiramiento, sino que enfatiza en la interacción de la

³³ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

³⁴ BRASHEAR, Allison. Espasticity due to Stroke pathophysiology. En: Spasticity: diagnosis and management. New York: Demos Medical publishing. 2011.p. 357-367.

³⁵ YOUNG, Robert R. Spasticity: a review. En: Neurology, 1994, vol. 44, no. 11, p. 12-20.

³⁶ BURRIDGE, op cit.

información motora y sensorial que regula la actividad del músculo³⁷. Además, plantea los efectos anormales de la información sensorial sobre el control motor, la presencia de actividad refleja liberada durante el reposo y el movimiento, especialmente durante actividades funcionales³⁸.

En la ECV, el inicio de la espasticidad es muy variable y puede presentarse a corto, mediano o largo plazo, sin evidencia concluyente sobre sus orígenes o elementos desencadenantes³⁹. La fisiopatología de la espasticidad es multifactorial, asociada con el individuo, el tipo de lesión, el tratamiento y el contexto, los cuales influyen en los cambios neurales y biomecánicos⁴⁰. Estas variaciones en la aparición de la espasticidad limitan la medición de la prevalencia, porque la naturaleza cambiante y el momento de inicio real pueden ser un factor de confusión en la interpretación de los resultados, razón por la cual no hay un consenso claro sobre el número de pacientes que desarrollan espasticidad después de una ECV⁴¹.

En general, la espasticidad surge de una disociación entre los estímulos sensoriales y las respuestas motoras⁴², debido al compromiso de los tractos corticoespinal, corticobulbar y reticuloespinal^{43 44 45 46}, que ocasionan una

³⁷ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

³⁸ BHIMANI, Rozina H, et al. Clinical measurement of limb spasticity in adults: state of the science. En: Journal of Neuroscience Nursing. Abril, 2011, vol. 43, no. 2, p. 104-115.

³⁹ WARD, Anthony B. A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. En: European Journal of Neurology. Enero, 2012, vol. 19, no. 1, p. 21-27.

⁴⁰ NIELSEN, Jens B, et al. Stretch reflex regulation in healthy subjects and patients with spasticity. En: Neuromodulation: Technology at the Neural Interface. Enero, 2005, vol. 8, no. 1, p. 49-57.

⁴¹ SOMMERFELD, Disa K, et al. Spasticity after stroke its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. En: Stroke. Enero, 2004, vol. 35, no. 1, p. 134-139.

⁴² WARD, Anthony B. A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. En: European Journal of Neurology. Enero, 2012, vol. 19, no. 1, p. 21-27.

⁴³ SHEEAN, Geoffrey. The pathophysiology of spasticity. European Journal of Neurology, 2002, vol. 9, no s1, p. 3-9.

⁴⁴ IVANHOE, Cindy B y REISTETTER, Timothy A. Spasticity: the misunderstood part of the upper motor neuron syndrome. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Octubre, 2004, vol. 83, no. 10, p. S3-S9.

alteración del movimiento voluntario y la postura^{47 48 49}, interfiriendo en el desarrollo de diferentes Actividades de la Vida Diaria (AVD)^{50 51 52 53}. En el cuello de pie, el umbral del reflejo de estiramiento del músculo sóleo se encuentra disminuido^{54 55}, posiblemente debido a un incremento en la excitabilidad de las motoneuronas alfa^{56 57}.

Otro aspecto importante a considerar es la variabilidad en el tiempo de aparición de la espasticidad (Tabla 1), que aparece en el 30% de los pacientes durante los primeros días o semanas⁵⁸. Wissel y colaboradores⁵⁹ mostraron que en el 24,5% la espasticidad inició en las primeras dos semanas, comprometiendo el cuello de

⁴⁵ MUKHERJEE, Angshuman y CHAKRAVARTY, Ambar. Spasticity mechanisms–for the clinician. En: *Frontiers in neurology*. Diciembre, 2010, vol. 1, p. 149.

⁴⁶ KHEDER, Ammar y NAIR, Krishnan Padmakumari Sivaraman. Spasticity: pathophysiology, evaluation and management. En: *Practical neurology*. Octubre, 2012, vol. 12, no. 5, p. 289-298.

⁴⁷ BHIMANI, Rozina H, et al. Clinical measurement of limb spasticity in adults: state of the science. En: *Journal of Neuroscience Nursing*. Abril, 2011, vol. 43, no. 2, p. 104-115.

⁴⁸ LEE, Youngmin, et al. Effect of ankle-foot orthosis on lower limb muscle activities and static balance of stroke patients authors' names. En: *Journal of physical therapy science*. Febrero, 2014, vol. 26, no. 2, p. 179.

⁴⁹ MUKHERJEE, op. cit.

⁵⁰ PANDYAN, Anand D, et al. Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. En: *Disability and rehabilitation*. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 2-6.

⁵¹ BRAININ, Michael, et al. Poststroke chronic disease management: towards improved identification and interventions for poststroke spasticity-related complications. En: *International Journal of Stroke*. Febrero, 2011, vol. 6, no. 1, p. 42-46.

⁵² OLNEY, Sandra J y RICHARDS, Carol. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. En: *Gait & Posture*, 1996, vol. 4, no. 2, p. 136-148.

⁵³ WOOLLEY, Sandra M. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in stroke rehabilitation*, 2001, vol. 7, no 4, p. 1-18.

⁵⁴ LEVIN, Mindy F y FELDMAN, Anatol G. The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. En: *Brain research*. Septiembre, 1994, vol. 657, no. 1, p. 23-30.

⁵⁵ NIELSEN, Jens y SINKJAER, Thomas. A comparison of clinical and laboratory measures of spasticity. *Mult Sclerosis*. 1996;1(5):296–301.

⁵⁶ POWERS, R K; MARDER-MEYER, J y RYMER, W Z. Quantitative relations between hypertonia and stretch reflex threshold in spastic hemiparesis. *Annals of neurology*, 1988, vol. 23, no 2, p. 115-124.

⁵⁷ TROMPETTO, Carlo, et al. Pathophysiology of spasticity: implications for neurorehabilitation. En: *BioMed research international*. Octubre, 2014, vol. 2014.

⁵⁸ THIBAUT, Aurore, et al. Spasticity after stroke: physiology, assessment and treatment. En: *Brain Injury*. Julio, 2013, vol. 27, no. 10, p. 1093-1105.

⁵⁹ WISSEL, Jörg, et al. Early development of spasticity following stroke: a prospective, observational trial. En: *Journal of neurology*. Julio, 2010, vol. 257, no. 7, p. 1067-1072.

pie en un 66% de los pacientes. Sommerfeld y colaboradores⁶⁰, encontraron en pacientes con ECV que el 19% desarrollaron espasticidad al tercer mes post-ECV. Entre tanto, Urban y colaboradores⁶¹ encontraron que la espasticidad inició 6 meses post-evento en el 42,6% de los casos.

Tabla 1. Estudios sobre el tiempo de inicio de la espasticidad en la ECV.

ESTUDIOS*	AUTOR	PACIENTES CON ECV (n)	PREVALENCIA DE ESPASTICIDAD
Corto plazo	Sommerfeld D et al ⁽³²⁾ .	95	< 1 semana: 21%; 3 meses: 19%
	Wissel J et al ⁽⁴⁴⁾ .	103	6 días: 24,5%; 6 semanas: 26,7%; 16 semanas: 21,7%
Mediano plazo	Urban P et al ⁽⁴⁵⁾ .	211	6 meses: 42,6%
Largo plazo	Watkins C et al ⁽⁴⁶⁾ .	106	1 año: 27%
	Lundstrom E et al ⁽⁴⁷⁾ .	140	1 año: 17%
	Welmer A et al ⁽⁴⁸⁾ .	66	18 meses: 20%

*En todos los estudios utilizaron la Escala de Ashworth Modificada. Adaptado de WARD, Anthony B. A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. En: *European Journal of Neurology*. Enero, 2012, vol. 19, no. 1, p. 21-27.

Watkins y colaboradores⁶² (2002) y Lundstrom y colaboradores⁶³ (2008) evaluaron la espasticidad después de un año de la ECV, encontrando una prevalencia del 27% y 17%, respectivamente. Por otro lado, Welmer y colaboradores⁶⁴ encontraron una prevalencia del 20% a los 18 meses post-ECV.

⁶⁰ SOMMERFELD, Disa K, et al. Spasticity after stroke its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. En: *Stroke*. Enero, 2004, vol. 35, no. 1, p. 134-139.

⁶¹ URBAN, Peter P, et al. Occurrence and clinical predictors of spasticity after ischemic stroke. En: *Stroke*. Septiembre, 2010, vol. 41, no. 9, p. 2016-2020.

⁶² WATKINS, C L, et al. Prevalence of spasticity post stroke. En: *Clinical rehabilitation*. Agosto, 2002, vol. 16, no. 5, p. 515-522.

⁶³ LUNDSTRÖM, Erik; TERÉNT, Andreas y BORG, Jörgen. Prevalence of disabling spasticity 1 year after first-ever stroke. En: *European journal of neurology*. Junio, 2008, vol. 15, no. 6, p. 533-539.

⁶⁴ WELMER, A.-K.; WIDÉN HOLMQVIST, L.; SOMMERFELD, D. K. Location and severity of spasticity in the first 1–2 weeks and at 3 and 18 months after stroke. *European journal of neurology*, 2010, vol. 17, no 5, p. 720-725.

En conclusión, la espasticidad podría establecerse con mayor frecuencia entre el primer y el sexto mes post-ECV con una prevalencia entre el 19 y 42%, sin embargo puede acrecentarse en la etapa crónica aproximadamente hasta los 18 meses, tiempo en el cual, los autores mencionan mayores cambios biomecánicos que neurales en la estructura del músculo^{65 66}.

2.1.2 Cambios biomecánicos e histológicos del músculo espástico. En pacientes espásticos se sugiere que el incremento en el reflejo de estiramiento no es el principal mecanismo responsable de la alteración del movimiento. Por lo tanto, se deben considerar los cambios en las propiedades mecánicas de la fibra muscular, los cuales pueden estar relacionados con una transmisión sináptica inadecuada de las motoneuronas. Adicionalmente, las unidades motoras, los elementos elásticos, la longitud de las fibras musculares y el número de sarcomeras en serie se reducen; lo cual altera el acoplamiento y deslizamiento de los puentes cruzados, que contribuyen al aumento del tono muscular^{67 68 69}.

Por otro lado, se ha descrito la importancia del rol de La Matriz Extracelular (MEC) del músculo esquelético en la transmisión, mantenimiento, reparación de la fibra muscular y en el soporte de la función mecánica pasiva del músculo. Diferentes autores mencionan que la MEC del músculo espástico evidencia centralización del núcleo y aumento de la concentración de colágeno en el perimisio debido a su

⁶⁵ SHILT, Jeffrey S; SEIBERT, Pennie S y KADYAN, Vivek. Optimal management for people with severe spasticity. En: Degenerative Neurological and Neuromuscular Disease. Octubre, 2012, vol. 2, p. 133-140.

⁶⁶ FAIST, M.; BERGER, W.; DIETZ, V. Changes in mechanical muscle fibre properties may contribute to spastic muscle hypertonia. En Annales de réadaptation et de médecine physique. Elsevier Masson, 1999. p. 493-496.

⁶⁷ IVANHOE, Cindy B y REISTETTER, Timothy A. Spasticity: the misunderstood part of the upper motor neuron syndrome. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Octubre, 2004, vol. 83, no. 10, p. S3-S9.

⁶⁸ FAIST, op. cit.

⁶⁹ FORAN, Jared, STEINMAN, Suzanne, BARASH, Ilona et al. En: Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. Octubre, 2005, vol.47, no. 10, p. 713-717.

estrecha relación con los fibroblastos, lo cual podría explicar la rigidez y fibrosis de la fibra muscular^{70 71}.

Según el tiempo de evolución post-ECV, las propiedades contráctiles del músculo cambian gradualmente, alterando la función motora, lo cual se asocia con la acumulación de tejido conectivo (colágeno), que puede generar pérdida progresiva de fibras musculares, retracciones musculares, fibrosis y contracturas, que potencialmente limitan la amplitud del movimiento articular^{72 73 74}. Los cambios musculares tales como: la pérdida de masa muscular, disminución del área de sección transversa de la fibra y aumento de los depósitos de grasa intramuscular se producen entre la tercera semana y sexto mes después de la ECV en ambas extremidades^{75 76}, provocando cambios en el desempeño muscular^{77 78} (Figura 1).

⁷⁰ FORAN, Jared, STEINMAN, Suzanne, BARASH, Ilona et al. En: Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. Octubre, 2005, vol.47, no. 10, p. 713-717.

⁷¹ BAR-ON, Lynn, et al. Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy. BioMed research international, 2015, vol. 2015.

⁷² FORAN, op. cit.

⁷³ LIEBER, Richard L y WARD, Samuel R. Cellular mechanisms of tissue fibrosis. 4. Structural and functional consequences of skeletal muscle fibrosis. En: American Journal of Physiology-Cell Physiology. Agosto, 2013, vol. 305, no. 3, p. C241-C252.

⁷⁴ O'DWYER, N J; ADA, L y NEILSON, P D. Spasticity and muscle contracture following stroke. En: Brain. Octubre, 1996, vol. 119, no 5, p. 1737-1750.

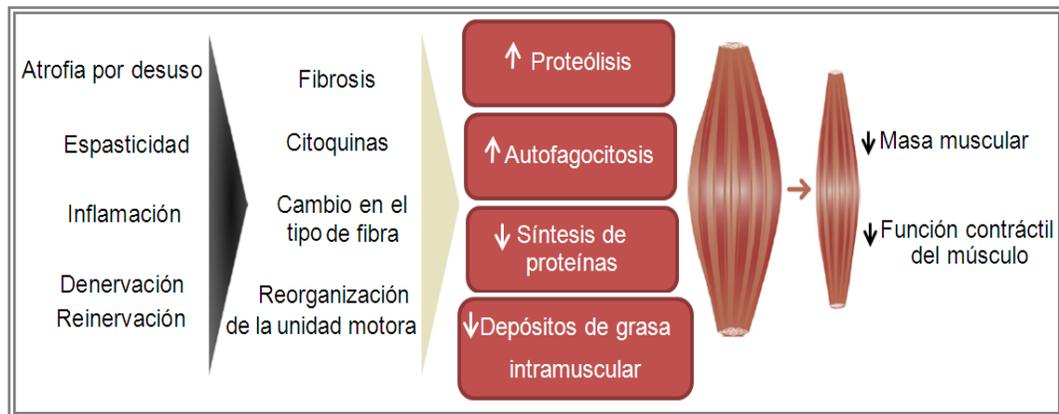
⁷⁵ CARIN-LEVY, Gail, et al. Longitudinal changes in muscle strength and mass after acute stroke. En: Cerebrovascular Diseases. Enero, 2006, vol. 21, no. 3, p. 201-207.

⁷⁶ JØRGENSEN, L.; JACOBSEN, B. K. Changes in muscle mass, fat mass, and bone mineral content in the legs after stroke: a 1 year prospective study. Bone, 2001, vol. 28, no 6, p. 655-659.

⁷⁷ ENGLISH, Coralie, et al. Reviews: Loss of skeletal muscle mass after stroke: a systematic review. En: International Journal of Stroke. Octubre, 2010, vol. 5, no. 5, p. 395-402.

⁷⁸ SCHERBAKOV, Nadja, et al. Stroke induced Sarcopenia: muscle wasting and disability after stroke. En: International journal of cardiology. Diciembre, 2013, vol. 170, no. 2, p. 89-94.

Figura 1. Mecanismos y vías de pérdida muscular, debido a la sarcopenia inducida por la ECV.



Adaptado de Scherbakov N et al. Stroke induced Sarcopenia: muscle wasting and disability after stroke. Int J Cardiol. 2013;170(2): 89-94.

También se debe considerar que la degradación muscular puede generarse debido al aumento de procesos catabólicos, en los cuales estructuras tales como el tejido graso y óseo pueden verse afectados⁷⁹. En una revisión sistemática en pacientes con ECV, se evidenció en la mayoría de los estudios un incremento de la masa grasa de las extremidades paréticas comparadas con las no paréticas, entre 6 y 12 meses post-ECV (promedio de las diferencias 1935 gr, IC del 95% desde 1031 hasta 2839, $p < 0,001$)⁸⁰.

Las fibras musculoesqueléticas tienen un gran potencial de adaptación, sin embargo, poco se conoce acerca de los mecanismos moleculares de la atrofia, el cambio de fenotipo post-ECV y su relación con la edad, la cual contribuye en los cambios de distribución del tipo de fibra, disminución en las fibras de contracción rápida (Miosina de Cadena Pesada (MCP) tipo II y IIX) y aumento mitocondrial en

⁷⁹ SCHERBAKOV, Nadja, et al. Stroke induced Sarcopenia: muscle wasting and disability after stroke. En: International journal of cardiology. Diciembre, 2013, vol. 170, no. 2, p. 89-94.

⁸⁰ ENGLISH, Coralie, et al. Reviews: Loss of skeletal muscle mass after stroke: a systematic review. En: International Journal of Stroke. Octubre, 2010, vol. 5, no. 5, p. 395-402.

las fibras musculares de contracción lenta (MCP tipo I)⁸¹. Otros autores, reportan un mayor incremento en el porcentaje de las fibras de contracción rápida en el MIP, mientras, en el Miembro Inferior No Parético (MINP) predomina un metabolismo oxidativo (MCP tipo I)^{82 83}.

Ramsay y colaboradores⁸⁴ compararon el volumen muscular del MIP y el MINP en 11 pacientes crónicos post-ECV (□ edad: 61,9±8 años). Dichos autores encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) en la disminución del volumen muscular del lado parético, con un promedio de cambio individual del 23% para los músculos sóleo, gastrocnemio medial y lateral. Lo anterior puede explicar la disminución en la capacidad de generar fuerza, especialmente durante el apoyo medio y la propulsión en la marcha.

Silva-Couto y colaboradores⁸⁵ encontraron una disminución del 25% en la concentración del Factor de Crecimiento Insulínico (IGF-1) y del 40% en la Proteína de Unión del Factor de Crecimiento (IGFBP-3), siendo uno de los posibles factores asociados con la atrofia y debilidad muscular. Además, se evidenció una reducción del volumen muscular en el vasto medial (32%), vasto intermedio (29%), bíceps femoral (16%), semitendinoso y semimembranoso (12%); disminución del torque pico y potencia de los flexo-extensores de rodilla y alteración en la activación de los agonistas y antagonistas en pacientes crónicos post-ECV, comparado con personas saludables.

⁸¹ KOSTKA, Tomas. Quadriceps maximal power and optimal shortening velocity in 335 men aged 23–88 years. En: European journal of applied physiology. Octubre, 2005, vol. 95, no. 2-3, p. 140-145.

⁸² FORAN, Jared, STEINMAN, Suzanne, BARASH, Ilona et al. En: Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. Octubre, 2005, vol.47, no. 10, p. 713-717.

⁸³ DE DEYNE, Patrick, HAFER-MACKO, Charlene et al. En: Muscle molecular phenotype after stroke is associated with gait speed. Agosto, 2004, vol.30, no. 2, p. 209-215.

⁸⁴ RAMSAY, John W, et al. Paretic muscle atrophy and non-contractile tissue content in individual muscles of the post-stroke lower extremity. En: Journal of biomechanics. Noviembre, 2011, vol. 44, no. 16, p. 2741-2746.

⁸⁵ SILVA-COUTO, Marcela de Abreu, et al. Muscle atrophy, voluntary activation disturbances, and low serum concentrations of IGF-1 and IGFBP-3 are associated with weakness in people with chronic stroke. Physical therapy, 2014, vol. 94, no 7, p. 957-967.

En conclusión, los cambios en el tipo de fibra muscular y la disminución del área de sección transversa del músculo espástico contribuyen en la aparición de atrofia muscular, generando déficit en la generación de fuerza, así como disminución en la velocidad de contracción, que conlleva a limitaciones funcionales para la realización de traslados y la deambulaci6n^{86 87}.

2.1.3 Medici6n de la espasticidad. En la literatura no se ha establecido una prueba estandar "gold standard" para evaluar la espasticidad⁸⁸, posiblemente debido a la controversia sobre el constructo que la fundamenta.

El Proyecto SPASM (2005), categoriz6 las mediciones de la espasticidad en los enfoques biomecánico, neurofisiol6gico y clínico, los cuales son métodos directos e indirectos que cuantifican y clasifican la respuesta eléctrica del sistema neural y motor (ej: Electromiografía (EMG) y el reflejo H)^{89 90 91} y evalúan la resistencia al movimiento pasivo (ej: Escala de Ashworth Modificada EAM).

La aplicaci6n de un único método de medici6n de la espasticidad, proporciona informaci6n sobre un aspecto específico de la fisiopatología, mostrando así, la necesidad de medir la espasticidad con diversas herramientas como la EAM, el reflejo H y la EMG⁹².

⁸⁶ ALEGRE, Dalva Cruz Monte, et al. Plasticidade muscular: do músculo sadio ao espástico. En: Scire Salutis, 2012, vol. 2, no. 1, p. 16-34.

⁸⁷ SIONS, J Megan, et al. Age-and stroke-related skeletal muscle changes: a review for the geriatric clinician. En: Journal of geriatric physical therapy. Julio, 2012, vol. 35, no. 3, p. 155-161.

⁸⁸ ANNASWAMY, Thiru, et al. Measurement of plantarflexor spasticity in traumatic brain injury: Correlational study of resistance torque compared with the modified Ashworth scale. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Mayo, 2007, vol. 86, no. 5, p. 404-411.

⁸⁹ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

⁹⁰ ANNASWAMY, op. cit.

⁹¹ SODERBERG, Gary L y KNUTSON, Loretta M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. En: Physical therapy. Julio, 2000, vol. 80, no. 5, p. 485-498.

⁹² VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIĆ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

2.1.3.1 Escala de Ashworth modificada. La EAM es una escala ordinal de 6 puntos⁹³, que se basa en una interpretación subjetiva del evaluador sobre la resistencia al movimiento pasivo de las extremidades. Esta escala es más específica para evaluar hipertonía que espasticidad, sin embargo, los dos fenómenos están estrechamente relacionados y la escala es ampliamente aceptada como una herramienta clínica reproducible y adecuada para valorar la espasticidad⁹⁴.

La variabilidad de los resultados en los estudios de reproducibilidad de la EAM, puede atribuirse a la falta de estandarización en los protocolos de evaluación^{95 96}. Adicionalmente, se debe considerar la experticia del evaluador que influye durante la ejecución y análisis de la prueba; en los cuales debe considerarse la relajación del paciente, las propiedades viscoelásticas del músculo y la actividad refleja evocada⁹⁷.

Es importante mencionar, que en algunos estudios de pruebas diagnósticas se evidencian problemas con la herramienta estadística utilizada, por ejemplo, en el estudio de Blackburn y colaboradores⁹⁸, evaluaron la reproducibilidad intra e interevaluador de la EAM en personas con ECV con la Tau-b de Kendall, la cual evalúa asociación entre dos variables y no la reproducibilidad.

⁹³ CLOPTON, Nancy, et al. Interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in children with hypertonia. En: *Pediatric physical therapy*, 2005, vol. 17, no. 4, p. 268-274.

⁹⁴ PLATZ, T, et al. Clinical scales for the assessment of spasticity, associated phenomena, and function: a systematic review of the literature. En: *Disability and rehabilitation*. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 7-18.

⁹⁵ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: *Disability & Rehabilitation*. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

⁹⁶ PLATZ, op. cit.

⁹⁷ PISANO, Fabrizio, et al. Quantitative evaluation of normal muscle tone. En: *Journal of the neurological sciences*. Febrero, 1996, vol. 135, no. 2, p. 168-172.

⁹⁸ BLACKBURN, Marjan; VAN VLIET, Paulette y MOCKETT, Simon P. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. En: *Physical therapy*. Enero, 2002, vol. 82, no. 1, p. 25-34.

De forma específica, la reproducibilidad de los gastrocnemios y sóleo ha sido baja comparada con otros segmentos como cadera y rodilla⁹⁹ (Tabla 2). Gregson y colaboradores¹⁰⁰ y Ansari y colaboradores¹⁰¹ reportaron moderada reproducibilidad intra e interevaluadores en pacientes con ECV. Clopton y colaboradores¹⁰² encontraron hallazgos similares en niños con parálisis cerebral, con moderada reproducibilidad interevaluadores para los gastrocnemios y el sóleo, respectivamente. Entre tanto, la reproducibilidad intraevaluador fue buena para los gastrocnemios y moderada para el sóleo con un Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) de 0.64 y 0.54 respectivamente.

Tabla 2. Reproducibilidad de la Escala de Ashworth Modificada (EAM) en los músculos plantiflexores.

Autor	Población	Músculo	Reproducibilidad	
			Intraevaluador	Interevaluador
Gregson J, et al. 2000.	n: 35 ECV aguda; edad: 65-80 años.	Plantiflexores	Kw: 0,59-0,64	Kw: 0,45-0,51
Clopton N, et al. 2005.	n: 17 niños con hipertonia; edad: 2-17 años.	Gastronemios Sóleo	CCI: 0,64 CCI: 0,54	CCI: 0,45 CCI: 0,33
Ansari N, et al. 2008.	n: 26 hemipléjicos; edad: 25-84 años.	Plantiflexores	K: 0,51±0,12.	K: 0,54±0,11.

n: Tamaño de muestra; **Kw**: Kappa Ponderada; **CCI**: Coeficiente de Correlación Intraclase; **IC**: Intervalo de Confianza; **K**: Kappa; **DE**: Desviación Estándar.

Finalmente, se puede concluir que la EAM es útil en la clínica para evaluar el tono muscular, ya que determina la resistencia al movimiento pasivo en el músculo

⁹⁹ ALTMAN, Douglas G. Practical statistics for medical research. London: Chapman and Hall; 1991. 280 p.

¹⁰⁰ GREGSON, Janine M, et al. Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. En: Age and ageing. Mayo, 2000, vol. 29, no. 3, p. 223-228.

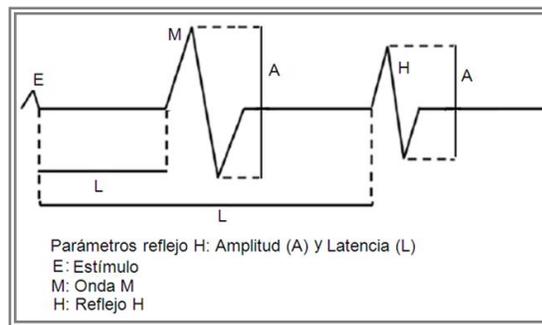
¹⁰¹ ANSARI, Nouredin Nakhostin, et al. The interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of muscle spasticity: limb and muscle group effect. En: NeuroRehabilitation, 2008, vol. 23, no. 3, p. 231.

¹⁰² CLOPTON, Nancy, et al. Interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in children with hypertonia. En: Pediatric physical therapy, 2005, vol. 17, no. 4, p. 268-274.

espástico, la cual sumada a mediciones neurofisiológicas y biomecánicas permiten una evaluación más integral de la espasticidad.

2.1.3.2 Reflejo de hoffman o reflejo H. Una de las mediciones neurofisiológicas indirectas de la espasticidad es el Reflejo de Hoffmann (reflejo H), que evalúa la excitabilidad de las fibras **la** del huso muscular en el reflejo monosináptico, el cual se estimula de forma eléctrica¹⁰³. Estas fibras sensoriales viajan a la médula espinal, donde realizan sinapsis con las motoneuronas alfa para generar el Potencial de Acción (PA) obtenido en el músculo^{104 105}. En el trazado electromiográfico se registra la onda H, obtenida con un estímulo eléctrico subumbral y la onda M generada por la estimulación directa de los axones motores del nervio periférico¹⁰⁶. (Figura 2 y 3)

Figura 2. Señal electromiográfica, estímulo (E), onda M y reflejo H.



Adaptada de Voerman G et al. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disabil Rehabil.*2005;27(1-2):33-68.

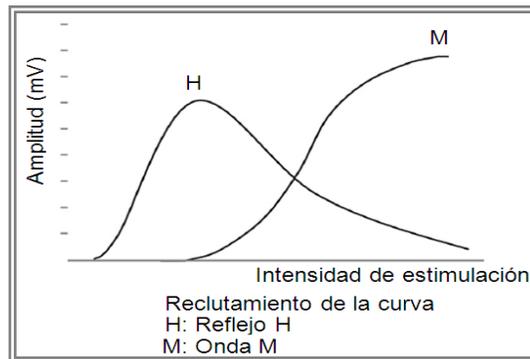
¹⁰³ KOHAN, Amir Hassan, et al. Comparison of modified Ashworth scale and Hoffmann reflex in study of spasticity. En: *Acta Medica Iranica*. Mayo, 2010, vol. 48, no. 3, p. 154-157.

¹⁰⁴ FISHER, Morris A. AAEM Minimonograph# 13: H reflexes and F waves: physiology and clinical indications. En: *Muscle & nerve*. Noviembre, 1992, vol. 15, no. 11, p. 1223-1233.

¹⁰⁵ LATASH, Mark L. Monosynaptic reflexes. En: *Neurophysiological basis of movement*. 2 ed. United States of America: Human Kinetics. 2008. p. 73-79.

¹⁰⁶ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: *Journal of Athletic Training*. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

Figura 3. Curva de reclutamiento reflejo H y onda M.



Adaptada de Voerman G et al. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disabil Rehabil.*2005;27(1-2):33-68.

El reflejo H es una herramienta útil para detectar el incremento de la excitabilidad de las neuronas y la disminución en la inhibición de los centros superiores en pacientes con espasticidad¹⁰⁷. Además, su evaluación se ha utilizado para comparar los efectos terapéuticos de diversas intervenciones, mediados por la inhibición o activación del arco reflejo, así mismo, se ha utilizado para analizar la validez de otras pruebas diagnósticas^{108 109}.

Los parámetros más estudiados son la latencia, la amplitud de la onda H y el índice Hmáximo/Mmáximo (Hmax/Mmax)¹¹⁰. La latencia es definida como el tiempo de conducción desde el inicio del estímulo al comienzo de la deflexión inicial del Potencial de Acción Muscular Compuesto (PAMC), mientras, la amplitud es medida como la diferencia en mV entre el pico positivo y negativo de la señal

¹⁰⁷ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: *Disability and rehabilitation*. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

¹⁰⁸ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: *Journal of Athletic Training*. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

¹⁰⁹ PALMIERI, Riann M; HOFFMAN, MARK A y INGERSOLL, CHRISTOPHER D. Intersession reliability for H-reflex measurements arising from the soleus, peroneal, and tibialis anterior musculature. En: *International Journal of Neuroscience*. Julio, 2002, vol. 112, no. 7, p. 841-850.

¹¹⁰ SEHGAL, Nalini y MCGUIRE, J R. Beyond Ashworth. Electrophysiologic quantification of spasticity. En: *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. Noviembre, 1998, vol. 9, no 4, p. 949-79.

electromiográfica^{111 112}. Por otro lado, el índice $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ es calculado como la proporción de la máxima amplitud de la onda H sobre la onda M¹¹³.

Se han encontrado diversos factores que pueden modular la amplitud del reflejo H del sóleo y afectar su reproducibilidad, tales como: la posición corporal y la actividad muscular; lo cual indica la importancia de estandarizar su evaluación, manteniendo una posición cómoda y relajada¹¹⁴. En decúbito supino y de pie se ha encontrado de buena a muy buena reproducibilidad intra e interevaluadores para el reflejo H del sóleo en personas saludables, oscilando entre 0,80 y 0,97 el CCI^{115 116} (Tabla 3). En la literatura, pocos estudios han evaluado la reproducibilidad en sedente comparado con otras posiciones¹¹⁷. Chen Y y colaboradores¹¹⁸ encontraron buena reproducibilidad test-retest del reflejo H del sóleo en posición sedente en personas saludables con diferentes posiciones del cuello de pie (neutro, plantiflexión y dorsiflexión).

¹¹¹ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

¹¹² FUNASE, Kozo y MILES, Timothy S. Observations on the variability of the H reflex in human soleus. En: Muscle & nerve. Marzo, 1999, vol. 22, no. 3, p. 341-346.

¹¹³ GHOTBI, N, et al. The investigation of criterion validity of the modified Ashworth scale using the alpha motoneuron excitability indicators. En: Acta Medica Iranica. Mayo-Junio, 2007, vol. 45, no. 4, p. 290-294.

¹¹⁴ AL AMER, Hamad. The influence of different sitting postures on soleus H-reflex in normal subjects. Tesis Doctoral. Texas: Texas Woman's University, 2012. p. 85-122.

¹¹⁵ HOPKINS, Will G. Measures of reliability in sports medicine and science. Sports medicine, 2000, vol. 30, no 1, p. 1-15.

¹¹⁶ MYNARK, Richard G. Reliability of the soleus H-reflex from supine to standing in young and elderly. En: Clinical neurophysiology. Junio, 2005, vol. 116, no. 6, p. 1400-1404.

¹¹⁷ AL AMER, Hamad. The influence of different sitting postures on soleus H-reflex in normal subjects. Tesis Doctoral. Texas: Texas Woman's University, 2012. p. 85-122.

¹¹⁸ CHEN, Yung-Sheng, et al. Test-retest reliability of the soleus H-reflex is affected by joint positions and muscle force levels. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. Octubre, 2010, vol. 20, no. 5, p. 980-987.

Tabla 3. Reproducibilidad de la evaluación del Reflejo H del músculo sóleo.

Autor	Población	Posición	Reproducibilidad Intraevaluador
Hopkins J et al. 2000.	n: 13 Niños saludables. Edad: □ 10±2,6 años.	Supino De pie	CCI: 0,93 CCI: 0,85
Christie A et al. 2004.	n: 24 Adultos saludables (no se menciona edad).	Prono	Amplitud onda m CCI: 0,96
Mynark R et al. 2005.	n: 10 Adultos mayores saludables (□ 69,1±5,2 años).	Supino De pie	CCI: 0,97 CCI: 0,91
	n: 10 Adultos jóvenes saludables (□ 23,2±2,5 años).	Supino De pie	CCI: 0,99 CCI: 0,97
Chen Y et al, 2010.	n: 10 personas saludables (□ 24,9±5 años).	Sedente con: Tobillo en neutro (0°) 20° de plantiflexión 20° de dorsiflexión	CCI: 0,96 CCI: 0,96 CCI: 0,84

n: Tamaño de muestra; CCI: Coeficiente de Correlación Intraclase.

Con lo anterior, se puede concluir que la evaluación del reflejo H es una prueba útil y reproducible, cuya medición permite detectar con mayor precisión el incremento de la excitabilidad refleja en pacientes con espasticidad.

2.1.3.4 Electromiografía de superficie. La Electromiografía (EMG) captura la señal mioeléctrica que se produce durante la contracción, resultante de los potenciales de acción de las fibras musculares¹¹⁹. El origen de la señal se basa en la captación extracelular de los fenómenos fisiológicos involucrados en la generación del PA, que se activa por cada Unidad Motora (UM) durante la contracción muscular^{120 121}.

En la EMG se utilizan electrodos de superficie para monitorizar, captar y amplificar la actividad eléctrica generada por el músculo^{122 123}. Es una herramienta segura,

¹¹⁹ CARVALHO, Lucas. C., et al. Eletromiograma superficial na avaliação da função muscular de pacientes hemiparéticos sob tratamento fisioterapêutico. Memorias Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, 2001, vol. 2.

¹²⁰ *Ibidem*.

¹²¹ COSTA, Marcus Vinícius Chaffim. Compressão de sinais de eletromiografia explorando correlação bidimensional. Tesis de Maestría. Brasília: Universidade de Brasília, 2008. p.6-24.

¹²² BHIMANI, Rozina y ANDERSON, Lisa. Clinical Understanding of Spasticity: Implications for Practice. En: Rehabilitation research and practice. Septiembre, 2014, vol. 2014. p. 279175.

sensible y no invasiva^{124 125} que evalúa la actividad muscular, su sincronización, la intensidad y duración de la contracción¹²⁶. Además, permite registrar y analizar la actividad muscular dinámica durante actividades específicas o de la vida diaria¹²⁷ y cuantificar los resultados de una intervención¹²⁸.

El registro EMG dinámico y estático depende de algunos factores como: el grado de señal no-estacionaria, las capas de tejido subcutáneo, la velocidad de conducción de la fibra muscular, propagación de las zonas de inervación entre las unidades motoras, interferencia del “crosstalk” o señal cruzada, tamaño y forma de los electrodos, distancia inter-electrodo y la localización de los electrodos a lo largo del músculo^{129 130}.

Para controlar estos aspectos, la Comunidad Europea del Proyecto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)¹³¹ y la ISEK (The International Society of Electrophysiology and Kinesiology)¹³², han

¹²³ ALMEIDA CHALUB, Andressa. O uso da electromiografia de superficie como recurso de avaliacao e tratamento fisioterapêutico em individuos hemiparéticos crônicos. [En línea] [Citado 18-marzo-2014]. Disponible en internet: <http://www.pergamum.univale.br/pergamum/tcc/Ousodaeletromiografiadesuperficiecomorecursodeavaliacaoetratamentofisioterapeuteticoscronicos.pdf>

¹²⁴ HERMENS, Hermie J, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. En: Journal of electromyography and Kinesiology. Octubre, 2000, vol. 10, no. 5, p. 361-374.

¹²⁵ STONE, Thomas Alexander. Characteristics of muscle activation patterns at the ankle in stroke patients during walking. 2006. Tesis Doctoral. Bournemouth University.

¹²⁶ PRUDENTE, Cecilia Nasciutti. Padrão de coordenação neuromuscular dos membros inferiores de hemiparéticos crônicos durante o movimento de sentado para de pé. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2007. p. 3-26.

¹²⁷ FARINA, Dario; CESCO, Corrado y MERLETTI, Roberto. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. En: Biological cybernetics. Junio, 2002, vol. 86, no. 6, p. 445-456.

¹²⁸ ALMEIDA CHALUB, op. cit.

¹²⁹ FARINA, op. cit.

¹³⁰ KONOW, Nicolai y GERRY, Shannon P. Symposium introduction: Electromyography interpretation and limitations in functional analyses of musculoskeletal systems. En: Integrative and comparative biology. Agosto, 2008, vol. 48, no. 2, p. 241-245.

¹³¹ THE SENIAM PROJECT (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). [En línea] [Citado 26-noviembre-2014]. Disponible en internet: <http://www.seniam.org>.

¹³² ISEK. THE INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY [en línea]. Disponible en: <http://www.isek-online.org/index.php>.

estandarizado el protocolo de medición, con el fin de obtener resultados comparables en diferentes campos de aplicación^{133 134}. La EMG de superficie ha sido utilizada ampliamente en personas con ECV, sin embargo las metodologías han sido variables¹³⁵.

La cuantificación de la amplitud electromiográfica describe la cantidad de fibras reclutadas durante una contracción y la sumatoria de sus PA¹³⁶, sin embargo es el parámetro más variable; por tanto es necesario normalizarla. El método más común de normalización es la Contracción Isométrica Máxima Voluntaria (CIMV), sin embargo, una desventaja es que se asume que todos los participantes pueden realizar un esfuerzo máximo, lo cual no ocurre en patologías como la ECV^{137 138}.

La frecuencia determina la velocidad de conducción de los PA en la fibra muscular, así como la tasa de disparo de las unidades motoras, la cual permite evaluar algunos fenómenos como fatiga muscular y alteraciones neuromusculares, como la espasticidad^{139 140}.

¹³³ HERMENS, Hermie J, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. En: Journal of electromyography and Kinesiology. Octubre, 2000, vol. 10, no. 5, p. 361-374.

¹³⁴ SACCO, Isabel CN, et al. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. En: Journal of neuroscience methods. Mayo, 2009, vol. 180, no. 1, p. 133-137.

¹³⁵ THE SENIAM PROJECT. (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [en línea]. Disponible en: <http://www.seniam.org>.

¹³⁶ ALMEIDA CHALUB, Andressa. O uso da electromiografia de superficie como recurso de avaliacao e tratamento fisioterapêutico em individuos hemiparéticos crônicos. [En línea] [Citado 18-marzo-2014]. Disponible en internet: <http://www.pergamum.univale.br/pergamum/tcc/Ousodaeletromiografiadesuperficiecomorecursodeavaliaoetratamentofisioterapeutieticoscronicos.pdf>

¹³⁷ NORCROSS, Marc F; BLACKBURN, Troy y GOERGER, Benjamin M. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. Junio, 2010, vol. 20, no. 3, p. 420-425.

¹³⁸ BALL, Nick y SCURR, Joanna. An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. Febrero, 2010, vol. 20, no. 1, p. 81-88.

¹³⁹ ROCHA DE MORAES, Klyvia Juliana, et al. Eletromiografia de superfície: padronização da técnica. En: Neurobiologia, 2010, vol. 73, no. 3, p. 151-8.

¹⁴⁰ CHIANG, Joyce Hsien-yin. Multivariate analysis of surface electromyography signals. Tesis de Maestría. Vancouver: The University of Brithish Columbia, 2007. p. 3-26.

La medición de la actividad eléctrica muscular es un recurso útil en la evaluación y detección de cambios post-tratamiento, que permite sustentar y analizar nuevas intervenciones en personas con ECV crónica¹⁴¹. Algunos estudios han utilizado la EMG para la evaluación de pacientes hemiparéticos, evaluando el patrón de activación de la musculatura de cuello de pie durante actividades funcionales como el Paso de Sedente a de Pie (PSP) y la marcha¹⁴². El PSP es una de las AVD más comunes, que se relaciona con la independencia funcional, la velocidad de la marcha y las actividades de ascenso^{143 144 145}.

