



Revista Ciencias de la Salud

ISSN: 1692-7273

editorial@urosario.edu.co

Universidad del Rosario

Colombia

Pérez Parra, Julio Ernesto; Henao Lema, Claudia Patricia
Efecto de la movilización articular sobre la amplitud del Reflejo H en personas con espasticidad
Revista Ciencias de la Salud, vol. 9, núm. 2, 2011, pp. 125-140
Universidad del Rosario
Bogotá, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=56222322003>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Efecto de la movilización articular sobre la amplitud del Reflejo H en personas con espasticidad

Effect of joint mobilization on the H Reflex amplitude in people with spasticity
Efeito da mobilização articular sobre a amplitude do reflexo H em pessoas com espasticidade

Julio Ernesto Pérez Parra¹, Claudia Patricia Henao Lema²

Fecha recibido: 8 de septiembre de 2010 • Fecha aceptado: 4 de mayo de 2011

Para citar este artículo: Pérez-Parra JE & Henao-Lema CP. Efecto de la movilización articular sobre la amplitud del Reflejo h en personas con espasticidad. Rev. Cienc. Salud 2011; 9 (2): 125-140.

Resumen

Objetivo: Determinar el efecto de la movilización articular del tobillo sobre la amplitud del reflejo H del músculo sóleo en personas con espasticidad. **Materiales y métodos:** Se realizó un cuasiexperimento con diseño cruzado y enmascaramiento simple en 24 personas voluntarias aleatorizadas para iniciar en el estudio control o experimental. Se aplicó tracción y oscilación rítmica en la articulación del tobillo durante cinco minutos. Se midieron los cambios en la amplitud de la onda H del reflejo de Hoffmann, como equivalente eléctrico del reflejo espinal monosináptico, estimulando el nervio tibial a nivel de la fosa poplíteica y captando en el músculo sóleo. A cada persona se le realizaron 12 mediciones: basal, durante la movilización y después de finalizada. Se calcularon las variaciones de la amplitud de la onda H respecto a la medida basal. Para cada una de las mediciones se realizó una prueba de hipótesis (*t* de Student). **Resultados:** En los grupos de pacientes con lesión cerebral y lesión medular incompleta se encontró una diferencia significativa entre las medias de ambos estudios respecto a la variación de la amplitud de la onda H durante la aplicación de la movilización articular con disminución en el experimental y aumento en el control; en contraste, no se encontraron diferencias significativas después de finalizada la movilización. En pacientes con lesión medular completa no se observaron diferencias significativas en ninguna de las mediciones. **Conclusiones:** Se demuestra la eficacia de la movilización articular para la disminución de la amplitud de la onda H durante la maniobra de movilización en pacientes con lesión cerebral o lesión medular incompleta, pero sin ningún efecto residual después de finalizada. La investigación no arrojó evidencia para la disminución de la amplitud en lesión medular completa. Se sugiere replantear las intervenciones terapéuticas para disminución del tono muscular basadas en la movilización articular.

¹ Fisioterapeuta, Magíster en Neurorrehabilitación, Universidad Autónoma de Manizales; Magíster en Dirección Universitaria, Profesor Asociado, Departamento Movimiento Humano, UAM; correspondencia: Universidad Autónoma de Manizales, antigua estación del ferrocarril, Manizales, Caldas. jeperez@autonoma.edu.co.

² Fisioterapeuta, Magíster en Neurorrehabilitación; Máster en Integración de Personas con Discapacidad, Profesora Asociada Departamento Movimiento Humano, Universidad Autónoma de Manizales. cphenao@autonoma.edu.co.

Palabras clave: *Manipulaciones musculoesqueléticas, terapia por ejercicio, tono muscular, espasticidad muscular.*

Abstract

Objective: To determine the effect of ankle joint mobilization on the H reflex amplitude of the soleus muscle in people with spasticity. *Materials and methods:* A quasi-experimental study with crossover design and simple masking was conducted in 24 randomized subjects to initiate the control or experimental group. Traction and rhythmic oscillation were applied for five minutes to the ankle joint. H wave amplitude changes of Hoffmann reflex (electrical equivalent of the monosynaptic spinal reflex) was assessed, stimulating the tibial nerve at the level of the popliteal fossa and recording in the soleus muscle. In each subject 12 measurements were taken: basal rate, during and after mobilization. Changes in H reflex amplitude were calculated in relation to basal measurement. For each measurement a hypothesis test was performed (Student *t* test). *Results:* In groups of patients with brain injury and incomplete spinal cord injury, a significant difference was found between measurements of both studies, concerning variation in H reflex amplitude during the application of joint mobilization techniques, with a decrease in the experimental group and an increase in the control group. In contrast, no significant differences were found after mobilization therapy. Patients with complete spinal cord injury showed no significant differences in any measurements. *Conclusion:* We demonstrate the effectiveness of joint mobilization in the decrease of H reflex amplitude in patients with brain injury or incomplete spinal cord injury during the mobilization maneuver, but no residual effect after completion of the trial. This research showed no evidence regarding excitability reduction in complete spinal cord injury. We suggest that therapeutic interventions to decrease muscle tone based on the joint mobilization should be reconsidered.