La actividad del PSP puede ser analizada en dos fases, la fase de pre-extensión (inicio del movimiento hasta la pérdida de contacto) y la de extensión (desplazamiento vertical del cuerpo)^{146 147 148}, siendo el músculo tibial anterior uno de los primeros en activarse durante la estabilización y posicionamiento del pie¹⁴⁹¹⁵⁰. Durante la evaluación EMG de este patrón se han encontrado cambios en el

¹⁴¹ ALMEIDA CHALUB, Andressa. O uso da electromiografia de superficie como recurso de avaliacao e tratamento fisioterapêutico em individuos hemiparéticos crônicos. [En línea] [Citado 18-marzo-2014]. Disponible en internet: <http://www.pergamum.univale.br/pergamum/tcc/Ousodaeletromiografiadesuperficiecomorecursodeavaliacaoetratamentofisioterapeuticoscronicos.pdf>

¹⁴² ALENCAR, Mariana Asmar. Estudo da co-contracção muscular durante a fase de contato inicial da marcha em mulheres jovens e idosas. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2006.

¹⁴³ PRUDENTE, Cecilia Nasciutti. Padrão de coordenação neuromuscular dos membros inferiores de hemiparéticos crônicos durante o movimento de sentado para de pé. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2007. p. 3-26.

¹⁴⁴ MATHIYAKOM, Witaya, et al. Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. *Clinical Biomechanics*, 2005, vol. 20, no 1, p. 105-111.

¹⁴⁵ CARR, Janet; SHEPHERD, Roberta. *Neurological Rehabilitation. Optimizing Motor Performance*. 2ed ed. Churchill Livingstone; 2010. 77-83 p.

¹⁴⁶ LEE, M. Y., et al. Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 1997, vol. 76, no 5, p. 401-410.

¹⁴⁷ CARR, op. cit.

¹⁴⁸ PAI, Y. C.; ROGERS, MARK W. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1991, vol. 23, no 2, p. 225-230.

¹⁴⁹ CARR, Janet; SHEPHERD, Roberta. *Neurological Rehabilitation. Optimizing Motor Performance*. 2ed ed. Churchill Livingstone; 2010. 77-83 p.

¹⁵⁰ KHEMLANI, Manisha, etc al. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. *Clinical Biomechanics*, 1999, vol. 14, no 4, p. 236-246.

orden de reclutamiento, activación más temprana y coactivación en el MIP¹⁵¹. Silva y colaboradores¹⁵² encontraron en personas post-ECV y saludables que el tiempo de activación del músculo Sóleo (SO) fue anticipado ($p < 0,0001$) con $-122,6 \pm 150,9$ ms y -209 ± 160 ms ($p < 0,018$)^{153 154}.

Cheng y colaboradores¹⁵⁵ describieron las características del patrón de activación muscular durante el PSP en personas saludables (\square edad: $63,6 \pm 8,1$) y post-ECV en etapa crónica (Grupo 1: presentaron caídas y Grupo 2: sin antecedentes de caídas), encontrando que el inicio de activación del Tibial Anterior (TA) en el MIP estuvo retrasado ($18,5 \pm 10,8\%$, $p < 0,05$), comparado con el MINP y los sujetos sanos, mientras el inicio del SO estuvo anticipado ($19,3 \pm 11,7\%$ $p < 0,05$).

Prudente y colaboradores¹⁵⁶ en personas post-ECV crónico (\square edad: 68.65 ± 4.66 años) encontraron actividad anticipada del músculo SO en el MIP durante el PSP (\square duración $1,99 \pm 0,35$ seg) y una actividad prolongada del músculo TA y SO en ambas extremidades. Lo anterior puede provocar una alteración de la estabilidad y aumentar el riesgo de caídas, además puede ser un indicativo de la sobrecarga en el MINP.

Por tanto, la utilización de esta herramienta provee una medición cuantitativa de las eferencias del SNC hacia los músculos, ofreciendo una visión general de su

¹⁵¹ PRUDENTE, Cecilia Nasciutti. Padrão de coordenação neuromuscular dos membros inferiores de hemiparéticos crônicos durante o movimento de sentado para de pé. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2007. p. 3-26.

¹⁵² SILVA, Augusta, et al. Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. En: Somatosensory & motor research. Enero, 2013, vol. 30, no. 1, p. 48-55.

¹⁵³ ROSA, Marlene C, et al. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: a systematic review. Journal of Electromyography and Kinesiology. Febrero, 2013, vol. 24, no. 1, p. 1-10.

¹⁵⁴ DETREMBLEUR, Christine, et al. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. En: Gait & posture. Octubre, 2003, vol. 18, no. 2, p. 47-55.

¹⁵⁵ CHENG, Pao-Tsai, et al. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. American journal of physical medicine & rehabilitation, 2004, vol. 83, no 1, p. 10-16.

¹⁵⁶ PRUDENTE, op. cit.

control al inicio y coordinación de la contracción muscular para desarrollar un movimiento específico¹⁵⁷. Así mismo, una aplicación estandarizada de la técnica y sincronizada en una tarea funcional podría permitir una medición más sensible para determinar cambios antes y después de una intervención¹⁵⁸.

2.2 ANÁLISIS CRÍTICO DE LOS MODELOS DE INTERVENCIÓN FISIOTERAPEUTICA EN ECV

2.2.1 Técnicas de inhibición (TI). La espasticidad es uno de los principales problemas post- ECV y su intervención fisioterapéutica se realiza mediante la utilización de diversos enfoques de tratamiento como el ejercicio terapéutico, el entrenamiento funcional y las modalidades físicas^{159 160}, los cuales han sido desarrollados con el fin de facilitar la recuperación funcional de los pacientes.

La mayoría de enfoques del ejercicio son comúnmente utilizados por los fisioterapeutas, realizando una intervención que incluye los enfoques tradicionales denominados neuromusculares (Rood, Bobath, Brunnstrom y la Facilitación Neuromuscular Propioceptiva (FNP); y los enfoques contemporáneos (reaprendizaje motor y orientado a las tareas funcionales), junto con el entrenamiento funcional^{161 162 163}.

¹⁵⁷ PRUDENTE, Cecilia Nasciutti. Padrão de coordenação neuromuscular dos membros inferiores de hemiparéticos crônicos durante o movimento de sentado para de pé. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2007. p. 3-26.

¹⁵⁸ LEE, D. C., et al. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index (VRI). *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2004, vol. 14, no 3, p. 379-388.

¹⁵⁹ VAN PEPPEN, Roland PS, et al. The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence?. *Clinical rehabilitation*, 2004, vol. 18, no 8, p. 833-862.

¹⁶⁰ POLLOCK, Alex, et al. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke: a systematic review. En: *Clinical Rehabilitation*. Mayo, 2007, vol. 21, no. 5, p. 395-410.

¹⁶¹ *Ibidem*.

¹⁶² ASKIM, Torunn, et al. Physiotherapy after stroke: To what extent is task-oriented practice a part of conventional treatment after hospital discharge?. En: *Physiotherapy theory and practice*. Julio, 2013, vol. 29, no. 5, p. 343-350.

Estos enfoques se basan en la estimulación sensorial, la secuencia del desarrollo motor normal, el posicionamiento y la repetición para mejorar el control del movimiento. En el escenario clínico el enfoque más utilizado es el de Bobath con los Patrones Inhibitorios de Movimiento (PIM), complementado con el estiramiento mantenido manual^{164 165}.

Los PIM hacen parte del enfoque Bobath y enfatizan en la facilitación sensorial en el lado más comprometido y la estimulación de patrones de movimiento normales, promoviendo la recuperación de la movilidad, coordinación y el control del balance, utilizando puntos clave de control^{166 167}. Por otro lado, el estiramiento muscular es una técnica de tratamiento utilizada en los enfoques anteriormente mencionados, con un nivel de evidencia B (recomendación favorable)¹⁶⁸, el cual ha sido ampliamente utilizado para prevenir contracturas y mejorar el arco de movilidad articular^{169 170}.

A continuación se presentará evidencia de estudios del tratamiento fisioterapéutico con estiramiento mantenido y patrones inhibitorios de movimiento en pacientes con ECV. (Anexo A)

¹⁶³ CHUNG, Bryan Ping Ho. Effect of different combinations of physiotherapy treatment approaches on functional outcomes in stroke patients: A retrospective analysis. En: Hong Kong Physiotherapy Journal, 2014, vol. 32, no. 1, p. 21-27

¹⁶⁴ TROMBLY, Catherine. Rood Approach. En: Occupational therapy for physical dysfunction. 4 ed. United States of America: Williams & Wilkins. 1995.p.437-445.

¹⁶⁵ UMPHRED, Darcy Ann. Remediating Motor Control and Performance Through Traditional Therapeutic Approaches. Neurological Rehabilitation. 5ed ed. United States of America: Churchill Livingstone, 2007, vol. 433.

¹⁶⁶ BOBATH, Berta. Concepto y Principios del Tratamiento. En: Hemiplejía del adulto: Evaluación y tratamiento. 3 ed. Buenos Aires: Panamericana.1999.p. 70-79.

¹⁶⁷ DICKSTEIN, Ruth, et al. Stroke rehabilitation: three exercise therapy approaches. Physical Therapy, 1986, vol. 66, no 8, p. 1233-1238.

¹⁶⁸ HANCOCK, Nicola, et al. National clinical guideline for stroke. R Coll Physicians, UK [en línea]. 2012. Disponible en: <http://www.rcplondon.ac.uk/sites/default/files/national-clinical-guidelines-for-stroke-fourth-edition.pdf>

¹⁶⁹ BOBATH, op. cit.

¹⁷⁰ KATALINIC, Owen M.; HARVEY, Lisa A.; HERBERT, Robert D. Effectiveness of stretch for the treatment and prevention of contractures in people with neurological conditions: a systematic review. Physical therapy, 2011, vol. 91, no 1, p. 11-24.

En una revisión de Katalinic y colaboradores¹⁷¹ encontraron que el estiramiento tiene un bajo efecto inmediato sobre la movilidad articular (promedio de las diferencias 3°; IC 95% 0°-5°) y la espasticidad (promedio de las diferencias 0,3; IC 95% -0,3 - 0,5, p : 0,69). Por otra parte, en una revisión sistemática de los métodos de estiramiento manuales y mecánicos, se encontraron mejorías en el rango de movimiento articular para el cuello de pie, aumento en la contracción voluntaria máxima para la plantiflexión, disminución de la excitabilidad refleja y aumento en la velocidad de la marcha ($p < 0,05$)¹⁷², sin embargo los resultados son controversiales debido a la gran diversidad en los procesos metodológicos, el tipo de población, la intervención y las medidas de resultado utilizadas.

En una revisión sistemática de Kollen y colaboradores¹⁷³ se revisó la eficacia del enfoque Bobath en pacientes post-ECV, comparado con otros enfoques neuromusculares y el tratamiento convencional. Aunque se demostró mejora con las intervenciones ejecutadas, no hubo cambios significativos entre grupos en el control sensoriomotor de los Miembros Superiores (MMSS) e Inferiores (MMII), en las tareas funcionales y la calidad de vida ($p > 0,05$), evidenciándose que no hay un enfoque superior a otro.

Langhammer y Tanghelle¹⁷⁴ confrontaron los efectos de la intervención con el enfoque Bobath y el enfoque orientado a las tareas en pacientes hospitalizados con ECV en etapa aguda, durante 3 meses de intervención (40 minutos sesión, 5 días por semana) y no encontraron diferencias estadísticamente significativas

¹⁷¹ KATALINIC, Owen M.; HARVEY, Lisa A.; HERBERT, Robert D. Effectiveness of stretch for the treatment and prevention of contractures in people with neurological conditions: a systematic review. *Physical therapy*, 2011, vol. 91, no 1, p. 11-24.

¹⁷² BOVEND'EERDT, Thamar J, et al. The effects of stretching in spasticity: a systematic review. En: *Archives of physical medicine and rehabilitation*. Julio, 2008, vol. 89, no. 7, p. 1395-1406.

¹⁷³ KOLLEN, Boudewijn, LENNON et al. Sheila, LYONS, Bernadette. The effectiveness of the Bobath concept in stroke rehabilitation: what is the evidence?. En: *Stroke* Abril. 2009. vol 40. no. 4. p. 89-97.

¹⁷⁴ LANGHAMMER, Birgitta y STANGHELLE, Johan K. Bobath or motor relearning programme? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomized controlled study. En: *Clinical rehabilitation*. Agosto, 2000, vol. 14, no. 4, p. 361-369.

entre los dos grupos ($p > 0,05$). Por el contrario, Mikolajewska¹⁷⁵ estudió el efecto de 10 sesiones de tratamiento con el enfoque Bobath en pacientes con ECV en etapa aguda y crónica, encontrando una disminución del tono muscular en la Escala de Ashworth ($\square 0,809 \pm 1,2$; $p < 0,005$); un aumento del puntaje en el Índice de Barthel (IB) durante la evaluación de la funcionalidad ($\square 39,76 \pm 1,09$; $p < 0,01$) y un aumento de la velocidad (antes: 0,64 m/s y post-tratamiento: 0,91 m/s) y cadencia (antes: 87 p/min y post-tratamiento: 104 p/min; $p < 0,01$) de la marcha.

Algunos autores han evaluado el efecto inmediato de intervenciones como el estiramiento mantenido, Tsai y colaboradores¹⁷⁶ estudiaron en 17 personas con ECV en etapa crónica ($\square 56,7 \pm 11,6$ años de edad) el efecto de una única sesión de estiramiento muscular de 30 minutos sobre los plantiflexores en posición de pie mediante una tabla inclinada. Se evidenció un aumento de la movilidad articular para la dorsiflexión de cuello de pie (pre $15,1^{\circ} \pm 7,5$ y post $20,1^{\circ} \pm 6,4$; $p < 0,05$) y una disminución de la excitabilidad refleja (Índice $H_{\text{máx}}/M_{\text{máx}}$: pre $42,8\% \pm 22,3$ y post $29,2\% \pm 17,3$; $p < 0,05$).

Bressel y McNair¹⁷⁷ estudiaron en 10 pacientes post-ECV ($\square 64,6 \pm 8,76$ años) el efecto inmediato de 30 minutos de estiramiento cíclico y estático sobre los músculos plantiflexores utilizando el Dinamómetro Isocinético Kin-Com, hallando diferencias significativas sobre la resistencia al movimiento pasivo y en el porcentaje de rigidez (razón torque-ángulo) en cada uno de los grupos ($p < 0,05$), sin embargo el grupo tratado con estiramiento estático evidenció un aumento del 53% en el torque de relajación ($p = 0,01$), lo cual se relaciona con el incremento en la movilidad articular.

¹⁷⁵ MIKOŁAJEWSKA, Emilia. NDT-Bobath method in post-stroke rehabilitation in adults aged 42–55 years—Preliminary findings. Polish Annals of Medicine, 2015, vol. 22, no 2, p. 98-104.

¹⁷⁶ TSAI, Kuen Horng, et al. Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients. Proceedings-National Science Council Republic of China Part B Life Sciences, 2001, vol. 25, no 2, p. 76-81..

¹⁷⁷ BRESSEL, Eadric; MCNAIR, Peter J. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. Physical therapy, 2002, vol. 82, no 9, p. 880-887.

En conclusión, los niveles de evidencia del estiramiento mantenido y los PIM muestran la importancia de su uso en pacientes espásticos, ya que ningún enfoque por separado se ha mostrado superior a los otros^{178 179}. Por tal motivo es relevante realizar otros estudios que mejoren la evidencia de dichos enfoques y planteen intervenciones complementarias al tratamiento fisioterapéutico, con el fin de mejorar la calidad de vida del paciente y evitar las complicaciones propias de la patología.

2.2.2 Férula de presión de Johnstone (FPJ). Margaret Johnstone desarrolló entre 1970 y 1980 un programa de rehabilitación específica para la ECV con el uso de férulas de presión inflables, involucrando el trabajo interdisciplinario de fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales y enfermeras^{180 181}.

El enfoque de tratamiento post-ECV propuesto por Margaret Johnstone tiene como objetivo restaurar el control postural, el Mecanismo Reflejo Postural (MRP) y el balance. Este enfoque utiliza algunas técnicas del enfoque Bobath, como son los patrones inhibitorios y el posicionamiento, para modular las sinergias anormales y reeducar el movimiento^{182 183}.

La FPJ fue propuesta como una herramienta de intervención que puede ayudar a la reeducación sensorial y a la inhibición del músculo espástico gracias al efecto de presión y estiramiento generado sobre los propioceptores de tendones,

¹⁷⁸ POLLOCK, Alex, et al. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. En: Cochrane Database Syst Rev. Abril, 2014, vol. 4. CD001920.

¹⁷⁹ KWAKKEL, Gert, et al. Effects of augmented exercise therapy time after stroke a meta-analysis. En: Stroke. Noviembre, 2004, vol. 35, no. 11, p. 2529-2539.

¹⁸⁰ TROMBLY, Catherine. Rood Approach. En: Occupational therapy for physical dysfunction. 4 ed. United States of America: Williams & Wilkins. 1995.p.437-445.

¹⁸¹ *Ibidem*.

¹⁸² PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

¹⁸³ JOHNSTONE, Margaret. Current advances in the use of pressure splints in the management of adult hemiplegia. En: physiotherapy. Julio, 1989, vol. 75, no. 7, p. 381-384.

músculos y articulaciones de las extremidades comprometidas^{184 185}. Además, se ha encontrado que los efectos de la presión circunferencial sobre los mecanorreceptores cutáneos y musculares (OTG y HNM) de agonistas-antagonistas pueden reducir la excitabilidad de las motoneuronas¹⁸⁶ y disminuir la excitabilidad refleja, debido a la estimulación de las fibras aferentes *Ib* y *II*, sin embargo los estudios son controversiales^{187 188 189}.

La FPJ es un aditamento adaptable a cualquier extremidad y tarea funcional, lo que permite integrarla al trabajo fisioterapéutico convencional. Además es una herramienta flexible, de bajo costo, que se puede inflar con diferentes presiones; sin embargo en diversos estudios se ha establecido una presión de 40 mmHg¹⁹⁰, que podría ser utilizada en casa con un previo entrenamiento al paciente.

Este método de intervención complementario al tratamiento fisioterapéutico a pesar que no tiene una evidencia concluyente, puede contribuir en el control del tono y los reflejos patológicos, la reeducación sensorial y el aumento del rango articular^{191 192}.

¹⁸⁴ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

¹⁸⁵ JOHNSTONE, Margaret. The Physiotherapist. En: The Stroke patient: Principles of Rehabilitation. New York: Churchill Livingstone.1976.p. 27-37.

¹⁸⁶ KUKULKA, Carl G., et al. Muscle Pressure Effects on Motoneuron Excitability: A Special Communication. Physical therapy, 1987, vol. 67, no 11, p. 1720-1722.

¹⁸⁷ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

¹⁸⁸ KUKULKA, Carl G., et al. Effect of tendon pressure on alpha motoneuron excitability. Physical therapy, 1985, vol. 65, no 5, p. 595-600.

¹⁸⁹ KEREM, Mintaze; LIVANELIOGLU, Ayse y TOPCU, Meral. Effects of Johnstone pressure splints combined with neurodevelopmental therapy on spasticity and cutaneous sensory inputs in spastic cerebral palsy. En: Developmental Medicine & Child Neurology. Mayo, 2001, vol. 43, no. 05, p. 307-313.

¹⁹⁰ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

¹⁹¹ JOHNSTONE, Margaret. The Physiotherapist. En: The Stroke patient: Principles of Rehabilitation. New York: Churchill Livingstone.1976.p. 27-37.

¹⁹² KEREM, op. cit.

La FPJ también ha sido comparada de forma aislada a la terapia convencional, Kwakkel y colaboradores¹⁹³ utilizaron un enfoque ecléctico de intervención con énfasis en la extremidad superior e inferior, obteniendo mejores resultados en la habilidad para las AVD, marcha, y destreza en el grupo con énfasis en el miembro inferior ($p < 0,05$), comparado con el grupo control (férula inflable). Lo anterior puede indicar que una mayor intensidad en la rehabilitación de la extremidad inferior mejora la recuperación funcional, sin embargo no se investigó sobre la acción combinada de la férula con el enfoque ecléctico.

Por otro lado, en el estudio de Poole y colaboradores¹⁹⁴ no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para la función motora del Miembro Superior (MS) evaluada con la escala de Fugl-Meyer ($p > 0,05$) en 18 pacientes post-ECV (edad entre 55 y 82 años), donde el grupo control fue intervenido con terapia ocupacional convencional y al grupo experimental se le adicionó la FPJ (30 minutos de aplicación, 15 sesiones por 3 veces/semana). Una de las limitaciones de este estudio fue el amplio rango de edad de los participantes.

Por otra parte, Kitiş y Kayihan¹⁹⁵ compararon el enfoque bobath adicionando la FPJ y el entrenamiento con biofeedback en 38 niños con Parálisis Cerebral (PC) hemipléjica espástica para el MS durante 3 meses (3 veces por semana), encontrando una mejoría significativa post-tratamiento y 3 meses post-finalización del tratamiento en el tono muscular, AVD y actividades funcionales de la mano ($p < 0,05$) comparado con el entrenamiento con biofeedback.

¹⁹³ KWAKKEL, Gert; KOLLEN, Boudewijn J.; WAGENAAR, Robert C. Therapy impact on functional recovery in stroke rehabilitation: a critical review of the literature. *Physiotherapy*, 1999, vol. 85, no 7, p. 377-391.

¹⁹⁴ POOLE, Janet L, et al. The effectiveness of inflatable pressure splints on motor function in stroke patients. En: *OTJR: Occupation, Participation and Health*, 1990, vol. 10, no. 6, p. 360-366.

¹⁹⁵ KITIS, Ali; KAYIHAN, Hulya. Comparison of EMC biofeedback and Johnstone pressure splints in children with hemiplegic cerebral palsy/Hemiplejik serebral paralizili cocuklarda Johnstone basinc splintleri ile EMG biofeedback uygulamasinin karsilastirilmesi. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2010, vol. 56, no 3, p. 116-124.

Cambier y colaboradores¹⁹⁶ evaluaron la eficacia del tratamiento convencional y la compresión neumática intermitente (inflar y desinflar la férula) en el MS de 23 pacientes post-ECV en etapa aguda. En ambos grupos se encontró mejoría después de las 4 semanas de intervención en la evaluación somatosensorial (Escala de Nottingham), sin embargo, el grupo compresión intermitente tuvo mayor mejoría ($p < 0,036$).

Robichaud y colaboradores¹⁹⁷ mostraron que la aplicación de presión circunferencial disminuyó la amplitud de la onda H en personas saludables y post-ECV entre el 41% y 55%, pero sus efectos no fueron prolongados, ya que dicha disminución solo se mantuvo durante los 5 minutos de aplicación de la férula ($p < 0,008$). De forma similar, Robichaud y Agostinucci¹⁹⁸ en sujetos saludables y con lesión medular, encontraron una disminución de la amplitud de la onda H ($p = 0.004$).

Armutlu y colaboradores¹⁹⁹ en el 2001, evaluaron en 26 pacientes con Esclerosis Múltiple (EM) la eficacia del tratamiento convencional y la férula de Johnstone en los MMII (grupo experimental, 20 minutos de aplicación) durante 12 sesiones, encontrando una mejoría en ambos grupos a la evaluación sensorial, balance, tiempo de apoyo sobre una extremidad y la amplitud pico de los potenciales evocados somatosensoriales ($p < 0,05$). Sin embargo, el grupo experimental obtuvo un mayor tiempo en el apoyo unipodal (36,1 seg; $p < 0,05$) y una mayor disminución de la amplitud pico de inicio cortical ($1,09 \pm 0,38$ ms; $p < 0,05$), comparado con el grupo de tratamiento convencional.

¹⁹⁶ CAMBIER, D. C., et al. Treating sensory impairments in the post-stroke upper limb with intermittent pneumatic compression. Results of a preliminary trial. *Clinical rehabilitation*, 2003, vol. 17, no 1, p. 14-20.

¹⁹⁷ ROBICHAUD, Julie A; AGOSTINUCCI, James y VANDER LINDEN, Darl W. Effect of air-splint application on soleus muscle motoneuron reflex excitability in nondisabled subjects and subjects with cerebrovascular accidents. En: *Physical therapy*. Marzo, 1992, vol. 72, no. 3, p. 176-183.

¹⁹⁸ *Ibidem*.

¹⁹⁹ ARMUTLU, Kadriye; KARABUDAK, Rana y NURLU, Gülay. Physiotherapy approaches in the treatment of ataxic multiple sclerosis: a pilot study. En: *Neurorehabilitation and neural repair*, 2001, vol. 15, no. 3, p. 203-211.

Kerem M y colaboradores²⁰⁰ investigaron el efecto del tratamiento con el enfoque Bobath (grupo control) y con la férula de Johnstone (grupo experimental) sobre la espasticidad de los MMII en 43 niños (rango 36-82 meses de edad) con PC. En el grupo experimental aumentó la movilidad articular para la flexión de cadera (83,23 SEM 1,65°; $p < 0,05$) y dorsiflexión de pie (9,67 SEM 1,06°, $p < 0,008$). También disminuyó el tono muscular para los aductores y rotadores internos de cadera ($p < 0,006$), al igual que disminuyó la latencia pico del músculo tibial posterior derecho (36,56 SEM 2,63 ms) e izquierdo (39,32 SEM 2,13 ms; $p < 0,05$).

En el año 2006, Hazneci M y colaboradores²⁰¹ compararon el efecto del enfoque Bobath y la Toxina botulínica (TB) con el enfoque Bobath y la FPJ en 43 niños con PC espástica (30 minutos de aplicación, 3 veces/semana por 3 meses). Se encontraron diferencias significativas dentro de cada grupo ($p < 0,05$) en la Función Motora Gruesa (FMG), movilidad articular para la abducción y disminución del tono muscular aductor de cadera evaluado con la EAM. No obstante, el grupo de tratamiento con TB mostró mayores cambios en la FMG (47,95±18,35; $p: 0,034$), la abducción de cadera (64,18±13,5°; $p: 0,011$) y el tono muscular (2,82±0,73; $p: 0,002$).

Por último, en el 2010 Agostinucci²⁰² investigó el efecto de la FPJ sobre el reflejo de estiramiento del músculo sóleo en 48 sujetos sanos, sin encontrar diferencias significativas ($p > 0,05$). Sin embargo, una limitación de este estudio fue el corto tiempo de aplicación de la férula inflable (5 minutos), inferior a la recomendación de Johnstone de 25 minutos, lo cual pudo no producir los cambios esperados.

²⁰⁰ KEREM, Mintaze; LIVANELIOGLU, Ayse y TOPCU, Meral. Effects of Johnstone pressure splints combined with neurodevelopmental therapy on spasticity and cutaneous sensory inputs in spastic cerebral palsy. En: *Developmental Medicine & Child Neurology*. Mayo, 2001, vol. 43, no. 05, p. 307-313.

²⁰¹ HAZNECI, Bulent, et al. Comparison of the efficacies of botulinum toxin A and Johnstone pressure splints against hip adductor spasticity among patients with cerebral palsy: a randomized trial. En: *Military medicine*. Julio, 2006, vol. 171, no. 7, p. 653-656.

²⁰² AGOSTINUCCI, James. Effect of air-splint pressure on the soleus stretch reflex during a voluntary ramp plantar flexion. *Neurophysiology*, 2010, vol. 42, no 1, p. 31-38.

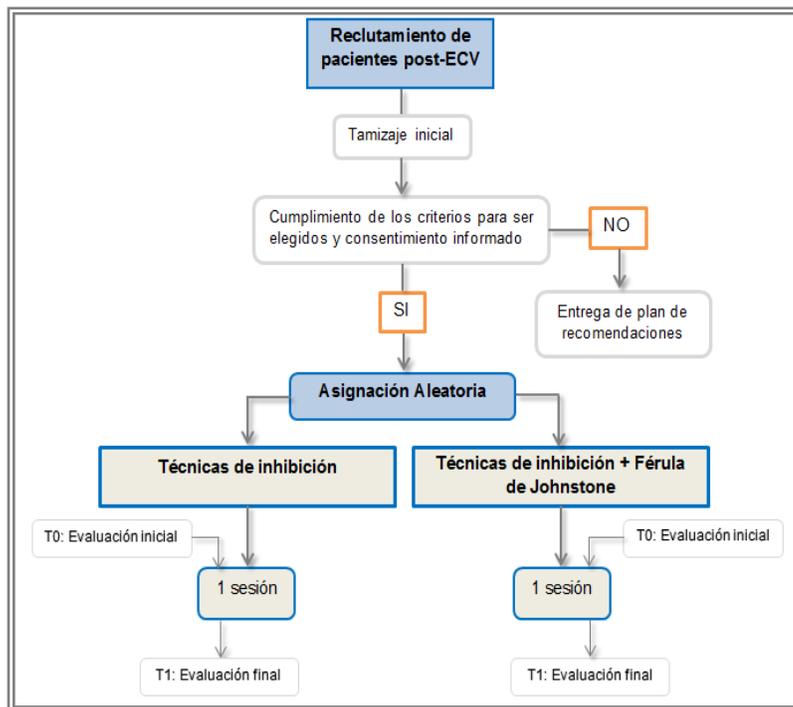
Por lo anterior, es importante proponer nuevas investigaciones sobre la eficacia de la férula inflable y su papel como método de intervención complementario en el tratamiento de la espasticidad post-ECV, minimizando problemas metodológicos y estandarizando el procedimiento de la intervención, con el fin de sustentar los efectos de la FPJ, de la cual se encontraron pocos estudios a nivel mundial.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 DISEÑO

Se realizó un estudio experimental con dos grupos de intervención, el grupo control (Técnicas de inhibición) y el grupo experimental (Técnicas de inhibición y Férula de presión de Johnstone), asignados aleatoriamente²⁰³ ²⁰⁴. Los participantes recibieron una sesión de tratamiento según el grupo asignado y dos evaluaciones. La primera evaluación se llevó a cabo antes de iniciar la sesión de tratamiento (línea de base) y la segunda evaluación se realizó inmediatamente después de finalizar la intervención (Figura 4).

Figura 4. Flujoograma de procedimientos del estudio, reclutamiento, asignación y tratamiento de los participantes.



²⁰³ DOMHOLDT, Elizabeth. Rehabilitation Research: Principles and Applications. En: Experimental Design. 3 ed. Philadelphia: WB Saunders. 2004. 124 p.

²⁰⁴ CONSORT. Transparent reporting of trials. [en línea]. Disponible en: <http://www.consort-statement.org/checklists/view/32-consort/66-title>.

3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Personas con diagnóstico de Enfermedad Cerebro Vascular isquémica o hemorrágica de ambos géneros, con edad mayor o igual a 50 hasta 70 años, tiempo de evolución mínimo de 6 meses hasta 4 años, espasticidad en cuello de pie, residentes en los municipios de Bucaramanga y área metropolitana.

Criterios de inclusión

- Diagnóstico médico de ECV, isquémico o hemorrágico²⁰⁵.
- Tiempo de evolución mínimo de 6 meses hasta 4 años^{206 207}.
- Tono muscular según la Escala de Ashworth Modificada \geq a 1+ en los músculos Plantiflexores²⁰⁸.
- Puntaje en la escala funcional de Barthel mayor o igual a 60²⁰⁹.
- Patrón de marcha independiente con o sin el uso de ayudas funcionales tales como: bastón canadiense u órtesis tobillo-pié²¹⁰.
- Capacidad para realizar el Paso de Sedente a de Pie (PSP) y mantenerse en la posición sin el uso de ayuda física o mecánica durante mínimo 5 segundos²¹¹.

²⁰⁵ WORLD HEALTH ORGANIZATION. Stroke, Cerebrovascular accident 2014 [en línea]. 2014. Disponible en: http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/

²⁰⁶ DUNCAN, Pamela W., et al. Management of adult stroke rehabilitation care. *Stroke*, 2005, vol. 36, no 9, p. e100-e143.

²⁰⁷ FERRARELLO, Francesco, et al. Efficacy of physiotherapy interventions late after stroke: a meta-analysis. En: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. Febrero, 2011, vol. 82, no. 2, p. 136-143.

²⁰⁸ BAKHEIT, A. M. O., et al. The relation between Ashworth scale scores and the excitability of the α motor neurons in patients with post-stroke muscle spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 2003, vol. 74, no 5, p. 646-648.

²⁰⁹ LOEWEN, Sandy C.; ANDERSON, Brian A. Reliability of the modified motor assessment scale and the Barthel index. *Physical Therapy*, 1988, vol. 68, no 7, p. 1077-1081.

²¹⁰ CHUNG, Bryan Ping Ho. Effect of different combinations of physiotherapy treatment approaches on functional outcomes in stroke patients: A retrospective analysis. En: *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 2014, vol. 32, no. 1, p. 21-27

²¹¹ KUO, Yi-Liang; TULLY, Elizabeth A.; GALEA, Mary P. Kinematics of sagittal spine and lower limb movement in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. *Spine*, 2010, vol. 35, no 1, p. E1-E7.

Criterios de exclusión

- Capacidad cognitiva alterada, evaluada con la prueba “Short Portable Mental State Questionnaire” o incapacidad para seguir ordenes²¹².
- Aplicación de inyección de toxina botulínica seis (6) meses antes del estudio²¹³.
- Polineuropatías diabéticas, debido a los posibles cambios en la excitabilidad refleja²¹⁴.
- Personas con marcapaso, debido a la posible interferencia por los estímulos de corriente²¹⁵.
- Imposibilidad de soportar la intensidad de corriente utilizada para el registro del reflejo H.
- Personas en las que no se pueda evocar el reflejo H.
- Dolor e hiperalgesia en el miembro inferior²¹⁶.
- Enfermedad vascular periférica, debido a la presión mantenida que ejerce la férula de Johnstone²¹⁷.
- Fracturas, o lesiones musculoesqueléticas en el miembro inferior parético²¹⁸.
- Artrosis, artritis reumatoide, reemplazo articular en miembro inferior²¹⁹.

²¹² ÖZDEMİR, Ferda, et al. Cognitive evaluation and functional outcome after stroke. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Junio, 2001, vol. 80, no. 6, p. 410-415.

²¹³ WISSEL, Jörg, et al. Management of spasticity associated pain with botulinum toxin A. En: Journal of pain and symptom management. Julio, 2000, vol. 20, no. 1, p. 44-49.

²¹⁴ MILLÁN-GUERRERO, R. O., et al. H-reflex and clinical examination in the diagnosis of diabetic polyneuropathy. Journal of International Medical Research, 2012, vol. 40, no 2, p. 694-700.

²¹⁵ KIMURA, Jun, et al. Human reflexes and late responses. Report of an IFCN committee. En: Electroencephalography and clinical neurophysiology. Junio, 1994, vol. 90, no. 6, p. 393-403.

²¹⁶ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

²¹⁷ *Ibidem*.

²¹⁸ FLANSBJER, Ulla-Britt; LEXELL, Jan y BROGARDH, Christina. Isokinetic knee extension and flexion strength in individuals with hemiparesis after stroke. En: Isokinetics and exercise science. Julio, 2012, vol. 20, no. 2, p. 91-97.

²¹⁹ ROBICHAUD, Julie A; AGOSTINUCCI, James y VANDER LINDEN, Darl W. Effect of air-splint application on soleus muscle motoneuron reflex excitability in nondisabled subjects and subjects with cerebrovascular accidents. En: Physical therapy. Marzo, 1992, vol. 72, no. 3, p. 176-183.

- Consumo de fármacos como el Baclofen, benzodiacepinas²²⁰, o relajantes musculares como dantrolene y tizanidina²²¹, ya que estos medicamentos causan disminución del tono muscular.
- Cirugías neurológicas (craneotomías) o cirugías de columna en etapa aguda²²².
- Ingestión de cafeína y alcohol 12 horas antes de las evaluaciones^{223 224}.

3.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y MUESTREO

El cálculo del tamaño de la muestra se realizó con los hallazgos de la literatura y con los resultados de la prueba piloto relacionados con los cambios inducidos a partir de la intervención en las variables del tono muscular y reflejo H, con un poder del 80%, un nivel de significancia del 5% y una razón entre el grupo control y el experimental 1:1²²⁵ (Tabla 4).

Se determinó que con una muestra entre 11 y 16 participantes por grupo se pueden establecer las diferencias propuestas. Adicionalmente, teniendo en cuenta una posible pérdida del 20%, se eligió una muestra final de 15 participantes en cada grupo.

²²⁰ LAPEYRE, Eric; KUKS, J B y MEIJLER, Willem J. Spasticity: revisiting the role and the individual value of several pharmacological treatments. En: *NeuroRehabilitation*, 2009, vol. 27, no. 2, p. 193-200.

²²¹ OLVEY, Eleanor L; ARMSTRONG, Edward P y GRIZZLE, Amy J. Contemporary pharmacologic treatments for spasticity of the upper limb after stroke: a systematic review. En: *Clinical therapeutics*. Diciembre, 2010, vol. 32, no. 14, p. 2282-2303.

²²² CIRUGÍA NEUROLÓGICA. Atención en Neurocirugía [en línea]. Disponible en: <http://www.cirugia-neurologica.org/cirugia-cerebral.ws>.

²²³ EKE-OKORO, S. T. The H-reflex studied in the presence of alcohol, aspirin, caffeine, force and fatigue. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 1982, vol. 22, no 7, p. 579-589.

²²⁴ WALTON, Chirs, et.al. Caffeine increases spinal excitability in humans. *Muscle & nerve*, 2003, vol. 28, no 3, p. 359-364.

²²⁵ STATA CORP LP. 2013. *Stata Statistical Software: Release 13*. College Station, TX: StataCorp LP.

Tabla 4. Relación de artículos para el cálculo del tamaño de muestra, con el promedio y desviación estándar de las mediciones pre y post intervención.

Autor referencia	Variable	Promedio±DE*		Tamaño de muestra
		Medición 1	Medición 2	
Kerem M, et al, 2001(140).	Tono muscular (EAM)**	4±1	2±1	4
Anaya C, 2014(166).	Reflejo H Latencia	32,9±1,3	34,9±2,1	12
	Duración	7,2±1,6	10±2,0	8
Prueba piloto	Reflejo H Latencia	34,3 ± 2,86	35,1 ± 2,41	15
	Duración	7,1 ± 0,97	6,8 ± 1,33	7

*DE: Desviación estándar; **EAM: Escala de Ashworth Modificada

3.4 VARIABLES DEL ESTUDIO

3.4.1 Variables Explicatorias.

- **Grupo**

Grupo control: Este grupo recibió el tratamiento fisioterapéutico con técnicas de inhibición (estiramiento mantenido y patrones inhibitorios de movimiento) con énfasis en el control del cuello de pie en las siguientes posturas: decubito supino, puente, sedente y plantígrada modificada, con una duración de 25 minutos.

Grupo experimental: En este grupo se colocó la férula de presión de Johnstone en el pie y cuello de pie comprometido durante 25 minutos, y simultáneamente se aplicaron las mismas técnicas de inhibición y posturas descritas anteriormente para el grupo control.

- **Tiempo de medición**

T0: Evaluación pretratamiento o línea de base, realizada antes de iniciar la sesión de tratamiento. Durante esta medición se realizaron las evaluaciones del tono muscular, el reflejo H y EMG.

T1: Evaluación postratamiento, la cual se realizó inmediatamente después de finalizar la sesión de tratamiento. Durante esta medición se llevaron a cabo las mismas mediciones de la evaluación inicial.

En general, cada grupo recibió 1 sesión de tratamiento y 2 evaluaciones, las cuales se realizaron en el laboratorio de investigación de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

3.4.2 Variables de salida. (Anexo B)

- **Tono muscular:** Definido como la resistencia al rango de movimiento pasivo, fue evaluado con la Escala de Ashworth Modificada (EAM).
- **Excitabilidad refleja:** Obtenida mediante la medición del Reflejo H en el músculo sóleo. Las variables electrofisiológicas registradas fueron: latencia (ms), amplitud (mV), duración (ms) de la onda H y M e índice Hmax/Mmax²²⁶.
- **Actividad eléctrica muscular:** Se obtuvo mediante el registro de EMG de superficie de: la amplitud RMS (% CISV) y la frecuencia mediana (Hz) de los

²²⁶ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

músculos Tibial Anterior (TA), Sóleo (SO), Gastrocnemio Medial (GM) y Lateral (GL) durante el PSP²²⁷.

3.5 VARIABLES SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS (Anexo B)

- Género: femenino o masculino, medido en una escala nominal dicotómica.
- Edad: registro en años, medida en una escala de razón o proporción discreta.
- Peso: registro en kilogramos, medido en una escala de razón o proporción continua.
- Talla: registro en metros, medida en una escala de razón o proporción continua.
- Índice de masa corporal (IMC): Se calculó con el registro del peso (Kg) sobre la estatura (metros) al cuadrado. Se clasificó de acuerdo al Centro para el Control y Prevención de la Enfermedad (CDC)²²⁸.
- Hemicuerpo comprometido: derecho o izquierdo, medido en escala nominal dicotómica.
- Tipo de ECV: isquémico o hemorrágico, medido en escala nominal dicotómica.
- Tiempo de evolución: registro en meses, tiempo desde que ocurrió el episodio y fue diagnosticado.
- Fisioterapia previa: sí o no, medida en una escala nominal dicotómica.
- Sesiones de fisioterapia recibidas: número de sesiones recibidas desde el diagnóstico de la ECV.
- Pliegue de la pantorrilla: milímetros de espesor medidos con un adipómetro²²⁹, en escala de razón.
- Clonus: se registró como variable dicotómica: presente o ausente.

²²⁷ CHENG, Pao-Tsai, et al. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 2004, vol. 83, no 1, p. 10-16.

²²⁸ CDC. Prevention, Centers for Disease Control. Disponible en: http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html#Interpreted.

²²⁹ MAZZA, Juan C. Mediciones antropométricas. Estandarización de las técnicas de medición, actualizada según parámetros internacionales. En: *Revista de Actualización en Ciencias del Deporte*, 1993, vol. 1, no. 2.

- Babinski: se registró como una variable dicotómica: presente o ausente.
- Reflejo osteotendinoso (aquiliano): normal, hiporreflexia, arreflexia e hiperreflexia.
- Temperatura de la piel: grados centígrados, entre el sitio de estimulación y registro del reflejo H.
- Temperatura del laboratorio: grados centígrados.
- Funcionalidad: puntaje del Índice de Barthel (IB) y clasificación de dependencia funcional: total ≤ 20 ; 25-60 severa; 65-90 moderada; 95 leve; 100 independiente²³⁰.

3.6 PROCEDIMIENTO

3.6.1 Prueba piloto. Se estandarizaron los protocolos de evaluación, intervención y las técnicas de registro. Además, se determinó la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de acuerdo de los métodos de medición y se ajustó el cálculo del tamaño de muestra.

3.6.1.1 Estandarización de los procedimientos de recolección de la información. Los protocolos de evaluación estandarizados fueron: las mediciones antropométricas (peso, talla, IMC, pliegue de la pantorrilla), la temperatura de la piel y la funcionalidad con el IB; la evaluación de las variables de salida: tono muscular con la EAM, excitabilidad refleja con el reflejo H, la actividad eléctrica muscular con EMG y el tratamiento con las técnicas de inhibición y la férula de presión de Johnstone.

Mediciones antropométricas: La medición de la talla y peso, al igual que el cálculo del IMC se realizó siguiendo las recomendaciones de los procedimientos

²³⁰ CID-RUZAFÁ, Javier; DAMIÁN-MORENO, Javier. Evaluating physical incapacity: the Barthel Index. Revista Española de Salud Pública, 1997, vol. 71, no 2, p. 127-137.

manuales antropométricos del “National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES)”^{231 232}. (Anexo C)

Funcionalidad: Se evaluó con el Índice de Barthel²³³. Como parte de la estandarización y familiarización de la funcionalidad, se evaluaron 5 videos de pacientes post-ECV realizando las 10 actividades funcionales. (Anexo K)

Tono muscular: Se evaluó con la Escala de Ashworth Modificada (EAM), a través de la resistencia percibida en el cuello de pie al movimiento pasivo realizado a diferentes velocidades²³⁴. (Anexo D)

Excitabilidad refleja: Por medio de la evaluación del reflejo H del músculo sóleo, se utilizó un equipo de electrodiagnóstico Nicolet Compass. Los registros se realizaron en el MIP en posición sedente, con los brazos apoyados sobre los muslos y rodillas a 30° de flexión^{235 236}. La sensibilidad del equipo fue ajustada a 1 mv/división, el tiempo de base fue 10 ms²³⁷. (Anexo E)

Actividad eléctrica muscular: La actividad EMG se registró durante el PSP en los músculos TA, SO, GM y GL, posicionando los electrodos según las recomendaciones del SENIAM²³⁸. Se registró la Contracción Isométrica Voluntaria

²³¹ SERVICES UDOHAH. National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES): Anthropometry Procedures Manual. Atlanta, GA; 2007.

²³² PLANAS, M.; PÉREZ-PORTABELLA, C.; MARTÍNEZ, C. Valoración del estado nutricional en el adulto y en el niño. Gil A. Tratado de Nutrición, 2010, vol. 3.

²³³ CID-RUZAFÁ, Javier; DAMIÁN-MORENO, Javier. Evaluating physical incapacity: the Barthel Index. Revista Española de Salud Pública, 1997, vol. 71, no 2, p. 127-137.

²³⁴ BOHANNON, Richard W y SMITH, Melissa B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. En: Physical therapy. Febrero, 1987, vol. 67, no 2, p. 206-207.

²³⁵ AL AMER, Hamad. The influence of different sitting postures on soleus H-reflex in normal subjects. Tesis Doctoral. Texas: Texas Woman's University, 2012. p. 85-122.

²³⁶ KIMURA, Jun, et al. Human reflexes and late responses. Report of an IFCN committee. En: Electroencephalography and clinical neurophysiology. Junio, 1994, vol. 90, no. 6, p. 393-403.

²³⁷ OH, Shin J. Reflex test. En: Clinical electromyography: Nerve conduction studies. 3 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003 p.390-419.

²³⁸ THE SENIAM PROJECT. (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [en línea]. Disponible en: <http://www.seniam.org>.

Submáxima (CIVS) para cada músculo en posición sedente para la normalización de los datos obtenidos durante el PSP²³⁹. El participante realizó tres intentos del PSP, cada intento tuvo un periodo de descanso de 1 minuto, los cuales fueron promediados y utilizados en el análisis. (Anexo F)

Para el análisis de los datos, se utilizó un archivo de instrucción en el software “Matlab”, el cual permitió calcular la amplitud RMS y la frecuencia mediana. (Anexo G)

Tratamiento con las Técnicas de Inhibición (TI)

El participante vistió ropa cómoda (camiseta y pantaloneta) y calzado cerrado. Los elementos necesarios para la realización del tratamiento fueron: una camilla baja y una silla con apoyabrazos.

De forma general, se realizaron las siguientes técnicas de inhibición sin la aplicación de la férula inflable:

- Estiramiento mantenido para los músculos plantiflexores con énfasis hacia la dorsiflexión y eversión²⁴⁰, patrones inhibitorios de movimiento en puente, sedente, posición intermedia entre sedente y de pie y plantígrada modificada, con los miembros inferiores en apoyo total en la superficie de trabajo²⁴¹ ²⁴² (Figura 5). La descripción detallada del tratamiento se encuentra en el Anexo H.

²³⁹ HERMENS, Hermie J, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. En: Journal of electromyography and Kinesiology. Octubre, 2000, vol. 10, no. 5, p. 361-374.

²⁴⁰ SULLIVAN, Patricia y MARKOS, Prudence. En: Clinical decision making in Therapeutic Exercise. United States of America: Appleton & Lange. 1995. p. 253-290.

²⁴¹ BOBATH, Berta. Concepto y Principios del Tratamiento. En: Hemiplejía del adulto: Evaluación y tratamiento. 3 ed. Buenos Aires: Panamericana.1999.p. 70-79.

²⁴² DAVIES, Patricia M. Pasos a seguir. Tratamiento integrado de pacientes con hemiplejía. 2 ed. Madrid: Panamericana; 2002. 302-305. p.

Figura 5. Secuencia de tratamiento con la técnicas de inhibición.



Tratamiento con la Férula de Presión de Johnstone (FPJ)

Para la colocación de la férula inflable se tuvieron en cuenta las siguientes precauciones y lineamientos²⁴³:

- Se retiró cualquier objeto externo, como joyas o pulseras.
- Se colocó una manga de algodón para cubrir la extremidad como protección de la piel.
- Se colocó e infló la férula en el pie a 40 mm Hg, registrados con la extremidad en reposo.

Con la férula de presión de Johnstone puesta, se realizó el mismo protocolo de tratamiento descrito anteriormente con las técnicas de inhibición. Luego de finalizar los 25 minutos de tratamiento, la férula se desinfló y se retiró de la extremidad. (Anexo I)

3.6.1.2 Reproducibilidad y nivel de acuerdo de la evaluación del reflejo H y la EMG en adultos jóvenes saludables. Se analizó la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de acuerdo del reflejo H y la EMG en 10 personas

²⁴³ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

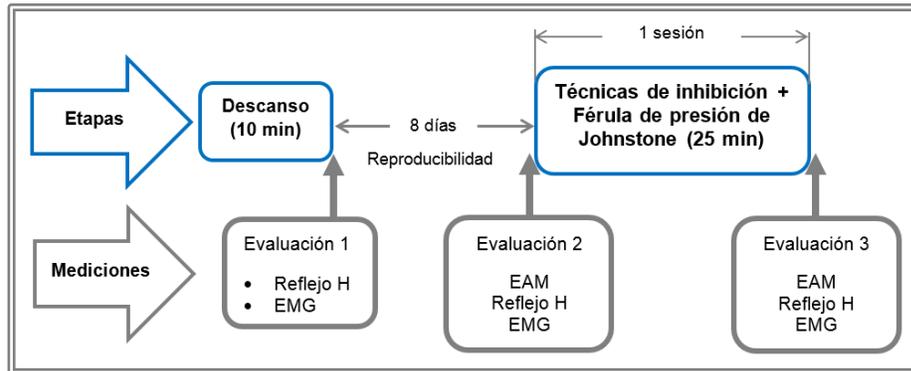
saludables de ambos géneros, estudiantes de la Universidad Industrial de Santander (UIS). El tiempo entre el procesamiento de las evaluaciones fue de 8 días, con el fin de garantizar la independencia de las mediciones.

3.6.1.3 Reproducibilidad y nivel de acuerdo de la evaluación del reflejo H y la EMG en personas con ECV. La población incluida en esta fase de la prueba piloto, cumplió los mismos criterios de inclusión y exclusión de la fase experimental, excepto el tiempo de evolución de la ECV, el cual fue desde 6 meses hasta 6 años. Se realizó un muestreo no probabilístico, con un total de 6 participantes, los cuales no formaron parte de la muestra en la fase experimental del proyecto (Figura 6).

3.6.1.4 Descripción de los parámetros del reflejo H en personas saludables entre 50 y 70 años. Se realizó la evaluación del reflejo H a 10 personas saludables con el mismo rango de edad tenido en cuenta para la fase experimental. (Anexo L)

3.6.1.5 Análisis del efecto inmediato de las técnicas de inhibición y la férula de presión de Johnstone en personas con ECV (Prueba Piloto). Una vez se realizó la segunda evaluación para el análisis de reproducibilidad, se realizó una sesión de tratamiento de 25 minutos con el fin visualizar los posibles cambios post-intervención, teniendo en cuenta que la segunda evaluación sirvió como línea de base (pretratamiento) (Figura 6).

Figura 6. Esquema del procedimiento de la prueba piloto.



3.6.2 Fase experimental: Desarrollo de la propuesta.

3.6.2.1 Selección y reclutamiento. Una vez concluida la prueba piloto se reclutaron los participantes post-ECV por medio de la búsqueda en las base de datos de la Fundación Cardiovascular (FCV) y el Instituto de Salud de Bucaramanga (ISABU); comunidad en general con dicha patología por medio del voz a voz y mensajes en emisoras radiales.

Luego del contacto telefónico con los pacientes, el evaluador principal del estudio visitó a los posibles participantes en su lugar de residencia, con el fin de corroborar los criterios de inclusión y exclusión mediante el diligenciamiento de una lista de chequeo o tamizaje inicial (Anexo K). A los participantes que no cumplieron con los criterios de inclusión del estudio, se entregó un material educativo impreso tipo plegable (Anexo L), luego de explicar claramente su contenido.

Los participantes incluidos, fueron citados en compañía de un familiar a la escuela de fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, donde se leyó, explicó y diligenció el consentimiento informado. (Anexo M)

3.6.2.2 Asignación aleatoria. Los participantes fueron asignados aleatoriamente a los grupos de tratamiento por secuencia de números aleatorios (página en línea <http://www.randomization.com/>). A cada participante se le otorgó el número de registro según el orden que fueron reclutados^{244 245}.

3.6.2.3 Enmascaramiento. Se realizó un enmascaramiento simple^{246 247} del investigador principal para la asignación del tratamiento. La asignación aleatoria y los tratamientos fueron llevados a cabo por una fisioterapeuta entrenada y con experticia en la atención de pacientes neurológicos.

3.6.2.4 Desarrollo del protocolo de evaluación e intervención. El orden de las mediciones pretratamiento y postratamiento fue el siguiente: tono muscular (EAM), excitabilidad refleja (reflejo H) y actividad eléctrica muscular (EMG). Los registros de las mediciones se reportaron en un formato de evaluación. (Anexo J)

Además, se recomendó a los participantes no ingerir bebidas con cafeína y alcohol 12 horas antes de la evaluación, sumado a la no realización de ejercicio físico 4 horas antes, debido a que estos aspectos pueden alterar la excitabilidad de las motoneuronas lo cual hubieran podido ser un factor confusor en la evaluación²⁴⁸
^{249 250}.

²⁴⁴ DOMHOLDT, Elizabeth. Rehabilitation Research: Principles and Applications. En: Experimental Design. 3 ed. Philadelphia: WB Saunders. 2004. 124 p.

²⁴⁵ GORDIS, Leon. Assessing the efficacy of preventive and therapeutic measures: randomized trials. Epidemiology, 1996, vol. 2.

²⁴⁶ *Ibidem*.

²⁴⁷ CAMPBELL, Marion K; ELBOURNE, Diana R y ALTMAN, Douglas G. CONSORT statement: extension to cluster randomised trials. British Medical Association. Septiembre, 2004, vol. 328, no. 7441, p. 702-708.

²⁴⁸ EKE-OKORO, S. T. The H-reflex studied in the presence of alcohol, aspirin, caffeine, force and fatigue. Electromyography and clinical neurophysiology, 1982, vol. 22, no 7, p. 579-589.

²⁴⁹ WALTON, Chirs, et.al. Caffeine increases spinal excitability in humans. Muscle & nerve, 2003, vol. 28, no 3, p. 359-364.

²⁵⁰ OH, Shin J. Reflex test. En: Clinical electromyography: Nerve conduction studies. 3 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003 p.390-419.

3.7 ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN

3.7.1 Análisis de la información de la Prueba Piloto. Para el análisis de la prueba piloto inicialmente se evaluó la normalidad de las variables medidas en el reflejo H y EMG a través de la prueba de Shapiro Wilk²⁵¹. Se obtuvieron las medidas de tendencia central y de dispersión (promedio y desviación estándar para las variables con distribución normal o mediana y rango intercuartílico para las no normales)^{252 253}.

Para determinar la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de acuerdo entre las dos evaluaciones del registro del reflejo H y la EMG se utilizó el CCI (2K), su respectivo Error Estándar de la Medición (EEM) y el método de Bland y Altman, respectivamente. Para la variable “funcionalidad” medida en escala ordinal con el Índice de Barthel se utilizó el test de Kappa ponderado. Para cada análisis estadístico se calculó su respectivo Intervalo de Confianza al 95% (IC 95%)²⁵⁴.

La interpretación de los coeficientes resultantes en la evaluación de la reproducibilidad se realizó según la clasificación de Altman²⁵⁵ (Tabla 5).

²⁵¹ RAZALI, Nornadiah Mohd y WAH, Yap Bee. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. En: Journal of Statistical Modeling and Analytics, 2011, vol. 2, no. 1, p. 21-33.

²⁵² STATA CORP LP. 2013. Stata Statistical Software: Release 13. College Station, TX: StataCorp LP.

²⁵³ RAZALI, op. cit.

²⁵⁴ OROZCO-VARGAS, Luis C. Medición en Salud, Diagnóstico, Evaluación de resultados, un manual crítico más allá de lo básico. Bucaramanga Colombia: Publicaciones UIS, 2010.

²⁵⁵ ALTMAN, Douglas G. Practical statistics for medical research. London: Chapman and Hall; 1991. 280 p.

Tabla 5. Análisis de los coeficientes de reproducibilidad según Altman.

Resultado	Interpretación
< 0,20	Pobre reproducibilidad
0,21 – 0,40	Aceptable reproducibilidad
0,41 – 0,60	Moderada reproducibilidad
0,61 – 0,80	Buena reproducibilidad
0,81- 1,00	Muy buena reproducibilidad

3.7.2 Análisis de la información de la Fase Experimental. Para el análisis de la fase experimental inicialmente se identificaron y codificaron las variables del estudio. La base de datos se digitó por duplicado en el programa Microsoft Office Excel, luego se realizó la respectiva validación y análisis de la información en el software STATA 13.0²⁵⁶. Para todo el análisis se consideró un nivel de significancia $\alpha=0,05$.

Se evaluó la normalidad de las variables del estudio medidas en escala de razón (latencia, amplitud, duración de la onda H y M, razón H_{\max}/M_{\max} , amplitud RMS y FM) por medio de la prueba de Shapiro Wilk, Skewness and Kurtosis, Ladder of Powers y el análisis gráfico por medio del histograma y Q-Q Plot^{257 258}. Se realizó el análisis univariado para cada grupo de intervención, con el fin de describir las variables del estudio aplicando medidas de tendencia central y de dispersión.

Para el análisis de las diferencias entre los promedios o medianas dentro de cada grupo de tratamiento, se utilizó la t de student pareada para las variables con distribución normal y el test de rangos de Wilcoxon para las variables con una

²⁵⁶ STACORP LP. 2013. Stata Statistical Software: Release 13. College Station, TX: StataCorp LP.

²⁵⁷ Ibidem.

²⁵⁸ RAZALI, Nornadiah Mohd y WAH, Yap Bee. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. En: Journal of Statistical Modeling and Analytics, 2011, vol. 2, no. 1, p. 21-33.

distribución no normal²⁵⁹. Para evaluar las diferencias entre los grupos de intervención se utilizó el Análisis de Covarianza (ANCOVA), usando la evaluación postratamiento (T1) como variable dependiente y ajustando por la medición pretratamiento o línea de base²⁶⁰.

Para determinar el tamaño del efecto se utilizó la *d* de Cohen “esize” y su respectivo IC 95%²⁶¹. La interpretación del tamaño del efecto se realizó según la clasificación de Cohen^{262 263} (Tabla 6).

Tabla 6. Análisis del tamaño del efecto según Cohen.

Resultado	Tamaño del efecto
0,20	Pequeño
0,50	Medio o Moderado
0,80	Grande

6.8 CONTROL DE POSIBLES SESGOS

Clasificación:

- Se minimizó mediante una prueba piloto que determinó las propiedades psicométricas (reproducibilidad intraevaluador y nivel de acuerdo) de los procedimientos a realizar.
- Se minimizó por medio del enmascaramiento del evaluador principal a la asignación del grupo de intervención.

²⁵⁹ DOMHOLDT, Elizabeth. Rehabilitation Research: Principles and Applications. En: Experimental Design. 3 ed. Philadelphia: WB Saunders. 2004. 124 p.

²⁶⁰ VICKERS, Andrew y ALTMAN, Douglas. Analysing controlled trials with baseline and follow up. En: BMJ. Noviembre, 2001. vol. 10, p. 1123-1124.

²⁶¹ KRAEMER, Helena C y KUPFER, David J. Size of treatment effects and their importance to clinical research and practice. En: Biological Psychiatry., 2006, vol. 59, no. 11, p. 990-996.

²⁶² COHEN, Jacob. Statistical power analysis. Current directions in psychological science, 1992, vol. 1, no 3, p. 98-101.

²⁶³ COHEN, Jacob. A power primer. Psychological bulletin, 1992, vol. 112, no 1, p. 155.

Selección:

- Fue controlado por la asignación aleatoria de los participantes al grupo de intervención. Además, como se realizó una sola sesión de intervención no se presentaron pérdidas de los participantes.
- Se minimizó mediante el control del espectro de la enfermedad y las comorbilidades de los participantes por medio de un tamizaje inicial.

Confusión:

- Se controló por medio del ajuste de las variables de control (tipo de ECV, hemicuerpo comprometido, edad, género, tiempo de evolución, entre otros) en el análisis entre los grupos.
- Se minimizó por medio de la estandarización de las pruebas de evaluación y los parámetros de intervención.

4. CONSIDERACIONES ÉTICAS

De acuerdo con los principios establecidos en la resolución 008430 de Octubre 4 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia²⁶⁴, esta investigación se consideró como Riesgo Mínimo según el artículo 10, dado que las evaluaciones, la intervención con las técnicas de inhibición y la aplicación de la férula de presión de Johnstone (con una presión igual a 40 mmHg) no implican procedimientos invasivos y su realización fue bajo la supervisión de un fisioterapeuta, quien controló los parámetros y tiempos de intervención.

Durante esta investigación se garantizaron los principios morales de acción como: no maleficencia, beneficencia, utilidad, autonomía y justicia²⁶⁵. Esta investigación se llevó a cabo con previa aprobación del proyecto por parte del Comité de Maestría de la Escuela de Fisioterapia y la aprobación del Comité de Ética en Investigación Científica de la Universidad Industrial de Santander (CEINCI-UIS).

²⁶⁴ REPÚBLICA DE COLOMBIA, Ministerio de Salud. Bogota; 1993.

²⁶⁵ DOMHOLDT, Elizabeth. Rehabilitation Research: Principles and Applications. En: Experimental Design. 3 ed. Philadelphia: WB Saunders. 2004. 124 p.

5. RESULTADOS

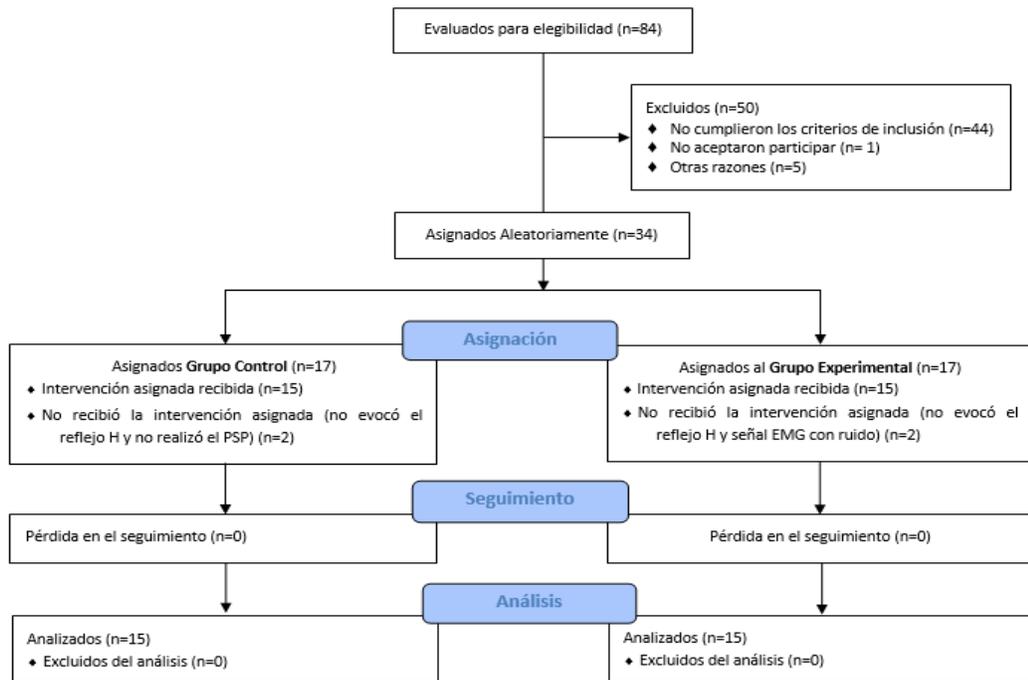
5.1 RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO

Ver Anexo L.

5.2 RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL: DESARROLLO DE LA PROPUESTA

5.2.1 Población de estudio. Para determinar la elegibilidad de los participantes se realizó un tamizaje a 84 pacientes con ECV, de los cuales 34 cumplieron los criterios de inclusión y fueron asignados aleatoriamente en cada grupo de intervención. Durante la evaluación de los participantes dos de ellos fueron excluidos porque no fue posible evocar el reflejo H, una persona no pudo realizar el paso de sedente a de pie y en otra la señal EMG no fue buena y no pudo ser analizada. Finalmente, se analizó un total de 30 participantes, 15 en cada grupo (Figura 7).

Figura 7. Flujograma del estudio.



5.2.2 Características clínicas y sociodemográficas. Fueron incluidos 30 participantes con edad $60,3 \pm 5,7$ años de ambos géneros (20 hombres y 10 mujeres), IMC de $26,5 \pm 2,7$ Kg/m², con hemiparesia espástica post-ECV (80% de tipo isquémica, 20% hemorrágica; 73,3% con alteración del hemicuerpo derecho y en 26,7% del izquierdo) y un tiempo de evolución de $27,8 \pm 14,7$ meses (Tabla 7 y 8). Todos los participantes presentaron hiperreflexia osteotendinosa (reflejo patelar y aquiliano) con un puntaje en el tono muscular según la EAM de 1+(43,3%), 2(53,3%) y 3(3,3%). La evaluación funcional según el IB mostró dependencia moderada (70%), dependencia leve (13,3%) e independencia (16,7%). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos de tratamiento en las variables sociodemográficas, antropométricas y clínicas en la línea de base ($p>0,05$).

Tabla 7. Variables sociodemográficas y antropométricas de la población.

Variable	GC (n:15)	GE(n:15)	Total (n:30)	p
Género masculino, n(%)	11(73,3)	9(60)	20(66,6)	0,70
Edad (años)	60,4±5,8	60,3±5,9	60,3±5,7	0,97
Peso (Kg)	71,7±9,3	68,7±9,1	70,2±9,2	0,37
Talla (m)	1,63±0,07	1,62±0,07	1,62±0,1	0,57
IMC (Km/m ²)	26,7±2,5	26,2±3,1	26,5±2,7	0,57
Pliegue pantorrilla (mm)	8,8±3,6	10,5±4,4	9,7±4	0,26

GC: Grupo Control, GE: Grupo Experimental.

Datos presentados como Media \pm Desviación Estándar, valor p evaluado con la t de student no pareada.

El género se presenta como (número y porcentaje), evaluado con el Exacto de Fisher. *Significancia $p<0,05$.

Tabla 8. Variables clínicas de la población.

Variable	GC (n:15)	GE(n:15)	Total (n:30)	p
Tipo de ECV, n(%)				1,0
Isquémico	12 (80)	12 (80)	24 (80)	
Hemorrágico	3 (20)	3 (20)	6 (20)	
Hemicuerpo comprometido, n(%)				0,68
Derecho	10 (66,7)	12 (80)	22 (73,3)	
Izquierdo	5 (33,3)	3 (20)	8 (26,7)	
EAM, n(%)				0,80
Leve (1+)	7 (46,7)	6 (40)	13 (43,3)	
Moderado (2 y 3)	8 (53,3)	9 (60)	17 (56,7)	
Hiperreflexia osteotendinosa, n(%)	15 (100)	15 (100)	30 (100)	1,0
Clonus (+), n(%)	9 (60)	7 (46,7)	16 (53,3)	0,71
Babinsky (+), n(%)	10 (66,7)	13 (86,7)	23 (76,7)	0,39
Tiempo de evolución, (meses)	26,6 ± 14,8	29,1 ± 15,1	27,8 ± 14,7	0,65
Índice de Barthel (IB)	83,3 ± 8,3	83,6 ± 13,6	83,5 ± 11,1	0,93

EAM: Escala de Ashworth Modificada. *Significancia $p < 0,05$.

Los datos son presentados como número de personas (n) y porcentaje (%), evaluados con el Exacto de Fisher.

El tiempo de evolución y el IB se presenta como Media ± Desviación Estándar, valor p evaluado con la t de student no pareada.

5.2.3 Descripción de las variables de salida en la línea de base. En la línea de base (evaluación pretratamiento), no se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos de tratamiento en el tono muscular de los plantiflexores [mediana 2(1), $p=0,88$].

En la tabla 9 se presentan los datos obtenidos para las variables de excitabilidad refleja en la línea de base, en las cuales no se encontraron diferencias significativas, excepto para la amplitud de la onda H ($p=0,04$). En las tablas 10 y 11 se presentan los datos obtenidos en la línea de base para las variables de EMG en la fase de pre-extensión y extensión, en las cuales no se encontraron

diferencias significativas ($p > 0,05$), excepto para la Frecuencia Mediana (FM) del músculo sóleo en la fase de extensión ($p = 0,01$).

Tabla 9. Descripción de las variables de reflejo H en la línea de base.

Variable	GC (n:15)	GE (n:15)	Total (n:30)	p
ONDA M				
Latencia	7,8 ± 1,4	8,5 ± 1,2	8,19 ± 1,3	0,20
Amplitud	3,01 [1,85]	4,67 [4,12]	3,4 [3,54]	0,19
Duración	7 [3]	7,2 [1,70]	7,1 [1,8]	0,39
Intensidad	139 ± 36,8	154,2 ± 32	146,6 ± 34,7	0,23
ONDA H				
Latencia	33,3 ± 2,2	33,8 ± 2	33,5 ± 2,1	0,53
Amplitud	1,77 [1,97]	3,36 [2,81]	2,05 [2,45]	0,04*
Duración	7,7 ± 1,4	7,4 ± 1,6	7,5 ± 1,5	0,60
Intensidad	91,6 ± 30,2	87,5 ± 19,2	89,5 ± 25	0,66
Hmáx/Mmáx	0,54 [0,60]	0,71 [0,37]	0,62 [0,48]	0,32

GC: Grupo Control, GE: Grupo Experimental.

Datos presentados como Media ± Desviación Estándar; La amplitud y duración de la onda M, amplitud de la onda H e índice Hmáx/Mmáx se presenta como Mediana [Rango Intercuartílico]; *Significancia $p < 0,05$.

Tabla 10. Descripción de las variables electromiográficas en la línea de base durante la fase de pre-extensión.

Variable	GC (n:15)	GE (n:15)	Total (n:30)	p
Pre-extensión				
RMS TA (%) ^a	82,2 [128,44]	88 [93,29]	85,7 [94,08]	0,63
RMS GM (%)	10,4 [26,87]	10,7 [12,02]	10,6 [11,06]	0,54
RMS GL (%)	22,2 [33,87]	17,7 [27,64]	19 [27,02]	0,60
RMS SO (%)	39,2 [54,38]	27,4 [85,33]	29,9 [56,02]	0,52
FM TA (Hz)	77,4 ± 14,7	81,8 ± 13,7	79,6 ± 14,1	0,40
FM GM (Hz)	94 ± 17,6	95,2 ± 19,1	94,6 ± 18,1	0,86
FM GL (Hz)	87,5 [13,41]	89,3 [21,60]	88,1 [14,87]	0,57
FM SO (Hz)	81,5 ± 21	86,2 ± 15,8	83,9 ± 18,4	0,49

^a% de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

Amplitud RMS y FM del GL se presentan como Mediana [Rango Intercuartílico]. FM del TA, GM y SO se presentan como Media ± Desviación Estándar; *Significancia $p < 0,05$.

Tabla 11. Descripción de las variables electromiográficas en la línea de base durante la fase de extensión.

Variable	GC (n:15)	GE (n:15)	Total (n:30)	p
Extensión				
RMS TA (%) ^a	41 [111,33]	43,5 [60,60]	42,2 [80,55]	0,91
RMS GM (%)	26,7 [36,19]	36,4 [33,16]	35,6 [35,52]	0,75
RMS GL (%)	56,3 [53,88]	45,4 [82,35]	51,2 [62,86]	0,88
RMS SO (%)	57,8 [52,77]	86,8 [109,53]	63,6 [93,42]	0,39
FM TA (Hz)	82,1 ± 17,9	88,5 ± 13,2	85,3 ± 15,8	0,27
FM GM (Hz)	97,2 [15,88]	90,9 [15,96]	95,5 [15,81]	0,66
FM GL (Hz)	106,8 [28,81]	102,9 [21,21]	103,4 [21,27]	0,69
FM SO (Hz)	89,4 ± 16,7	102,5 ± 10,9	95,9 ± 15,4	0,01*

^a% de la CIVS. Amplitud RMS y FM del GM-GL se presentan como Mediana [Rango Intercuartílico].

La FM del TA y SO se presentan como Media ± Desviación Estándar; *Significancia $p < 0,05$.

5.2.4 Efecto inmediato sobre el tono muscular de los plantiflexores, la excitabilidad refleja y la actividad EMG dentro de cada grupo. Los resultados que se presentan a continuación se obtuvieron inmediatamente después de finalizar la sesión de tratamiento. En cuanto a la evaluación del **tono muscular** disminuyó el puntaje de la EAM en ambos grupos, con una reducción de una nota en el 33,3% de los participantes del GC ($p=0,02$); y en el 60% del GE ($p=0,002$) (Figura 8 y 9).

Figura 8. Evaluación del tono muscular antes y después de la sesión de tratamiento en el grupo control.

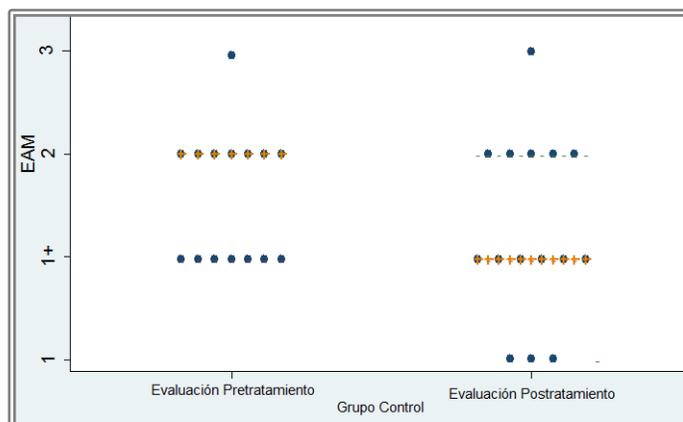
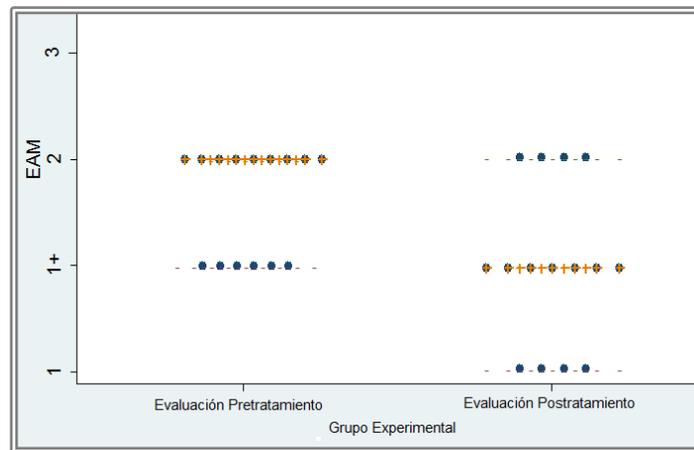


Figura 9. Evaluación del tono muscular antes y después de la sesión de tratamiento en el grupo experimental.



En la evaluación de la **excitabilidad refleja** dentro del grupo control se encontró un aumento significativo en la duración de la onda M ($p=0,01$), mientras en el grupo experimental (FPJ), se presentó incremento en la latencia de la onda H ($p=0,04$), así como disminución en la duración de la onda H ($p=0,03$) y del índice $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ ($p=0,02$) (Tabla 12 y Figuras 10, 11 y 12). Además, en el grupo experimental no se encontraron cambios significativos en la amplitud de la onda H, aunque se evidenció una tendencia hacia la disminución (pre: $3,3(2,8)$; post: $1,1(2,5)$; $p=0,08$).

Tabla 12. Parámetros del reflejo H pre y post-tratamiento en ambos grupos de intervención.

Variable	GC (n:15)			GE (n:15)		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Onda M						
Latencia	$7,8 \pm 1,4$	$7,6 \pm 1,5$	0,55	$8,5 \pm 1,2$	$8,4 \pm 1,1$	0,81
Amplitud	3,01 [1,85]	2,1 [2,15]	0,11	4,67 [4,12]	4,87 [3,82]	1,0
Duración	7 [3,0]	8,0 [3,2]	0,01*	7,2 [1,70]	6,5 [1,4]	0,30
Onda H						
Latencia	$33,3 \pm 2,2$	$33,7 \pm 2,5$	0,35	$33,8 \pm 2$	$34,2 \pm 2,4$	0,04*
Amplitud	1,77 [1,97]	1,04 [1,27]	0,06	3,36 [2,81]	1,1 [2,59]	0,08
Duración	$7,7 \pm 1,4$	$8,1 \pm 1,8$	0,28	$7,4 \pm 1,6$	$6,6 \pm 1,2$	0,03*
$H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$	0,54 [0,60]	0,48 [0,46]	0,60	0,71 [0,37]	0,35 [0,56]	0,02*

La amplitud y duración de la onda M, amplitud de la onda H e índice Hmáx/Mmáx son presentados como Mediana [Rango Inter cuartilico]; El resto de datos se presentan como Media \pm Desviación Estándar.

*Significancia $p < 0,05$ dentro de cada grupo

Figura 10. Duración de la onda H pre y postratamiento en ambos grupos de intervención.

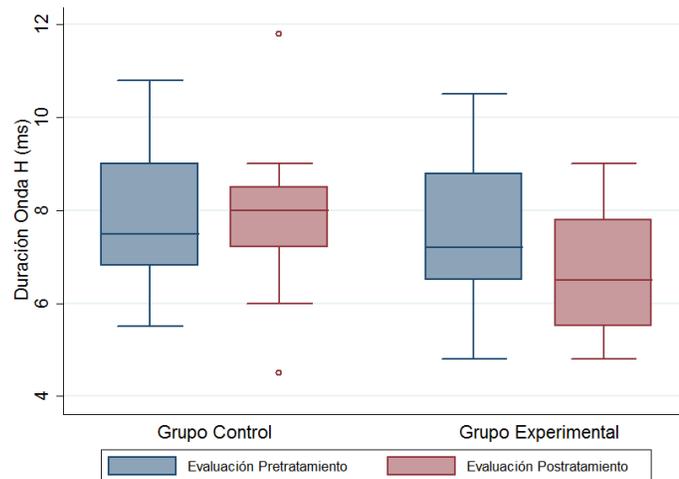
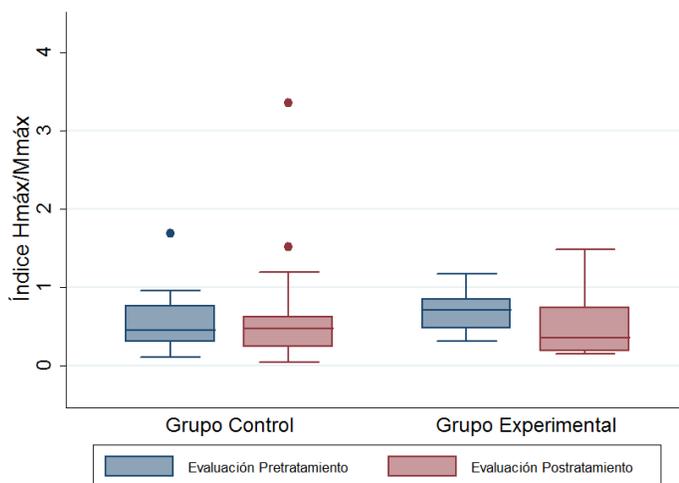


Figura 11. Índice Hmáx/Mmáx pre y postratamiento en ambos grupos de intervención.



Por otra parte, en la evaluación de la **actividad electromiográfica** durante el PSP, en el grupo control postratamiento se encontró una disminución significativa en la amplitud RMS del GL en la fase de extensión ($p=0,02$). En tanto, que en el grupo experimental aumentó significativamente el porcentaje de amplitud RMS del GL en la fase de pre-extensión ($p=0,04$); y la amplitud RMS del SO en la fase de extensión ($p=0,006$) (Tabla 13 y 14).

Tabla 13. Parámetros de EMG en la fase de pre-extensión pre y post-tratamiento en ambos grupos de intervención.

Variable	GC (n:15)			GE (n:15)		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Pre-extensión						
RMS TA (%) ^a	82,2 [128,44]	62,6 [117,59]	0,30	88 [93,29]	79,3 [79,86]	0,73
RMS GM (%)	10,4 [26,87]	12,1 [16,03]	0,33	10,7 [12,02]	17,5 [56,66]	0,82
RMS GL (%)	22,2 [33,87]	25,8 [24,97]	0,86	17,7 [27,64]	30,6 [39,29]	0,04*
RMS SO (%)	39,2 [54,38]	40,4 [40,85]	0,90	27,4 [85,33]	41,2 [160,80]	0,07
FM TA (Hz)	77,4 ± 14,7	78 ± 14,9	0,74	81,8 ± 13,7	78,6 ± 12,1	0,15
FM GM (Hz)	94 ± 17,6	91,4 ± 23,7	0,64	95,2 ± 19,1	89 ± 16,3	0,30
FM GL (Hz)	87,5 [13,41]	83,3 [19,74]	0,21	89,3 [21,60]	83,9 [14,72]	0,73
FM SO (Hz)	81,5 ± 21	78,4 ± 24,3	0,67	86,2 ± 15,8	81,7 ± 19,3	0,19

^a% de la CIVS. Amplitud RMS y FM del GL se presentan como Mediana [Rango Intercuartílico].

FM del TA, GM y SO se presentan como Media ± Desviación Estándar;
*Significancia $p<0,05$ dentro de cada grupo.

Tabla 14. Parámetros de EMG en la fase de extensión pre y post-tratamiento en ambos grupos de intervención.

Variable	GC (n:15)			GE (n:15)		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Extensión						
RMS TA (%) ^a	41 [111,33]	40 [94,38]	0,90	43,5 [60,60]	40,7 [76,69]	0,86
RMS GM (%)	26,7 [36,19]	39,1 [55,07]	0,86	36,4 [33,16]	42 [58,19]	0,53
RMS GL (%)	56,3 [53,88]	55,2 [77,49]	0,02*	45,4 [82,35]	64,9 [100,28]	0,11
RMS SO (%)	57,8 [52,77]	59 [62,36]	0,17	86,8 [109,53]	92,7 [195,84]	0,006*
FM TA (Hz)	82,1 ± 17,9	77,2±14,2	0,34	88,5 ± 13,2	83,6±14,5	0,06
FM GM (Hz)	97,2 [15,88]	90,9 [30,07]	0,42	90,9 [15,96]	92,8 [20,49]	0,19
FM GL (Hz)	106,8 [28,81]	98,5 [27,70]	0,21	102,9 [21,21]	95,4 [16,51]	0,82
FM SO (Hz)	89,4 ± 16,7	84±25,3	0,35	102,5 ± 10,9	96,2±20,1	0,11

^a% de la CIVS. Amplitud RMS y FM del GM-GL se presentan como Mediana [Rango Intercuartílico].

La FM del TA y SO se presentan como Media ± Desviación Estándar.

*Significancia $p < 0,05$ dentro de cada grupo.

5.2.5 Análisis entre los grupos de intervención: evaluación postratamiento de la excitabilidad refleja y la EMG. El ANCOVA mostró entre los grupos diferencias significativas en la duración de la onda H ($p=0,009$) y la onda M ($p=0,003$) al ajustar la medición postratamiento con la inicial, teniendo como categoría de referencia el GC (Tabla 15). En el GE se evidenció que la duración de la onda H disminuyó 1,29 milisegundos comparado con el GC. Además, se encontró una disminución estadísticamente significativa en el logaritmo del índice H_{\max}/M_{\max} ($\beta=-0,46$, $p=0,04$) del GE comparado con el GC. Estos resultados se mantienen al ajustar por las variables de control: edad, género, tipo de ECV, tiempo de evolución, IMC, pliegue de la pantorrilla y funcionalidad.