Keywords: *Musculoskeletal manipulations, exercise movement techniques, muscle tone, muscle spasticity.*

Resumo

Objetivo: Determinar o efeito da mobilização articular do tornozelo sobre a amplitude do reflexo H do músculo sóleo em pessoas com espasticidade. *Materiais e métodos:* se realizou um quase-experimento com desenho cruzado e mascaramento simples em 24 pessoas voluntárias aleatorizadas para iniciar o estudo controle ou experimental. Aplicou-se tração e oscilação rítmica na articulação do tornozelo durante cinco minutos. Mediram-se as mudanças na amplitude da onda H do reflexo de Hoffmann, como equivalente elétrico do reflexo espinal monossináptico estimulando o nervo tibial no nível da fossa poplíteia e captando no músculo sóleo. A cada uma das pessoas realizaram-lhes 12 medições: basal, durante a mobilização e depois de finalizada. Calcularam-se as variações da amplitude da onda H em relação à medida basal. Para cada uma das medições realizou-se uma prova de hipótese (*t* de Student). *Resultados:* Nos grupos de pacientes com lesão cerebral e lesão medular incompleta encontrou-se uma diferença significativa entre as médias de ambos os estudos com relação à variação da amplitude da onda H durante a aplicação

da mobilização articular com diminuição no experimental e aumento no controle; em contraste, não se encontraram diferenças significativas depois de finalizada a mobilização. Em pacientes com lesão medular completa não se observaram diferenças significativas em nenhuma das medições. *Conclusões:* Se demonstra a eficácia da mobilização articular para a diminuição da amplitude da onda H durante a manobra de mobilização em pacientes com lesão cerebral ou lesão medular incompleta, mas sem nenhum efeito residual depois de finalizada. A pesquisa não produziu evidência para a diminuição da amplitude em lesão medular completa. Sugere-se reformular as intervenções terapêuticas para diminuição do tom muscular baseadas na mobilização articular. Palavras chave: Manipulações musculoesqueléticas, terapia por exercício, tom muscular, espasticidade muscular.

Palavras chave: *Manipulações musculoesqueléticas, terapia por exercício, tom muscular, espasticidade muscular.*

Introducción

Las técnicas de movilización articular consisten en tomar una articulación en diferentes grados de movimiento accesorio, aplicando estiramiento mantenido u oscilación rítmica, con el propósito de estirar la cápsula o ligamento retraído (1). Se diferencian de las técnicas pasivas convencionales en que no trabajan con movimientos fisiológicos, sino que utilizan los movimientos intrínsecos que se suceden entre las superficies articulares (movimientos accesorios). Estas técnicas han sido tradicionalmente utilizadas desde la década del 70 del siglo XX para recuperar el juego articular en disfunciones capsulares y para disminuir el dolor. Posteriormente algunas técnicas neuromotrices han hecho uso de las movilizaciones articulares para la modulación del tono muscular en pacientes con espasticidad (2).

Uno de los primeros autores fue Zusman, quien en 1986 propuso que el movimiento pasivo de una articulación, haciendo referencia a terapia manipulativa, puede inhibir la contracción refleja de músculos locales y distantes de ella, asociada a las descargas producidas en las

aferentes articulares y el subsecuente decremento en el nivel de disparo de impulsos aferentes periféricos (3). Investigaciones en humanos han evaluado el efecto de distintos procedimientos pasivos articulares sobre la respuesta refleja de diferentes músculos a través del reflejo de Hoffmann (reflejo H): movimiento pasivo repetitivo del codo en pacientes con trauma cerebral unilateral (4); movilización pasiva en flexión de la columna lumbar (5); movimientos pasivos de flexoextensión de cadera y rodilla, tanto en personas sanas como con espasticidad de origen cerebral (6-8); cambios angulares de la articulación de la cadera en humanos con lesión de la médula espinal (9). En los anteriores estudios, donde fue empleado movimiento pasivo sobre algunas articulaciones del cuerpo humano, se encuentra que este tipo de movimientos producen diferentes grados de modulación del reflejo de estiramiento medido experimentalmente a través del reflejo H. Esta situación sugiere en algunos de ellos que puede haber un efecto positivo en la disminución de tono muscular en personas con espasticidad, lo que brinda elementos que soportan el uso de las moviliza-

ciones articulares para disminuir la respuesta refleja muscular.

El objetivo del presente estudio es determinar el efecto de la movilización articular del tobillo sobre la amplitud del reflejo H del músculo sóleo en personas con espasticidad, bajo la siguiente hipótesis de trabajo: la movilización articular del tobillo disminuye la amplitud del reflejo H del músculo sóleo, en tanto la hipótesis nula considera que no existen diferencias significativas entre las variaciones de esta amplitud entre los estudios control y el experimental, durante y después de realizada la movilización articular. Para tal fin se busca determinar las variaciones en la amplitud de la onda H, antes, durante y después de la aplicación de la técnica.

El reflejo de Hoffmann es un reflejo inducido eléctricamente por la estimulación de la fibra Ia a nivel del nervio periférico, análogo al reflejo miotático que se provoca mecánicamente por el estiramiento del huso neuromuscular. Desde mediados del siglo pasado ha sido ampliamente usado en el estudio de la fisiología humana, especialmente en el estudio de la respuesta refleja muscular y en la actividad refleja monosináptica de la médula espinal, en desórdenes del sistema nervioso, trauma musculoesquelético, aplicación de modalidades terapéuticas, dolor, entrenamiento por ejercicio y ejecución de tareas motoras (10, 11).

Materiales y métodos

Se realizó un estudio cuasiexperimental con diseño cruzado y enmascaramiento simple, aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Autónoma de Manizales. El tamaño mínimo de la muestra se calculó tomando como referencia el estudio de Pérez y Restrepo con personas sin alteración del tono muscular, el cual obtuvo en el grupo experimental durante la movilización

articular una desviación estándar máxima en la variación de la amplitud de la onda H de 0,23 y un valor mínimo de la diferencia entre estudios control y experimental de 0,20, a un nivel de confianza del 95% (error α de 0,05) y un poder estadístico de 90% (error β de 0,10) (12). El tamaño mínimo de la muestra resultó de 23 pacientes.

A través de un muestreo en bola de nieve se reclutaron 41 personas voluntarias con espasticidad, que cumplieron los criterios de inclusión y firmaron el consentimiento informado. De estos se excluyeron 14: 12 porque no se obtuvo el reflejo H y dos por imposibilidad para mantener el protocolo. Cada uno de los 27 participantes fue aleatorizado para iniciar en el estudio control o en el estudio experimental, nueve y 18 respectivamente. A la semana de realizado el primer estudio, los pacientes fueron citados para realizar el estudio complementario. Tres pacientes que iniciaron por el estudio control no asistieron al experimental, por tanto culminaron el protocolo 24 pacientes, para un total de 48 estudios (figura 1).