Tabla 15. Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone sobre los parámetros del reflejo H.

Parámetro	β	IC 95%	Valor <i>p</i>
Onda M			
Latencia	0,46	-0,48 , 1,40	0,32
Logaritmo Amplitud	0,30	-0,11 , 0,72	0,15
Logaritmo Duración	-0,19	-0,32 , -0,07	0,003*
Onda H			
Latencia	-0,007	-0,97 , 0,95	0,98
Logaritmo Amplitud	0,10	-0,53 , 0,73	0,74
Duración	-1,29	-2,25 , -0,34	0,009*
Logaritmo Índice Hmáx/Mmáx	-0,46	-0,92 , -0,002	0,04*

Análisis de Covarianza (ANCOVA) de la medición postratamiento, ajustado por la medición inicial; *Significancia $p < 0,05$. La amplitud y duración de la onda M, amplitud de la onda H e índice Hmáx/Mmáx variables transformadas al logaritmo.

A continuación se muestra el tamaño del efecto calculado para las variables del reflejo H y EMG (Tabla 16).

Tabla 16. Tamaño del efecto para las variables del reflejo H.

Variable	<i>d</i> de Cohen	IC 95%
Onda M		
Latencia	-0,56	-1,28 – 0,17
Logaritmo Amplitud	-0,75	-1,49 , -0,008
Logaritmo Duración	1,16	0,37 – 1,93
Onda H		
Latencia	-0,19	-0,91 – 0,52
Duración	0,94	0,17 – 1,68
Logaritmo Amplitud	-0,51	-1,23 – 0,21
Logaritmo Hmáx/Mmáx	0,09	-0,62 – 0,81

La amplitud y duración de la onda M, amplitud de la onda H e índice Hmáx/Mmáx variables transformadas al logaritmo.

En el análisis de EMG, el ANCOVA no mostró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de tratamiento para la amplitud RMS y la FM de los músculos plantiflexores y dorsiflexores ($p>0,05$). Además, al realizar el ajuste por las variables de control, el efecto del grupo se mantuvo igual (Tabla 17 y 18).

En las tablas 19 y 20 se muestra el tamaño del efecto calculado para las variables de la EMG en la fase de pre-extensión y extensión.

Tabla 17. Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone sobre la amplitud RMS de los músculos plantiflexores y dorsiflexores durante el PSP.

Parámetro	β	IC 95%	Valor p
Pre-extensión			
* Logaritmo RMS TA	-0,03	-0,35 , 0,29	0,84
* Logaritmo RMS GM	0,27	-0,33 , 0,88	0,36
* Logaritmo RMS GL	0,36	-0,22 , 0,95	0,21
* Logaritmo RMS SO	0,30	-0,30 , 0,90	0,31
Extensión			
* Logaritmo RMS TA	-0,03	-0,38 , 0,31	0,83
* Logaritmo RMS GM	-0,0008	-0,30 , 0,30	0,99
* Logaritmo RMS GL	0,18	-0,30 , 0,66	0,44
* Logaritmo RMS SO	0,19	-0,09 , 0,47	0,17

Análisis de Covarianza (ANCOVA) de la medición postratamiento, ajustada por la medición inicial; *Significancia $p<0,05$. Las variables de amplitud RMS fueron transformadas al logaritmo.

Tabla 18. Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone sobre la frecuencia mediana de los músculos plantiflexores y dorsiflexores durante el PSP.

Parámetro	β	IC 95%	Valor p
Pre-extensión			
FM TA	-2,97	-8,45 , 2,50	0,27
FM GM	-2,84	-17,34 , 11,65	0,69
Logaritmo FM GL	-0,003	-0,15 , 0,15	0,96
FM SO	0,87	-14,39 , 16,13	0,90
Extensión			
FM TA	3,52	-6,19 , 13,24	0,46
Logaritmo FM GM	0,01	-0,14 , 0,17	0,86
Logaritmo FM GL	0,007	-0,11 , 0,12	0,90
FM SO	-0,25	-15,86 , 15,35	0,97

Análisis de Covarianza (ANCOVA) de la medición postratamiento, ajustada por la medición inicial;

*Significancia $p < 0,05$. Las variables FM del GL en pre-extensión y GM-GL en extensión, fueron transformadas al logaritmo.

Tabla 19. Tamaño del efecto para las variables EMG durante el PSP en la fase de pre-extensión.

Variable	d de Cohen	IC 95%
Pre-extensión		
Logaritmo RMS TA	-0,09	-0,80 – 0,62
Logaritmo RMS GM	-0,18	-0,90 – 0,53
Logaritmo RMS GL	-0,27	-0,99 – 0,44
Logaritmo RMS SO	-0,18	-0,89 – 0,53
FM TA	-0,04	-0,75 – 0,67
FM GM	0,11	-0,60 – 0,83
Logaritmo FM GL	0,05	-0,66 – 0,76
FM SO	-0,14	-0,86 – 0,57

Las variables de amplitud RMS y FM del GL fueron transformadas al logaritmo.

Tabla 20. Tamaño del efecto para las variables EMG durante el PSP en la fase de extensión.

Variable	<i>d</i> de Cohen	IC 95%
Extensión		
Logaritmo RMS TA	0,01	-0,69 – 0,73
Logaritmo RMS GM	0,007	-0,70 – 0,72
Logaritmo RMS GL	-0,12	-0,83 – 0,59
Logaritmo RMS SO	-0,50	-1,22 – 0,23
FM TA	-0,44	-1,16 – 0,28
Logaritmo FM GM	-0,02	-0,74 – 0,68
Logaritmo FM GL	-0,08	-0,79 – 0,63
FM SO	-0,53	-1,25

Las variables de amplitud RMS y FM del GM-GL fueron transformadas al logaritmo.

6. DISCUSIÓN

La espasticidad es uno de los principales problemas post-ECV, que se manifiesta con una activación muscular intermitente, involuntaria y sostenida, que compromete la función y calidad de vida de esta población²⁶⁶. Esta alteración, compromete el cuello de pie en un 66% de los pacientes²⁶⁷, repercutiendo así, en el control y coordinación de los patrones del miembro inferior²⁶⁸. Por lo anterior, en el presente trabajo se propuso evaluar el efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Características de la población de estudio

En este estudio se incluyeron 30 participantes con ECV, 66,7% de género masculino, en su mayoría de causa isquémica (80%), y con compromiso del hemicuerpo derecho en el 73,3% de los casos. Esta población es similar a la descrita por Drača C²⁶⁹ (edad: 55.4±10.6 años), con un 56% de género masculino, sin embargo el mayor compromiso en el hemicuerpo derecho estuvo presente en mujeres (57% vs 43%, $p<0.05$). Barker S y colaboradores²⁷⁰, encontraron que la incidencia global en el tipo de ECV isquémico para hombres y mujeres fue mayor que el hemorrágico (132,7 casos/100.000 habitantes y 98,8 casos/100.000 habitantes vs 64,8 casos/100.000 y 45,4 casos/100.000, respectivamente).

²⁶⁶ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

²⁶⁷ WISSEL, Jörg, et al. Early development of spasticity following stroke: a prospective, observational trial. En: Journal of neurology. Julio, 2010, vol. 257, no. 7, p. 1067-1072.

²⁶⁸ LEE, Youngmin, et al. Effect of ankle-foot orthosis on lower limb muscle activities and static balance of stroke patients authors' names. En: Journal of physical therapy science. Febrero, 2014, vol. 26, no. 2, p. 179.

²⁶⁹ DRAČA, Sanja. Gender and stroke lateralization: Factors of functional recovery after the first-ever unilateral stroke?. NeuroRehabilitation, 2012, vol. 30, no 3, p. 247-254.

²⁷⁰ BARKER-COLLO, Suzanne, et al. Sex differences in stroke incidence, prevalence, mortality and disability-adjusted life years: results from the Global Burden of Disease Study 2013. Neuroepidemiology, 2015, vol. 45, no 3, p. 203-214.

Los participantes de este estudio fueron crónicos, con un rango variable de evolución desde 6 meses hasta 4 años, con la espasticidad instaurada²⁷¹ y cambios intrínsecos como la disminución en la longitud de la fibra muscular, aspectos que pueden relacionarse con los cambios funcionales post-intervención^{272 273}.

La evaluación funcional mostró una dependencia moderada en el 70% de los participantes, mientras el restante estuvo entre dependencia leve e independencia. Estos hallazgos son funcionalmente mejores a los encontrados por Pedersen y colaboradores²⁷⁴ en pacientes (\bar{x} 71,9±11,4 años) con 6 meses post-ECV, reportando una dependencia funcional entre leve y moderada, con un puntaje promedio del IB de 73,7±32,3. De forma similar, en otro estudio²⁷⁵ se encontró un puntaje promedio de 37,3±4,9 en pacientes con un tiempo de evolución entre un mes y tres años, sin embargo hay que tener en cuenta que el rango de edad fue mayor, comparado con el presente estudio.

Comparación de los resultados del tono muscular, excitabilidad refleja y EMG en la línea de base de los dos grupos de intervención.

Para determinar el comportamiento de la espasticidad, en este trabajo se evaluó el tono muscular con la EAM, la excitabilidad refleja con el reflejo H y la actividad eléctrica muscular con EMG de superficie. Lo anterior, con el fin de integrar las mediciones neurofisiológicas y clínicas de la espasticidad, y determinar el efecto

²⁷¹ SOMMERFELD, Disa K, et al. Spasticity after stroke its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. En: Stroke. Enero, 2004, vol. 35, no. 1, p. 134-139.

²⁷² DUNCAN, Pamela W., et al. Management of adult stroke rehabilitation care. Stroke, 2005, vol. 36, no 9, p. e100-e143.

²⁷³ FERRARELLO, Francesco, et al. Efficacy of physiotherapy interventions late after stroke: a meta-analysis. En: Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. Febrero, 2011, vol. 82, no. 2, p. 136-143.

²⁷⁴ PEDERSEN, Palle M, et al. Orientation in the acute and chronic stroke patient: impact on ADL and social activities. The Copenhagen Stroke Study. En: Archives of physical medicine and rehabilitation, 1996, vol. 77, no. 4, p. 336-339.

²⁷⁵ MIKOŁAJEWSKA, Emilia. NDT-Bobath method in post-stroke rehabilitation in adults aged 42–55 years—Preliminary findings. Polish Annals of Medicine, 2015, vol. 22, no 2, p. 98-104.

inmediato de los Patrones Inhibitorios de Movimiento (PIM) y del estiramiento mantenido, combinado con la Férula de Presión de Johnstone.

En la línea de base, el aumento de **tono** de los participantes en los dos grupos estuvo entre leve y moderado (mediana=2), con hiperreflexia patelar y aquiliana (100%) y presencia de reflejos patológicos (Tabla 8). Estas respuestas reflejas se encuentran influenciadas por aspectos propios del individuo, el contexto^{276 277}, la localización y magnitud de la lesión cerebral²⁷⁸, entre otros. Además, debe considerarse la edad y cronicidad de los participantes, ya que el aumento del tono modifica las propiedades contráctiles del músculo, lo cual se asocia con la creciente concentración de colágeno en la Matriz Extracelular (MEC) que contribuye a un déficit del acoplamiento y deslizamiento de los puentes cruzados, creando así fibrosis y retracciones, que potencialmente limitan la amplitud del movimiento articular^{279 280}.

La edad de los participantes también puede influenciar las evaluaciones electrofisiológicas, ya que con el envejecimiento disminuye el reclutamiento y la actividad EMG²⁸¹, disminuye la modulación de la respuesta refleja por cambios adaptativos en el sistema neuromuscular²⁸² y aumenta la dificultad para evocar el

²⁷⁶ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

²⁷⁷ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

²⁷⁸ CLOPTON, Nancy, et al. Interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in children with hypertonia. En: Pediatric physical therapy, 2005, vol. 17, no. 4, p. 268-274.

²⁷⁹ LIEBER, Richard L y WARD, Samuel R. Cellular mechanisms of tissue fibrosis. 4. Structural and functional consequences of skeletal muscle fibrosis. En: American Journal of Physiology-Cell Physiology. Agosto, 2013, vol. 305, no. 3, p. C241-C252.

²⁸⁰ O'DWYER, N J; ADA, L y NEILSON, P D. Spasticity and muscle contracture following stroke. En: Brain. Octubre, 1996, vol. 119, no 5, p. 1737-1750.

²⁸¹ CRISWELL, Eleanor. Cram's introduction to surface electromyography. Jones & Bartlett Publishers, 2010.

²⁸² EARLES, D. R.; KOCEJA, D. M.; SHIVELY, C. W. Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. International journal of neuroscience, 2000, vol. 105, no 1-4, p. 1-13.

reflejo H por reducción en la eficiencia de las sinapsis de las motoneuronas alfa²⁸³
²⁸⁴. Estas causas, junto con la dificultad para evocar la respuesta electrofisiológica en diversas posturas y músculos²⁸⁵, podrían explicar por qué en dos participantes no fue posible evocar el reflejo H.

En la línea de base, los participantes obtuvieron para la **onda M** (que representa la activación directa de las fibras eferentes) una latencia promedio dentro de los rangos de los valores normativos descritos en sujetos sanos entre 6 - 9 ms²⁸⁶ y 5 - 10 ms²⁸⁷. En la literatura revisada, esta variable ha sido poco estudiada y no se encontraron valores de referencia en sujetos post-ECV, por tal motivo, no se contrastaron estos valores²⁸⁸.

En cuanto a la **latencia para la onda H**, los participantes tuvieron valores similares a los encontrados por Buschbacher R²⁸⁹, en sujetos saludables (30,3±2,4 ms, rango de 25,9 – 36,4 ms) y a los resultados obtenidos en la prueba piloto realizada en personas saludables entre 51-70 años (31,5±2,3 ms). Falco F y colaboradores²⁹⁰ evaluaron en adultos mayores saludables la influencia del envejecimiento sobre la latencia del sóleo bilateral (□ 73 años, rango de 60 a 80

²⁸³ KIMURA, Jun, et al. Human reflexes and late responses. Report of an IFCN committee. En: Electroencephalography and clinical neurophysiology. Junio, 1994, vol. 90, no. 6, p. 393-403.

²⁸⁴ OH, Shin J. Reflex test. En: Clinical electromyography: Nerve conduction studies. 3 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003 p.390-419.

²⁸⁵ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: Journal of Athletic Training. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

²⁸⁶ *Ibidem*.

²⁸⁷ SEHGAL, Nalini y MCGUIRE, J R. Beyond Ashworth. Electrophysiologic quantification of spasticity. En: Physical medicine and rehabilitation clinics of North America. Noviembre, 1998, vol. 9, no 4, p. 949-79.

²⁸⁸ SCAGLIONI, Gil, et al. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. The journal of physiology, 2003, vol. 548, no 2, p. 649-661.

²⁸⁹ BUSCHBACHER, Ralph M. Normal Range for H-Reflex Recording From the Calf Muscles1. American journal of physical medicine & rehabilitation, 1999, vol. 78, no 6, p. S75-S79.

²⁹⁰ FALCO, Frank JE, et al. H reflex latency in the healthy elderly. Muscle & nerve, 1994, vol. 17, no 2, p. 161-167.

años), mostrando una latencia de la onda H similar para ambas extremidades (MID: $30,8 \pm 2,6$ ms MII: $30,7 \pm 2,6$ ms), con un rango entre 24,8 – 39,2 ms.

Los resultados en la línea de base de los participantes con ECV se encuentran dentro del rango de las personas saludables; sin embargo, en dos publicaciones se reporta disminución en la latencia de la onda H en pacientes con espasticidad, debido a la hiperexcitabilidad refleja²⁹¹ ²⁹². Levin y Hui-Chan²⁹³ encontraron en pacientes post-ECV (56,2 \pm 13,5 años), disminución en la línea de base de la latencia de la onda H comparado con adultos saludables de edad similar (28,6 \pm 1,6 ms vs 30,3 \pm 1,7 ms), debido a una mayor respuesta de las fibras de menor umbral, que ocasiona una descarga más temprana de las motoneuronas. Así mismo, Bakheit²⁹⁴ y Lima²⁹⁵ demostraron disminución de la latencia de la onda H, lo cual podría atribuirse a una alta excitabilidad en las vías involucradas en el reflejo de estiramiento, que genera una respuesta temprana ante un estímulo externo.

Por otra parte, en este estudio la **amplitud de la onda H**, presenta una tendencia al aumento en personas post-ECV, siendo mayor que la observada en la prueba piloto en personas saludables [0,73 (RIC 1,7) mv]; la cual representa un estimado del número de fibras que son activadas en un momento determinado; aunque no está linealmente relacionada con la excitabilidad de las motoneuronas alfa, se encuentra influenciada por la inhibición presináptica de las aferencias **la**; por tal

²⁹¹ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

²⁹² SEHGAL, Nalini y MCGUIRE, J R. Beyond Ashworth. Electrophysiologic quantification of spasticity. En: Physical medicine and rehabilitation clinics of North America. Noviembre, 1998, vol. 9, no 4, p. 949-79.

²⁹³ LEVIN, Mindy F.; HUI-CHAN, Christina. Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity?. Journal of neurology, 1993, vol. 240, no 2, p. 63-71.

²⁹⁴ BAKHEIT, A. M. O., et al. The relation between Ashworth scale scores and the excitability of the α motor neurones in patients with post-stroke muscle spasticity. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 2003, vol. 74, no 5, p. 646-648.

²⁹⁵ MARTINS, Fábio de Lima. Efeitos imediatos da eletroestimulação nervosa transcutânea e crioterapia na espasticidade e na atividade eletromiográfica de sujeitos hemiparéticos. 2009. Tesis de Maestría. Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

motivo un aumento en la amplitud es una expresión indirecta del incremento de la excitabilidad^{296 297}. Sin embargo, es el parámetro neurofisiológico más variable, ya que depende de factores como: las influencias supraespinales, nivel de relajación muscular, posición corporal, fatiga y aspectos comportamentales (estado de alerta, práctica mental), entre otros²⁹⁸; por tal motivo, no hay un consenso en la literatura de los datos normativos para dicha variable.

En un estudio de Falco F y colaboradores²⁹⁹, se describió gran variabilidad en la amplitud de la onda H, oscilando entre 0,55 – 5,0 mv. En la literatura se ha descrito un incremento de la amplitud de la onda H en el MIP, comparado con sujetos saludables o con la extremidad menos comprometida³⁰⁰. Milanov I³⁰¹ en pacientes crónicos post-ECV (57,9±8,6 años), encontró un aumento significativo en la amplitud de la onda H del MIP (4,6±2 mv y 2,4±1,2 mv; $p<0,001$) comparado con el MINP.

Del mismo modo, el aumento de la amplitud de la onda H post-ECV se ha relacionado con la reducción de la depresión postactivación, la cual se correlaciona de forma negativa con el grado de espasticidad³⁰². Lamy J y colaboradores³⁰³, reportaron menor depresión postsináptica en el MIP comparado

²⁹⁶ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

²⁹⁷ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: Journal of Athletic Training. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

²⁹⁸ MISIASZEK, John E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitations and uses in understanding nervous system function. Muscle & nerve, 2003, vol. 28, no 2, p. 144-160.

²⁹⁹ FALCO, Frank JE, et al. H reflex latency in the healthy elderly. Muscle & nerve, 1994, vol. 17, no 2, p. 161-167..

³⁰⁰ TRAVERSA, Raimondo, et al. Neurophysiological follow-up of motor cortical output in stroke patients. Clinical neurophysiology, 2000, vol. 111, no 9, p. 1695-1703.

³⁰¹ MILANOV, Ivan. A comparative study of methods for estimation of presynaptic inhibition. Journal of neurology, 1992, vol. 239, no 5, p. 287-292.

³⁰² BURKE, David. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. Clinical Neurophysiology Practice, 2016, vol. 1, p. 9-17.

³⁰³ LAMY, Jean-Charles, et al. Impaired efficacy of spinal presynaptic mechanisms in spastic stroke patients. Brain, 2008, vol. 132, no 3, p. 734-748.

con el MINP (76,6% vs 59,9%; $p<0,002$) en personas post-ECV aguda y crónica. Además, en el MIP fue menor la inhibición presináptica comparada con el MINP ($p<0,04$) y con sujetos saludables ($p<0,0005$).

Por otro lado, la mediana de la **amplitud de la onda M** en la línea de base del presente estudio mostró una reducción, mientras en la prueba piloto en adultos saludables fue mayor, lo cual muestra disminución en sujetos post-ECV, debido a un menor reclutamiento de fibras motoras. Chalmers G y Knutzen K³⁰⁴ en personas saludables encontraron disminución de la amplitud de la onda M en adultos mayores (supino: $1,78\pm 0,7$ mv, de pie: $1,76\pm 0,7$ mv y tándem: $1,81\pm 0,8$ mv; ($p<0,05$), comparado con jóvenes (supino: $2,6\pm 0,6$ mv, de pie: $2,6\pm 0,5$ mv y tándem $2,58\pm 0,6$ mv).

El **índice Hmax/Mmax** es otra medición indirecta de la excitabilidad, que indica el número de unidades motoras activadas de forma refleja comparado con el número total de unidades motoras³⁰⁵. En este estudio, la mediana del índice Hmáx/Mmáx se encuentra aumentada, siendo mayor que en la prueba piloto con personas saludables 0,18(RIC 0,3). Lamy J y colaboradores⁽¹⁹⁸⁾ en personas post-ECV encontraron un mayor porcentaje del índice Hmáx/Mmáx $54,1\pm 29,6\%$ en el MIP, comparado con el $41,4\pm 22,4\%$ del MINP, lo cual se puede relacionar con el incremento de la excitabilidad refleja y la velocidad umbral del reflejo de estiramiento^{306 307}. Se debe tener en cuenta que no hay consenso sobre los valores normales y post-ECV de este índice, aunque en personas saludables

³⁰⁴ CHALMERS, Gordon R.; KNUTZEN, Kathleen M. Soleus H-reflex gain in healthy elderly and young adults when lying, standing, and balancing. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 2002, vol. 57, no 8, p. B321-B329.

³⁰⁵ BURKE, David. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*, 2016, vol. 1, p. 9-17.

³⁰⁶ BHIMANI, Rozina H, et al. Clinical measurement of limb spasticity in adults: state of the science. *En: Journal of Neuroscience Nursing*. Abril, 2011, vol. 43, no. 2, p. 104-115.

³⁰⁷ GHOTBI, N, et al. The investigation of criterion validity of the modified Ashworth scale using the alpha motoneuron excitability indicators. *En: Acta Medica Iranica*. Mayo-Junio, 2007, vol. 45, no. 4, p. 290-294.

puede oscilar entre 0,3 y 0,6 ³⁰⁸, hallazgo similar al de Palmieri R y colaboradores³⁰⁹ con un promedio de 0,55±0,13.

Koceja D y Mynark R³¹⁰, examinaron el papel de la inhibición presináptica en la modulación del reflejo H del sóleo, sin encontrar cambios en el índice Hmáx/Mmáx en adultos mayores (supino: 39,8% y de pie: 39,8%; $p>0,05$), mientras que en adultos jóvenes disminuyó significativamente (supino:66,1% y de pie:56,8%). Estos hallazgos muestran la influencia de la edad en el índice, ya que en el envejecimiento se presenta atenuación de las ondas M y H, así como menor respuesta y pocos cambios frente a los estímulos³¹¹, debido posiblemente a fenómenos adaptativos del sistema neuromuscular que generan una disminución en la habilidad para modular el sistema reflejo^{312 313}.

Para analizar los resultados **EMG** de este estudio se tuvieron en cuenta variables de control que pudiesen influenciar la magnitud de la señal captada por el electromiografo, como el IMC y el pliegue de la pantorrilla; ya que en personas post-ECV hay un incremento de la masa grasa en el MIP comparado con el MINP ³¹⁴, con mayor área de sección transversa de tejido adiposo de los

³⁰⁸ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

³⁰⁹ PALMIERI, Riann M; HOFFMAN, MARK A y INGERSOLL, CHRISTOPHER D. Intersession reliability for H-reflex measurements arising from the soleus, peroneal, and tibialis anterior musculature. En: International Journal of Neuroscience. Julio, 2002, vol. 112, no. 7, p. 841-850.

³¹⁰ KOCEJA, David M.; MYNARK, Richard G. Comparison of heteronymous monosynaptic Ia facilitation in young and elderly subjects in supine and standing positions. International journal of neuroscience, 2000, vol. 104, no 1, p. 1-15.

³¹¹ SCAGLIONI, Gil, et al. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. The journal of physiology, 2003, vol. 548, no 2, p. 649-661.

³¹² EARLES, Donal. et al. Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. International journal of neuroscience, 2000, vol. 105, no 1-4, p. 1-13.

³¹³ EARLES, Donald; VARDAXIS, Vassilios; KOCEJA, David. Regulation of motor output between young and elderly subjects. Clinical Neurophysiology, 2001, vol. 112, no 7, p. 1273-1279.

³¹⁴ ENGLISH, Coralie, et al. Reviews: Loss of skeletal muscle mass after stroke: a systematic review. En: International Journal of Stroke. Octubre, 2010, vol. 5, no. 5, p. 395-402.

plantiflexores ($1,6\pm 0,5$ cm² MIP vs $1,1\pm 0,8$ cm² MINP, $p=0,03$)³¹⁵. El tejido graso puede causar atenuación de la señal EMG debido al aumento de la distancia electrodo-músculo^{316 317} y variabilidad de la señal debido al espesor y propiedades eléctricas de las capas de tejido. En éste estudio, el 70% de los participantes presentó sobrepeso y el pliegue de la pantorrilla tuvo un promedio de $9,7\pm 4$ mm.

Los participantes de este estudio presentaron gran variabilidad en la señal EMG, especialmente en la amplitud RMS expresada como el porcentaje de la Contracción Isométrica Submáxima Voluntaria (CISV). Esta variabilidad ocurre posiblemente por diferencias individuales en la ejecución del PSP, la longitud de la fibra muscular y la distancia superficie-músculo³¹⁸. A pesar de la variabilidad obtenida, los participantes post-ECV mostraron una disminución similar de la CISV en los músculos de cuello de pie del MIP. En tanto, que en la prueba piloto en jóvenes saludables, se evidenciaron mayores valores en la CISV para todos los músculos.

Teniendo en cuenta todo lo anterior, en la línea de base, los participantes de los dos grupos de este estudio presentaron aumento del tono muscular plantiflexor, hiperreflexia, presencia de reflejos patológicos, disminución de la latencia y aumento de la amplitud de la onda H, así como disminución en la actividad EMG del tobillo.

³¹⁵ KLEIN, Cliff S., et al. Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. *Journal of Applied Physiology*, 2010, vol. 109, no 5, p. 1337-1346.

³¹⁶ NORDANDER, Catarina, et al. Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *European journal of applied physiology*, 2003, vol. 89, no 6, p. 514-519.

³¹⁷ KUIKEN, Todd A.; LOWERY, M. M.; STOYKOV, N. S. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthetics and orthotics international*, 2003, vol. 27, no 1, p. 48-54.

³¹⁸ FARINA, Dario. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and sport sciences reviews*, 2006, vol. 34, no 3, p. 121-127.

Efecto inmediato sobre el tono muscular de los plantiflexores, la excitabilidad refleja y la actividad EMG en ambos grupos de intervención.

- **Efecto postratamiento sobre el tono muscular**

En el presente estudio se evidenció una disminución significativa del puntaje en la EAM en ambos grupos (Figura 8 y 9). Nueve participantes del GE disminuyeron el tono en una nota, comparado con 5 del GC (60% vs 30%), hallazgo a favor de un mejor efecto terapéutico sobre la modulación del tono muscular de las técnicas de inhibición combinadas con la FPJ. Ésta modulación, pudo ocurrir por el efecto inhibitorio de la presión sostenida de la FPJ, sumado a la toma de peso y el estiramiento muscular, lo cual mejora las propiedades viscoelásticas de la unidad músculo-tendón y genera disminución de la excitabilidad refleja^{319 320}. Aunque pocos estudios han evaluado las propiedades viscoelásticas después de intervenciones fisioterapéuticas similares, la disminución de la resistencia al movimiento pasivo es un indicio de posibles cambios biomecánicos y neurales inmediatos observados en el presente estudio³²¹.

Kerem M y colaboradores³²² evaluaron, en niños con PC, el efecto del enfoque Bobath y la FPJ sobre la espasticidad de los MMII (60 sesiones de 20 minutos durante 3 meses), mostrando en el grupo de la FPJ una disminución significativa en la EAM para los músculos plantiflexores ($p < 0,000$) y un aumento en la dorsiflexión de cuello de pie ($9,67^\circ$ SEM $1,06^\circ$, $p < 0,008$).

³¹⁹ BRESSEL, Eadric; MCNAIR, Peter J. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Physical therapy*, 2002, vol. 82, no 9, p. 880-887.

³²⁰ SELLES, Ruud W., et al. Feedback-controlled and programmed stretching of the ankle plantarflexors and dorsiflexors in stroke: effects of a 4-week intervention program. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2005, vol. 86, no 12, p. 2330-2336.

³²¹ FARINA, Dario. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and sport sciences reviews*, 2006, vol. 34, no 3, p. 121-127.

³²² KEREM, Mintaze; LIVANELIOGLU, Ayse y TOPCU, Meral. Effects of Johnstone pressure splints combined with neurodevelopmental therapy on spasticity and cutaneous sensory inputs in spastic cerebral palsy. En: *Developmental Medicine & Child Neurology*. Mayo, 2001, vol. 43, no. 05, p. 307-313.

De forma semejante, Hazneci M y colaboradores³²³ compararon en niños con PC el efecto del enfoque Bobath sumado a la Toxina botulínica (TB), versus el enfoque Bobath y la FPJ (30 minutos, 3 veces/semana, por 3 meses), evidenciando disminución del tono aductor de cadera en ambos grupos de tratamiento ($p < 0,05$), con mayor disminución en el grupo de TB ($3,5 \pm 0,6$ vs $2,8 \pm 0,7$ EAM; $p = 0,002$).

La importancia clínica de la modulación del tono muscular se basa en la disminución de la resistencia al movimiento, lo cual permite un mejor control voluntario del segmento del cuello de pie, produciendo así, menor interferencia durante la realización de actividades funcionales como traslados o la deambulaci3n³²⁴.

De igual forma, se debe considerar que la EAM a pesar de ser una herramienta clínica de fácil uso, no evalúa las respuestas neurofisiológicas (excitabilidad y activaci3n eléctrica) y posee limitaciones debido a la subjetividad del evaluador³²⁵ ³²⁶ ³²⁷. No obstante, en este estudio el evaluador fue enmascarado para la asignaci3n de los tratamientos y se estandarizaron los aspectos referentes al protocolo de evaluaci3n tales como el posicionamiento, duraci3n y velocidad de la prueba, con el fin de minimizar los factores confusores.

³²³ HAZNECI, Bulent, et al. Comparison of the efficacies of botulinum toxin A and Johnstone pressure splints against hip adductor spasticity among patients with cerebral palsy: a randomized trial. En: Military medicine. Julio, 2006, vol. 171, no. 7, p. 653-656.

³²⁴ SMANIA, Nicola, Picelli A, Munari D, Geroin C, Ianes P, Waldner A, et al. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. Eur J Phys Rehabil Med. 2012;26:423-38.

³²⁵ BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

³²⁶ ANNASWAMY, Thiru, et al. Measurement of plantarflexor spasticity in traumatic brain injury: Correlational study of resistance torque compared with the modified Ashworth scale. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Mayo, 2007, vol. 86, no. 5, p. 404-411.

³²⁷ CLOPTON, Nancy, et al. Interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in children with hypertonia. En: Pediatric physical therapy, 2005, vol. 17, no. 4, p. 268-274.

- **Efecto post-tratamiento sobre la onda M**

En el análisis dentro y entre los grupos para la onda M, no se evidenciaron cambios estadísticamente significativos en ningún parámetro, excepto para la duración, la cual mostró un aumento significativo dentro del GC. Este hallazgo, puede relacionarse con cambios en el PAMC, como propagación eléctrica más lenta relacionada con la desincronización de las motoneuronas del sóleo³²⁸.

En la latencia de la onda M, el GE tuvo un ligero incremento comparado con el GC ($\beta=0,46$), sin embargo, ninguno de los tratamientos modificó la velocidad del potencial de acción y su propagación hasta la unión neuromuscular. De igual forma, en la evaluación de la amplitud de la onda M no se evidenciaron cambios, mostrando que los tratamientos en el GC y GE no modifican el reclutamiento de las fibras motoras de diámetro más pequeño^{329 330 331}. En humanos, la onda M se ha utilizado como marcador biológico de la intensidad del estímulo disponible³³², por ende, ese parámetro debe ser estable, ya que está determinado por las características fisiológicas de las fibras eferentes, la unión neuromuscular y fibras musculares; y no se afecta por entradas sensoriales y mecanismos espinales³³³.

³²⁸ SCAGLIONI, Gil, et al. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. *The journal of physiology*, 2003, vol. 548, no 2, p. 649-661.

³²⁹ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: *Journal of Athletic Training*. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

³³⁰ SCAGLIONI, Gil, op. cit.

³³¹ MISIASZEK, John E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & nerve*, 2003, vol. 28, no 2, p. 144-160.

³³² ZEHR, Paul E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*, 2002, vol. 86, no 6, p. 455-468.

³³³ TUCKER, Kylie Jane; TÜRKER, K. S. A new method to estimate signal cancellation in the human maximal M-wave. *Journal of neuroscience methods*, 2005, vol. 149, no 1, p. 31-41.

Estos hallazgos son similares a los reportados por Klein C y colaboradores³³⁴ en pacientes con ECV crónicos, mostrando que la onda M se comportó de forma similar en el MIP y MINP ($p>0,05$). Avela J y colaboradores^{335 336} en 1999 y 2004 compararon, en personas saludables (Rango 21-44 años), el efecto de 1 y 2 sesiones de estiramiento mantenido de los plantiflexores durante 1 hora, sin mostrar ningún cambio en la onda M, indicando que la transmisión neuromuscular se conserva o que no se genera alteración en la excitación de la fibra muscular.

- **Efecto post-tratamiento sobre la onda H y el índice Hmáx/Mmáx**

En el análisis dentro de los grupos, la latencia de la onda H se prolongó $0,4\pm 1,6$ ms para el GC y $0,4\pm 0,7$ ms para el GE, siendo este aumento estadísticamente significativo para el GE (Tabla 12). Sin embargo, aunque estadísticamente hubo cambios, los dos grupos se comportaron de forma similar y estos resultados no se pueden atribuir a las intervenciones, ya que el cambio fue menor al EEM³³⁷ obtenido durante la prueba piloto (0,93).

En el análisis entre los grupos, no hubo cambios estadísticamente significativos para la latencia de la onda H, debido a que las dos intervenciones tuvieron un comportamiento similar, con un tamaño del efecto bajo ($d=-0,19$ IC95% -0,91-0,52), lo cual indica que en el GC y GE fue similar el tiempo que tardó la conducción del impulso nervioso desde el punto de aplicación del estímulo hasta el sitio de registro, así como el momento en que las fibras de mayor excitabilidad

³³⁴ KLEIN, Cliff S., et al. Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. *Journal of Applied Physiology*, 2010, vol. 109, no 5, p. 1337-1346.

³³⁵ AVELA, Janne; KYRÖLÄINEN, Heikki; KOMI, Paavo V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*, 1999, vol. 86, no 4, p. 1283-1291.

³³⁶ AVELA, Janne, et al. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*, 2004, vol. 96, no 6, p. 2325-2332.

³³⁷ OROZCO-VARGAS, Luis C. *Medición en Salud, Diagnóstico, Evaluación de resultados, un manual crítico más allá de lo básico*. Bucaramanga Colombia: Publicaciones UIS, 2010.

iniciaron su respuesta^{338 339}. Por tanto, ninguna de las intervenciones logró retrasar de forma importante la transmisión de la señal refleja, lo cual se relacionaría con un mantenimiento de la excitabilidad, a pesar de los diferentes cambios posturales realizados en el tratamiento.

En cuanto a la duración de la onda H, en el análisis dentro de cada grupo, se evidenció una disminución estadísticamente significativa en el GE. De igual forma, en el análisis entre los grupos, el GE mostró una reducción de 1,29 ms comparado con el GC (Tabla 15). Esta variable obtuvo un tamaño del efecto grande (d de Cohen=0,94 IC95% 0,17-1,68) y el cambio reportado fue mayor al EEM de la prueba piloto, lo cual indicaría un verdadero efecto de la intervención. La duración de la onda H muestra la sincronía de disparo durante el reclutamiento de las fibras nerviosas que son activadas en la respuesta refleja³⁴⁰, la cual se relaciona con la velocidad de conducción de las fibras motoras de mayor diámetro³⁴¹. Por tanto, el tratamiento del GE pudo tener un mayor efecto sobre las fibras tipo II, las cuales pueden ser activadas con la estimulación mantenida de los mecanorreceptores cutáneos y musculares.

Aunque no es claro el mecanismo neural exacto que contribuye a la dispersión o reducción temporal del reflejo H, y en la literatura hay pocos reportes de éste parámetro⁽²¹⁵⁾, se ha demostrado que hay alguna relación con la edad³⁴², ya que con el envejecimiento ocurre un enlentecimiento de las características contráctiles,

³³⁸ VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

³³⁹ TUCKER, Kylie J.; TUNCER, Meltem; TÜRKER, Kemal S. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. Human movement science, 2005, vol. 24, no 5, p. 667-688.

³⁴⁰ FRIGON, Alain, et al. Ankle position and voluntary contraction alter maximal M waves in soleus and tibialis anterior. Muscle & nerve, 2007, vol. 35, no 6, p. 756-766.

³⁴¹ OH, Shin J. Reflex test. En: Clinical electromyography: Nerve conduction studies. 3 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003 p.390-419.

³⁴² CHEN, Yung-Sheng; ZHOU, Shi; CARTWRIGHT, Colleen. Effect of 12 weeks of Tai Chi training on soleus Hoffmann reflex and control of static posture in older adults. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2011, vol. 92, no 6, p. 886-891.

lo cual implica pérdida selectiva de fibras tipo II de contracción rápida y un aumento del número de UM con propiedades lentas³⁴³.

Al comparar los resultados de este estudio, se puede considerar que el tratamiento con el GE mejoró la sincronía en la respuesta refleja y se aprecia una tendencia a recuperar los valores en personas saludables, ya que la duración de la onda H es significativamente menor en jóvenes comparado con adultos mayores ($p < 0,05$)³⁴⁴. Scaglioni G y colaboradores³⁴⁵ encontraron que la duración de la onda H fue 41,2% mayor en los adultos mayores comparado con los jóvenes ($p < 0,01$).

En la comparación dentro y entre los grupos para la amplitud de la onda H, no se encontraron diferencias significativas, no obstante el GE mostró mayor disminución de la onda (Tabla 12). Por su parte, en el índice $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ se encontró disminución en el GE comparado con el GC, ya que la amplitud de la onda H presentó una disminución y la onda M se mantuvo constante. Este hallazgo sugiere que se redujo la cantidad de fibras activadas de forma refleja, lo cual estaría a favor de una disminución de la excitabilidad ocasionada por la espasticidad, teniendo en cuenta que la onda M fue un valor estable³⁴⁶.

En este trabajo, ambos grupos recibieron estiramiento mantenido de los plantiflexores y PIM, donde se promovió la toma de peso del MIP y la dorsiflexión mecánica de forma activa del cuello de pie. Aun así, hubo una mayor tendencia a la disminución en la amplitud y un cambio significativo del índice $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ en

³⁴³ NIKOLIĆ, Marina, et al. Age-related skeletal muscle atrophy in humans: an immunohistochemical and morphometric study. *Collegium antropologicum*, 2001, vol. 25, no 2, p. 545-553.

³⁴⁴ CHEN, Yung-Sheng; ZHOU, Shi; CARTWRIGHT, Colleen. Effect of 12 weeks of Tai Chi training on soleus Hoffmann reflex and control of static posture in older adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2011, vol. 92, no 6, p. 886-891.

³⁴⁵ SCAGLIONI, Gil, et al. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. *The journal of physiology*, 2003, vol. 548, no 2, p. 649-661.

³⁴⁶ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: *Journal of Athletic Training*. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

el GE, posiblemente debido al efecto del estímulo de presión circunferencial sobre los receptores musculares y mecanoreceptores cutáneos de agonistas-antagonistas que pueden reducir la excitabilidad de las motoneuronas alfa ^{347 348}.

Teniendo en cuenta que el grupo intervenido con la FPJ redujo el índice H_{máx}/M_{máx} y la duración de la onda H, en conjunto induciría una mayor sincronía y menor reclutamiento de las fibras musculares activadas de forma refleja en los plantiflexores, considerando que la activación eferente del grupo de motoneuronas (onda M) se mantuvo estable, lo cual se relaciona con la actividad EMG.

Los hallazgos en humanos, sugieren que los receptores plantares tienen un rol en el control del balance, propiocepción e información sobre la superficie de soporte, siendo sensibles a los estímulos de presión³⁴⁹, lo cual puede relacionarse con lo mencionado por Knikou M y Conway B³⁵⁰, sobre la inhibición del reflejo H del sóleo, mediado por la estimulación de receptores de adaptación lenta en la planta del pie (Ruffini). Sayenko y colaboradores³⁵¹ evaluaron el reflejo H del sóleo, condicionado por un estímulo aplicado en el talón y los metatarsianos, encontrando que la activación de aferentes cutáneos en la región metatarsiana produjo inhibición de la amplitud de la onda H.

³⁴⁷ JOHNSTONE, Margaret. The Physiotherapist. En: The Stroke patient: Principles of Rehabilitation. New York: Churchill Livingstone.1976.p. 27-37.

³⁴⁸ KUKULKA, Carl G., et al. Muscle Pressure Effects on Motoneuron Excitability: A Special Communication. Physical therapy, 1987, vol. 67, no 11, p. 1720-1722.

³⁴⁹ KENNEDY, Paul M.; INGLIS, J. Timothy. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. The Journal of physiology, 2002, vol. 538, no 3, p. 995-1002.