Participaron 23 hombres y una mujer, con una edad promedio de 35,5 años (rango 18-53, DE: 12), ocho con lesión medular completa (LMC) (33%), siete con lesión medular incompleta (LMI) (29%) y nueve con lesión cerebral (LC) (38%), con un tiempo promedio de evolución de 73,5 meses (rango: 6-244 meses) (tabla 1). Como criterios de inclusión se consideró que la persona debía ser mayor de 18 años y tener espasticidad adquirida después de los cinco años de edad, de cualquier etiología y ubicación de la lesión. Los pacientes se instruyeron para que no consumieran café, cigarrillo o bebidas energizantes desde el día previo al estudio, así como para no haber hecho actividad física excesiva durante el día.

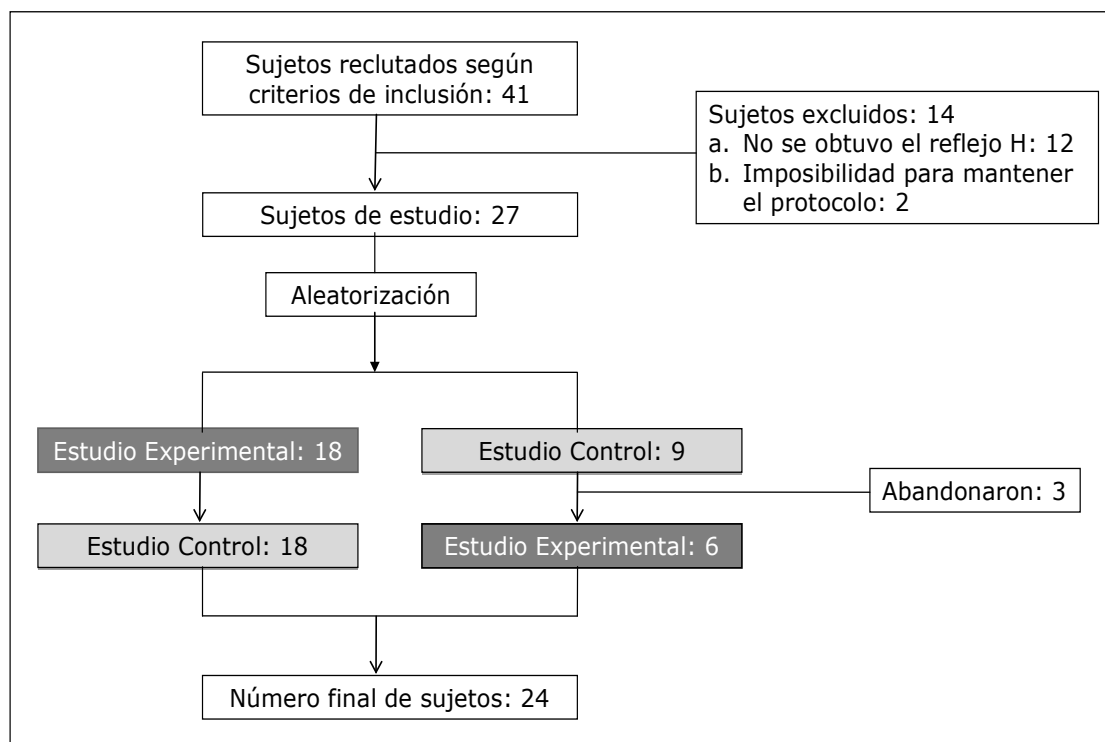


Figura 1. Diagrama que muestra el flujo de participantes en cada etapa del ensayo clínico con diseño cruzado.

Tabla 1. Datos de los pacientes.

Paciente	Diagnóstico médico	Tipo de lesión	Nivel	Tiempo de evolución (meses)	Grado de espasticidad (Ashworth)	Edad (años)	Sexo
1	TRM	LMC	C6	6	II	32	M
2	TRM	LMC	T5	76	II	28	M
3	TRM	LMC	T12	101	I	25	M
4	TRM	LMC	T4	32	IV	46	M
5	TRM	LMC	C8	26	III-IV	25	M
6	TRM	LMC	C8	28	I	20	M
7	TRM	LMC	T8	41	II	37	M
8	TRM	LMC	C6	80	III	26	M
Media ± DE				48,8 ± 32,9		29,9 ± 8,3	
9	TRM	LMI	C8	6	II	46	M
10	TRM	LMI	C5	35	III	22	M

11	TRM	LMI	L1	51	II	52	M
12	Lesión medular no especificada	LMI	C5	240	III	45	M
13	TRM	LMI	T5	185	II	42	M
14	TRM	LMI	T4	70	III	24	M
15	Infarto medular	LMI	C8	35	III	55	M
Media ± DE				88,9 ± 88,1		40,9 ± 13,0	
16	TCE	LC	Hemiparesia derecha	36	II	25	M
17	ECV	LC	Hemiparesia derecha	48	III	53	M
18	TCE	LC	Hemiparesia izquierda	214	II	39	M
19	ECV	LC	Hemiparesia izquierda	244	I	50	F
20	ECV	LC	Hemiparesia derecha	25	II	36	M
21	Toxoplasmosis cerebral	LC	Hemiparesia izquierda	30	II	32	M
22	ECV	LC	Hemiparesia izquierda	93	II	52	M
23	TCE	LC	Hemiparesia izquierda	31	III	21	M
24	Tumor cerebral	LC	Hemiparesia derecha	30	II	18	M
Media ± DE				83,4 ± 85,4		36,2 ± 13,4	

DE: desviación estándar; TRM: trauma raquimedular; ECV: enfermedad cerebrovascular; LMC: lesión medular completa; LMI: lesión medular incompleta; LC: lesión cerebral; M: masculino; F: femenino.