³⁵⁰ KNIKOU, Maria; CONWAY, Bernard A. Modulation of soleus H-reflex following ipsilateral mechanical loading of the sole of the foot in normal and complete spinal cord injured humans. Neuroscience letters, 2001, vol. 303, no 2, p. 107-110.

³⁵¹ SAYENKO, Dimitry G., et al. Differential effects of plantar cutaneous afferent excitation on soleus stretch and H-reflex. Muscle & nerve, 2009, vol. 39, no 6, p. 761-769.

Robichaud y colaboradores³⁵² mostraron una disminución en la amplitud del reflejo H en sujetos saludables y post-ECV durante la aplicación de la FPJ ($p < 0,008$), con una disminución entre el 41% y 55%. Sin embargo, esta reducción se mantuvo durante la aplicación de la férula, ya que al retirarla los valores retornaron a la línea de base. De forma contradictoria, en el 2010 Agostinucci³⁵³ no encontró diferencias significativas del efecto de la FPJ sobre la amplitud de la onda H en sujetos saludables, aunque una limitación de estos estudios fue el corto tiempo de aplicación de la férula inflable (5 minutos), inferior a la recomendación de Johnstone y el PANAT³⁵⁴ (25 minutos).

En un estudio, Tsai y colaboradores³⁵⁵ describieron el efecto de una sesión de 30 minutos de estiramiento sobre los plantiflexores en personas post-ECV, evidenciando una disminución en el índice Hmáx/Mmáx (pre 42,8%±22,3 y post 29,2%±17,3; $p < 0,05$). El índice, es la forma de normalización del reflejo H más utilizada cuando se realizan dos o más mediciones y permite determinar cambios post-intervenciones, con menor influencia de la variabilidad, que cuando se mide de forma aislada la onda H³⁵⁶.

Por tal razón, los resultados obtenidos en este estudio demuestran que la mayor disminución del índice Hmáx/Mmáx en el GE sugiere una reducción en la excitación del grupo de motoneuronas alfa, atribuido a los efectos de inhibición presináptica y postsináptica.

³⁵² ROBICHAUD, Julie A; AGOSTINUCCI, James y VANDER LINDEN, Darl W. Effect of air-splint application on soleus muscle motoneuron reflex excitability in nondisabled subjects and subjects with cerebrovascular accidents. En: Physical therapy. Marzo, 1992, vol. 72, no. 3, p. 176-183.

³⁵³ AGOSTINUCCI, James. Effect of air-splint pressure on the soleus stretch reflex during a voluntary ramp plantar flexion. Neurophysiology, 2010, vol. 42, no 1, p. 31-38.

³⁵⁴ PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints . 2009, p.- 1–44. Disponible en: www.panat.info.

³⁵⁵ TSAI, Kuen Horng, et al. Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients. Proceedings-National Science Council Republic of China Part B Life Sciences, 2001, vol. 25, no 2, p. 76-81.

³⁵⁶ PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: Journal of Athletic Training. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

Guissard N y colaboradores ³⁵⁷ proponen que el estiramiento muscular acompañado de la contracción del músculo antagonista induce mayor inhibición del reflejo H, comparado sólo con el estiramiento; lo cual podría explicar parte de los efectos de ambos tratamientos aplicados en este estudio. A continuación, se mencionarán los factores fisiológicos que pueden contribuir en la modulación y disminución del tamaño de la onda H tales como: a) la depresión homosináptica de las fibras **Ia**; b) la Inhibición presináptica; c) las influencias excitatorias o inhibitorias post-sinápticas; y d) los cambios en las propiedades intrínsecas de la membrana de la motoneurona^{358 359}.

En relación con la depresión homosináptica se ha observado que disminuye en pacientes con espasticidad. Sin embargo, ante una estimulación repetitiva por encima de 0,1 Hz, se reduce el tamaño del impulso presináptico, ocasionando atenuación de la amplitud de la onda H^{360 361 362}. Por tal motivo, en este estudio la frecuencia entre cada estímulo fue de 15 segundos para evitar la depresión homosináptica.

De esta forma, uno de los posibles efectos inhibitorios de la amplitud de la onda H pudo ser debido a un cambio en la inhibición presináptica^{363 364 365}, generada por las respuestas periféricas inducidas ante la estimulación de los mecanorreceptores

³⁵⁷ GUISSARD, Nathalie; DUCHATEAU, Jacques; HAINAUT, Karl. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Exp Brain Res*. 2001;137(2):163–9.

³⁵⁸ MISIASZEK, John E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & nerve*, 2003, vol. 28, no 2, p. 144-160.

³⁵⁹ BURKE, David. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*, 2016, vol. 1, p. 9-17.

³⁶⁰ BURKE, David. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*, 2016, vol. 1, p. 9-17.

³⁶¹ GUISSARD, op. cit.

³⁶² PIERROT-DESEILLIGNY, Emmanuel; BURKE, David. The circuitry of the human spinal cord: spinal and corticospinal mechanisms of movement. Cambridge University Press, 2012.

³⁶³ ROBINSON, Karen L.; et al. Control of soleus motoneuron excitability during muscle stretch in man. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 1982, vol. 45, no 8, p. 699-704.

³⁶⁴ LAMY, Jean-Charles, et al. Impaired efficacy of spinal presynaptic mechanisms in spastic stroke patients. *Brain*, 2008, vol. 132, no 3, p. 734-748.

³⁶⁵ MAURITZ, Karl-Heinz. Neurorehabilitation in spasticity. *Postępy Psychiatr i Neurol*, 2004, vol. 2, no 18, p. 41-47.

cutáneos (corpúsculos de pacini y terminaciones de Ruffini) y las fibras aferentes **la** y **lb**, activando los receptores GABA que permiten la apertura de canales de cloro en la terminal, disminuyendo la conductancia de la membrana y reduciendo la liberación del neurotransmisor sobre la hendidura sináptica^{366 367}. Este mecanismo reduce la despolarización de las motoneuronas y el tamaño del impulso presináptico, produciendo un periodo refractario más prolongado³⁶⁸, que no siempre ocasiona efectos sobre la membrana postsináptica³⁶⁹. Los posibles mecanismos fisiológicos de acción de las TI y la FPJ se muestran en la figura 13.

Adicionalmente, otra explicación para la disminución de la excitabilidad refleja debido al estiramiento y la presión de la férula, considera la estimulación de las fibras **Aβ**, las cuales activan las fibras sensoriales tipo **II** inhibiendo las motoneuronas alfa^{370 371}. De igual forma, se requieren futuros estudios para establecer el posible mecanismo responsable de los efectos inhibidores inducidos por el tratamiento³⁷².

Por otro lado, uno de los mecanismos que median la actividad refleja postsináptica, se basa en la inhibición recurrente a través de las células de Renshaw^{373 374}, las cuales son excitadas por axones colaterales desde las

³⁶⁶ ZEHR, Paul E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*, 2002, vol. 86, no 6, p. 455-468.

³⁶⁷ RUDOMIN, Pablo; SCHMIDT, Robert F. Presynaptic inhibition in the vertebrate spinal cord revisited. *Experimental Brain Research*, 1999, vol. 129, no 1, p. 1-37.

³⁶⁸ MISIASZEK, John E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & nerve*, 2003, vol. 28, no 2, p. 144-160.

³⁶⁹ BURKE, David. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. *Clinical Neurophysiology Practice*, 2016, vol. 1, p. 9-17.

³⁷⁰ EDIN, Benoni B. Quantitative analyses of dynamic strain sensitivity in human skin mechanoreceptors. *Journal of neurophysiology*, 2004, vol. 92, no 6, p. 3233-3243.

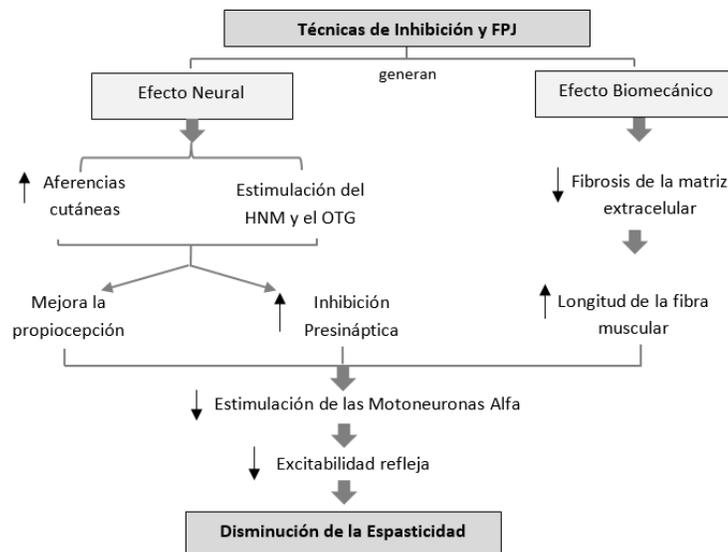
³⁷¹ LOWREY, Catherine R.; STRZALKOWSKI, Nick DJ; BENT, Leah R. Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. *Neuroscience letters*, 2010, vol. 485, no 1, p. 6-10.

³⁷² TSAI, Kuen Horng, et al. Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients. *Proceedings-National Science Council Republic of China Part B Life Sciences*, 2001, vol. 25, no 2, p. 76-81.

³⁷³ GUISSARD, Nathalie; DUCHATEAU, Jacques; HAINAUT, Karl. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Exp Brain Res*. 2001;137(2):163-9.

motoneuronas y proporcionan inhibición de las motoneuronas alfa que inervan al músculo espástico³⁷⁵, debido a su conexión con las motoneuronas gamma, interneuronas *la* y tractos descendentes³⁷⁶.

Figura 12. Mecanismos fisiológicos de acción de las TI y la FPJ sobre la espasticidad.



Con lo anterior, se podría decir que la aplicación de las técnicas de inhibición y la FPJ generan una combinación de estímulos neurales, cutáneos y musculares, que son detectados desde la región dorsal, plantar del pie y la pantorrilla, ocasionando inhibición de los estímulos excitatorios en las motoneuronas alfa, lo cual produce relajación de la musculatura plantiflexora, disminución de la resistencia al movimiento pasivo y mejor movilidad en el cuello de pie.

³⁷⁴ NIELSEN, Jens. et al. Changes in transmission across synapses of the afferents in spastic patients. *Brain*, 1995, vol. 118, no 4, p. 995-1004.

³⁷⁵ KNIKOU, Maria. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. *Journal of neuroscience methods*, 2008, vol. 171, no 1, p. 1-12.

³⁷⁶ BARET, M., et al. Evidence for recurrent inhibition of reciprocal inhibition from soleus to tibialis anterior in man. *Experimental brain research*, 2003, vol. 152, no 1, p. 133-136.

- **Efecto postratamiento de la actividad EMG de los plantiflexores y el tibial anterior durante el PSP.**

La amplitud electromiográfica describe la cantidad de fibras reclutadas durante una contracción, en este estudio se realizó por medio del cálculo de la Raíz Media Cuadrada (RMS)³⁷⁷, siendo un parámetro muy variable; por tanto se normalizó por la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS), para comparar entre formas de medición, grupos musculares y condiciones neuromusculares.

En este estudio se evaluó el efecto inmediato de las técnicas de inhibición y la FPJ sobre la EMG aproximadamente veinte minutos post-tratamiento, ya que el orden de las mediciones fueron: el tono muscular, reflejo H y por último la EMG. En la evaluación de la actividad EMG durante el PSP, la amplitud RMS del GL en la fase de extensión disminuyó dentro del GC, mientras que se incrementó dentro del GE la amplitud RMS del GL en la pre-extensión y del SO en la extensión. Sin embargo, el EEM calculado durante la prueba piloto, muestra gran variabilidad para la amplitud normalizada, indicando posiblemente que no hay cambios relevantes entre la medición pre y post dentro de cada grupo.

En el análisis EMG entre grupos, no se evidenciaron cambios importantes postratamiento para la amplitud RMS y la FM de los plantiflexores y dorsiflexores, ni influencia de las variables de control del estudio. Otro aspecto para tener en cuenta, es el grado de espasticidad post-ECV, ya que los participantes con mayor aumento de tono, reflejos exacerbados y mayor coactivación muscular, tuvieron una actividad EMG pobre en la CIVS durante el movimiento aislado del cuello de pie. En el patrón funcional del PSP, la amplitud RMS varió según el compromiso

³⁷⁷ ALMEIDA CHALUB, Andressa. O uso da electromiografia de superficie como recurso de avaliacao e tratamento fisioterapêutico em individuos hemiparéticos crônicos. [En línea] [Citado 18-marzo-2014]. Disponible en internet: <http://www.pergamum.univale.br/pergamum/tcc/Ousodaeletromiografiadesuperficiecomorecursodeavaliacaoetratamentofisioterapeutieticoscronicos.pdf>

de cada individuo y su habilidad para realizar la actividad funcional, por lo anterior, debe considerarse que las personas post-ECV no pueden realizar un esfuerzo máximo durante la contracción y el esfuerzo submáximo puede ser variable^{378 379}.

La activación simultánea de la musculatura de cuello de pie evidenciada en la CIVS, fue un posible factor limitante durante el PSP, así como lo describieron Cheng P y colaboradores³⁸⁰, quienes encontraron un reclutamiento prematuro y excesivo del SO, retraso en la activación del TA, así como coactivación del cuádriceps, isquiotibiales y SO durante la actividad.

En otro estudio, Klein C y colaboradores³⁸¹ encontraron en personas post-ECV crónica, disminución de la actividad EMG del TA, GM, GL y SO del MIP comparado con el MINP, con una mayor coactivación antagonista en el MIP (23%); aunque en el presente estudio no se evaluó el MINP, la coactivación y disminución de la actividad fue evidente especialmente en el TA y SO del MIP.

Por otro lado, La FM determina la velocidad de conducción de los PA en la fibra muscular, así como la tasa de disparo de las unidades motoras y la dominancia del tipo de fibra muscular por unidad de tiempo. En este trabajo, la FM no presentó cambios post-tratamiento y se mantuvo constante en las dos evaluaciones, lo cual relacionado con los resultados de la onda M, podría indicar que las técnicas de inhibición combinadas con la FPJ no tienen un efecto inmediato en la actividad voluntaria, pero si en la refleja.

³⁷⁸ NORCROSS, Marc F; BLACKBURN, Troy y GOERGER, Benjamin M. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. Junio, 2010, vol. 20, no. 3, p. 420-425.

³⁷⁹ BALL, Nick y SCURR, Joanna. An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. Febrero, 2010, vol. 20, no. 1, p. 81-88.

³⁸⁰ CHENG, Pao-Tsai, et al. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. American journal of physical medicine & rehabilitation, 2004, vol. 83, no 1, p. 10-16.

³⁸¹ KLEIN, Cliff S., et al. Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. Journal of Applied Physiology, 2010, vol. 109, no 5, p. 1337-1346.

Además, el mantenimiento y la tendencia a la disminución de la FM post-tratamiento en ambos grupos, podría estar relacionada con la fatiga^{382 383}, posiblemente debido al trabajo previo realizado en las diferentes posturas utilizadas en los dos grupos de tratamiento (supino, puente, sedente y plantígrada modificada). Aún así, estas posturas deben involucrarse dentro de la rehabilitación por ser un requisito funcional para las AVD, ya que incluyen gran variedad de comportamientos que emergen de la interacción entre las características de la tarea, el individuo y las restricciones impuestas por el medio ambiente^{384 385}.

Teniendo en cuenta los resultados del tono muscular, reflejo H y la EMG discutidos anteriormente, se recomienda que el fisioterapeuta durante la rehabilitación post-ECV tenga en cuenta diversos aspectos tales como: el posicionamiento de los segmentos, la toma de peso, los contactos manuales, comandos verbales claros, las superficies de trabajo y los tipos de contracción, que permitan evocar respuestas musculares específicas en diferentes contextos y generar el aprendizaje o reaprendizaje motor³⁸⁶.

Durante la discusión, la comparación de los resultados con otros estudios fue difícil, ya que en la literatura hay pocos reportes del efecto inmediato de las técnicas de inhibición y la FPJ, siendo realizados en diversas poblaciones (ej. Esclerosis Múltiple, Lesión Medular y Parálisis Cerebral) y descritas otras variables (ej. movilidad articular, el balance, la fuerza y la funcionalidad).

³⁸² FARINA, Dario; CESCO, Corrado y MERLETTI, Roberto. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. En: Biological cybernetics. Junio, 2002, vol. 86, no. 6, p. 445-456.

³⁸³ AVELA, Janne; KYRÖLÄINEN, Heikki; KOMI, Paavo V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. Journal of Applied Physiology, 1999, vol. 86, no 4, p. 1283-1291.

³⁸⁴ CARR, Janet; SHEPHERD, Roberta. Neurological Rehabilitation. Optimizing Motor Performance. 2ed ed. Churchill Livingstone; 2010. 77-83 p.

³⁸⁵ SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H. Motor control: translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

³⁸⁶ CARR, Janet; SHEPHERD, Roberta. Neurological Rehabilitation. Optimizing Motor Performance. 2ed ed. Churchill Livingstone; 2010. 77-83 p.

Por otro lado, el equipo utilizado para la medición del reflejo H no permitió realizar la curva de reclutamiento, la cual es sugerida por diversos autores. Sin embargo, es importante resaltar la estandarización de los protocolos de evaluación e intervención; además, de la integración de herramientas de medición objetivas y subjetivas, las cuales tienen un papel relevante en el mantenimiento de la postura y modulación de los mecanismos neurales del control postural. Además, en la literatura revisada no se han encontrado otros estudios que evalúen el efecto inmediato de las TI y su combinación con la FPJ en personas post-ECV, teniendo en cuenta simultáneamente las mediciones del tono muscular, la excitabilidad refleja y la actividad EMG.

Respecto al alcance funcional del tratamiento propuesto, se debe considerar que los cambios inmediatos en el tono muscular de los plantiflexores producto de la combinación de las técnicas de inhibición y la FPJ, permiten promover una mayor toma de peso de la extremidad comprometida, sin embargo éste estudio no determinó el tiempo de duración de dichos efectos. Por tal motivo, teniendo en cuenta los cambios biomecánicos y neurales del tratamiento, se esperaría que con un esquema de tratamiento a mediano y largo plazo, disminuya la resistencia al movimiento pasivo, aumente la amplitud articular y la generación de fuerza en el cuello de pie, lo cual se podrá evidenciar en un mejor desempeño en la realización de los traslados básicos y la marcha.

Finalmente, la aplicación de la FPJ como complemento del tratamiento fisioterapéutico genera cambios en la modulación del tono muscular y la excitabilidad refleja, siendo una herramienta que puede ser utilizada tanto en el ámbito clínico como en casa con previo entrenamiento, la cual puede ser una herramienta que facilite la autoinhibición, controlando los patrones anormales de movimiento. De esta manera, las intervenciones realizadas contribuyen a mantener y mejorar la calidad de vida, evitando las complicaciones a largo plazo y disminuyendo los costos al sistema de salud. Además, teniendo en cuenta que la

intervención con la FPJ genera efectos inmediatos en pacientes crónicos, se sugiere evaluar los efectos del tratamiento a mediano y largo plazo.

7. CONCLUSIONES

- Las evaluaciones neurofisiológicas y clínicas de la espasticidad como el reflejo H, la EMG y la EAM son herramientas que pueden ser utilizadas para la evaluación de la espasticidad en pacientes post-ECV.
- Los resultados inmediatos encontrados en éste estudio, fueron producto de las intervenciones realizadas, ya que el comportamiento en la línea de base de los participantes fue homogéneo.
- El grupo intervenido con las Técnicas de Inhibición combinadas con la Férula de Presión de Johnstone tienen un efecto inmediato en la disminución del tono muscular de los plantiflexores, así como sobre la actividad refleja (amplitud y duración de la onda H, índice H_{máx}/M_{máx}), pero no sobre el reclutamiento voluntario (actividad EMG).
- Al analizar el efecto inmediato de las intervenciones realizadas, los resultados sugieren que la férula de presión de Johnstone puede ser utilizada como una herramienta complementaria en el tratamiento fisioterapéutico de la espasticidad en personas post-ECV.

8. RECOMENDACIONES

- Los resultados del plan de tratamiento propuesto solo pueden ser extrapolados a pacientes con ECV con el mismo rango etario y para el segmento evaluado, por ello se recomienda en esta población la aplicación de las técnicas y procedimientos utilizados en los dos grupos de intervención.
- Se sugiere estandarizar estrictamente los protocolos de evaluación e intervención y determinar las propiedades psicométricas de las mediciones empleadas para evitar efectos confusores.
- Se propone continuar investigando el reflejo H del sóleo, debido al papel fundamental que juega éste músculo en el mantenimiento de la postura, su modulación y el entendimiento de mecanismos neurales del control postural.
- Se requiere evaluar la eficacia a mediano y largo plazo de la FPJ sobre la espasticidad de los plantiflexores, por medio de una intervención con un mayor número de sesiones de tratamiento.
- En futuros estudios se debe evaluar el efecto inmediato de la FPJ en otros segmentos corporales con espasticidad.

BIBLIOGRAFÍA

AGOSTINUCCI, James. Effect of air-splint pressure on the soleus stretch reflex during a voluntary ramp plantar flexion. *Neurophysiology*, 2010, vol. 42, no 1, p. 31-38.

AL AMER, Hamad. The influence of different sitting postures on soleus H-reflex in normal subjects. Tesis Doctoral. Texas: Texas Woman's University, 2012. p. 85-122.

ALEGRE, Dalva Cruz Monte, et al. Plasticidade muscular: do músculo sadio ao espástico. En: *Scire Salutis*, 2012, vol. 2, no. 1, p. 16-34.

ALENCAR, Mariana Asmar. Estudo da co-contracção muscular durante a fase de contato inicial da marcha em mulheres jovens e idosas. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2006.

ALMEIDA CHALUB, Andressa. O uso da electromiografia de superficie como recurso de avaliacao e tratamento fisioterapêutico em individuos hemiparéticos crónicos. [En línea] [Citado 18-marzo-2014]. Disponible en internet: <http://www.pergamum.univale.br/pergamum/tcc/Ousodaeletromiografiadesuperficiecomorecursodeavaliacaoetratamentofisioterapeutieticoscronicos.pdf>

ALTMAN, Douglas G. *Practical statistics for medical research*. London: Chapman and Hall; 1991. 280 p.

ANNASWAMY, Thiru, et al. Measurement of plantarflexor spasticity in traumatic brain injury: Correlational study of resistance torque compared with the modified Ashworth scale. En: *American journal of physical medicine & rehabilitation*. Mayo, 2007, vol. 86, no. 5, p. 404-411.

ANSARI, Nouredin Nakhostin, et al. The interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of muscle spasticity: limb and muscle group effect. En: NeuroRehabilitation, 2008, vol. 23, no. 3, p. 231.

ARMUTLU, Kadriye; KARABUDAK, Rana y NURLU, Gülay. Physiotherapy approaches in the treatment of ataxic multiple sclerosis: a pilot study. En: Neurorehabilitation and neural repair, 2001, vol. 15, no. 3, p. 203-211.

ASKIM, Torunn, et al. Physiotherapy after stroke: To what extent is task-oriented practice a part of conventional treatment after hospital discharge?. En: Physiotherapy theory and practice. Julio, 2013, vol. 29, no. 5, p. 343-350.

AVELA, Janne, et al. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. Journal of Applied Physiology, 2004, vol. 96, no 6, p. 2325-2332.

AVELA, Janne; KYRÖLÄINEN, Heikki; KOMI, Paavo V. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. Journal of Applied Physiology, 1999, vol. 86, no 4, p. 1283-1291.

BAKHEIT, A. M. O., et al. The relation between Ashworth scale scores and the excitability of the α motor neurones in patients with post-stroke muscle spasticity. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 2003, vol. 74, no 5, p. 646-648.

BALL, Nick y SCURR, Joanna. An assessment of the reliability and standardisation of tests used to elicit reference muscular actions for electromyographical normalisation. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. Febrero, 2010, vol. 20, no. 1, p. 81-88.

BARET, M., et al. Evidence for recurrent inhibition of reciprocal inhibition from soleus to tibialis anterior in man. *Experimental brain research*, 2003, vol. 152, no 1, p. 133-136.

BARKER-COLLO, Suzanne, et al. Sex differences in stroke incidence, prevalence, mortality and disability-adjusted life years: results from the Global Burden of Disease Study 2013. *Neuroepidemiology*, 2015, vol. 45, no 3, p. 203-214.

BAR-ON, Lynn, et al. Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy. *BioMed research international*, 2015, vol. 2015.

BHIMANI, Rozina H, et al. Clinical measurement of limb spasticity in adults: state of the science. En: *Journal of Neuroscience Nursing*. Abril, 2011, vol. 43, no. 2, p. 104-115.

BHIMANI, Rozina y ANDERSON, Lisa. Clinical Understanding of Spasticity: Implications for Practice. En: *Rehabilitation research and practice*. Septiembre, 2014, vol. 2014. p. 279-175.

BLACKBURN, Marjan; VAN VLIET, Paulette y MOCKETT, Simon P. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. En: *Physical therapy*. Enero, 2002, vol. 82, no. 1, p. 25-34.

BOBATH, Berta. Concepto y Principios del Tratamiento. En: *Hemiplejía del adulto: Evaluación y tratamiento*. 3 ed. Buenos Aires: Panamericana. 1999. p. 70-79.

BOHANNON, Richard W y SMITH, Melissa B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. En: *Physical therapy*. Febrero, 1987, vol. 67, no 2, p. 206-207.

BOVEND'EERDT, Tamar J, et al. The effects of stretching in spasticity: a systematic review. En: Archives of physical medicine and rehabilitation. Julio, 2008, vol. 89, no. 7, p. 1395-1406.

BRAININ, Michael, et al. Poststroke chronic disease management: towards improved identification and interventions for poststroke spasticity-related complications. En: International Journal of Stroke. Febrero, 2011, vol. 6, no. 1, p. 42-46.

BRASHEAR, Allison. Espasticity due to Stroke pathophysiology. En: Spasticity: diagnosis and management. New York: Demos Medical publishing. 2011.p. 357-367.

BRESSEL, Eadric; MCNAIR, Peter J. The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. Physical therapy, 2002, vol. 82, no 9, p. 880-887.

BURKE, David. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles. Clinical Neurophysiology Practice, 2016, vol. 1, p. 9-17.

BURRIDGE, Jane H, et al. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. En: Disability & Rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 69-80.

BUSCHBACHER, Ralph M. Normal Range for H-Reflex Recording From the Calf Muscles¹. American journal of physical medicine & rehabilitation, 1999, vol. 78, no 6, p. S75-S79.

CAMBIER, D. C., et al. Treating sensory impairments in the post-stroke upper limb with intermittent pneumatic compression. Results of a preliminary trial. *Clinical rehabilitation*, 2003, vol. 17, no 1, p. 14-20.

CAMPBELL, Marion K; ELBOURNE, Diana R y ALTMAN, Douglas G. CONSORT statement: extension to cluster randomised trials. *British Medical Association*. Septiembre, 2004, vol. 328, no. 7441, p. 702-708.

CARIN-LEVY, Gail, et al. Longitudinal changes in muscle strength and mass after acute stroke. En: *Cerebrovascular Diseases*. Enero, 2006, vol. 21, no. 3, p. 201-207.

CARR, Janet; SHEPHERD, Roberta. *Neurological Rehabilitation. Optimizing Motor Performance*. 2ed ed. Churchill Livingstone; 2010. 77-83 p.

CARVALHO, Lucas. C., et al. Eletromiograma superficial na avaliação da função muscular de pacientes hemiparéticos sob tratamento fisioterapêutico. *Memorias Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, 2001, vol. 2.

CDC. Prevention, Centers for Disease Control. Disponible en: http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html#Interpreted.

CHALMERS, Gordon R.; KNUTZEN, Kathleen M. Soleus H-reflex gain in healthy elderly and young adults when lying, standing, and balancing. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 2002, vol. 57, no 8, p. B321-B329.

CHEN, Yung-Sheng, et al. Test–retest reliability of the soleus H-reflex is affected by joint positions and muscle force levels. En: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Octubre, 2010, vol. 20, no. 5, p. 980-987.

CHEN, Yung-Sheng; ZHOU, Shi; CARTWRIGHT, Colleen. Effect of 12 weeks of Tai Chi training on soleus Hoffmann reflex and control of static posture in older adults. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2011, vol. 92, no 6, p. 886-891.

CHENG, Pao-Tsai, et al. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. American journal of physical medicine & rehabilitation, 2004, vol. 83, no 1, p. 10-16.

CHIANG, Joyce Hsien-yin. Multivariate analysis of surface electromyography signals. Tesis de Maestría. Vancouver: The University of British Columbia, 2007. p. 3-26.

CHUNG, Bryan Ping Ho. Effect of different combinations of physiotherapy treatment approaches on functional outcomes in stroke patients: A retrospective analysis. En: Hong Kong Physiotherapy Journal, 2014, vol. 32, no. 1, p. 21-27

CID-RUZAFÁ, Javier; DAMIÁN-MORENO, Javier. Evaluating physical incapacity: the Barthel Index. Revista Española de Salud Pública, 1997, vol. 71, no 2, p. 127-137.

CIRUGÍA NEUROLÓGICA. Atención en Neurocirugía [en línea]. Disponible en: <http://www.cirugia-neurologica.org/cirugia-cerebral.ws>.

CLOPTON, Nancy, et al. Interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in children with hypertonia. En: Pediatric physical therapy, 2005, vol. 17, no. 4, p. 268-274.

COHEN, Jacob. A power primer. Psychological bulletin, 1992, vol. 112, no 1, p. 155.

COHEN, Jacob. Statistical power analysis. Current directions in psychological science, 1992, vol. 1, no 3, p. 98-101.

CONSORT. Transparent reporting of trials. [en línea]. Disponible en: <http://www.consort-statement.org/checklists/view/32-consort/66-title>.

COSTA, Marcus Vinícius Chaffim. Compressão de sinais de eletromiografia explorando correlação bidimensional. Tesis de Maestría. Brasília: Universidade de Brasília, 2008. p.6-24.

CRISWELL, Eleanor. Cram's introduction to surface electromyography. Jones & Bartlett Publishers, 2010.

DAVIES, Patricia M. Pasos a seguir. Tratamiento integrado de pacientes con hemiplejía. 2 ed. Madrid: Panamericana; 2002. 302-305. p.

DE DEYNE, Patrick, HAFER-MACKO, Charlene et al. En: Muscle molecular phenotype after stroke is associated with gait speed. Agosto, 2004, vol.30, no. 2, p. 209-215.

DEMETRIOS, Marina, et al. Multidisciplinary rehabilitation following botulinum toxin and other focal intramuscular treatment for post-stroke spasticity. En: Cochrane Database System Review. Junio, 2013. vol. 6. CD009689.

DETREMBLEUR, Christine, et al. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. En: Gait & posture. Octubre, 2003, vol. 18, no. 2, p. 47-55.

DICKSTEIN, Ruth, et al. Stroke rehabilitation: three exercise therapy approaches. *Physical Therapy*, 1986, vol. 66, no 8, p. 1233-1238.

DOMHOLDT, Elizabeth. *Rehabilitation Research: Principles and Applications*. En: *Experimental Design*. 3 ed. Philadelphia: WB Saunders. 2004. 124 p.

DRAČA, Sanja. Gender and stroke lateralization: Factors of functional recovery after the first-ever unilateral stroke?. *NeuroRehabilitation*, 2012, vol. 30, no 3, p. 247-254.

DUNCAN, Pamela W., et al. Management of adult stroke rehabilitation care. *Stroke*, 2005, vol. 36, no 9, p. e100-e143.

EARLES, D. R.; KOCEJA, D. M.; SHIVELY, C. W. Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. *International journal of neuroscience*, 2000, vol. 105, no 1-4, p. 1-13.

EARLES, Donal. et al. Environmental changes in soleus H-reflex excitability in young and elderly subjects. *International journal of neuroscience*, 2000, vol. 105, no 1-4, p. 1-13.

EARLES, Donald; VARDAXIS, Vassilios; KOCEJA, David. Regulation of motor output between young and elderly subjects. *Clinical Neurophysiology*, 2001, vol. 112, no 7, p. 1273-1279.

EDIN, Benoni B. Quantitative analyses of dynamic strain sensitivity in human skin mechanoreceptors. *Journal of neurophysiology*, 2004, vol. 92, no 6, p. 3233-3243.

EKE-OKORO, S. T. The H-reflex studied in the presence of alcohol, aspirin, caffeine, force and fatigue. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 1982, vol. 22, no 7, p. 579-589.

ENGLISH, Coralie, et al. Reviews: Loss of skeletal muscle mass after stroke: a systematic review. En: *International Journal of Stroke*. Octubre, 2010, vol. 5, no. 5, p. 395-402.

FAIST, M.; BERGER, W.; DIETZ, V. Changes in mechanical muscle fibre properties may contribute to spastic muscle hypertonia. En *Annales de réadaptation et de médecine physique*. Elsevier Masson, 1999. p. 493-496.

FALCO, Frank JE, et al. H reflex latency in the healthy elderly. *Muscle & nerve*, 1994, vol. 17, no 2, p. 161-167.

FARINA, Dario. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and sport sciences reviews*, 2006, vol. 34, no 3, p. 121-127.

FARINA, Dario; CESCO, Corrado y MERLETTI, Roberto. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. En: *Biological cybernetics*. Junio, 2002, vol. 86, no. 6, p. 445-456.

FERRARELLO, Francesco, et al. Efficacy of physiotherapy interventions late after stroke: a meta-analysis. En: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. Febrero, 2011, vol. 82, no. 2, p. 136-143.

FEYS, Hilde M, et al. Effect of a therapeutic intervention for the hemiplegic upper limb in the acute phase after stroke a single-blind, randomized, controlled multicenter trial. En: *Stroke*. Abril, 1998, vol. 29, no. 4, p. 785-792.

FISHER, Morris A. AAEM Minimonograph# 13: H reflexes and F waves: physiology and clinical indications. En: Muscle & nerve. Noviembre, 1992, vol. 15, no. 11, p. 1223-1233.

FLANSBJER, Ulla-Britt; LEXELL, Jan y BROGARDH, Christina. Isokinetic knee extension and flexion strength in individuals with hemiparesis after stroke. En: Isokinetics and exercise science. Julio, 2012, vol. 20, no. 2, p. 91-97.

FORAN, Jared, STEINMAN, Suzanne, BARASH, Ilona et al. En: Structural and mechanical alterations in spastic skeletal muscle. Octubre, 2005, vol.47, no. 10, p. 713-717.

FRIGON, Alain, et al. Ankle position and voluntary contraction alter maximal M waves in soleus and tibialis anterior. Muscle & nerve, 2007, vol. 35, no 6, p. 756-766.

FUNASE, Kozo y MILES, Timothy S. Observations on the variability of the H reflex in human soleus. En: Muscle & nerve. Marzo, 1999, vol. 22, no. 3, p. 341-346.

GHOTBI, N, et al. The investigation of criterion validity of the modified Ashworth scale using the alpha motoneuron excitability indicators. En: Acta Medica Iranica. Mayo-Junio, 2007, vol. 45, no. 4, p. 290-294.

GO, Alan S., et al. Heart disease and stroke statistics-2014 update: a report from the American Heart Association. En: Circulation. Enero, 2014, vol. 129, no 3, p. e28-e292.

GORDIS, Leon. Assessing the efficacy of preventive and therapeutic measures: randomized trials. Epidemiology, 1996, vol. 2.

GREGSON, Janine M, et al. Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. En: Age and ageing. Mayo, 2000, vol. 29, no. 3, p. 223-228.

GUISSARD, Nathalie; DUCHATEAU, Jacques; HAINAUT, Karl. Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. Exp Brain Res. 2001;137(2):163–9.

HANCOCK, Nicola, et al. National clinical guideline for stroke. R Coll Physicians, UK [en línea]. 2012. Disponible en: <http://www.rcplondon.ac.uk/sites/default/files/national-clinical-guidelines-for-stroke-fourth-edition.pdf>

HAZNECI, Bulent, et al. Comparison of the efficacies of botulinum toxin A and Johnstone pressure splints against hip adductor spasticity among patients with cerebral palsy: a randomized trial. En: Military medicine. Julio, 2006, vol. 171, no. 7, p. 653-656.

HERMENS, Hermie J, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. En: Journal of electromyography and Kinesiology. Octubre, 2000, vol. 10, no. 5, p. 361-374.

HOPKINS, Will G. Measures of reliability in sports medicine and science. Sports medicine, 2000, vol. 30, no 1, p. 1-15.

ISEK. THE INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY [en línea]. Disponible en: <http://www.isek-online.org/index.php>.

IVANHOE, Cindy B y REISTETTER, Timothy A. Spasticity: the misunderstood part of the upper motor neuron syndrome. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Octubre, 2004, vol. 83, no. 10, p. S3-S9.

JOHNSTONE, Margaret. Current advances in the use of pressure splints in the management of adult hemiplegia. En: physiotherapy. Julio, 1989, vol. 75, no. 7, p. 381-384.

JOHNSTONE, Margaret. The Physiotherapist. En: The Stroke patient: Principles of Rehabilitaci3n. New York: Churchill Livingstone.1976.p. 27-37.

JØRGENSEN, L.; JACOBSEN, B. K. Changes in muscle mass, fat mass, and bone mineral content in the legs after stroke: a 1 year prospective study. Bone, 2001, vol. 28, no 6, p. 655-659.

KATALINIC, Owen M.; HARVEY, Lisa A.; HERBERT, Robert D. Effectiveness of stretch for the treatment and prevention of contractures in people with neurological conditions: a systematic review. Physical therapy, 2011, vol. 91, no 1, p. 11-24.

KENNEDY, Paul M.; INGLIS, J. Timothy. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. The Journal of physiology, 2002, vol. 538, no 3, p. 995-1002.

KEREM, Mintaze; LIVANELIOGLU, Ayse y TOPCU, Meral. Effects of Johnstone pressure splints combined with neurodevelopmental therapy on spasticity and cutaneous sensory inputs in spastic cerebral palsy. En: Developmental Medicine & Child Neurology. Mayo, 2001, vol. 43, no. 05, p. 307-313.

KHEDER, Ammar y NAIR, Krishnan Padmakumari Sivaraman. Spasticity: pathophysiology, evaluation and management. En: Practical neurology. Octubre, 2012, vol. 12, no. 5, p. 289-298.

KHEMLANI, Manisha, etc al. Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions. Clinical Biomechanics, 1999, vol. 14, no 4, p. 236-246.

KIMURA, Jun, et al. Human reflexes and late responses. Report of an IFCN committee. En: Electroencephalography and clinical neurophysiology. Junio, 1994, vol. 90, no. 6, p. 393-403.

KITIS, Ali; KAYIHAN, Hulya. Comparison of EMC biofeedback and Johnstone pressure splints in children with hemiplegic cerebral palsy/Hemiplejik serebral paralizili cocuklarda Johnstone basinc splintleri ile EMG biofeedback uygulamasinin karsilastirilmesi. Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2010, vol. 56, no 3, p. 116-124.

KLEIN, Cliff S., et al. Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. Journal of Applied Physiology, 2010, vol. 109, no 5, p. 1337-1346.

KNIKOU, Maria. The H-reflex as a probe: pathways and pitfalls. Journal of neuroscience methods, 2008, vol. 171, no 1, p. 1-12.

KNIKOU, Maria; CONWAY, Bernard A. Modulation of soleus H-reflex following ipsilateral mechanical loading of the sole of the foot in normal and complete spinal cord injured humans. Neuroscience letters, 2001, vol. 303, no 2, p. 107-110.

KOCEJA, David M.; MYNARK, Richard G. Comparison of heteronymous monosynaptic Ia facilitation in young and elderly subjects in supine and standing positions. *International journal of neuroscience*, 2000, vol. 104, no 1, p. 1-15.

KOHAN, Amir Hassan, et al. Comparison of modified Ashworth scale and Hoffmann reflex in study of spasticity. En: *Acta Medica Iranica*. Mayo, 2010, vol. 48, no. 3, p. 154-157.

KOLLEN, Boudewijn, LENNON et al. Sheila, LYONS, Bernadette. The effectiveness of the Bobath concept in stroke rehabilitation: what is the evidence?. En: *Stroke* Abril. 2009. vol 40. no. 4. p. 89-97.

KONOW, Nicolai y GERRY, Shannon P. Symposium introduction: Electromyography interpretation and limitations in functional analyses of musculoskeletal systems. En: *Integrative and comparative biology*. Agosto, 2008, vol. 48, no. 2, p. 241-245.

KOSTKA, Tomas. Quadriceps maximal power and optimal shortening velocity in 335 men aged 23–88 years. En: *European journal of applied physiology*. Octubre, 2005, vol. 95, no. 2-3, p. 140-145.

KRAEMER, Helena C y KUPFER, David J. Size of treatment effects and their importance to clinical research and practice. En: *Biological Psychiatry*., 2006, vol. 59, no. 11, p. 990-996.

KUIKEN, Todd A.; LOWERY, M. M.; STOYKOV, N. S. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthetics and orthotics international*, 2003, vol. 27, no 1, p. 48-54.

KUKULKA, Carl G., et al. Effect of tendon pressure on alpha motoneuron excitability. *Physical therapy*, 1985, vol. 65, no 5, p. 595-600.

KUO, Yi-Liang; TULLY, Elizabeth A.; GALEA, Mary P. Kinematics of sagittal spine and lower limb movement in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. *Spine*, 2010, vol. 35, no 1, p. E1-E7.

KWAKKEL, Gert, et al. Effects of augmented exercise therapy time after stroke a meta-analysis. En: *Stroke*. Noviembre, 2004, vol. 35, no. 11, p. 2529-2539.

KWAKKEL, Gert, et al. Predicting activities after stroke: What is clinically relevant? *International Journal of Stroke*, 2013, vol. 8, No. 1, p.25–32.

KWAKKEL, Gert; KOLLEN, Boudewijn J.; WAGENAAR, Robert C. Therapy impact on functional recovery in stroke rehabilitation: a critical review of the literature. *Physiotherapy*, 1999, vol. 85, no 7, p. 377-391.