Las personas, tanto en el estudio experimental como control, se ubicaron en posición prona con la cabeza girada hacia el tobillo movilizado, una almohada bajo el abdomen y otra bajo las piernas y con las extremidades inferiores fijas a la camilla con una correa a nivel de la parte media de los muslos. Durante el procedimiento los participantes mantuvieron los ojos abiertos. Se rasuró y limpió con alcohol la piel sobre la cual se pusieron los electrodos de superficie que fueron ubicados según el protocolo del equipo: los electrodos de estimulación en la fosa poplítea utilizando técnica bipolar con el cátodo proximal y el ánodo distal; el electrodo tierra se ubicó en la cara lateral de la pierna, debajo de la cabeza de la fíbula; el electrodo de registro activo a nivel del sóleo, dos centímetros medialmente al punto medio de la distancia entre el pliegue poplíteo y la inserción del tendón de Aquiles; finalmente el electrodo de referencia se ubicó a nivel de la unión músculo tendinosa del tríceps sural.

En el estudio experimental se aplicó movilización articular del tobillo durante cinco minutos, utilizando tracción articular grado II de oscilación rítmica (escala de Maitland) con la rodilla en 15° de flexión, subtalar en neutro y tobillo en posición de reposo (10° de plantiflexión). La movilización articular fue realizada siempre por el mismo investigador. Durante el estudio control, las personas fueron ubicadas bajo las mismas condiciones del estudio experimental pero sólo se pusieron las manos del evaluador sobre el pie, en posición de simulación de la tracción articular.

Se midió la respuesta refleja muscular a través de la medición de la amplitud de la onda H, utilizando un electromiógrafo Cadwell Easy II PSC/EEG con software Sierra Wave® Versión 6.0.33 (Cadwell Laboratories, Inc.), estimulando el nervio tibial a nivel de la fosa poplítea y captando en el músculo sóleo. La intensidad

del estímulo se ajustó individualmente para cada participante con el fin de obtener la onda H, oscilando en un rango de 10 a 35 miliamperios. Para todos los casos se aplicaron estímulos eléctricos con pulsos rectangulares de 0,5 milisegundos de duración. A cada persona se le realizaron 12 mediciones: basal (medición 0), durante la movilización articular (minutos 1, 3 y 5) y después de finalizada la movilización articular (minutos 1, 3, 5, 10, 15, 20, 25 y 30). Para cada medición se tomaron siete reflejos H con un intervalo de dos segundos, se eliminaron los dos extremos y se promedió la onda. Posteriormente un asistente de investigación, quien desconocía si el registro era del estudio control o experimental, midió la amplitud pico a pico de la onda H (enmascaramiento simple).

Se calcularon las variaciones en porcentajes de la amplitud de la onda H, durante y después de la movilización articular, respecto a la medida basal. Diversos estudios, citados por Voerman *et al.*, han demostrado confiabilidad intrasesión e intersesión de la variación en la amplitud de la onda H como medida de la respuesta refleja muscular (13).

Para cada una de las mediciones en los tiempos predeterminados se realizó una prueba de hipótesis para muestras independientes (*t* de Student), aceptando una diferencia significativa con un $P < 0,05$, y se calcularon el intervalo de confianza del 95% para la media, el riesgo relativo y el número necesario de pacientes a tratar. Se utilizó el paquete estadístico SPSS 17 (SPSS Inc, 444 N Michigan Ave, Chicago, IL 60611).

Resultados

Prueba de hipótesis para muestras independientes respecto a las variaciones en la amplitud de la onda H

Pacientes con LC: Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de ambos estudios respecto a la variación de la

amplitud del reflejo H del músculo sóleo durante la aplicación de la movilización articular (tabla 2), con un descenso medio en la amplitud de la onda H que osciló entre 44 y 51% para el estudio experimental frente a un incremento en la amplitud en el estudio control entre 2% y 26% en las distintas mediciones (tabla 2, figura 2A). La prueba *t* de Student no mostró diferencias significativas entre las medias de ambos estudios en las mediciones posprueba

(tabla 2), en donde se produjo un incremento en la amplitud refleja, tanto en el estudio control como en el estudio experimental, excepto en el minuto uno posprueba de este último, donde se obtuvo una disminución del 4%. En el estudio control, dichos incrementos oscilaron entre 17% y 72%, aumentando progresivamente entre el minuto 1 y el 30 posprueba; en el estudio experimental, los incrementos oscilaron entre 15% y 30% a partir del minuto 3 (Tabla 2).

Tabla 2. Estadísticas de grupo y prueba *t* para muestras independientes respecto a las variaciones en la amplitud de la onda H (%) de pacientes con LC.

Medición	Estudio control (n = 9) media ± DE	Estudio experimental (n = 9) media ± DE	Diferencia de medias	Prueba <i>t</i> para la diferencia de medias		
				t	P valor	IC _{95%}
Prueba min 1	0,02 ± 0,14	-0,44 ± 0,34	0,46	3,69	0,002	0,19 - 0,72
Prueba min 3	0,26 ± 0,46	-0,51 ± 0,36	0,77	3,91	0,001	0,35 -1,18
Prueba min 5	0,24 ± 0,40	-0,48 ± 0,31	0,72	4,28	0,001	0,36 - 1,08
Posprueba min 1	0,29 ± 0,45	-0,04 ± 0,48	0,34	1,54	0,143	-0,13 - 0,80
Posprueba min 3	0,17 ± 0,60	0,15 ± 0,69	0,02	0,05	0,957	-0,63 - 0,66
Posprueba min 5	0,53 ± 0,79	0,25 ± 0,64	0,28	0,82	0,422	-0,44 - 1,00
Posprueba min 10	0,66 ± 0,98	0,21 ± 0,80	0,45	1,07	0,300	-0,44 - 1,34
Posprueba min 15	0,59 ± 1,11	0,16 ± 0,76	0,43	0,96	0,350	-0,52 - 1,38
Posprueba min 20	0,72 ± 1,29	0,23 ± 0,78	0,49	0,97	0,347	-0,58 - 1,55
Posprueba min 25	0,68 ± 1,24	0,30 ± 0,85	0,38	0,76	0,461	-0,68 - 1,44
Posprueba min 30	0,71 ± 1,09	0,23 ± 1,05	0,48	0,94	0,359	-0,59 - 1,55

DE: desviación estándar; P valor: significancia estadística; IC95%: intervalo de confianza del 95%.