LAMY, Jean-Charles, et al. Impaired efficacy of spinal presynaptic mechanisms in spastic stroke patients. *Brain*, 2008, vol. 132, no 3, p. 734-748.

LANGHAMMER, Birgitta y STANGHELLE, Johan K. Bobath or motor relearning programme? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomized controlled study. En: *Clinical rehabilitation*. Agosto, 2000, vol. 14, no. 4, p. 361-369.

LANNIN, Natasha A y ADA, Louise. Neurorehabilitation splinting: theory and principles of clinical use. En: *NeuroRehabilitation*, 2010, vol. 28, no. 1, p. 21-28.

LAPEYRE, Eric; KUKS, J B y MEIJLER, Willem J. Spasticity: revisiting the role and the individual value of several pharmacological treatments. En: NeuroRehabilitation, 2009, vol. 27, no. 2, p. 193-200.

LATASH, Mark L. Monosynaptic reflexes. En: Neurophysiological basis of movement. 2 ed. United States of America: Human Kinetics. 2008. p. 73-79.

LEE, D. C., et al. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index (VRI). Journal of Electromyography and Kinesiology, 2004, vol. 14, no 3, p. 379-388.

LEE, M. Y., et al. Comparison of balance responses and motor patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients¹. American journal of physical medicine & rehabilitation, 1997, vol. 76, no 5, p. 401-410.

LEE, Youngmin, et al. Effect of ankle-foot orthosis on lower limb muscle activities and static balance of stroke patients authors' names. En: Journal of physical therapy science. Febrero, 2014, vol. 26, no. 2, p. 179.

LEVIN, Mindy F y FELDMAN, Anatol G. The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. En: Brain research. Septiembre, 1994, vol. 657, no. 1, p. 23-30.

LEVIN, Mindy F.; HUI-CHAN, Christina. Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity?. Journal of neurology, 1993, vol. 240, no 2, p. 63-71.

LIEBER, Richard L y WARD, Samuel R. Cellular mechanisms of tissue fibrosis. 4. Structural and functional consequences of skeletal muscle fibrosis. En: American

Journal of Physiology-Cell Physiology. Agosto, 2013, vol. 305, no. 3, p. C241-C252.

LOEWEN, Sandy C.; ANDERSON, Brian A. Reliability of the modified motor assessment scale and the Barthel index. *Physical Therapy*, 1988, vol. 68, no 7, p. 1077-1081.

LOWREY, Catherine R.; STRZALKOWSKI, Nick DJ; BENT, Leah R. Skin sensory information from the dorsum of the foot and ankle is necessary for kinesthesia at the ankle joint. *Neuroscience letters*, 2010, vol. 485, no 1, p. 6-10.

LUNDSTRÖM, Erik; TERÉNT, Andreas y BORG, Jörgen. Prevalence of disabling spasticity 1 year after first-ever stroke. En: *European journal of neurology*. Junio, 2008, vol. 15, no. 6, p. 533-539.

MARTIN, Alison, et al. Epidemiological, humanistic, and economic burden of illness of lower limb spasticity in adults: a systematic review. En: *Neuropsychiatric disease and treatment*. Enero, 2014, vol. 10, p. 111.

MARTINS, Fábio de Lima. Efeitos imediatos da eletroestimulação nervosa transcutânea e crioterapia na espasticidade e na atividade eletromiográfica de sujeitos hemiparéticos. 2009. Tesis de Maestría. Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

MATHIYAKOM, Witaya, et al. Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. *Clinical Biomechanics*, 2005, vol. 20, no 1, p. 105-111.

MAURITZ, Karl-Heinz. Neurorehabilitation in spasticity. *Postępy Psychiatr i Neurol*, 2004, vol. 2, no 18, p. 41-47.

MAZZA, Juan C. Mediciones antropométricas. Estandarización de las técnicas de medición, actualizada según parámetros internacionales. En: Revista de Actualización en Ciencias del Deporte, 1993, vol. 1, no. 2.

MIKOŁAJEWSKA, Emilia. NDT-Bobath method in post-stroke rehabilitation in adults aged 42–55 years—Preliminary findings. Polish Annals of Medicine, 2015, vol. 22, no 2, p. 98-104.

MILANOV, Ivan. A comparative study of methods for estimation of presynaptic inhibition. Journal of neurology, 1992, vol. 239, no 5, p. 287-292.

MILLÁN-GUERRERO, R. O., et al. H-reflex and clinical examination in the diagnosis of diabetic polyneuropathy. Journal of International Medical Research, 2012, vol. 40, no 2, p. 694-700.

MISIASZEK, John E. The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitations and uses in understanding nervous system function. Muscle & nerve, 2003, vol. 28, no 2, p. 144-160.

MUKHERJEE, Angshuman y CHAKRAVARTY, Ambar. Spasticity mechanisms—for the clinician. En: Frontiers in neurology. Diciembre, 2010, vol. 1.p. 149.

MYNARK, Richard G. Reliability of the soleus H-reflex from supine to standing in young and elderly. En: Clinical neurophysiology. Junio, 2005, vol. 116, no. 6, p. 1400-1404.

NIELSEN, Jens B, et al. Stretch reflex regulation in healthy subjects and patients with spasticity. En: Neuromodulation: Technology at the Neural Interface. Enero, 2005, vol. 8, no. 1, p. 49-57.

NIELSEN, Jens y SINKJAER, Thomas. A comparison of clinical and laboratory measures of spasticity. *Mult Sclerosis*. 1996;1(5):296–301.

NIELSEN, Jens et al. Changes in transmission across synapses of Ia afferents in spastic patients. *Brain*, 1995, vol. 118, no 4, p. 995-1004.

NIKOLIĆ, Marina, et al. Age-related skeletal muscle atrophy in humans: an immunohistochemical and morphometric study. *Collegium antropologicum*, 2001, vol. 25, no 2, p. 545-553.

NORCROSS, Marc F; BLACKBURN, Troy y GOERGER, Benjamin M. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. En: *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Junio, 2010, vol. 20, no. 3, p. 420-425.

NORDANDER, Catarina, et al. Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *European journal of applied physiology*, 2003, vol. 89, no 6, p. 514-519.

O'DWYER, N J; ADA, L y NEILSON, P D. Spasticity and muscle contracture following stroke. En: *Brain*. Octubre, 1996, vol. 119, no 5, p. 1737-1750.

OH, Shin J. Reflex test. En: *Clinical electromyography: Nerve conduction studies*. 3 ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003 p.390-419.

OLNEY, Sandra J y RICHARDS, Carol. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. En: *Gait & Posture*, 1996, vol. 4, no. 2, p. 136-148.

OLVEY, Eleanor L; ARMSTRONG, Edward P y GRIZZLE, Amy J. Contemporary pharmacologic treatments for spasticity of the upper limb after stroke: a systematic review. En: Clinical therapeutics. Diciembre, 2010, vol. 32, no. 14, p. 2282-2303.

OROZCO VELEZ, Jorge Luis. Enfermedad Cerebro Vascular. En: Ministerio de la Protección Social. Guías para manejo de urgencias Tomo III. 3rd ed. Bogota; 2009. p. 169–177.

OROZCO-VARGAS, Luis C. Medición en Salud, Diagnóstico, Evaluación de resultados, un manual crítico más allá de lo básico. Bucaramanga Colombia: Publicaciones UIS, 2010.

ÖZDEMİR, Ferda, et al. Cognitive evaluation and functional outcome after stroke. En: American journal of physical medicine & rehabilitation. Junio, 2001, vol. 80, no. 6, p. 410-415.

PAI, Y. C.; ROGERS, MARK W. Segmental contributions to total body momentum in sit-to-stand. Medicine and Science in Sports and Exercise, 1991, vol. 23, no 2, p. 225-230.

PALMIERI, Riann M; HOFFMAN, MARK A y INGERSOLL, CHRISTOPHER D. Intersession reliability for H-reflex measurements arising from the soleus, peroneal, and tibialis anterior musculature. En: International Journal of Neuroscience. Julio, 2002, vol. 112, no. 7, p. 841-850.

PALMIERI, Riann M; INGERSOLL, Christopher D y HOFFMAN, Mark A. The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. En: Journal of Athletic Training. Julio, 2004, vol. 39, no. 3, p. 268.

PANAT. Framework Theoretical management and application of the Urias ® Johnstone air splints. 2009, p. 1–44. Disponible en: www.panat.info.

PANDYAN, Anand D, et al. Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 2-6.

PEDERSEN, Palle M, et al. Orientation in the acute and chronic stroke patient: impact on ADL and social activities. The Copenhagen Stroke Study. En: Archives of physical medicine and rehabilitation, 1996, vol. 77, no. 4, p. 336-339.

PIERROT-DESEILLIGNY, Emmanuel; BURKE, David. The circuitry of the human spinal cord: spinal and corticospinal mechanisms of movement. Cambridge University Press, 2012.

PISANO, Fabrizio, et al. Quantitative evaluation of normal muscle tone. En: Journal of the neurological sciences. Febrero, 1996, vol. 135, no. 2, p. 168-172.

PLANAS, M.; PÉREZ-PORTABELLA, C.; MARTÍNEZ, C. Valoración del estado nutricional en el adulto y en el niño. Gil A. Tratado de Nutrición, 2010, vol. 3.

PLATZ, T, et al. Clinical scales for the assessment of spasticity, associated phenomena, and function: a systematic review of the literature. En: Disability and rehabilitation. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 7-18.

POLLOCK, Alex, et al. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. En: Cochrane Database Syst Rev. Abril, 2014, vol. 4. CD001920.

POLLOCK, Alex, et al. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke: a systematic review. En: Clinical Rehabilitation. Mayo, 2007, vol. 21, no. 5, p. 395-410.

POOLE, Janet L, et al. The effectiveness of inflatable pressure splints on motor function in stroke patients. En: OTJR: Occupation, Participation and Health, 1990, vol. 10, no. 6, p. 360-366.

POWERS, R K; MARDER-MEYER, J y RYMER, W Z. Quantitative relations between hypertonia and stretch reflex threshold in spastic hemiparesis. Annals of neurology, 1988, vol. 23, no 2, p. 115-124.

PRUDENTE, Cecilia Nasciutti. Padrão de coordenação neuromuscular dos membros inferiores de hemiparéticos crônicos durante o movimento de sentado para de pé. Tesis Doctoral. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais, 2007. p. 3-26.

RAMSAY, John W, et al. Paretic muscle atrophy and non-contractile tissue content in individual muscles of the post-stroke lower extremity. En: Journal of biomechanics. Noviembre, 2011, vol. 44, no. 16, p. 2741-2746.

RAZALI, Nornadiah Mohd y WAH, Yap Bee. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. En: Journal of Statistical Modeling and Analytics, 2011, vol. 2, no. 1, p. 21-33.

REPÚBLICA DE COLOMBIA, Ministerio de Salud. Bogota; 1993.

ROBICHAUD, Julie A; AGOSTINUCCI, James y VANDER LINDEN, Darl W. Effect of air-splint application on soleus muscle motoneuron reflex excitability in

nondisabled subjects and subjects with cerebrovascular accidents. En: Physical therapy. Marzo, 1992, vol. 72, no. 3, p. 176-183.

ROBINSON, Karen L.; et al. Control of soleus motoneuron excitability during muscle stretch in man. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 1982, vol. 45, no 8, p. 699-704.

ROCHA DE MORAES, Klyvia Juliana, et al. Eletromiografia de superfície: padronização da técnica. En: Neurobiologia, 2010, vol. 73, no. 3, p. 151-8.

ROSA, Marlene C, et al. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: a systematic review. Journal of Electromyography and Kinesiology. Febrero, 2013, vol. 24, no. 1, p. 1-10.

RUDOMIN, Pablo; SCHMIDT, Robert F. Presynaptic inhibition in the vertebrate spinal cord revisited. Experimental Brain Research, 1999, vol. 129, no 1, p. 1-37..

SACCO, Isabel CN, et al. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. En: Journal of neuroscience methods. Mayo, 2009, vol. 180, no. 1, p. 133-137.

SAYENKO, Dimitry G., et al. Differential effects of plantar cutaneous afferent excitation on soleus stretch and H-reflex. Muscle & nerve, 2009, vol. 39, no 6, p. 761-769.

SCAGLIONI, Gil, et al. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and M wave. The journal of physiology, 2003, vol. 548, no 2, p. 649-661.

SCHERBAKOV, Nadja, et al. Stroke induced Sarcopenia: muscle wasting and disability after stroke. En: International journal of cardiology. Diciembre, 2013, vol. 170, no. 2, p. 89-94.

SEHGAL, Nalini y MCGUIRE, J R. Beyond Ashworth. Electrophysiologic quantification of spasticity. En: Physical medicine and rehabilitation clinics of North America. Noviembre, 1998, vol. 9, no 4, p. 949-79.

SELLES, Ruud W., et al. Feedback-controlled and programmed stretching of the ankle plantarflexors and dorsiflexors in stroke: effects of a 4-week intervention program. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2005, vol. 86, no 12, p. 2330-2336.

SERVICES UDOHAH. National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES): Anthropometry Procedures Manual. Atlanta, GA; 2007.

SHEEAN, Geoffrey. The pathophysiology of spasticity. European Journal of Neurology, 2002, vol. 9, no s1, p. 3-9.

SHILT, Jeffrey S; SEIBERT, Pennie S y KADYAN, Vivek. Optimal management for people with severe spasticity. En: Degenerative Neurological and Neuromuscular Disease. Octubre, 2012, vol. 2, p. 133-140.

SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H. Motor control: translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

SILVA, Augusta, et al. Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. En: Somatosensory & motor research. Enero, 2013, vol. 30, no. 1, p. 48-55.

SILVA-COUTO, Marcela de Abreu, et al. Muscle atrophy, voluntary activation disturbances, and low serum concentrations of IGF-1 and IGFBP-3 are associated with weakness in people with chronic stroke. *Physical therapy*, 2014, vol. 94, no 7, p. 957-967.

SINGER, Jonathan C, et al. The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. *Clinical Biomechanics*. Octubre, 2013, vol. 28, no. 8, p. 921-926.

SIONS, J Megan, et al. Age-and stroke-related skeletal muscle changes: a review for the geriatric clinician. En: *Journal of geriatric physical therapy*. Julio, 2012, vol. 35, no. 3, p. 155-161.

SMANIA, Nicola, Picelli A, Munari D, Geroin C, Ianes P, Waldner A, et al. Rehabilitation procedures in the management of spasticity. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2012;26:423–38.

SODERBERG, Gary L y KNUTSON, Loretta M. A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. En: *Physical therapy*. Julio, 2000, vol. 80, no. 5, p. 485-498.

SOMMERFELD, Disa K, et al. Spasticity after stroke its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. En: *Stroke*. Enero, 2004, vol. 35, no. 1, p. 134-139.

STATA CORP LP. 2013. *Stata Statistical Software: Release 13*. College Station, TX: StataCorp LP.

STONE, Thomas Alexander. Characteristics of muscle activation patterns at the ankle in stroke patients during walking. 2006. Tesis Doctoral. Bournemouth University.

SULLIVAN, Patricia y MARKOS, Prudence. En: Clinical decisión making in Therapeutic Exercise. United States of America: Appleton & Lange. 1995. p. 253-290.

THE SENIAM PROJECT (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). [En línea] [Citado 26-noviembre-2014]. Disponible en internet: <http://www.seniam.org>.

THIBAUT, Aurore, et al. Spasticity after stroke: physiology, assessment and treatment. En: Brain Injury. Julio, 2013, vol. 27, no. 10, p. 1093-1105.

TRAVERSA, Raimondo, et al. Neurophysiological follow-up of motor cortical output in stroke patients. Clinical neurophysiology, 2000, vol. 111, no 9, p. 1695-1703.

TROMBLY, Catherine. Rood Approach. En: Occupational therapy for physical dysfunction. 4 ed. United States of America: Williams & Wilkins. 1995.p.437-445.

TROMPETTO, Carlo, et al. Pathophysiology of spasticity: implications for neurorehabilitation. En: BioMed research international. Octubre, 2014, vol. 2014.

TSAI, Kuen Horng, et al. Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients. Proceedings-National Science Council Republic of China Part B Life Sciences, 2001, vol. 25, no 2, p. 76-81..

TUCKER, Kylie J.; TUNCER, Meltem; TÜRKER, Kemal S. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. *Human movement science*, 2005, vol. 24, no 5, p. 667-688.

TUCKER, Kylie Jane; TÜRKER, K. S. A new method to estimate signal cancellation in the human maximal M-wave. *Journal of neuroscience methods*, 2005, vol. 149, no 1, p. 31-41.

UMPHRED, Darcy Ann. *Remediating Motor Control and Performance Through Traditional Therapeutic Approaches. Neurological Rehabilitation*. 5ed ed. United States of America: Churchill Livingstone, 2007, vol. 433.

URBAN, Peter P, et al. Occurrence and clinical predictors of spasticity after ischemic stroke. *En: Stroke*. Septiembre, 2010, vol. 41, no. 9, p. 2016-2020.

VAN DE PORT, Ingrid I, Kwakkel G, Schepers V, Lindeman E. Predicting mobility outcome one year after stroke: A prospective cohort study. *Journal of Rehabilitation Medicine*. Vol. 38, No. 4, p. 218–223.

VAN PEPPEN, Roland PS, et al. The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence?. *Clinical rehabilitation*, 2004, vol. 18, no 8, p. 833-862.

VICKERS, Andrew y ALTMAN, Douglas. Analysing controlled trials with baseline and follow up. *En: BMJ*. Noviembre, 2001. vol. 10, p. 1123-1124.

VOERMAN, Gerlienke E; GREGORIČ, Milan y HERMENS, Hermie J. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *En: Disability and rehabilitation*. Enero, 2005, vol. 27, no. 1-2, p. 33-68.

WALTON, Chirs, et.al. Caffeine increases spinal excitability in humans. *Muscle & nerve*, 2003, vol. 28, no 3, p. 359-364.

WARD, Anthony B. A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. En: *European Journal of Neurology*. Enero, 2012, vol. 19, no. 1, p. 21-27.

WATKINS, C L, et al. Prevalence of spasticity post stroke. En: *Clinical rehabilitation*. Agosto, 2002, vol. 16, no. 5, p. 515-522.

WELMER, A.-K.; WIDÉN HOLMQVIST, L.; SOMMERFELD, D. K. Location and severity of spasticity in the first 1–2 weeks and at 3 and 18 months after stroke. *European journal of neurology*, 2010, vol. 17, no 5, p. 720-725.

WISSEL, Jörg, et al. Early development of spasticity following stroke: a prospective, observational trial. En: *Journal of neurology*. Julio, 2010, vol. 257, no. 7, p. 1067-1072.

WISSEL, Jörg, et al. Management of spasticity associated pain with botulinum toxin A. En: *Journal of pain and symptom management*. Julio, 2000, vol. 20, no. 1, p. 44-49.

WOOLLEY, Sandra M. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in stroke rehabilitation*, 2001, vol. 7, no 4, p. 1-18.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Cardiovascular Diseases (CVDs) [en línea]. 2017. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Global status report on noncommunicable diseases 2014 [en línea]. World Health. 2014. p. 176. Disponible en: www.who.int/about/licensing/copyright_form/en/index.html.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Stroke, Cerebrovascular accident 2014 [en línea]. 2014. Disponible en: http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/

YOUNG, Robert R. Spasticity: a review. En: Neurology, 1994, vol. 44, no. 11, p. 12-20.

ZEHR, Paul E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. European journal of applied physiology, 2002, vol. 86, no 6, p. 455-468.

ANEXOS

Anexo A. Evidencia de estudios del tratamiento fisioterapéutico con técnicas de inhibición (estiramiento mantenido y patrones inhibitorios de movimiento) en pacientes post-ECV

Autor	Diseño/Población (N)	Intervención	Resultados
Katalinic et al, 2011.	Revisión sistemática, 11 ECC/ N: 300 ECV.	Estiramiento manual o Ferulaje (Experimental) Tratamiento convencional (Control)	Movilidad articular $p=0,26$, \bar{X} de las diferencias 2,17 IC 95% (-1,63-5,97).
Tsai et al, 2001.	Experimental/ N: 17 ECV. Edad \bar{X} 56,7 \pm 11,6 años.	Estiramiento muscular mecánico (posición de pie)	Movilidad articular 20,1 \pm 6,4 dorsiflexión; $p<0,05$. Disminución excitabilidad refleja: Razón H/M 29,2 \pm 17,3; $p<0,05$.
Bressel y McNair, 2002.	ECC/ N: 10 ECV. Edad \bar{X} 64,6 \pm 8,76 años.	Estiramiento estático con DI Estiramiento cíclico con DI	Resistencia al movimiento pasivo ($p<0,05$) en cada grupo. Torque de relajación (53%; $p=0,01$) para el estiramiento estático.
Kollen et al, 2009	Revisión sistemática, 16 ECC/ N: 813 ECV.	Enfoque Bobath Tratamiento convencional	Control sensoriomotor, Tareas funcionales y Calidad de vida ($p>0,05$).
Langhammer y Tanghelle, 2000.	Experimental/ N: 61 hospitalizados ECV. (36 hombres y 25 mujeres)	Enfoque Bobath Enfoque orientado a tareas funcionales (EOT)	Funcionalidad ($p>0,05$). EEM (EOT $p=0,016$). Tiempo de Hospitalización (\bar{X} EOT 21 días vs Bobath 34 días, $p=0,008$).
Mikolajewska, 2015.	Experimental / N: 21 ECV. Edad \bar{X} 48,6 \pm 4; Tiempo de evolución 1 a 3 años.	Enfoque Bobath	Tono muscular (EA) (\bar{X} 0,809 \pm 1,2, $p=0,005$). Funcionalidad (IB) (\bar{X} 39,7 \pm 1,09, $p=0,01$). Velocidad de la marcha (\bar{X} 0,91 \pm 0,44, $p=0,0001$). Cadencia de la marcha (\bar{X} 104 \pm 32,1, $p=0,01$).

+: Solo se incluyeron los pacientes con ECV de esta revisión; *ECC: Ensayo Clínico Controlado; N: Población; IC: Intervalo de Confianza; EEM: Escala de Evaluación Motora; MIF: Medida de Independencia Funcional; IB: Índice de Barthel; MI: Miembro Inferior; MS: Miembro Superior; DI: Dinamómetro Isocinético.

Anexo B. Variables del estudio

Título del proyecto: Eficacia inmediata de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Variable	Medición	Escala de medición	Instrumento de medición
Variables explicatorias			
Tratamiento con técnicas de inhibición y aplicación de la férula de Johnstone	Tiempo de sesión	Razón	Formato de recolección: Evaluación inicial y final del participante
Tiempos de medición	T0 y T1	Razón	Formato de recolección: Evaluación inicial y final
Variables de salida			
Tono muscular	Resistencia al movimiento pasivo.	Ordinal	Escala de Ashworth Modificada
Excitabilidad refleja	Latencia (ms); Amplitud (mV); Duración (ms) ondas M y H e índice Hmáx/Mmáx.	Razón	Nicolet Compass Meridian
Actividad eléctrica muscular	Amplitud (mV). Frecuencia (Hz).	Razón	Electromiógrafo
Variables de control			
Género	Femenino masculino	Nominal dicotómica	Formato de recolección de la información (Anexo L)
Edad	Años cumplidos	Razón	Formato de recolección de la información (anexo L)
Peso	Kilogramos	Razón	Formato de recolección de la información (Anexo K)
Talla	Metros	Razón	Formato de recolección de la información (Anexo K)
IMC	Peso(kg)/talla ²	Razón	Formato de recolección de la información (Anexo K)
Pliegue de la pantorrilla	Pliegue del gastrocnemio medial (mm)	Razón	Formato de recolección de la información (Anexo K)
Hemicuerpo comprometido	Derecho Izquierdo	Nominal dicotómica	Formato de recolección de la información (Anexo L)
Tipo de ECV	Hemorrágico Isquémico	Nominal dicotómica	Formato de recolección de la información (Anexo L)

Tiempo de evolución	Meses	Razón	Formato de recolección de la información (Anexo L)
Fisioterapia previa	Si ó No	Nominal dicotómica	Formato de recolección de la información (Anexo L)
Funcionalidad	Puntaje	Ordinal	Formato de recolección de la información (Anexo L)

Ms: milisegundos; **mV:** milivoltios; **Hz:** Hertz; **Nm:** newton-metro; **Kg:** Kilogramos; **mm:** milímetros.

Anexo C. Protocolo de evaluación antropométrica

Título del proyecto: Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Evaluación de la talla

Instrumento: Una cinta métrica inextensible de 1 mm de precisión será ubicada sobre la puerta del laboratorio, desde el suelo hasta cubrir una longitud de dos metros.

Recomendaciones: El paciente deberá estar sin zapatos y sin ningún accesorio en la cabeza (accesorio, trenzas en el cabello o joyas sobre la parte superior de la cabeza).

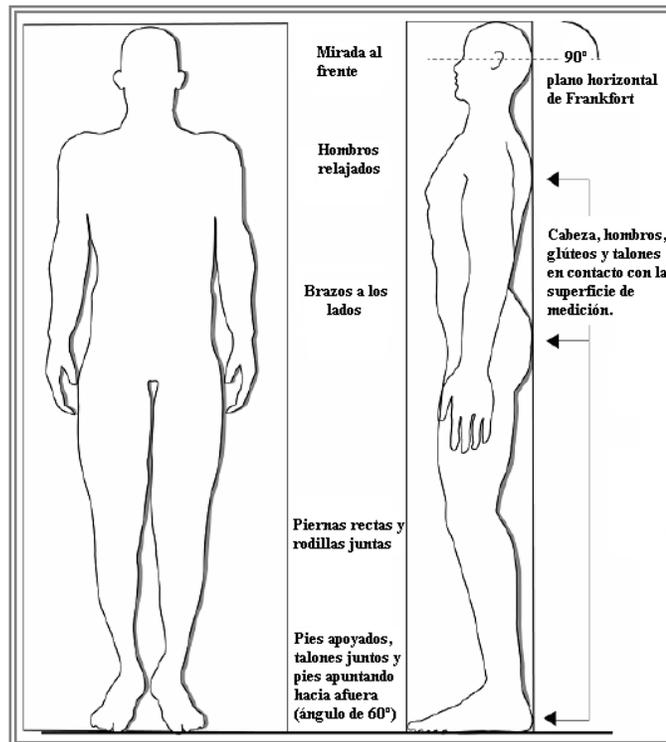
Posición del participante: El participante debe estar en posición de pie con la espalda recta, se debe asegurar que existan cuatro puntos de contacto con la superficie donde se encuentra ubicado el metro: la parte posterior de la cabeza, los hombros, los glúteos y los talones; el peso del cuerpo debe estar distribuido uniformemente y ambos pies apoyados en el suelo, con los talones juntos y las puntas de los dedos separados, apuntando ligeramente hacia fuera en aproximadamente un ángulo de 60°. La cabeza del participante debe estar alineada en el plano horizontal de Frankfort (la línea horizontal desde el canal auditivo externo hasta el borde inferior de la órbita del ojo se encuentra paralelo al suelo y perpendicular a la superficie donde se encuentra ubicado el metro). Ver imagen 1

Prueba: Luego de posicionar al participante, se le solicita una respiración profunda y mantenida, durante este tiempo el evaluador ubicará una pieza de madera paralela al piso y registrará el valor observado. Si existen dudas del registro, debe repetirse la medición.

Comando: El evaluador debe instruir al paciente para que mire hacia al frente y corregir su posición. Luego que el participante se encuentre posicionado adecuadamente, el evaluador le pedirá que realice una respiración profunda y la mantenga, ya que esta acción ayuda a enderezar la columna vertebral para obtener una medición más consistente y reproducible. Durante este tiempo el evaluador ubicará la pieza de madera paralela al piso y la apoyará firmemente en la parte superior de la cabeza del participante, con una presión suficiente para comprimir el cabello y se registrará el valor observado.

Resultado: Se obtiene el dato en metros de la altura del participante, si existen dudas del registro, debe repetirse la medición.

Nota: Dependiendo de la actitud postural del participante, la edad y factores como sobrepeso, algunas personas no pueden hacer contacto con los 4 puntos mencionados, por ejemplo, debido al aumento de la cifosis dorsal (joroba). En tales casos, es importante obtener la mejor medida posible de acuerdo con el protocolo, si no se puede asegurar que el tronco del participante este en posición vertical, por lo menos los hombros y brazos deben estar relajados y la cabeza en el plano de Frankfort.



Peso

Instrumento: Para el registro del peso corporal se utilizará una báscula digital portátil, la cual estará ubicada sobre una superficie plana, horizontal y firme.

Recomendaciones: El participante debe retirarse los zapatos, las medias y los accesorios que lleve dentro de los bolsillos.

Posición del paciente: De pies, sobre la báscula cargando el peso lo más uniforme posible.

Comando del evaluador: El evaluador le pedirá al participante que se posicione en el centro de la báscula, con la mirada al frente, los hombros relajados, los miembros superiores adosados al cuerpo y las manos dirigidas hacia el frente.

Después de ubicar correctamente al participante y que la lectura en el dispositivo sea estable, se registrará el valor emitido por la báscula.

Resultado: Se obtiene el dato en kilogramos del peso del participante.

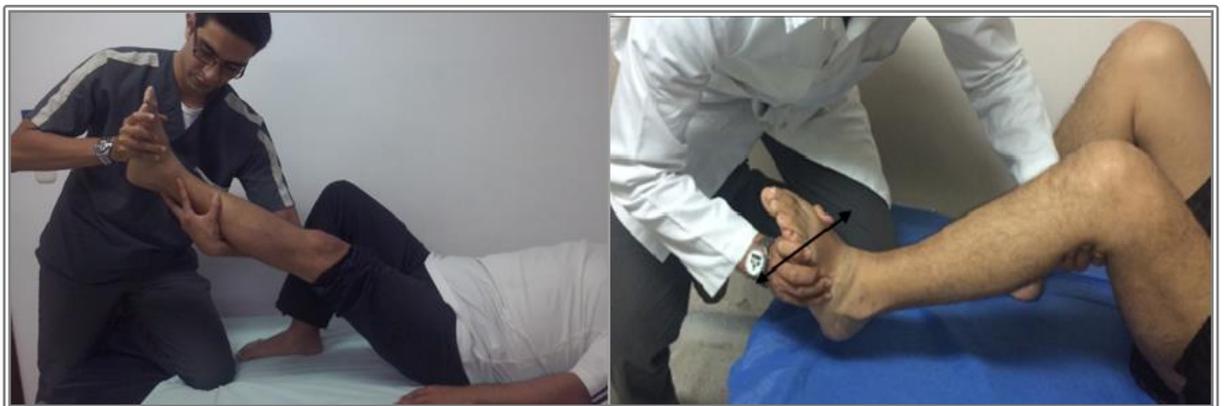
Anexo D. Evaluación del tono muscular (Resistencia al movimiento pasivo)

Herramienta: Escala de Ashworth Modificada

Posicionamiento del paciente: La valoración de los músculos plantiflexores se realizará en posición decúbito supino, con la cabeza en la línea media, brazos a lo largo del tronco, la extremidad inferior a evaluar en extensión y la contralateral en flexión de cadera y rodilla con el pie en contacto con la camilla; con lo anterior se garantiza la disminución del efecto de los reflejos tónico cervicales.



Los miembros inferiores en posición recta, cadera flexionada a 45° con la rodilla en la máxima extensión (gastrocnemios) o con la rodilla a 45° de flexión (sóleo).



Posición del evaluador: El evaluador se ubicará al lado del segmento que va a evaluar, ubicando una mano por debajo de la planta del pie (articulaciones metatarsofalángicas), mientras que con la otra estabiliza la articulación del cuello de pie. Como lo recomendaron originalmente Bohannon y Smith, la extremidad será movilizada a una velocidad controlada con un metrónomo, que tome dos segundos para completar el movimiento a través de todo el rango de movimiento disponible de plantiflexión hasta la completa dorsiflexión; este movimiento se repetirá un máximo de tres veces, con un periodo de reposo de aproximadamente un minuto entre cada prueba.

Resultado: El evaluador asignará una valoración a la resistencia encontrada al movimiento pasivo, teniendo como base los puntajes en la Escala de Ashworth Modificada (EAM).

Gradación e interpretación de la Escala de Ashworth Modificada

Grado	Interpretación
0	No aumento de tono
1	Ligero aumento de la respuesta del músculo al movimiento pasivo (flexión o extensión) visible con la palpación o relajación, o solo mínima resistencia al final del arco de movimiento.
1+	Ligero aumento de la respuesta del músculo al movimiento en flexión o extensión seguido de una mínima resistencia en todo el resto del arco de movimiento (menos de la mitad)
2	Notable aumento en la resistencia del músculo durante la mayor parte del arco de movimiento articular, pero la articulación se mueve fácilmente.
3	Considerable aumento en la resistencia del músculo al movimiento, el movimiento pasivo es difícil.
4	Las partes afectadas están rígidas en flexión o extensión cuando se mueven pasivamente.

Anexo E. Evaluación del reflejo H del músculo sóleo

Título del proyecto: Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Instrumento: Equipo de electrodiagnóstico Nicolet Compass.

Parámetros del instrumento: La sensibilidad del equipo será ajustada de 2 a 5 mv/división, el tiempo de base será 10 ms con un filtro de baja frecuencia 2Hz y de alta frecuencia de 10 KHz. El reflejo será evocado con pulsos submáximos de 2 ms de duración generados manualmente cada dos a cinco segundos sobre el nervio correspondiente.

Recomendaciones del vestuario: El paciente deberá utilizar ropa cómoda, pantaloneta y sin calzado.

Preparación de la piel: Para la evaluación del reflejo H del músculo sóleo, el evaluador limpiará previamente con alcohol al 70% para reducir la impedancia de la señal en los sitios de ubicación de los electrodos de estimulación y registro, los cuales serán ubicados en la extremidad inferior comprometida.

Ubicación de los electrodos: El electrodo a tierra se ubicará en la región distal de la pierna, 3 cm por encima del maléolo lateral o en el tercio medio anterior de la pantorrilla (número 3). El electrodo de registro, será un electrodo tipo placa con una distancia interelectrodos de aproximadamente diez milímetros, que será ubicado dos centímetros por debajo de la unión miotendinosa de los músculos gastrocnemios y sóleo (número 1). Para la ubicación de la unión miotendinosa el participante extenderá la rodilla y realizará una contracción isométrica en el arco

máximo de plantiflexión, para ubicar las dos cabezas de los gastronemios y su unión con el sóleo. El electrodo de estimulación se posicionará en la porción lateral de la fosa poplítea (número 2), la posición óptima para determinar el sitio de estimulación se realizará moviendo el estimulador hasta lograr una contracción visible del músculo sóleo en plantiflexión. Los electrodos serán fijados con cinta adhesiva.



Posición del paciente: El paciente se posicionará en sedente, lo más relajado posible, con los ojos cerrados, la cabeza en línea media, los brazos apoyados sobre los apoyabrazos de la silla, las piernas al ancho de las caderas, con 30° de flexión de rodillas y 30° de plantiflexión del cuello de pie, con el peso de los MMII distribuidos uniformemente.



Anexo F. Evaluación electromiográfica (EMG) de superficie

Título del proyecto: Eficacia inmediata de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Instrumentos: Electromiógrafo Biometrics.

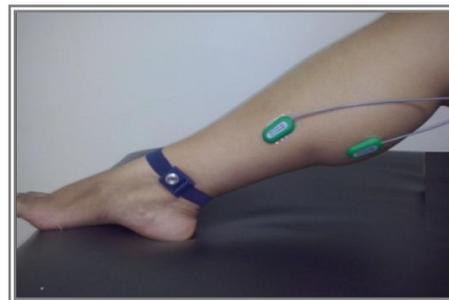
Recomendaciones del vestuario: El paciente deberá utilizar ropa cómoda, camiseta, pantaloneta y calzado cerrado de caña baja. Los participantes no podrán utilizar zapatos de caña media ni alta, porque interfieren con la ubicación del electrodo de referencia

Posición del paciente: Primero se preparará la piel del participante por medio de tricotomía y limpieza con alcohol de la extremidad comprometida en decúbito supino.

Para la localización de la ubicación del electrodo para el músculo tibial anterior, el participante se posicionará en decúbito supino y se hallará el tercio proximal de la medición entre la cabeza de la fíbula y el maléolo medial. Para confirmar la ubicación se le pedirá al participante que realice el movimiento de dorsiflexión e inversión del pie, sin permitir la extensión del hallux. El evaluador aplicará resistencia manual a nivel dorso-medial del pie y se corroborará con la palpación del músculo. Previamente se realizará la demostración del movimiento en el lado no parético, en los casos que se requiera.



Durante la misma posición, se marcará la ubicación del electrodo en el músculo sóleo en los dos tercios proximales desde el cóndilo medial del femur hasta el maléolo medial pidiéndole al participante que realice el movimiento de plantiflexión con rodilla flexionada a 90°, el cual será corroborado cuando el participante pase a posición sedente. Cuando el participante se encuentre sentado, el evaluador corroborará la ubicación colocando la mano sobre el tercio distal del muslo, empujando hacia abajo, mientras el participante levanta el talón del suelo con el ante pie en apoyo.



Para el gastrocnemio medial el paciente se posicionará en decúbito prono, con la rodilla extendida, el pie apoyado sobre una cuña y en plantiflexión; el electrodo se ubicará en la zona más prominente del músculo y se palpará en la región medial posterior de la pantorrilla. El evaluador confirmará la ubicación pidiéndole al participante que realice plantiflexión del cuello de pie, aplicando una resistencia en la región plantar del ante pie.

En la misma posición, el electrodo para el gastrocnemio lateral se ubicará en el tercio proximal entre la cabeza de la fíbula y el calcáneo y se confirmará realizando el movimiento de plantiflexión mientras el evaluador aplica resistencia en la región plantar del ante pie. Éste músculo se palpará en la región posterior lateral de la pantorrilla.



En todos los músculos descritos anteriormente, se marcarán los puntos de referencia para el posicionamiento de los electrodos según las recomendaciones del SENIAM. La fijación de los electrodos se llevará a cabo por medio de una cinta doble faz y el electrodo de referencia será ubicado sobre el maléolo medial de la extremidad inferior que va a ser evaluada.

Luego de la ubicación de los electrodos el participante permanecerá en sedente con las manos soportando la articulación del codocontralateral y el tercio proximal de los muslos quedará apoyado en la silla. Las rodillas estarán a 90° de flexión y el pie completamente apoyado en el suelo si es posible para el participante, con los pies sobre unas huellas de referencia marcadas en el suelo.

Para la evaluación de la Contracción Voluntaria Submaxima (CVS) el evaluador colocará una pesa de 2 kilogramos que se ubicará en el dorso del antepie para la evaluación del tibial anterior y los gastrocnemios, mientras para el registro del

músculo sóleo el evaluador ubicará la pesa en el tercio distal del fémur y el participante se posicionará con la rodilla a 90° de flexión y la planta del pie totalmente apoyada en el suelo; luego el evaluador le pedirá que levante el talón del suelo manteniendo apoyado el antepié.

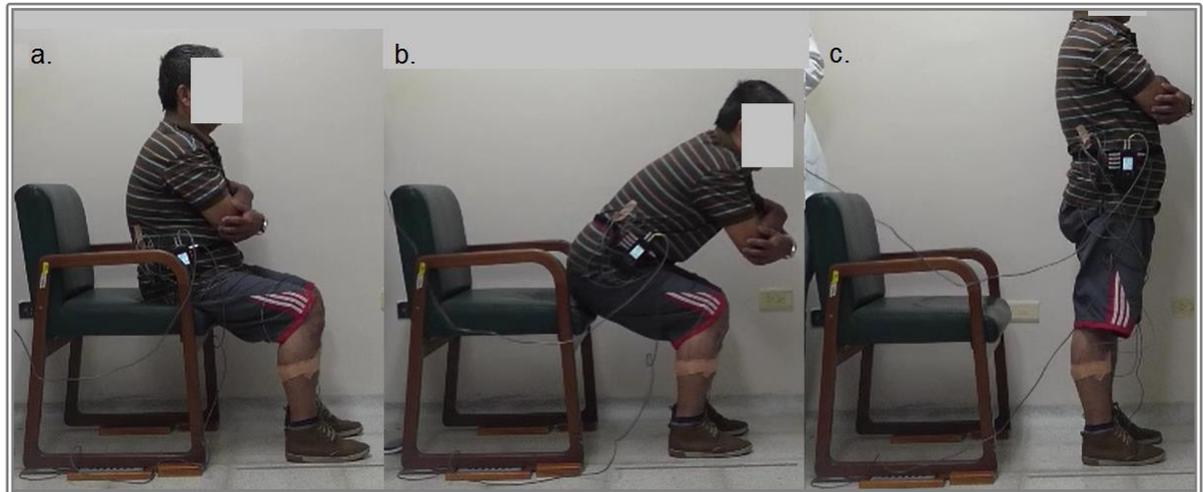
Electromiógrafo: En la configuración del software Biometrics del electromiógrafo se programarán los canales que serán utilizados (1, 2, 3, 4) para cada músculo, teniendo en cuenta una frecuencia de muestreo de 1000 Hz por canal, una sensibilidad de 3 voltios y excitación de salida de 4600 mV. El canal 5 para la célula de carga, tendrá una frecuencia de muestreo de 500 Hz, una sensibilidad de 3 mV voltios y excitación de salida de 2000 mV.

El registro EMG se sincronizará por medio de una célula de carga que será posicionada en el soporte de la silla, en el lado de la extremidad comprometida del paciente, según corresponda. Con esta herramienta se detectarán las fases del patrón de sedente a de pie: pre-extensión (desde el inicio de movimiento hasta el despegue) y extensión (desde el despegue hasta la posición de pie).

Un marcador de evento será conectado en el EMG Biometrics para marcar el momento de inicio de la actividad y el momento en que la persona esta completamente de pie.

Además, dicha actividad será filmada, con una cámara de video Panasonic que será ubicada a 3,40 metros de la silla y el lente de la cámara a una altura de 93 cm. La filmación se iniciará al mismo tiempo de inicio del registro electromiográfico y en el plano sagital (lado derecho o izquierdo según hemicuerpo comprometido del paciente).

El análisis de los datos se realizará con el instructivo de Matlab (anexo G), con el cual se determinarán la amplitud RMS y la frecuencia mediana durante la fase de pre-extensión y extensión para los músculos anteriormente mencionados.



Evaluador: Primero se realizará una familiarización al paciente y le proporcionará las instrucciones necesarias para la comprensión completa de la actividad. El evaluador posicionará en la silla al participante según las especificaciones mencionadas anteriormente y para la realización del patrón. El participante realizará el movimiento de sedente a de pie en tres intentos, con un periodo de descanso entre cada repetición de 1 minuto, con el fin de evitar la aparición de fatiga muscular. Durante la actividad el participante mantendrá la mirada a la altura de sus ojos y el movimiento se llevará a cabo a una velocidad normal (confortable), sin utilizar el apoyo de los MMSS, ni modificar la base de soporte de los pies. El comando verbal empleado durante la actividad del paso de sedente a de pie será “1, 2, 3, ya”, donde el participante iniciará el movimiento cuando escuche la palabra “ya”.

Resultados: Los datos obtenidos con el registro EMG y de la célula de carga, serán procesados con el archivo de Matlab (Anexo G) y se obtendrán las siguientes variables normalizadas por la CVS: frecuencia mediana y amplitud RMS de los músculos tibial anterior, sóleo y Gastrocnemios medial y lateral durante las fases mencionada anteriormente.

Anexo G. Archivo de instrucción Matlab

```
%Rutina para el procesamiento de la señal EMG e sinal de forca.
%Rutina programada para analizar los 4 canales MEG: TA; GM; GL; SO
% 1 canale de forca
%Desarrollada por Jose Barela/Odair Bacca
clear all
close all
sampling = 1000 ; % frequencia de aquisicao do sinal

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Cargando archivo a partir de informaciones
participante = input('Entre as iniciais do participante - ex. obr1: ', 's');
tentativa = input('Entre o numero da tentativa - ex. 001: ', 's');

% definindo nomes dos arquivos
filename_emg=[participante, '_', tentativa, '.txt'];
filename_CVM=[participante, '_cvm.txt'];
cd ..
cd (participante)
% CARREGANDO TODOS OS ARQUIVOS
dados_emg = load(filename_emg) ; % instruccion para cargar el archivo
dados_CVM = load(filename_CVM) ; % carregando os dados da CVM
cd ..
cd mfiles
% Definiendo las variables (musculos)
ta = dados_emg(:,1) ;
gm = dados_emg(:,2) ;
gl = dados_emg(:,3) ;
so = dados_emg(:,4) ;
forca = dados_emg(:,5) ;
sinal = dados_emg(:,6) ;
% Definiendo os valores da CVM e pico de ativacao
ta_CVM_rms = dados_CVM(1);
gm_CVM_rms = dados_CVM(2);
gl_CVM_rms = dados_CVM(3);
so_CVM_rms = dados_CVM(4);
ta_CVM_max = dados_CVM(5);
gm_CVM_max = dados_CVM(6);
gl_CVM_max = dados_CVM(7);
so_CVM_max = dados_CVM(8);
% Creando una variable para ser usada en los graficos (abcisa)
x = (1:length(ta))/sampling ;
% Graficando los datos (brutos)
% Figura 1
figure
subplot(6,1,1)
plot(x,ta)
title(['suj:', participante, ' tent:', tentativa])
ylabel ('EMG - TA (mV)')
subplot(6,1,2)
plot(x,gm)
ylabel ('EMG - GM (mV)')
subplot(6,1,3)
plot(x,gl)
ylabel ('EMG - GL (mV)')
subplot(6,1,4)
plot(x,so)
ylabel ('EMG - SO (mV)')
subplot(6,1,5)
```



```

subplot(6,1,2)
plot(gm_env)
ylabel ('EMG - GM (mV)')
subplot(6,1,3)
plot(gl_env)
ylabel ('EMG - GL (mV)')
subplot(6,1,4)
plot(so_env)
ylabel ('EMG - SO (mV)')
subplot(6,1,5)
plot(forca)
ylabel ('Forca (V)')
hold on; plot([inicio_mov inicio_mov],[0 -40], 'r')
subplot(6,1,6)
plot(sinal)
xlabel('Tempo (s)')
%%%%%%%%%%%%% VERIFICANDO EVENTO - INICIO DO MOVIMENTO %%%%%%%%%%%%%%
questao1=menu('A identiicacao do INICIO DO MOV foi correta?', 'sim', 'nao');

if questao1==2;
close
figure
plot(forca)
title(['Forca (V)'])
fprintf('Posicione o CURSOR e click no INICIO DO MOV')
fprintf('\n ');
[inicio_mov, valor]=ginput(1);
inicio_mov=round(inicio_mov);
close
end

%%%%%%%%%%%%% INICIO DO FICAR EM PE %%%%%%%%%%%%%%

close
figure
subplot(6,1,1)
plot(ta_env)
title(['suj:', participante, ' tent:', tentativa])
ylabel ('EMG - TA (mV)')
subplot(6,1,2)
plot(gm_env)
ylabel ('EMG - GM (mV)')
subplot(6,1,3)
plot(gl_env)
ylabel ('EMG - GL (mV)')
subplot(6,1,4)
plot(so_env)
ylabel ('EMG - SO (mV)')
subplot(6,1,5)
plot(forca)
ylabel ('Forca (V)')
hold on; plot([inicio_pe inicio_pe],[0 -40], 'r')
subplot(6,1,6)
plot(sinal)
xlabel('Tempo (s)')
%%%%%%%%%%%%% VERIFICANDO EVENTO - INICIO DO FICAR EM PE %%%%%%%%%%%%%%
questao2=menu('A identiicacao do INICIO DO FICAR EM PE foi correta?', 'sim', 'nao');

if questao2==2;
close
figure

```

```

plot(forca)
title(['Forca (V)'])
fprintf('Posicione o CURSOR e click no INICIO DO FICAR EM PE')
fprintf('\n ');
[inicio_pe, valor]=ginput(1);
inicio_pe=round(inicio_pe);
close
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% FICAR SEM APOIO DA CADEIRA %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
close
figure
subplot(6,1,1)
plot(ta_env)
title(['suj:', participante, ' tent:', tentativa])
ylabel ('EMG - TA (mV)')
subplot(6,1,2)
plot(gm_env)
ylabel ('EMG - GM (mV)')
subplot(6,1,3)
plot(gl_env)
ylabel ('EMG - GL (mV)')
subplot(6,1,4)
plot(so_env)
ylabel ('EMG - SO (mV)')
subplot(6,1,5)
plot(forca)
ylabel ('Forca (V)')
hold on; plot([inicio_sem_apoio inicio_sem_apoio],[0 -40], 'r')
subplot(6,1,6)
plot(sinal)
xlabel('Tempo (s)')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% VERIFICANDO EVENTO - FICAR SEM APOIO DA CADEIRA %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
questao3=menu('A identifiacao do FICAR SEM APOIO foi correta?', 'sim', 'nao');

if questao3==2;
close
figure
plot(forca)
title(['Forca (V)'])
fprintf('Posicione o CURSOR e click no INICIO DO FICAR SEM APOIO DA CADEIRA')
fprintf('\n ');
[inicio_sem_apoio, valor]=ginput(1);
inicio_sem_apoio=round(inicio_sem_apoio);
close
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% TERMINO DO FICAR EM PE %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
close
figure
subplot(6,1,1)
plot(ta_env)
title(['suj:', participante, ' tent:', tentativa])
ylabel ('EMG - TA (mV)')
subplot(6,1,2)
plot(gm_env)
ylabel ('EMG - GM (mV)')
subplot(6,1,3)
plot(gl_env)
ylabel ('EMG - GL (mV)')

```

```

subplot(6,1,4)
plot(so_env)
ylabel ('EMG - SO (mV)')
subplot(6,1,5)
plot(forca)
ylabel ('Forca (V)')
hold on; plot([final_pe final_pe], [0 -40], 'r')
subplot(6,1,6)
plot(sinal)
xlabel('Tempo (s)')

%%%%%%%%%%%%% VERIFICANDO EVENTO - TERMINO FICAR EM PE %%%%%%%%%%%%%%

questao4=menu('A identicao do TERMINO FICAR EM PE foi correta?', 'sim', 'nao');

if questao4==2;
close
figure
plot(sinal)
axis([1 length(sinal) 20 40])
title(['SINAL (V)'])
fprintf('Posicione o CURSOR e click no TERMINO FICAR EM PE')
[final_pe, valor]=ginput(1);
final_pe=round(final_pe);
close
end
%%%%%%%%%%%%% CALCULANDO OS VALORES DE RMS   %% INTERVALO ENTRE O INICIO DO MOV E TERMINO FICAR EM PE
%%%%%%%%%%%%%

% Calculando o RMS PERIODO TODO (INICIO MOV - FICAR EM PE)
ta_rms_todo_serie = rmsUIS(ta_f(inicio_mov:final_pe)); % RMS ta periodo todo
gm_rms_todo_serie = rmsUIS(gm_f(inicio_mov:final_pe)); % RMs gm periodo todo
gl_rms_todo_serie = rmsUIS(gl_f(inicio_mov:final_pe)); % RMs gl periodo todo
so_rms_todo_serie = rmsUIS(so_f(inicio_mov:final_pe)); % RMs so periodo todo

ta_rms_todo = mean(ta_rms_todo_serie);
gm_rms_todo = mean(gm_rms_todo_serie);
gl_rms_todo = mean(gl_rms_todo_serie);
so_rms_todo = mean(so_rms_todo_serie);
% Normalizando o RMS pelo RMS da CVM
ta_rms_todo_nor = (ta_rms_todo/ta_CVM_rms)*100;
gm_rms_todo_nor = (gm_rms_todo/gm_CVM_rms)*100;
gl_rms_todo_nor = (gl_rms_todo/gl_CVM_rms)*100;
so_rms_todo_nor = (so_rms_todo/so_CVM_rms)*100;
% Calculando o RMS PERIODO PREPARACION (INICIO MOV - INICIO FICAR EM PE)
ta_rms_prepa_serie = rmsUIS(ta_f(inicio_mov:inicio_pe)); % RMS ta periodo preparacion
gm_rms_prepa_serie = rmsUIS(gm_f(inicio_mov:inicio_pe)); % RMs gm periodo preparacion
gl_rms_prepa_serie = rmsUIS(gl_f(inicio_mov:inicio_pe)); % RMs gl periodo preparacion
so_rms_prepa_serie = rmsUIS(so_f(inicio_mov:inicio_pe)); % RMs so periodo preparacion
ta_rms_prepa = mean(ta_rms_prepa_serie);
gm_rms_prepa = mean(gm_rms_prepa_serie);
gl_rms_prepa = mean(gl_rms_prepa_serie);
so_rms_prepa = mean(so_rms_prepa_serie);

% Normalizando o RMS pelo RMS da CVM
ta_rms_prepa_nor = (ta_rms_prepa/ta_CVM_rms)*100;
gm_rms_prepa_nor = (gm_rms_prepa/gm_CVM_rms)*100;
gl_rms_prepa_nor = (gl_rms_prepa/gl_CVM_rms)*100;
so_rms_prepa_nor = (so_rms_prepa/so_CVM_rms)*100;

% Calculando o RMS PERIODO ACEITE PESO (INICIO FICAR EM PE - INICIO SEM APOIO CADEIRA)

```

```

ta_rms_aceite_serie = rmsUIS(ta_f(inicio_pe:inicio_sem_apoio)); % RMS ta periodo aceite peso
gm_rms_aceite_serie = rmsUIS(gm_f(inicio_pe:inicio_sem_apoio)); % RMS gm periodo aceite peso
gl_rms_aceite_serie = rmsUIS(gl_f(inicio_pe:inicio_sem_apoio)); % RMS gl periodo aceite peso
so_rms_aceite_serie = rmsUIS(so_f(inicio_pe:inicio_sem_apoio)); % RMS so periodo aceite peso
ta_rms_aceite = mean(ta_rms_aceite_serie);
gm_rms_aceite = mean(gm_rms_aceite_serie);
gl_rms_aceite = mean(gl_rms_aceite_serie);
so_rms_aceite = mean(so_rms_aceite_serie);
% Normalizando o RMS pelo RMS da CVM
ta_rms_aceite_nor = (ta_rms_aceite/ta_CVM_rms)*100;
gm_rms_aceite_nor = (gm_rms_aceite/gm_CVM_rms)*100;
gl_rms_aceite_nor = (gl_rms_aceite/gl_CVM_rms)*100;
so_rms_aceite_nor = (so_rms_aceite/so_CVM_rms)*100;

% Calculando o RMS PERIODO PREPARACAO TODA (INICIO MOV - INICIO SEM APOIO CADEIRA)
ta_rms_prepa2_serie = rmsUIS(ta_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio)); % RMS ta periodo aceite peso
gm_rms_prepa2_serie = rmsUIS(gm_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio)); % RMS gm periodo aceite peso
gl_rms_prepa2_serie = rmsUIS(gl_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio)); % RMS gl periodo aceite peso
so_rms_prepa2_serie = rmsUIS(so_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio)); % RMS so periodo aceite peso
ta_rms_prepa2 = mean(ta_rms_prepa2_serie);
gm_rms_prepa2 = mean(gm_rms_prepa2_serie);
gl_rms_prepa2 = mean(gl_rms_prepa2_serie);
so_rms_prepa2 = mean(so_rms_prepa2_serie);
% Normalizando o RMS pelo RMS da CVM
ta_rms_prepa2_nor = (ta_rms_prepa2/ta_CVM_rms)*100;
gm_rms_prepa2_nor = (gm_rms_prepa2/gm_CVM_rms)*100;
gl_rms_prepa2_nor = (gl_rms_prepa2/gl_CVM_rms)*100;
so_rms_prepa2_nor = (so_rms_prepa2/so_CVM_rms)*100;
% Calculando o RMS PERIODO FICANDO PE (INICIO SEM APOIO CADEIRA - EM PE COMPLETO)
ta_rms_pe_serie = rmsUIS(ta_f(inicio_sem_apoio:final_pe)); % RMS ta periodo ficando pe
gm_rms_pe_serie = rmsUIS(gm_f(inicio_sem_apoio:final_pe)); % RMS gm periodo ficando pe
gl_rms_pe_serie = rmsUIS(gl_f(inicio_sem_apoio:final_pe)); % RMS gl periodo ficando pe
so_rms_pe_serie = rmsUIS(so_f(inicio_sem_apoio:final_pe)); % RMS so periodo ficando pe
ta_rms_pe = mean(ta_rms_pe_serie);
gm_rms_pe = mean(gm_rms_pe_serie);
gl_rms_pe = mean(gl_rms_pe_serie);
so_rms_pe = mean(so_rms_pe_serie);
% Normalizando o RMS pelo RMS da CVM
ta_rms_pe_nor = (ta_rms_pe/ta_CVM_rms)*100;
gm_rms_pe_nor = (gm_rms_pe/gm_CVM_rms)*100;
gl_rms_pe_nor = (gl_rms_pe/gl_CVM_rms)*100;
so_rms_pe_nor = (so_rms_pe/so_CVM_rms)*100;
%%%%%%%%% CALCULANDO A FREQUENCIA MEDIANA %%%%%%%%%% INTERVALO ENTRE O INICIO DO MOV E TERMINO FICAR EM PE
%%%%%%%%%

% Calculando a FREQUENCIA MEDIANA PERIODO TODO (INICIO MOV - FICAR EM PE)
ta_fmed_todo = fftFM(ta_f(inicio_mov:final_pe));
gm_fmed_todo = fftFM(gm_f(inicio_mov:final_pe));
gl_fmed_todo = fftFM(gl_f(inicio_mov:final_pe));
so_fmed_todo = fftFM(so_f(inicio_mov:final_pe));
% Calculando a FREQ MEDIANA PERIODO PREPARACAO TODA (INICIO MOV - INICIO SEM APOIO CADEIRA)
ta_fmed_prepa = fftFM(ta_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio));
gm_fmed_prepa = fftFM(gm_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio));
gl_fmed_prepa = fftFM(gl_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio));
so_fmed_prepa = fftFM(so_f(inicio_mov:inicio_sem_apoio));
% Calculando a FREQ MEDIANA PERIODO FICANDO PE (INICIO SEM APOIO CADEIRA - EM PE COMPLETO)
ta_fmed_pe = fftFM(ta_f(inicio_sem_apoio:final_pe));
gm_fmed_pe = fftFM(gm_f(inicio_sem_apoio:final_pe));
gl_fmed_pe = fftFM(gl_f(inicio_sem_apoio:final_pe));
so_fmed_pe = fftFM(so_f(inicio_sem_apoio:final_pe));
%%%%%%%%% NORMALIZANDO OS SINAIS EMG PELO PICO DA CVM %%%%%%%%%%

```



```
% tib_ant3_iemg = mean(tib_ant3_iemg50);
% gas_med3_iemg = mean(gas_med3_iemg50);
% gas_lat3_iemg = mean(gas_lat3_iemg50);
% sol_lat3_iemg = mean(gas_lat3_iemg50);
% Agrupando variaveis para salvar
variaveis = [ta_rms_todo_nor, gm_rms_todo_nor, gl_rms_todo_nor, so_rms_todo_nor, ...
            ta_rms_prepa_nor, gm_rms_prepa_nor, gl_rms_prepa_nor, so_rms_prepa_nor, ...
            ta_rms_aceite_nor, gm_rms_aceite_nor, gl_rms_aceite_nor, so_rms_aceite_nor, ...
            ta_rms_prepa2_nor, gm_rms_prepa2_nor, gl_rms_prepa2_nor, so_rms_prepa2_nor, ...
            ta_rms_pe_nor, gm_rms_pe_nor, gl_rms_pe_nor, so_rms_pe_nor, ...
            ta_fmed_todo, gm_fmed_todo, gl_fmed_todo, so_fmed_todo, ...
            ta_fmed_prepa, gm_fmed_prepa, gl_fmed_prepa, so_fmed_prepa, ...
            ta_fmed_pe, gm_fmed_pe, gl_fmed_pe, so_fmed_pe] ;

% Salvando as variaveis no diretorio de resultados
cd ..
cd resultados
nome_arq_tent = [participante, '_', tentativa, '_res.txt'];
save(nome_arq_tent, 'variaveis', '-ascii', '-tabs')
csvwrite(nome_arq_tent, variaveis)
dlmwrite(nome_arq_tent, variaveis, '\t')

cd ..
cd mfiles
```

Anexo H. Técnicas de inhibición

Estiramiento mantenido de los músculos plantiflexores:

Posición del paciente: Supino con rodillas en extensión para gastrocnemios y rodilla y cadera a 90° de flexión para el músculo sóleo.

Descripción de la técnica: Se lleva de forma pasiva el cuello de pie hacia el arco disponible de dorsiflexión y ligera eversión.

Contactos: El fisioterapeuta ubica una mano en la planta del pie del participante y la otra en la porción lateral de la rodilla para estabilizar la extremidad.

Comando: “relaje la pierna, dejese mover”.

Frecuencia: 3 series de 1 minuto para cada músculo, con un intervalo de descanso de 1 minuto.

Duración: 7 minutos.

Estiramiento mantenido para los músculos a) gastrocnemios y b) sóleo.



Trabajo en posición de puente:

Posición del paciente: Decúbito supino con rodillas flexionadas a 90° y pies completamente apoyados sobre la camilla o cama. Las manos entrelazadas y hombros entre 80° y 90° de flexión.

Descripción de la técnica: Contracción concéntrica contra resistencia o de forma asistida según el caso de la musculatura extensora de cadera y flexora de rodilla, seguido de una contracción concéntrica de la musculatura flexora de cadera y tronco de forma lenta para mantener el control excéntrico del músculo glúteo.

Contactos: El fisioterapeuta ubica las manos sobre la porción lateral de las crestas iliacas y con la rodilla derecha o izquierda según el lado comprometido se estabilizará el pie manteniéndolo en ligera eversión.

Comando: “vamos, levante la cola lentamente” y “vamos, baje la cola lentamente”.

Frecuencia: 3 series de 5 repeticiones para cada dirección con intervalos de descanso de 30 segundos entre cada serie.

Duración: 4 minutos con 30 segundos.



Movilidad controlada en sedente:

Posición del paciente: Sedente, manos entrelazadas, flexión de los hombros entre 80° y 90°. En esta posición se le colocará el calzado al paciente.

Descripción de la técnica: Desplazamientos hacia anterior y diagonal hacia el lado comprometido (derecho o izquierdo). Se realizarán tomas de peso con los

miembros inferiores haciendo énfasis en el MI más comprometido, ubicándolo ligeramente por detrás del MI menos comprometido.

Contactos: El fisioterapeuta ubica una mano en la superficie lateral dorsal de la escapula y la otra en la superficie cubital de las manos del participante; con un pie controlará y estabilizará el pie comprometido del paciente llevándolo en ligera eversión.

Comando: “vamos inclínese hacia delante”.

Frecuencia: 3 series de 5 repeticiones, manteniendo la posición durante 10 segundos en el máximo arco obtenido. Se permitirán 30 segundos de descanso entre cada serie.

Duración: 5 minutos.



Etapa intermedia entre el sedente y la posición de pie (Carga de peso con extensión selectiva del miembro inferior)

Posición del paciente: Sedente, manos entrelazadas, flexión de los hombros entre 45° y 50°, pies totalmente apoyados sobre el suelo.

Descripción de la técnica: El paciente colocará sus manos entrelazadas sobre el asiento de una silla (altura: 46,5 cm) que se ubicará frente a él. El fisioterapeuta guiará al paciente para que levante o eleve las nalgas de la silla promoviendo la

toma de peso en el MI comprometido, manteniendo una contracción isométrica de los MMII y luego de forma lenta retornará a su posición.

Contactos: El fisioterapeuta ubica una mano en la parte interna proximal del MS comprometido y la otra en la superficie posterior lateral de la pelvis del participante o realizando el agarre de un cinturón; con un pie controlará y estabilizará el pie comprometido del paciente llevándolo en ligera eversión.

Comando: “vamos levante la cola lentamente y manténgase ahí” y “baje lentamente, siéntese”.

Frecuencia: 5 repeticiones, manteniendo la posición durante 10 segundos en la mitad del recorrido. Cada repetición tendrá 30 segundos de descanso.

Duración: 3 minutos y 30 segundos.



Para pasar de sedente a de pie, primero el paciente debe deslizarse al borde de la silla, apoyarse con el brazo sano en el apoyabrazos o entrelazar las manos. Luego inclinará el tronco hacia delante y asumirá la posición de pie apoyándose en los miembros inferiores.

Contactos: El fisioterapeuta primero ayudará a movilizar la extremidad comprometida hacia delante. Luego ubicará sus manos en el borde lateral y

posterior de las crestas ilíacas o si es necesario colocará un cinturón. Posteriormente guiará el movimiento de flexión de tronco y extensión de caderas y rodillas.

Adopción de la posición plantígrada modificada.

Se adaptó el trabajo en posición plantígrada modificada, teniendo en cuenta que el apoyo para Miembros Superiores (MMSS) sobre la camilla alta es complicado para los pacientes con un aumento de tono moderado, además debido al poco control muscular en el miembro inferior comprometido puede generarse hiperextensión en la articulación de la rodilla.

La mano del Miembro Superior (MS) menos comprometido se ubicará en total apoyo sobre una camilla alta, mientras la mano del MS comprometido reposará en el dorso de la otra mano. El MI comprometido se ubicará ligeramente por delante con el fin de realizar mayor toma de peso. Se tendrá en cuenta los siguientes aspectos:

Contactos: El fisioterapeuta se ubicará detrás del paciente con sus manos en las crestas ilíacas y una pierna en la región lateral del MI comprometido del paciente para brindarle estabilidad y evitar que se vaya en hiperextensión.

Comando: “lleve la cola hacia delante”, “lleve la cola hacia atrás”.

Frecuencia: 3 series de 5 repeticiones.

Duración: 5 minutos.



Anexo I. Tratamiento con la férula de presión de Johnstone

Posición del paciente: Sedente para la colocación de la férula de presión.

Procedimiento: Se preparará la extremidad por medio de movilizaciones de los dedos del pie y musculatura intrínseca de forma pasiva. Estos movimientos durarán entre 1 y 2 minutos.



El fisioterapeuta colocará una manga de algodón sobre el pie y porción distal de la pantorrilla antes de colocar la férula. Una vez ubicada la férula en el pie y cuello de pie se inflará de forma manual hasta una presión de 40 mm Hg. La presión debe ser registrada con la extremidad en reposo.



Con la férula de presión de Johnstone ubicada en la extremidad se realizarán los mismos posicionamientos y ejercicios de las Técnicas de Inhibición.

Estiramiento mantenido de los músculos plantiflexores



Trabajo en posición de puente



Movilidad controlada en sedente



Etapa intermedia entre el sedente y la posición de pie (Carga de peso con extensión selectiva del miembro inferior).



Adopción de la posición plantígrada modificada



Anexo J. Evaluación inicial y final del participante (Prueba Piloto)

Título del proyecto: Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Registro		Iniciales del participante			
		Hora de inicio		Hora de finalización	
		Tiempo de la sesión			
Evaluación 1	Fecha:			min	
Evaluación 2	Fecha:			min	
Evaluación 3	Fecha:			min	
Peso		Talla		IMC	
Miembro inferior evaluado:		Pliegue cutáneo			
1. ¿Ha tomado bebidas con cafeína o alcohol en las últimas 12 horas? SI__ NO__		2. ¿Ha tomado bebidas con cafeína o alcohol en las últimas 12 horas? SI__ NO__			
Reflejo aquiliano	Eval 1	Eval 2	Reflejos patológicos		Eval 1
Normal			Clonus		Si
Hiporreflexia					No
Arreflexia			Babinsky		Si
Hiperreflexia					No
Grado de tono muscular (1):			Grado de tono muscular (2):		
Registro reflejo H					
		Eval 1	Eval 2	Eval 3	
Temperatura del laboratorio:					
Temperatura de la piel					
Intensidad onda M					
Intensidad onda H					
Razón Hmax/Mmax					

Evaluación inicial y final del participante (Fase Experimental)

Título del proyecto: Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Registro		Iniciales del participante			
		Hora de inicio		Hora de finalización	
Fecha:		Evaluación 1		min	
		Evaluación 2		min	
Peso		Talla		IMC	
Miembro inferior evaluado:		Pliegue cutáneo			
¿Ha tomado bebidas con cafeína o alcohol en las últimas 12 horas? SI__ NO__					
Reflejo aquiliano	Eval 1	Eval 2	Reflejos patológicos		Eval 2
Normal			Clonus		Si
Hiporreflexia					No
Arreflexia			Babinsky		Si
Hiperreflexia					No
Grado de tono muscular (1):			Grado de tono muscular (2):		
Registro reflejo H					
		Eval 1		Eval 2	
Temperatura del laboratorio:					
Temperatura de la piel					
Intensidad onda M					
Intensidad onda H					
Razón Hmax/Mmax					

Anexo K. Formulario tamizaje

Registro: _____

Iniciales del participante: _____

Título del proyecto: Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV).

Fecha: _____

INFORMACIÓN SOCIODEMOGRÁFICA

1. Nombre completo del participante: _____

2. Género: Masculino [0] femenino [1]

3. Fecha de nacimiento: Día ___ Mes ___ Año ___ Edad: ___ años

4. Dirección actual: _____ Barrio: _____

5. Teléfono/celular: _____

6. Seguridad Social en Salud vigente: _____

7. Número de personas con las que vive _____ Parentesco:

8. Grado de escolaridad:

Primaria ___ Bachillerato ___ Universitaria ___

9. ¿Ha fumado? SI ___ NO ___ Actualmente: SI ___ NO ___

¿Cuántos cigarrillos por día? _____

¿Cuánto tiempo? _____

10. ¿Usted consume actualmente bebidas alcohólicas? SI ___ NO ___

¿Con que frecuencia?

Nunca [0] Mensual o menos [1]

2-4 veces al mes [2] 2-3 veces por semana [3]

4 o más veces por semana [4]

DESCRIPCIÓN DEL EVENTO

11. Tipo de ECV: Isquémico [0] Hemorrágico [1]

12. Hemicuerpo comprometido: Derecho [0] Izquierdo [1]

13. Tiempo de evolución: _____ meses

14. ¿Consume medicamentos actualmente? SI___ NO___

¿Cuáles? _____

15. Fisioterapia previa: SI [0] NO [1] Sesiones recibidas previamente: ____

16. Si recibió intervención terapéutica marque con una **X** el tipo de tratamiento suministrado:

TRATAMIENTO RECIBIDO	SI	NO
Modalidades físicas (calor, frio, corriente)	[0]	[1]
Ejercicio terapéutico (estiramiento, técnicas, posturas, marcha)	[0]	[1]
Acupuntura	[0]	[1]

- Otro, SI___ NO___ ¿cual?, _____

CRITERIOS DE SELECCIÓN

PREGUNTA	SI	NO
17. ¿El participante es físicamente dependiente para la realización de la marcha (se observará la marcha de la persona en la casa)?		
18. ¿Ha tenido fracturas (material de osteosíntesis), esguinces o cirugías en la pierna comprometida?		
19. ¿Le han diagnosticado artritis reumatoide, osteoartritis o tiene algún reemplazo articular en la pierna afectada?		
20. ¿Ha recibido tratamiento con toxina botulínica en los últimos 6 meses?		
21. ¿Usted tiene marcapasos cardíaco?		
22. ¿Tiene heridas abiertas o alergias en la pierna comprometida u otro segmento?		
23. ¿Siente dolor en la extremidad comprometida cuando le palpan o tiene contacto directo con algún objeto?		
24. ¿Le han diagnosticado polineuropatía diabética?		
25. ¿Está consumiendo fármacos como baclofen, benzodiazepinas o relajantes musculares como dantrolene y tizanidina?		
26. ¿Le han realizado cirugías de columna o craneotomías?		

27. ESCALA DE EVALUACIÓN COGNITIVA (Adaptada de Short Portable Mental Status Questionnaire).

PREGUNTA	Correcto [1]	Incorrecto [0]
¿Qué fecha es hoy?		
¿Qué día de la semana es hoy?		
¿Dónde estamos ahora?		
¿Cuál es su número de teléfono?		
¿Cuántos años tiene?		
¿Cuál es su fecha de nacimiento?		
¿Cómo se llama el presidente de Colombia?		
¿Cómo se llama el anterior presidente?		
¿Cuál es el primer apellido de su madre?		
¿Si a 20 le restamos 3 quedan? y si le restamos 3?.		
Puntaje total		

Clasificación déficit cognitivo: _____

Normal (0-2 errores)

Deterioro leve (3-4 errores)

Deterioro moderado (5-7 errores)

Deterioro severo (8-10 errores)

28. Valoración del tono muscular mediante la Escala de Ashworth Modificada (EAM)

GRADO	INTERPRETACIÓN
0	No aumento de tono
1	Ligero aumento de la respuesta del músculo al movimiento pasivo (flexión o extensión) visible con la palpación o relajación, o solo mínima resistencia al final del arco de movimiento.
1+	Ligero aumento de la respuesta del músculo al movimiento en flexión o extensión seguido de una mínima resistencia en todo el resto del arco de movimiento (menos de la mitad)
2	Notable aumento en la Resistencia del músculo durante la mayor parte del arco de movimiento articular, pero la articulación se mueve fácilmente.
3	Marcado aumento en la Resistencia del músculo al movimiento, el movimiento pasivo es difícil.
4	Las partes afectadas están rígidas en flexión o extensión cuando se mueven pasivamente.

Evaluación de la funcionalidad (Índice de Barthel)

Evaluador: Le indicará al participante y supervisará la ejecución de 10 actividades funcionales, retroalimentándole por medio de comando sobre la actividad correspondiente.

Alimentación			
0	Dependiente	Necesita ser alimentado.	
5	Necesita ayuda	Necesita ayuda para algunas de las actividades previas.	
10	Independiente	Come solo en un tiempo razonable. Es capaz de utilizar los cubiertos si lo necesita, de coger un vaso y beber.	
Trasladarse entre la silla y la cama			
0	Dependiente	Incapaz, no se mantiene sentado.	
5	Gran ayuda	Necesita gran ayuda para levantarse de la cama o trasladarse a la silla. Puede permanecer sentado sin ayuda.	
10	Mínima ayuda	Necesita ayuda mínima para esta actividad o ser supervisado de forma física o ayuda verbal en los distintos pasos.	
15	Independiente	Es capaz de realizar con seguridad el traslado, tanto con baston o silla de ruedas (levantando el reposapiés).	
Arreglarse			
0	Dependiente	Necesita alguna ayuda.	
5	Independiente	Es capaz de lavarse la cara, las manos, limpiarse los dientes, peinarse y afeitarse.	
Uso del retrete			
0	Dependiente	Dependiente	
5	Necesita ayuda	Necesita alguna ayuda para mantener el equilibrio en el manejo de la ropa o en la utilización del papel higiénico.	

10	Independiente	independiente (entrar y salir, limpiarse y vestirse)	
Trasladarse Baño			
0	Dependiente	Necesita alguna ayuda.	
5	Independiente	Es capaz de bañarse o ducharse, incluyendo salir y entrar de la bañera y secarse.	
Desplazarse			
0	Dependiente	Si utiliza silla de ruedas debe ser empujada por otra persona.	
5	En silla de ruedas	Puede empujar la silla de ruedas 45 m y manejarla con destreza (girar, maniobrar por la casa)	
10	Necesita ayuda	Necesita ayuda o supervisión para caminar 45 m, deambula con andador.	
15	Independiente	Puede caminar 45 m sin ayuda o supervisión espontáneamente o con bastón. Si utiliza prótesis es capaz de colocársela y ponérsela.	
Subir y bajar escaleras			
0	Dependiente	incapaz	
5	Necesita ayuda	Necesita ayuda física o verbal. puede llevar cualquier tipo de muleta	
10	Independiente	Es capaz de subir y bajar un piso sin ayuda ni supervisión. Puede usar bastón o apoyarse de una baranda.	
Vestirse y desvestirse			
0	Dependiente	Dependiente	
5	Necesita ayuda	Necesita ayuda para almenos la mitad del trabajo de estas actividades. Debe hacerlo en un tiempo razonable.	
10	Independiente	Es capaz de ponerse, quitarse y colgar la ropa, atarse los cordones, abrochase botones o utilizar cremalleras.	
Control de heces			
0	Incontinente	Incontinente.	

5	Incontinencia ocasional	Tiene incontinencia ocasional o requiere ayuda para supositorio o enema.
10	Continente	Es capaz de controlar deposiciones, colocarse un supositorio o un enema.
Control de orina		
0	Incontinente	Incontinente.
5	Incontinencia ocasional	Tiene incontinencia ocasional o no le da tiempo de llegar al baño o necesita ayuda ocasional para cuidar la sonda uretral.
10	Continente	Es capaz de controlar la micción día y noche. Es capaz de cuidar la sonda y cambiar la bolsa de orina.

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

Puntaje	Dependencia
Total	< 20
Severa	20-35
Moderada	40-55
Leve	60-85
Independiente	≥86

Anexo L. Resultados de la Prueba Piloto

RESULTADOS EN PERSONAS SALUDABLES

Se evaluaron 10 personas saludables de ambos géneros (6 hombres y 4 mujeres) estudiantes de la Universidad Industrial de Santander (UIS), con una edad ($24,3 \pm 1,6$ años), peso ($63,1 \pm 13,1$ Kg), talla ($1,66 \pm 0,1$ m) y un IMC ($23 \pm 3,4$ Kg/m²).

La reproducibilidad intraevaluador del registro del reflejo H fue buena para la latencia y amplitud de la onda M, latencia y duración de la onda H; y muy buena para la duración de la onda M, latencia de la onda H y el índice Hmax/Mmax (Tabla 1). Estos resultados pueden presentar limitaciones debido al tamaño de muestra y a la homogeneidad de la muestra.

Tabla 1. Reproducibilidad intraevaluador del registro del reflejo H en personas saludables (n=10).

Item	CCI* (2.2)	IC 95%	Interpretación
Latencia M (ms)	0,61	-0,188 – 0,890	Buena
Amplitud M (Mv)	0,72	-0,090 – -0,926	Buena
Duración M (ms)	0,94	0,758 – 0,985	Muy buena
Latencia H (ms)	0,96	0,83 – 0,99	Muy buena
Amplitud H (Mv)	0,61	-0,45 – 0,82	Buena
Duración H (ms)	0,76	0,09 – 0,94	Buena
Índice Hmax/Mmax	0,87	0,508 – 0,96	Muy buena

*Coeficiente de Correlación Intraclase.

Teniendo en cuenta que el CCI es un índice, no permite observar los resultados en las unidades originales de la variable, por tal razón a continuación se presentarán los límites de acuerdo de Bland y Altman, los cuales proporcionan el acuerdo entre las mediciones y los resultados se muestran en las mismas unidades de la variable.

Los límites de acuerdo (Tabla 2) fueron determinados en la misma población empleada para el análisis de reproducibilidad. Se realizó este análisis ya que con este método se puede determinar la variabilidad entre las mediciones en las mismas condiciones.

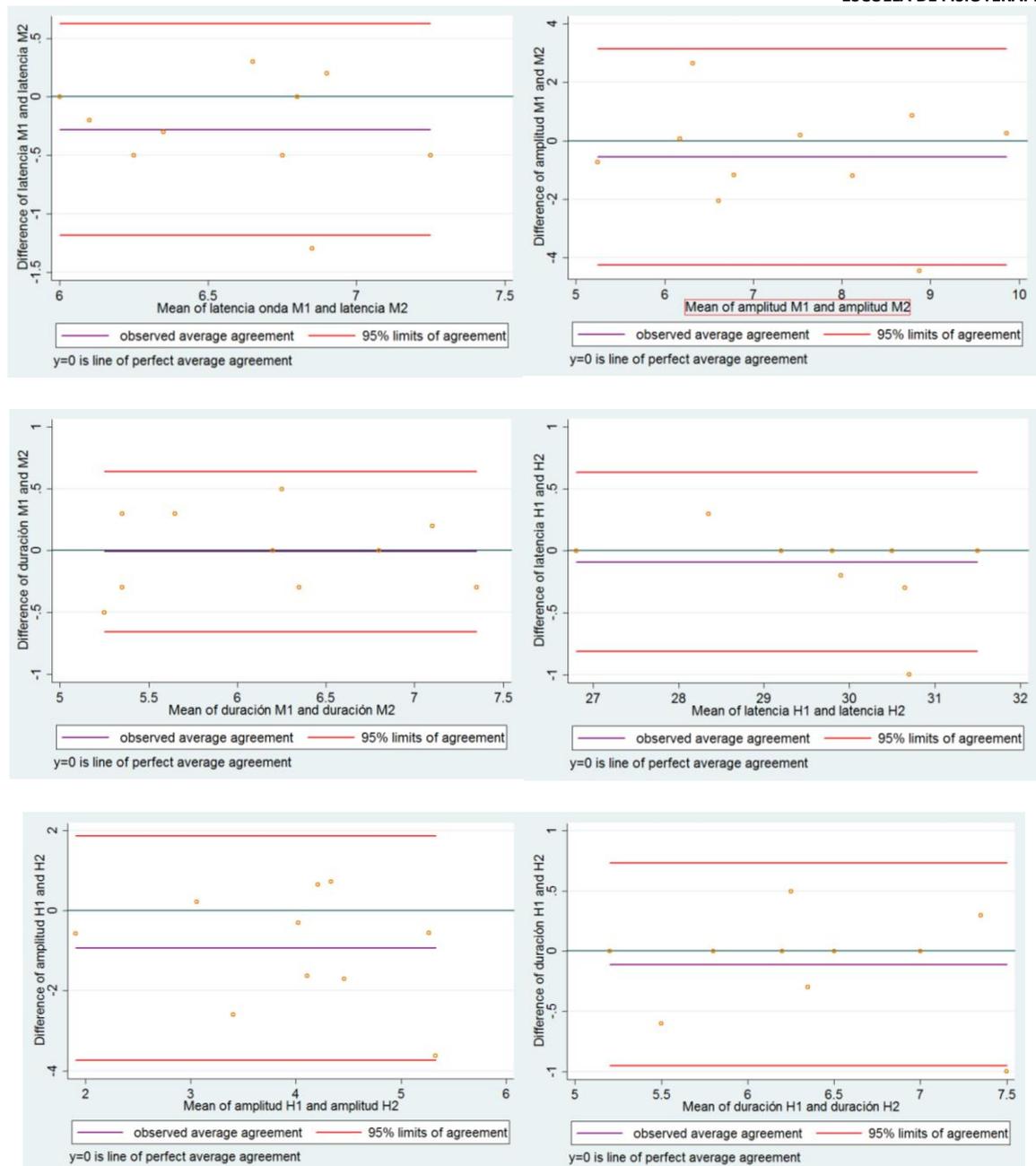
Tabla 2. Límites de acuerdo de Bland y Altman del registro del reflejo H.

Variable	Promedio de las diferencias	Desviación estándar	Límites de acuerdo del 95% (LI-LS)*
Latencia M	-0.280	0.461	-1.184 - 0.624
Amplitud M	-0.555	1.890	-4.259 - 3.149
Duración M	0.010	0.331	-0.660 - 0.640
Latencia H	-0.090	0.370	-0.814 - 0.634
Amplitud H	-0.933	1.428	-3.732 - 1.866
Duración H	-0.110	0.431	-0.954 - 0.734
Hmax/Mmax	-0.088	0.174	-0.428 - 0.253

*Límite Inferior – Límite Superior.

En el análisis de los límites de Bland y Altman, el acuerdo encontrado entre la primera y segunda evaluación mostró un comportamiento similar, el promedio de las diferencias fue cercano a cero y los límites de acuerdo fueron estrechos, excepto para la variable amplitud de la onda M (LA95% -4,52 – 3,23) y amplitud de la onda H (LA95% -3,73 – 1,86). Estos resultados pueden justificarse con la variabilidad que se obtiene en la amplitud, debido a múltiples factores, tanto del individuo como del ambiente.