Pacientes con LMC: No se encontraron diferencias significativas entre las medias de los estudios control y experimental respecto a la variación de la amplitud del reflejo H del músculo sóleo, ni durante la movilización articular ni después de su suspensión (tabla 3). Durante todas las mediciones en el estudio control se

incrementó la amplitud de la onda H entre 10% y 42%. En el estudio experimental se observó un incremento durante la movilización articular hasta del 51% (minuto 5), luego del cual disminuyó paulatinamente hasta obtener decrementos en los minutos 20, 25 y 30 posprueba alrededor del 5% (Tabla 3).

Tabla 3. Estadísticas de grupo y prueba t para muestras independientes respecto a las variaciones en la amplitud de la onda H (%) de pacientes con lmc.

Medición	Estudio control (n = 8) media ± DE	Estudio experimental (n = 8) media ± DE	Diferencia de medias	Prueba t para la diferencia de medias		
				t	P valor	IC _{95%}
Prueba min 1	0,14 ± 0,25	0,27 ± 0,64	-0,14	-0,55	0,59	-0,66 - 0,39
Prueba min 3	0,25 ± 0,34	0,37 ± 0,43	-0,12	-0,62	0,55	-0,54 - 0,30
Prueba min 5	0,10 ± 0,25	0,51 ± 0,56	-0,41	-1,87	0,08	-0,88 - 0,06
Posprueba min 1	0,22 ± 0,35	0,46 ± 0,65	-0,24	-0,91	0,38	-0,80 - 0,32
Posprueba min 3	0,28 ± 0,45	0,22 ± 0,46	0,07	0,30	0,77	-0,42 - 0,55
Posprueba min 5	0,28 ± 0,52	0,28 ± 0,44	0,00	-0,01	1,00	-0,52 - 0,51
Posprueba min 10	0,42 ± 0,67	0,15 ± 0,45	0,28	0,97	0,35	-0,34 - 0,89
Posprueba min 15	0,40 ± 0,55	0,12 ± 0,37	0,29	1,22	0,24	-0,22 - 0,79
Posprueba min 20	0,31 ± 0,46	-0,07 ± 0,50	0,38	1,60	0,13	-0,13 - 0,89
Posprueba min 25	0,30 ± 0,44	-0,02 ± 0,35	0,32	1,62	0,13	-0,11 - 0,75
Posprueba min 30	0,27 ± 0,33	-0,06 ± 0,41	0,33	1,78	0,10	-0,07 - 0,73

DE: desviación estándar; P valor: significancia estadística; IC_{95%}: intervalo de confianza del 95%.

Pacientes con LMI: Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de ambos estudios respecto a la variación de la amplitud del reflejo H del músculo sóleo durante la aplicación de la movilización articular (tabla 4), con un descenso medio en la amplitud de la onda que osciló entre 46% y 48% para el estudio experimental frente a un incremento en la amplitud refleja en el estudio control entre 4% y 7% en las distintas mediciones (tabla 4, figura 2C). En contraste, la prueba t de Student no mostró diferencias significativas entre las

medias de ambos estudios en las mediciones posprueba: en el estudio control se observó un incremento en todas las mediciones posmovilización entre 5% y 23%, excepto en el minuto 1, donde se registró un decremento marginal del 3%. En el estudio experimental se obtuvo un descenso de la amplitud de la onda H en los primeros veinte minutos (1% al 17%), con incremento en los minutos 25 y 30 posprueba del 4% y 18% respectivamente (Tabla 4).

Tabla 4. Estadísticas de grupo y prueba t para muestras independientes respecto a las variaciones en la amplitud de la onda H (%) de pacientes con lmi.

Medición	Estudio control (n = 7) media ± DE	Estudio experimental (n = 7) media ± DE	Diferencia de medias	Prueba t para la diferencia de medias		
				T	P valor	IC _{95%}
Prueba min 1	0,05 ± 0,14	-0,46 ± 0,43	0,52	3,06	0,010	0,15 - 0,89
Prueba min 3	0,04 ± 0,19	-0,46 ± 0,41	0,50	2,92	0,013	0,13 - 0,87
Prueba min 5	0,07 ± 0,17	-0,48 ± 0,39	0,55	3,42	0,005	0,20 - 0,90
Posmprueba min 1	-0,03 ± 0,07	-0,17 ± 0,16	0,14	2,08	0,059	-0,01 - 0,29
Posmprueba min 3	0,09 ± 0,17	-0,08 ± 0,34	0,17	1,20	0,253	-0,14 - 0,48
Posmprueba min 5	0,09 ± 0,17	-0,12 ± 0,31	0,21	1,54	0,148	-0,09 - 0,50
Posprueba min 10	0,14 ± 0,18	0,04 ± 0,44	0,10	0,55	0,593	-0,29 - 0,49
Posprueba min 15	0,05 ± 0,13	-0,02 ± 0,39	0,08	0,50	0,628	-0,26 - 0,42
Posprueba min 20	0,11 ± 0,13	-0,01 ± 0,36	0,12	0,85	0,411	-0,19 - 0,44
Posprueba min 25	0,17 ± 0,18	0,04 ± 0,49	0,13	0,66	0,521	-0,30 - 0,56
Posprueba min 30	0,23 ± 0,26	0,18 ± 0,79	0,05	0,14	0,888	-0,64 - 0,74

DE: desviación estándar; P valor: significancia estadística; IC_{95%}: intervalo de confianza del 95%.

Riesgo relativo y número necesario de pacientes a tratar

El análisis de riesgo relativo (RR) y número necesario de pacientes a tratar (NNT) se realizó en los grupos de pacientes con LC y LMI, en los cuales se encontró disminución en la amplitud del Reflejo H y hubo diferencias significativas entre estudios durante la movilización articular

Pacientes con LC: En cuanto al riesgo relativo (RR), que en este caso indica que la aplicación de la movilización articular (exposición) es un factor que disminuye la amplitud del reflejo H (riesgo), mostró significancia estadística en todas las mediciones realizadas durante la

movilización articular (minutos 1, 3 y 5) (RR > 1, IC_{95%}). Coherente con esta observación, el chi cuadrado (X^2) en estas mediciones arrojó un $P < 0,01$, lo cual evidencia la asociación entre la disminución de la amplitud del reflejo H del músculo sóleo y la movilización articular del tobillo. El riesgo atribuible al factor (RAF) en las mismas mediciones oscila entre 0,56 y 0,78, lo cual indica que al menos el 56% de la disminución en la amplitud refleja se explica por la exposición a la movilización articular. El número de pacientes necesario a tratar (NNT) para lograr tal efecto oscila entre uno y dos (Tabla 5).

Tabla 5. Riesgo relativo (RR) y número de pacientes necesario a tratar (NNT) para la disminución de la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa debida a la aplicación de la movilización articular en pacientes con espasticidad por LC.

Medición	Ie (n = 9)	Io (n = 9)	X ²	P valor	RR	IC _{95%}	RAF	NNT
Prueba min 1	9 (1,00)	4 (0,44)	6,92	0,009	2,25	1,08 - 4,67	0,56	2
Prueba min 3	9 (1,00)	2 (0,22)	11,46	0,001	4,50	1,33 - 15,3	0,78	1
Prueba min 5	9 (1,00)	2 (0,22)	11,46	0,001	4,50	1,33 - 15,3	0,78	1
Posprueba min 1	6 (0,67)	3 (0,33)	2,00	0,157	2,00	0,71 - 5,62	0,34	
Posprueba min 3	5 (0,56)	3 (0,33)	0,90	0,343	1,67	0,56 - 4,97	0,23	
Posprueba min 5	3 (0,33)	1 (0,11)	1,29	0,257	3,00	0,38 - 23,7	0,22	
Posprueba min 10	5 (0,56)	2 (0,22)	2,10	0,147	2,50	0,65 - 9,69	0,34	
Posprueba min 15	4 (0,44)	4 (0,44)	0,00	1,000	1,00	0,36 - 2,81	0,00	
Postprueba Min 20	5 (0,56)	3 (0,33)	0,90	0,343	1,67	0,56 - 4,97	0,23	
Posprueba min 25	4 (0,44)	3 (0,33)	0,23	0,629	1,33	0,41 - 4,33	0,11	
Posprueba min 30	6 (0,67)	2 (0,22)	3,60	0,058	3,00	0,81 - 11,1	0,45	

Ie: incidencia de los expuestos (estudio experimental); Io: incidencia de los no expuestos (estudio control); X²: chi cuadrado de Pearson; P valor: significancia estadística del X²; RR: riesgo relativo para la disminución de la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa; IC_{95%}: intervalo de confianza del 95% para el RR; RAF: riesgo atribuible al factor "aplicación de la movilización articular"; NNT: número de pacientes necesario a tratar para la disminución de la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa.

Pacientes con LMI: En este grupo el riesgo relativo fue significativo sólo en los minutos 3 y 5 durante la movilización articular con un NNT de 2 y un RAF de 0,57 (tabla 6). Sin embargo,

el intervalo de confianza al 95% cruza el valor nulo, lo cual le resta confiabilidad a la estimación del RR, por lo cual se requiere un estudio con un número mayor de pacientes con LMI.

Tabla 6. Riesgo relativo (rr) y número de pacientes necesario a tratar (nnt) para la disminución de la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa debida a la aplicación de la movilización articular en pacientes con espasticidad por lmi.

Medición	Ie (n = 7)	Io (n = 7)	X ²	P valor	RR	IC _{95%}	RAF	NNT
Prueba min 1	5 (0,71)	3 (0,43)	1,67	0,280	1,67	0,63 - 4,42	0,29	
Prueba min 3	7 (1,00)	3 (0,43)	5,60	0,018	2,33	0,99 - 5,49	0,57	2
Prueba min 5	6 (0,86)	2 (0,29)	4,67	0,031	3,00	0,89 - 10,1	0,57	2
Posprueba min 1	5 (0,71)	4 (0,57)	0,32	0,577	1,25	0,57 - 2,77	0,14	
Posprueba min 3	4 (0,57)	2 (0,29)	1,17	0,280	2,00	0,53 - 7,60	0,29	
Posprueba min 5	3 (0,43)	2 (0,29)	0,31	0,577	1,50	0,35 - 6,40	0,14	
Posprueba min 10	3 (0,43)	2 (0,29)	0,31	0,577	1,50	0,35 - 6,40	0,14	
Posprueba min 15	3 (0,43)	3 (0,43)	0,00	1,000	1,00	0,30 - 3,35	0,00	

Posprueba min 20	3 (0,43)	1 (0,14)	1,40	0,237	3,00	0,40 - 22,3	0,29
Posprueba min 25	3 (0,43)	1 (0,14)	1,40	0,237	3,00	0,40 - 22,3	0,29
Posprueba min 30	2 (0,29)	1 (0,14)	0,42	0,515	2,00	0,23 - 17,3	0,14

le: incidencia de los expuestos (estudio experimental); lo: incidencia de los no expuestos (estudio control); χ^2 : chi cuadrado de Pearson; *P* valor: significancia estadística del χ^2 ; RR: riesgo relativo para la disminución de la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa; IC_{95%}: intervalo de confianza del 95% para el RR; RAF: riesgo atribuible al factor "aplicación de la movilización articular"; NNT: número de pacientes necesario a tratar para la disminución de la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa.