Las gráficas de los límites de acuerdo para la latencia, amplitud, duración de la onda M y H y el índice Hmax/Mmax se muestran a continuación.



Para el análisis EMG, se calculó la amplitud RMS y la frecuencia mediana en dos fases: pre-extensión (desde el inicio de movimiento hasta el despegue) y la fase de extensión (desde el despegue hasta la posición de pie). La reproducibilidad del registro electromiográfico fue muy buena para todos los músculos, excepto para el gastrocnemio medial que varió entre pobre y moderada (Tabla 3 y 4). Éste hallazgo

puede deberse a que según el SENIAM, para la ubicación del electrodo sobre dicho músculo no hay una medición específica, solo se busca la porción más prominente y sobre esa zona puede encontrarse mayor tejido adiposo que en los otros músculos evaluados.

Tabla 3. Reproducibilidad intraevaluador del registro electromiográfico de sedente a de pie durante la fase de pre-extensión en sujetos saludables (n=10).

Item	CCI* (2.2)	(IC 95%)	Interpretación
Pre-extensión			
Amplitud RMS^a			
Tibial anterior (TA)	0.70	-0.369 - 0.926	Buena
Gastrocnemio medial (GM)	0.32	-2.114 - 0.837	Aceptable
Gastrocnemio lateral (GL)	0.92	0.667 - 0.980	Muy buena
Sóleo (SO)	0.91	0.645 - 0.977	Muy buena
Frecuencia Mediana (FM)			
Tibial anterior	0.88	0.543 - 0.969	Muy buena
Gastrocnemio medial	-0.45	-7.408 - 0.665	Pobre
Gastrocnemios lateral	0.95	0.792 - 0.987	Muy buena
Sóleo	0.90	0.598 - 0.975	Muy buena

*Coeficiente de Correlación Intraclase; ^a Amplitud RMS como % de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

Tabla 4. Reproducibilidad intraevaluador del registro electromiográfico de sedente a de pie durante la fase de extensión en sujetos saludables (n=10).

Item	CCI (2.2)	(IC 95%)	Interpretación
Extensión			
Amplitud RMS^a			
Tibial anterior	0.84	0.316 - 0.961	Muy buena
Gastrocnemio medial	-0.36	-7.213 - 0.687	Pobre
Gastrocnemio lateral	0.94	0.759 - 0.985	Muy buena
Sóleo	0.92	0.675 - 0.981	Muy buena
Frecuencia Mediana (FM)			
Tibial anterior	0.94	0.755 - 0.984	Muy buena
Gastrocnemio medial	0.60	-0.902 - 0.902	Moderada
Gastrocnemios lateral	0.64	-0.184 - 0.904	Buena
Sóleo	0.81	0.221 - 0.953	Muy buena

^a Amplitud RMS como % de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

En el análisis de los límites de Bland y Altman, el acuerdo encontrado entre la primera y segunda evaluación mostró mayor variabilidad para la amplitud RMS y un comportamiento similar para la frecuencia mediana; el promedio de las diferencias fue cercano a cero y los límites de acuerdo fueron estrechos, excepto para el músculo gastrocnemio medial en ambas fases, con límites más amplios en la frecuencia mediana (LA95% -43,3 – 53,1 y -39,9 – 41,1) (Tabla 5).

Tabla 5. Límites de acuerdo de Bland y Altman del registro EMG durante el PSP (pre-extensión).

Variable	Primera Medición	Segunda Medición	Promedio de las diferencias	DE	Límites de acuerdo del 95% (LI-LS)*
Pre-extensión					
Amplitud RMS^a					
Tibial anterior	20.8	20.8	0.002	11.67	-22.88 - 22.88
Gastrocnemio medial	2.38	2.09	0.29	1.51	-2.67 - 3.25
Gastrocnemio lateral	4.54	4.31	0.23	1.66	-3.03 - 3.49
Sóleo	12.1	13.1	-0.902	4.40	-9.52 - 7.72
FM** (Hz)					
Tibial anterior	76.1	81.4	-4.78	12.03	-28.35 - 18.79
Gastrocnemio medial	102.1	97.1	4.92	24.60	-43.30 - 53.15
Gastrocnemio lateral	87.4	89.6	-1.78	9.78	-20.95 - 17.39
Sóleo	76.1	75.6	0.35	7.62	-14.59 - 15.29

*Límite Inferior – Límite Superior; **Frecuencia Mediana.

^a Amplitud RMS como % de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

Tabla 6. Límites de acuerdo de Bland y Altman del registro EMG durante el PSP (Extensión).

Variable	Primera Medición	Segunda Medición	Promedio de las diferencias	DE	Límites de acuerdo del 95% (LI-LS)*
Extensión					
Amplitud RMS^a					
Tibial anterior	8.1	8.2	-0.082	3.73	-7.39 - 7.22
Gastrocnemio medial	7.3	5.8	1.54	7.24	-12.65 - 15.73
Gastrocnemio lateral	10.8	8.9	1.91	3.13	-4.22 - 8.03
Sóleo	21.1	20.3	0.73	6.13	-11.28 - 12.79
FM (Hz)					
Tibial anterior	89.8	86.1	3.72	10.94	-17.73 - 25.17
Gastrocnemio medial	99.9	99.4	0.54	20.67	-39.98 - 41.06
Gastrocnemio lateral	102.5	91.3	11.21	18.14	-24.36 - 46.77
Sóleo	98.5	91.8	6.76	9.45	-11.75 - 25.27

^a Amplitud RMS como % de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

DESCRIPCIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL REFLEJO H EN PERSONAS SALUDABLES ENTRE 50 Y 70 AÑOS.

Se evaluó el reflejo H del sóleo en 10 personas saludables (edad \bar{x} 59,6 \pm 5,7 años), teniendo el mismo protocolo de evaluación descrito anteriormente. A continuación se muestran los datos obtenidos en la tabla 7.

Tabla 7. Descripción de las variables de reflejo H en personas saludables entre 50-70 años.

Variable	Participantes (n=10)
ONDA M	
Latencia	7,15 \pm 0,55
Amplitud	4,56 \pm 3,03
Duración	6,5 \pm 2
ONDA H	
Latencia	31,3 \pm 1,90
Amplitud	1,55 \pm 2,22
Duración	31,3 \pm 1,90
Hmáx/Mmáx	0,36 \pm 0,30

*Datos presentados como Mediana [Rango Intercuartílico].

RESULTADOS EN PERSONAS CON ECV

Se incluyeron 6 personas con espasticidad post-ECV de ambos géneros (5 hombres y 1 mujer) con edad (60,3 \pm 11,3 años) y un tiempo de evolución (58,5 \pm 19,7 meses). En las tablas siguientes se presentan las características sociodemográficas y clínicas de los participantes. La temperatura del laboratorio se mantuvo en 23,3 \pm 0,5°C.

Tabla 8. Variables sociodemográficas y antropométricas de los participantes.

Variable	Participantes (n:6)
Género, n(%)	M: 5 (83,3); F: 1 (16,7)
Edad (años)*	60,3 ±11,3
Talla (cm)*	168,7 ±3,8
Peso (kg)*	75,3 ± 13,2
IMC (kg/m ²)*	26,5 ± 4,1
Pliegue de la pantorrilla (mm)*	15,8 ± 2,6

IMC: Índice de Masa Corporal; **M:** Masculino; **F:** Femenino.

*Media ± Desviación Estándar.

Tabla 9. Variables clínicas de los participantes de la prueba piloto.

Variable	Pacientes (n:6)
Tipo ECV, n(%)	
Isquémico	3 (50)
Hemorragico	3 (50)
Hemicuerpo afectado, n(%)	
Derecho	3 (50)
Izquierdo	3 (50)
Tono muscular (EAM), n(%)	
1	2 (33,3)
1+	2 (33,3)
2	2 (33,3)
Clonus positivo, n(%)	4 (66,7)
Babinsky positivo, n(%)	5 (83,3)
Hiperreflexia, n(%)	5 (83,3)
Índice de Barthel (puntaje), n(%)	87,5 ± 11,7*

*Media ± Desviación Estándar.

La reproducibilidad intrasujeto del reflejo H se evaluó en 6 pacientes con ECV en el Miembro Inferior Parético (MIP), en posición sedente. La reproducibilidad intrasujeto del registro del reflejo H fue muy buena para la latencia, duración e intensidad de la M, latencia e intensidad de la H; buena para la amplitud de la M y

H y moderada para la duración de la H. Estos resultados pueden presentar limitaciones debido al tamaño de muestra y a su homogeneidad.

Tabla 10. Reproducibilidad intrasujeto del registro del reflejo H en pacientes con ECV (n=6).

Item	CCI* (2.2)	(IC 95%)	Interpretación	EEM**
Latencia M (ms)	0,99	0.603, 0.991	Muy buena	0,16
Amplitud M (Mv)	0,66	-2.180, 0.955	Buena	0,76
Duración M (ms)	0,93	0.002, 0.986	Muy buena	0,32
Intensidad M (V)	0,99	0.990, 1.000	Muy buena	2,93
Latencia H (ms)	0,94	0.341, 0.989	Muy buena	0,93
Amplitud H (Mv)	0,69	-0.617, 0.952	Buena	0,48
Duración H(ms)	0,75	-5.246, 0.916	Buena	0,53
Intensidad H (V)	0,98	0.909, 0.998	Muy buena	4,37
Índice Hmax/Mmax	0,89	0.223, 0.985	Muy buena	0,14

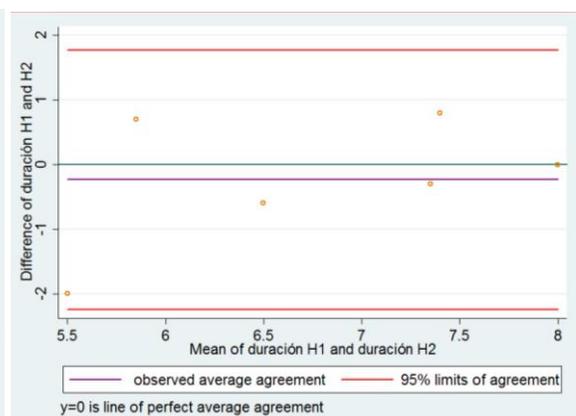
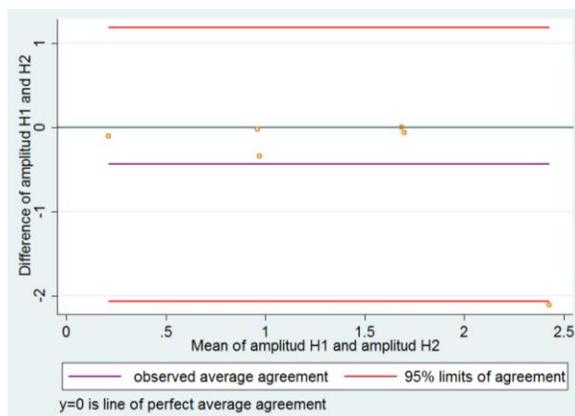
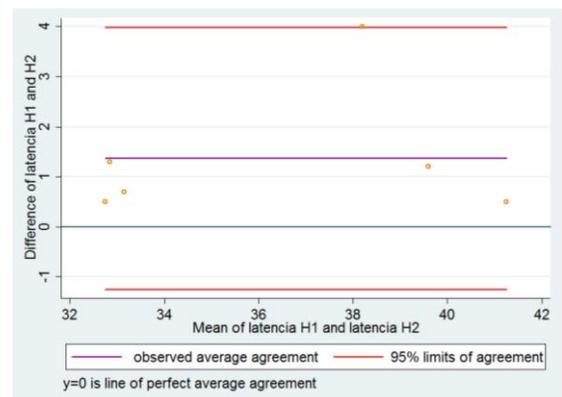
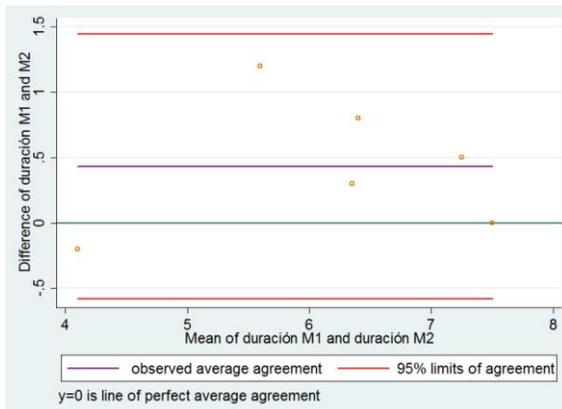
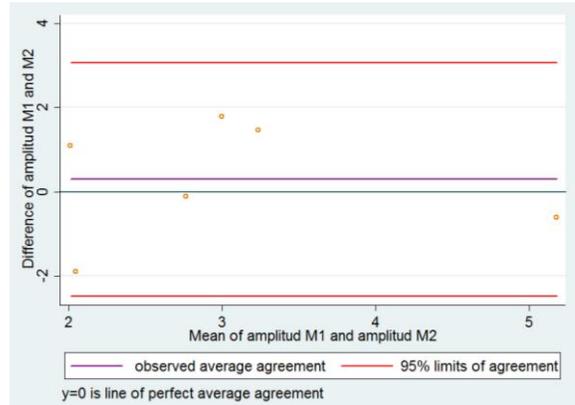
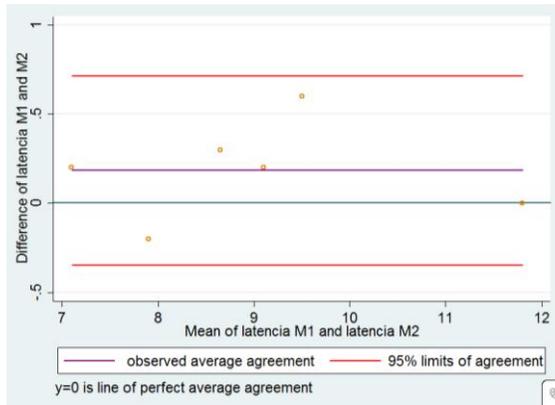
*Coeficiente de Correlación Intraclase; **Error Estándar de la Medición.

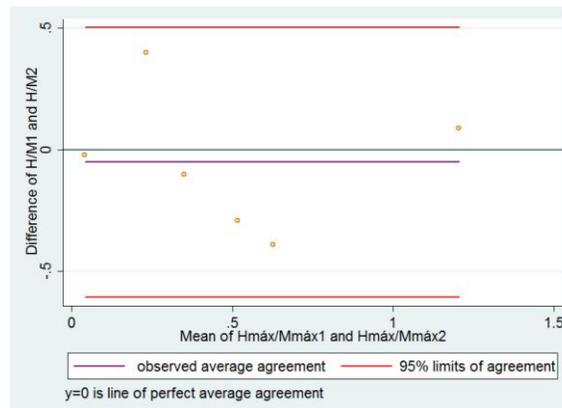
En el análisis de los límites de Bland y Altman para el registro del reflejo H en pacientes post-ECV se encontró que el promedio de las diferencias fue cercano a cero y los límites de acuerdo fueron estrechos, excepto para la variable intensidad de la onda H (LA95% -18,2 – 12,6) (Tabla 11).

Tabla 11. Límites de acuerdo intrasujeto de Bland y Altman del registro del reflejo H en pacientes post-ECV (n=5).

Variable	Primera medición	Segunda medición	Promedio de las diferencias	DE	Límites de acuerdo del 95% (LI-LS)
Latencia M	8,56	8,0	0.18	0.27	-0.34, 0.71
Amplitud M	3,19	2,89	0.29	1.41	-2.47, 3.06
Duración M	6,42	5,98	0.43	0.51	-0.57, 1.44
Intensidad M	138,1	138,6	-0.50	2.42	-5.26, 4.26
Latencia H	36,98	35,62	1.36	1.33	-1.25, 3.98
Amplitud H	1,11	1,54	-0.43	0.82	-2.06, 1.18
Duración H	6,65	6,88	-0.23	1.02	-2.24, 1.77
Intensidad H	90,5	93,3	-2.83	7.88	-18.2, 12.6
Hmax/Mmax	0,47	0,52	-0.05	0.28	-0.60, 0.50

Las gráficas de los límites de acuerdo intraevaluador de Bland y Altman para el reflejo H se muestran a continuación.





La reproducibilidad intraevaluador del registro electromiográfico durante el Paso de Sedente a de Pie (PSP) en pacientes post-ECV se realizó con el mismo protocolo de análisis y sincronización del patrón descrito con los sujetos saludables. Un paciente fue excluido para esta prueba, ya que no pudo realizar el movimiento de forma independiente.

Como se muestra en las tablas 12 y 13, la reproducibilidad del registro electromiográfico fue muy buena y buena para la amplitud RMS y FM en todos los músculos durante las dos fases, excepto para la FM del gastrocnemio medial que fue pobre. Éste hallazgo es similar al encontrado en participantes saludables, mencionado anteriormente.

Tabla 12. Reproducibilidad intraevaluador del registro electromiográfico durante el PSP (pre-extensión) en pacientes post-ECV (n=5).

Item	CCI (2.2)	(IC 95%)	Interpretación	EEM*
Pre-extensión				
Amplitud RMS				
Tibial anterior	0.91	0.02, 0.99	Muy buena	14,31
Gastrocnemio medial	0.95	0.58, 0.99	Muy buena	15,18
Gastrocnemio lateral	0.78	-0.38, 0.98	Buena	7,01
Sóleo	0.73	-1.24, 0.97	Buena	74,79
FM				
Tibial anterior	0.93	0.36, 0.99	Muy buena	4,06
Gastrocnemio medial	-0.59	-163.34, 0.85	Pobre	16,24
Gastrocnemios lateral	0.88	-0.09, 0.99	Muy buena	7,85
Sóleo	0.95	0.53, 0.99	Muy buena	2,41

*Error Estándar de la Medición

Tabla 13. Reproducibilidad intraevaluador del registro electromiográfico durante el PSP (extensión) en pacientes post-ECV (n=5).

Item	CCI (2.2)	(IC 95%)	Interpretación	EEM*
Extensión				
Amplitud RMS				
Tibial anterior	0.82	-0.14, 0.98	Muy buena	38,18
Gastrocnemio medial	0.85	0.02, 0.98	Muy buena	67,0
Gastrocnemio lateral	0.95	0.55, 0.99	Muy buena	6,55
Sóleo	0.65	-2.25, 0.96	Buena	202,70
FM				
Tibial anterior	0.87	0.10, 0.99	Muy buena	7,03
Gastrocnemio medial	-0.34	-14.06, 0.86	Pobre	19,04
Gastrocnemios lateral	0.80	-0.17, 0.98	Buena	7,93
Sóleo	0.80	-2.37, 0.98	Muy buena	5,97

*Error Estándar de la Medición

En el análisis de los límites de Bland y Altman (Tablas 14 y 15), el acuerdo intraevaluador de las variables EMG durante el PSP evidenció que el promedio de las diferencias fue cercano a cero, excepto para la amplitud RMS del GM y SO en la extensión. Los límites de acuerdo fueron amplios para la amplitud RMS del SO (LA95% -327,3 – 217,6), GM (LA95% -307,5 – 167,1) y TA (LA95% -87 – 174) en la pre-extensión y para el SO (LA95% -855 – 582,3) en la fase de extensión.

Tabla 14. Límites de acuerdo intraevaluador de Bland y Altman del registro EMG durante el PSP (pre-extensión) en personas con ECV (n=5).

Variable	Primera medición	Segunda medición	Promedio de las diferencias	DE	Límites de acuerdo del 95% (LI-LS)
Pre-extensión					
Amplitud RMS^a					
Tibial anterior	72,14	76,87	-4.73	31.64	-66.75, 57.29
Gastrocnemio medial	44,20	55,10	-10.90	33.24	-76.05, 54.25
Gastrocnemio lateral	33,31	26,19	7.11	12.41	-17.20, 31.43
Sóleo	80,24	135,06	-54.82	139.03	-327.31, 217.67
FM (Hz)					
Tibial anterior	80,55	78,60	1.950	8.80	-15.30, 19.20
Gastrocnemio medial	102,09	94,14	7.958	20.15	-31.54, 47.46
Gastrocnemio lateral	81,10	93,63	-12.534	10.81	-33.73, 8.66
Sóleo	93,52	93,11	0.418	5.26	-9.90, 10.74

^a Amplitud RMS como % de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

Tabla 15. Límites de acuerdo intraevaluador de Bland y Altman del registro EMG durante el PSP (extensión) en personas con ECV (n=5).

Variable	Primera medición	Segunda medición	Promedio de las diferencias	DE	Límites de acuerdo del 95% (LI-LS)
Extensión					
Amplitud RMS^a					
Tibial anterior	114,04	70,54	43.50	66.59	-87.01, 174.02
Gastrocnemio medial	94,72	164,89	-70.174	121.09	-307.50, 167.15
Gastrocnemio lateral	58,14	56,39	1.746	14.09	-25.87, 29.37
Sóleo	160,16	296,64	-136.486	366.74	-855.28, 582.31
FM (Hz)					
Tibial anterior	94,31	87,69	6.614	13.37	-19.59, 32.81
Gastrocnemio medial	93,68	104,85	-11.170	24.685	-59.55, 37.21
Gastrocnemio lateral	91,22	106,26	-15.046	6.966	-28.70, -1.39
Sóleo	99,85	99,04	0.812	12.501	23.69, 25.31

^a Amplitud RMS como % de la Contracción Isométrica Voluntaria Submáxima (CIVS).

Para la ejecución del tratamiento en la prueba piloto, un participante fue excluido ya que no pudo realizar el paso de sedente a de pie forma independiente.

En la evaluación de los resultados post-intervención utilizando las Técnicas de Inhibición y la Férula de Presión de Johnstone se evidenció un aumento significativo para la latencia de la onda H ($p=0,02$). Este hallazgo podría relacionarse con disminución de la excitabilidad refleja, teniendo en cuenta que en pacientes post-ECV hay un descenso en el umbral de activación refleja. El promedio de la intensidad del estímulo para evocar la onda H fue de $80,5 \pm 17,4$ voltios y para la onda M fue de $127,4 \pm 14,9$ voltios.

Tabla 16. Parámetros del reflejo H después de una sesión de las TI y la FPJ en 5 pacientes post-ECV.

Variable	PRE	POST	DIF PRE-POST	<i>p</i>
ONDA M				
Latencia (ms)	8,0 ± 1,10	7,5 ± 0,55	0,46±1,1	0,39
Amplitud (mv)	3,2 ± 1,39	2,5 ± 1,13	0,72±1,6	0,39
Duración (ms)	5,8 ± 1,14	6,6 ± 0,94	-0,9±1,2	0,18
ONDA H				
Latencia (ms)	34,3 ± 2,86	35,1 ± 2,41	-0,72 ± 0,48	0,02
Amplitud (mv)	1,7 ± 1,14	1,7 ± 1,92	-0,01 ± 0,93	0,96
Duración (ms)	7,1 ± 0,97	6,8 ± 1,33	0,2 ± 0,75	0,58
Hmáx/Mmáx	0,62 ± 0,41	0,61 ± 0,40	0,01 ± 0,1	0,80

Los datos son presentados como Media ± Desviación Estándar. Significancia $p < 0,05$.

En la evaluación de los resultados post-intervención de los parámetros electromiográficos no se evidenció ningún hallazgo ($p > 0,05$), sin embargo se debe tener en cuenta el poco tamaño de muestra y la variabilidad de la medición (Tablas 17 y 18).

Tabla 17. Parámetros electromiográficos en la fase de pre-extensión después de una sesión de tratamiento con las TI y la FPJ en 5 pacientes post-ECV.

Variable	PRE	POST	DIF PRE-POST	p
Pre-extensión				
RMS TA (%)	76.8 ± 56.8**	73.4 ± 34.4	3.4 ± 24.0	0.76
RMS GM (%)	19.6 [7.9]*	23.2 [4.9]	-3,6	0.50
RMS GL (%)	26.1 ± 14.1**	32.2 ± 11.3	-6.07 ± 9.42	0.22
RMS SO (%)	53.1 [13.5]*	63.6 [48.1]	-10,5	0.89
FM TA (Hz)	78.6 ± 15.3**	77.4 ± 14.2	1.20 ± 6.42	0.69
FM GM (Hz)	94.1 ± 10.6**	97.2 ± 7.1	-3.07 ± 5.15	0.25
FM GL (Hz)	93.6 ± 27.6**	89.2 ± 33.6	4.33 ± 21.4	0.67
FM SO (Hz)	93.1 ± 9.2**	89.3 ± 10.3	3.71 ± 8.84	0.40

*Datos mostrados como Mediana [Rango Intercuartilico].

**Media ± Desviación Estándar.

Significancia $p < 0,05$, evaluada con t student pareada y prueba de rangos de Wilcoxon.

Tabla 18. Parámetros electromiográficos en la fase de extensión después de una sesión de tratamiento con las TI y la FPJ en 5 pacientes post-ECV.

Variable	PRE	POST	DIF PRE-POST	p
Extensión				
RMS TA (%)	63.6 [34.5]*	58.4 [59.1]	5,2	0.50
RMS GM (%)	60.0 [93.7]*	43.6 [95.6]	16,4	0.07
RMS GL (%)	56.3 ± 34.7**	60.2 ± 36.1	-3.89 ± 8.56	0.36
RMS SO (%)	95.9 [73.7]*	129.3 [112.4]	33,4	0.50
FM TA (Hz)	87.6 ± 20.1**	83.7 ± 15.6	3.95 ± 6.86	0.26
FM GM (Hz)	104.8 ± 13.1**	106.1 ± 21.9	-1.30 ± 11.4	0.81
FM GL (Hz)	106.2 ± 19.2**	101.3 ± 10.3	4.95 ± 15.2	0.50
FM SO (Hz)	99.0 ± 11.8**	104.4 ± 15.9	-5.38 ± 18.2	0.54

*Datos mostrados como Mediana [Rango Intercuartilico].

**Media ± Desviación Estándar.

Significancia $p < 0,05$, evaluada con t student pareada y prueba de rangos de Wilcoxon.

Anexo M. Plan de recomendaciones

Odair Bacca
Maestría en Fisioterapia



AUTOCUIDADO

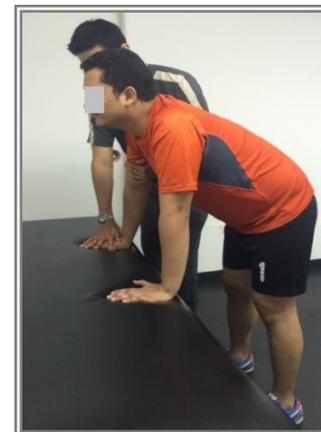
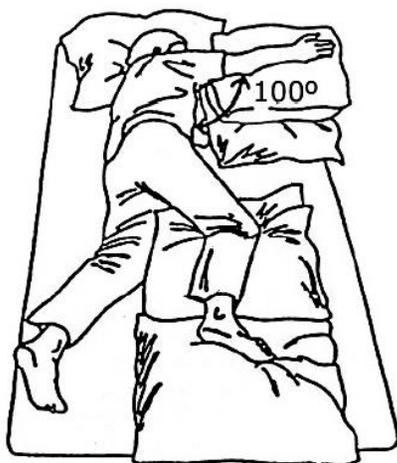
- Utilice siempre calzado con medias y trate de que estos no queden muy ajustados, para evitar lesiones en la piel.
- Mantener las uñas de las manos cortas y con forma curva para evitar que se lastime.
- Aplicar loción hidratante en la piel de piernas y brazos masajeando hasta que se absorba.

POSICIONAMIENTO EN LA CAMA

Boca arriba: También puede colocar almohada debajo de las rodillas.



De lado: con el lado afectado arriba.



Los siguientes ejercicios se realizarán 2 veces al día con 4 series de 5 repeticiones.

Para estirar el brazo afectado cuando este sentado y de pie.

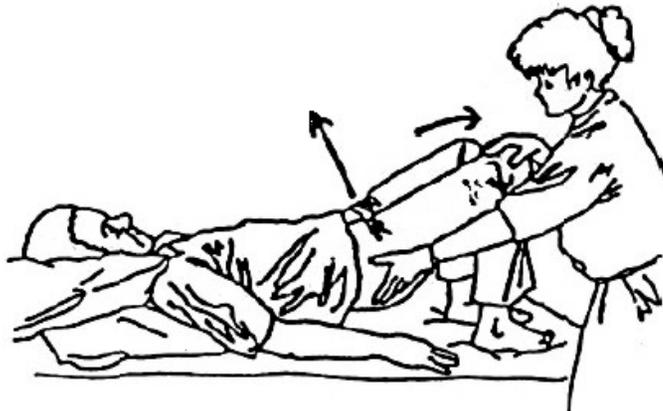


Cuando este boca arriba o sentado mantenga las manos entrelazadas y realice movimientos de los brazos hacia arriba y abajo (4 series de 5 repeticiones)

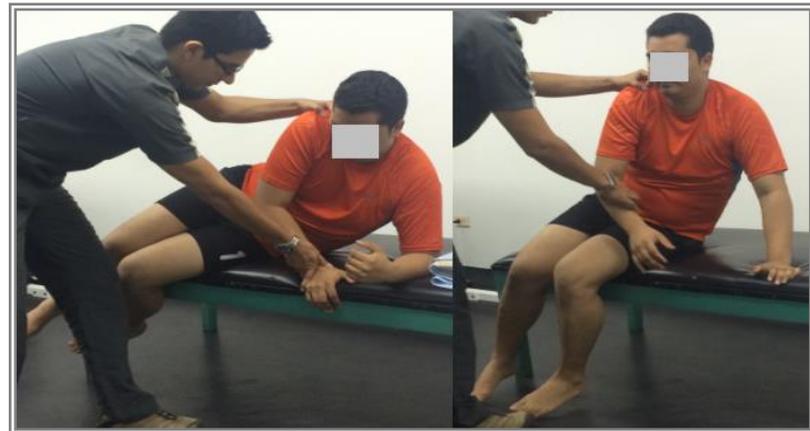




Levante la cola y devuélvala a su posición.



Cuando se vaya a sentar en la cama, entrelace las manos, colóquese de lado y luego con ayuda de las manos apoyesé en la cama.



Para colocarse de pie con ayuda, debe deslizar la cola hacia delante y luego tomar fuerte de los hombros o abrazar al cuidador.



Anexo N. Carta de consentimiento informado

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA



TÍTULO DEL ESTUDIO: “Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascolar (ECV)”.

Responsable: Odair Alfonso Bacca Ramírez: Fisioterapeuta, Candidato a Magíster en Fisioterapia Universidad Industrial de Santander.

Con base en los reglamentos establecidos en la Resolución N° 008430 del 4 de octubre de 1993 por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud en Colombia y según el artículo 15 relacionado con el Consentimiento Informado usted deberá conocer de forma completa y clara los aspectos de la investigación. Usted ha sido convocado para este proyecto por cumplir con los requisitos de inclusión, por tal motivo se le invita formalmente a que participe del estudio.

Tenga en cuenta que su participación en este proyecto es **absolutamente voluntaria**. Por favor lea con cuidado el documento y haga todas las preguntas que desee hasta su total comprensión.

JUSTIFICACIÓN:

Los ataques que afectan la circulación del cerebro (ejemplo: trombosis) generan aumento en la rigidez de los músculos, lo cual limita la capacidad para moverse en la cama, sentarse, caminar, bañarse, etc. Para disminuir estas dificultades se han propuesto diversas intervenciones entre ellas: ejercicios de relajación con estiramientos y movimientos: acostado en la camilla, sentado y de pie (técnicas de inhibición). También se le puede colocar un aditamento de plástico en el pie, que se puede inflar (férula inflable). Con estos tratamientos se quiere mejorar la movilidad de sus piernas, la forma en que camina, la velocidad, la estabilidad y prevenir el riesgo de caerse, aspectos que le podrían complicar su estado de salud. Por lo anterior, el objetivo principal de este estudio es evaluar cuál de los tratamientos (férula inflable o las técnicas de inhibición) tiene mejores efectos en la pierna afectada.

OBJETIVO:

Evaluar el efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores (se refiere a los músculos “duros” o rígidos y los movimientos o sacudidas del pie).

DESCRIPCIÓN:

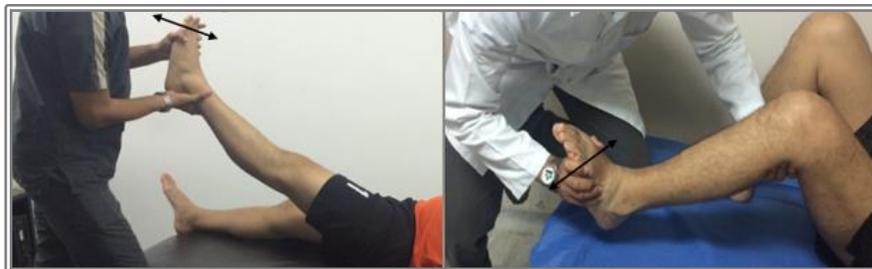
En el estudio se realizarán 2 evaluaciones y 1 sesión de tratamiento. Las evaluaciones se llevarán a cabo antes y después de finalizar la sesión en el laboratorio de la Escuela de Fisioterapia de Universidad Industrial de Santander.

La sesión de tratamiento tendrá una duración de 25 minutos para cada grupo (control: Técnicas de inhibición y experimental: Aplicación de la férula de presión de Johnstone), donde tendrá que utilizar camiseta, pantaloneta y calzado cerrado si es necesario. Usted será asignado a cualquiera de los dos tratamientos para recibir 1 sesión de tratamiento.

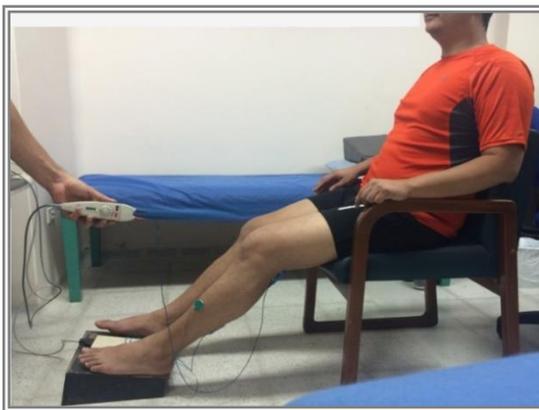
Al participar en este estudio, usted no tendrá que pagar ningún dinero por los tratamientos que va a recibir, ni deberá colocar ninguna herramienta o material para la intervención.

En las 2 evaluaciones que se llevarán a cabo usted realizara las siguientes pruebas: Medición del tono muscular, la excitabilidad refleja y la actividad eléctrica muscular.

Para evaluar el **tono muscular** (rigidez que siente en sus músculos y le impiden realizar algunos movimientos) usted deberá estar acostado boca arriba, con la cabeza recta y brazos a los lados, la pierna que no va a ser evaluada estará doblada apoyada sobre la camilla, mientras con la otra pierna el fisioterapeuta moverá el pie hacia arriba y abajo.



Para evaluar la **actividad eléctrica muscular** (como se contraen o responden sus músculos), primero sobre una camilla el fisioterapeuta le colocará unos electrodos de plástico en la parte de atrás y adelante de la pantorrilla. Luego el fisioterapeuta lo posicionará en una silla sin apoyabrazos y le pedirá que se coloque de pie sin ayuda de los brazos. Esta actividad la realizará 3 veces.



Para evaluar la **excitabilidad refleja** (prueba para determinar la actividad nerviosa desde su cerebro hasta los músculos) usted se sentará sobre una silla, con los ojos cerrados y la cabeza posicionada en la línea media, la piel de la pierna será limpiada con alcohol. Luego el fisioterapeuta por medio de un aparato de electrodiagnóstico “Nicolet Compass” aplicará corriente en la parte de atrás de la rodilla. Esta evaluación no durará más de 1 minuto y los estímulos serán intermitentes.

PROCEDIMIENTO

- A cada paciente, en presencia de un cuidador o familiar se le entregará este consentimiento para su lectura y posterior firma por parte del paciente.
- Si usted accede a participar, será ubicado por sorteo en uno de los dos tratamientos: técnicas de inhibición ó aplicación de la férula de presión de Johnstone más las técnicas de inhibición. Sin importar el grupo en que quede ubicado, usted deberá responder algunas preguntas, se registrará su peso y talla, y se realizarán las evaluaciones anteriormente mencionadas.
- Antes de realizar cada evaluación usted permanecerá sentado durante 15 minutos. Durante este tiempo se limpiará la piel con alcohol y se depilarán localmente los vellos que recubren la piel donde van a ser ubicados los electrodos para la evaluación de la actividad eléctrica del músculo. La máquina de afeitar usada para este procedimiento será solo usada en usted y al término de los procedimientos será desechada.
- Luego, se realizará la evaluación del tono muscular, excitabilidad refleja y la actividad eléctrica muscular.

- Usted recibirá el tratamiento con ejercicios para que se relajen sus músculos del pie (técnicas de inhibición: estiramiento mantenido y patrones inhibitorios de movimiento) con ó sin la aplicación de la férula de Johnstone (un plástico inflable), lo cual no representa ningún riesgo para su integridad física, puesto que estas intervenciones están totalmente supervisadas por 2 fisioterapeutas y además se dará un tiempo para que se adapte a la colocación de la férula o de descanso durante el tratamiento si presenta fatiga, teniendo en cuenta que serán supervisadas la frecuencia cardiaca y la presión arterial.

El estudio no dará ningún reconocimiento económico para las personas que acepten participar, sin embargo la ganancia del participante será los resultados del entrenamiento y un material de recomendaciones para que realice en casa.

DURACIÓN DE LA INTERVENCIÓN

Las dos evaluaciones y la sesión de intervención con y sin la férula de Johnstone se realizarán en el mismo día y no habrá ningún procedimiento invasivo, es decir no se va a "entrar" al cuerpo, o a introducir ningún elemento dentro de la piel. La evaluación inicial y la final tendrán una duración aproximada de 50 minutos (25 minutos cada una), que serán realizadas antes y al finalizar la sesión de tratamiento, respectivamente.

Las inquietudes adicionales que surjan en relación con el desarrollo e implicaciones del proyecto podrán ser aclaradas por Odair Alfonso Bacca Ramírez, Fisioterapeuta, Profesor Auxiliar de la Escuela de Fisioterapia en el teléfono 6358582, o mediante correo electrónico dirigido a odairbacca@gmail.com, o directamente en la Escuela de Fisioterapia, ubicada en la Carrera 32 N° 29-31 primer piso, Facultad de Salud, Universidad Industrial de Santander, teléfono 6344000 extensión 3147.

RIESGOS

Ninguno de los métodos utilizados para la evaluación o intervención son invasivos, lo cual reduce los riesgos. Si durante la aplicación de la férula la piel se torna de color rojo-morado o la extremidad comienza a doler o durante los ejercicios presenta palpitations, dolor de cabeza, náuseas, respiración agitada, mareo o fatiga, inmediatamente será suspendido el ejercicio y se le pedirá que guarde reposo durante media hora y será monitoreado durante este tiempo. Si requiere de valoración médica inmediata será remitido al servicio de urgencias del Hospital Universitario de Santander o, si es su decisión al servicio de urgencias de la entidad donde se encuentre afiliado al sistema de seguridad social. Durante este proceso será acompañado por el investigador principal.

Los participantes que presenten estas posibles complicaciones mencionadas serán excluidos del estudio.

CONFIDENCIALIDAD

Los formularios de registro contienen exclusivamente la información importante para el trabajo y será manejada por uno de los investigadores del equipo; adicionalmente a cada formulario se le asignará un número, es decir se codificará y este código será el que ingrese a la base de datos durante la sistematización de la información. Por lo anterior, los nombres de los participantes no serán divulgados en forma alguna.

A menos que Usted dé una autorización específica cuando la ley lo permita, sus resultados personales no estarán disponibles para terceras personas como empleadores, organizaciones gubernamentales, compañías de seguros o instituciones educativas. Esto también aplica a su cónyuge, a otros miembros de su familia y a su médico.

Sin embargo, con el objetivo de realizar un manejo adecuado de los datos, un miembro del Comité de Ética de la Universidad Industrial de Santander podrá consultar sus datos y su historia clínica.

Por lo anterior, atentamente se le invita a participar en el estudio y si está de acuerdo, se le solicita su nombre y la firma en las casillas abajo descritas.

Yo _____ identificado(a) con CC. No. _____ de _____ acepto voluntariamente participar en el proyecto de investigación titulado **“Efecto inmediato de la férula de presión de Johnstone y las técnicas de inhibición sobre la espasticidad de los plantiflexores en la Enfermedad Cerebro Vascular (ECV)”** a cargo de: Odair Alfonso Bacca Ramírez, Fisioterapeuta, Candidato a Magíster-Docente de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

Por lo anterior afirmo tener conocimiento del estudio por realizar, además he tenido la oportunidad de resolver mis inquietudes en relación con su desarrollo e implicaciones.

Entiendo que mi participación es voluntaria y que soy libre de retirarme del estudio, sin necesidad de dar alguna explicación adicional. Por otro lado, me han garantizado la confidencialidad, justicia, equidad y autonomía en la participación y manejo de toda la información que aquí se recolecte.

La información obtenida podrá ser divulgada con fines científicos, mediante presentaciones en congresos o publicaciones en revistas científicas, protegiendo la identidad de los participantes y garantizando la confidencialidad en el manejo de toda la información recolectada.

Firma del participante

Nombre del Participante

HUELLA

Dirección:

Teléfono:

La firma puede ser sustituida por la huella digital en los casos que se amerite:

Firma del investigador

Nombre del investigador

Firma del testigo uno

Nombre del testigo uno

La firma puede ser sustituida por la huella digital en los casos que se amerite:

HUELLA

Firma del testigo dos

Nombre del testigo dos

La firma puede ser sustituida por la huella digital en los casos que se amerite:

HUELLA

Fecha: _____

Contacto Comité de Ética: Para preguntas o aclaraciones acerca de los aspectos éticos de ésta investigación pueden comunicarse con el Comité de Ética para la Investigación Científica de la UIS (CEINCI-UIS), o con cualquiera de los miembros del Comité, al teléfono 6344000 Extensión 3808 ó al correo comitedetetica@uis.edu.co.