Discusión

Nuestros resultados en pacientes con LC y con LMI son coherentes con los hallazgos en personas sin alteración del tono muscular informados por Pérez y Restrepo, los cuales, bajo el mismo modelo experimental, encontraron una diferencia significativa entre las medias de los grupos control y experimental respecto a la variación en la amplitud del reflejo H durante la aplicación de la movilización articular del tobillo, con descenso para el grupo experimental (37%), frente a incrementos mínimos en la amplitud refleja en el grupo control a los minutos 1 y 3 (3% a 4%) y un ligero descenso al minuto 5 (2%) (12). Al igual que en nuestro estudio, después de finalizada la movilización no se encontraron diferencias significativas entre grupos; las variaciones promedio del grupo control respecto a la medida basal después de retirado el estímulo oscilaron entre -6% y 3%, en tanto las del experimental oscilaron entre -3,5% y 4%.

En personas sin alteraciones, las variaciones en la amplitud del reflejo H posmovilización se estabilizaron en valores cercanos a la medida basal, en tanto en los pacientes con LC estas cifras mostraron un incremento progresivo tanto en el estudio control (71%) como experimental (30%). En los pacientes con LMI el incremento máximo posmovilización se ubicó en el 23% para el estudio control y 18% para el experimental. Estos incrementos en la amplitud de la onda H posmovilización en personas con espasticidad, en contraste con personas sin alteración

del tono, pueden explicarse por el efecto facilitador del estímulo eléctrico (que evoca el reflejo H) sobre el circuito del reflejo miotático y la motoneurona alfa del músculo sóleo espástico, los cuales aparecen hiperexcitables en lesiones de neurona motora superior (14). Este hallazgo es coherente con lo reportado por Nielsen *et al.*, quienes compararon la amplitud del reflejo H del sóleo antes y después de realizar un estiramiento pasivo del tríceps sural en personas sanas y con espasticidad por lesión medular, encontrando una depresión significativamente menor de la amplitud del reflejo en las personas del primer grupo que en las del segundo, con una recuperación más rápida de la medida basal en las personas con espasticidad. Los autores sugieren que la menor depresión del reflejo H observada en pacientes con espasticidad puede aportar en el entendimiento de la fisiopatología de esta condición (15).

En este mismo sentido, Estañol *et al.* investigaron las diferencias de los reflejos H de los músculos tenar e hipotenar de personas sanas y con espasticidad, con el objetivo de dilucidar si este reflejo podría ser inducido en pacientes con espasticidad en reposo muscular y evaluar si la amplitud del reflejo H podía ser incrementada con la contracción muscular (16). Encontraron que en los pacientes con espasticidad el reflejo H en reposo muscular fue de mayor amplitud que en las personas sanas y que durante la contracción muscular su amplitud aumentó cerca de seis veces respecto al reposo, y sostienen que sus hallazgos son indicativos de un aumento en

la excitabilidad del *pool* de motoneuronas alfa en reposo y un aumento en la sincronidad y reclutamiento durante la contracción muscular, lo cual puede explicar el aumento de la amplitud de la onda H en los pacientes con espasticidad de nuestro estudio, comparado con las personas sanas del estudio de Pérez y Restrepo. El menor incremento en la amplitud reflejado en el estudio experimental frente al control en personas con espasticidad después de retirado el estímulo, aunque sin diferencias significativas, puede explicarse por el efecto inhibitorio residual de la movilización articular del tobillo sobre la amplitud del reflejo H.

Por otra parte, en contraste con los pacientes con LC y LMI, en aquellos con LMC no se encontraron diferencias significativas en ninguna de las mediciones, ni durante la movilización articular ni después de retirada. Esto nos sugiere que el efecto de la movilización articular sobre la amplitud del reflejo H está mediada por influjos supramedulares integrados posiblemente a nivel del tallo cerebral. Se ha demostrado la influencia de información supraespinal descendente en la modulación del reflejo H en humanos (17).

Woolacott y Burne investigaron la contribución del reflejo tónico de estiramiento (RTE) en la hipertonia secundaria a lesiones medulares, encontrando que el estiramiento pasivo de baja frecuencia no induce actividad significativa del reflejo en las extremidades en reposo de estos pacientes. Así mismo, sostienen que el RTE no contribuye a su hipertonia clínica y que otros mecanismos podrían explicar dicho fenómeno (18); este resultado es contrastado por ellos mismos con su estudio previo en pacientes con espasticidad cerebral post-ECV, donde un estiramiento de baja frecuencia produjo clara evidencia de incremento en el RTE que fue correlacionado con la hipertonia en reposo (19). De esta forma concluyen que la espasticidad en las dos condiciones no es equivalente y que es

improbable que el RTE contribuya significativamente a la evaluación clínica del tono muscular en lesiones medulares completas usando métodos estandarizados de rotación articular manual, proponiendo como posible base de este resultado la dependencia de la sensibilidad del huso neuromuscular a los influjos supraespinales, ausente en estos pacientes.

En contraste, y en coherencia con nuestro estudio, los pacientes con LMI evidenciaron niveles significativos de actividad del RTE mediado por la preservación parcial de influjos supraespinales a las fibras fusimotoras y por ende de la sensibilidad a los cambios de velocidad del huso neuromuscular. Estos hallazgos son coherentes con los reportados por Nakazawa *et al.*, quienes demostraron que la excitabilidad del reflejo de estiramiento inducido mecánicamente es mayor en personas con LMI que en LMC, y la atribuyen a posibles diferencias en la lesión de tractos neurales descendentes (20). Además, sostienen que el tracto corticoespinal lateral podría jugar un papel crítico en el aumento de la excitabilidad de las LMI.

A partir de las anteriores consideraciones en que se contrastan las diferencias encontradas en cuanto a la excitabilidad refleja entre personas con espasticidad y sin alteración del tono muscular y entre LC y LMI con LMC, se discuten a continuación los mecanismos fisiológicos que pueden dar sustento a la utilización de la movilización articular para la modulación de la respuesta muscular refleja en pacientes con espasticidad, como herramienta terapéutica en los procesos de rehabilitación funcional.

La disminución en la amplitud del reflejo H del músculo sóleo durante la movilización del tobillo encontrada en el presente estudio en pacientes con espasticidad por LC y LMI puede explicarse, entre otros mecanismos, por la inhibición presináptica debida a la estimulación de mecanorreceptores, demostrada en diversos estudios (21). Cheng *et al.* evaluaron la inhi-

bición cruzada del reflejo H del sóleo durante el movimiento de pedaleo pasivo e informaron que los influjos sensoriales de la pierna en movimiento inducen la inhibición presináptica en la pierna estacionaria por una compleja transformación de los impulsos sensoriales en la médula espinal o cerebro que subyace a la inhibición tónica cruzada y fásica ipsilateral y que los comandos motores descendentes ejercen un poderoso control sobre esos mecanismos moduladores sensoriomotores (22).

Así mismo, Schmit *et al.* estudiaron la adaptación del reflejo de estiramiento en flexores de codo durante el movimiento pasivo repetitivo en pacientes con hemiplejía espástica por trauma cerebral, mostrando que los movimientos secuenciales, repetitivos y pasivos de flexoextensión del codo disminuyeron el reflejo de estiramiento flexor y consecuentemente redujeron la espasticidad. Esta reducción la atribuyen a: 1) cambios en las propiedades mecánicas del tejido conectivo muscular y articular (*creep*), 2) adaptación de la frecuencia de descarga del huso neuromuscular, y 3) mecanismos neurales centrales como la inhibición presináptica (4).

Pinniger *et al.* investigaron los efectos del acortamiento y alargamiento del tríceps sural sobre la amplitud del reflejo H en personas sin alteración del tono, encontrando que dicha amplitud disminuyó significativamente durante los movimientos pasivos de alargamiento y fue facilitada durante el acortamiento, comparadas con la amplitud registrada durante una contracción isométrica. Estos hallazgos los atribuyen a varios mecanismos: 1) la incapacidad de la fibra Ia para provocar descargas por la condición refractaria del huso neuromuscular por el alargamiento rápido del músculo, 2) la depresión posactivación homosináptica por la disminución en la liberación del neurotransmisor desde la terminal presináptica, y 3) por la

inhibición presináptica de las fibras aferentes Ia desde el tríceps sural (21).

Knikou, en su estudio sobre el efecto de los cambios angulares de la articulación de la cadera sobre la expresión del reflejo H del sóleo en humanos con LMI, demostró que en lesiones crónicas la acción refleja inhibitoria clave está interrumpida por la facilitatoria, y que el procesamiento espinal de los estímulos sensoriales cutáneos plantares y las acciones de aferentes de músculos sinergistas/antagonistas interactúan con los estímulos propioceptivos de la cadera para facilitar la excitabilidad del reflejo H del sóleo. Su conclusión es que los impulsos aferentes de la cadera interactúan con interneuronas inhibitorias pre- y postsinápticas (9). Por su parte, Tanabe *et al.* encontraron decrementos en la amplitud del reflejo H del sóleo durante el movimiento pasivo de la cadera y rodilla en personas sanas y con espasticidad de origen cerebral (6-8). De tal manera, el incremento en la inhibición presináptica sobre la aferente Ia, mediada por sinapsis axoaxónicas gabaérgicas, disminuye la excitabilidad del arco reflejo por depresión del potencial monosináptico excitatorio, debido a la reducción en la liberación de neurotransmisores hacia la motoneurona alfa, lo cual puede explicar los hallazgos encontrados en el presente estudio en pacientes con espasticidad durante la movilización articular del tobillo homónimo. (13, 17)

A manera de síntesis, puede plantearse que la disminución de la respuesta muscular refleja evidenciada durante la movilización articular en pacientes con espasticidad (LC y LMI) está mediada por mecanismos fisiológicos relacionados con: 1) cambios en las propiedades mecánicas del tejido conectivo articular, 2) reducción de impulsos sensoriales periféricos hacia el sistema nervioso central por la adaptación de las terminaciones nerviosas periarticulares, 3) mecanismos neurales centrales como la inhibición presináptica, y 4) la depresión posactivación

homosináptica por la disminución en la liberación del neurotransmisor desde la terminal presináptica (inhibición postsináptica).

Estos hallazgos muestran la eficacia de la movilización articular pasiva para la disminución de la amplitud del reflejo H durante la maniobra de tracción, al menos en pacientes con espasticidad por LC y LMI, pero sin ningún efecto residual después de finalizada. Tal observación sugiere replantear las intervenciones terapéuticas de pacientes con alteraciones del tono muscular basadas en la movilización articular y en general en el ejercicio pasivo.

De esta manera, la movilización articular puede ser utilizada para la modulación de la amplitud del reflejo H en pacientes con espasticidad por LC o LMI cuando se quiere un efecto temporal, como por ejemplo fijar o estabilizar una articulación o extremidad, romper un patrón espástico y evitar contracturas y deformidades, entre otros, pero no como tratamiento definitivo para la disminución de la respuesta refleja muscular. La presente investigación no arroja evidencia para su utilización en la disminución de esta respuesta refleja en LMC.

Conclusiones

En el grupo de pacientes con espasticidad con LC y LMI se evidenció una disminución estadísticamente significativa en la amplitud del reflejo H del músculo sóleo durante la movilización articular del tobillo, pero no después de retirado el estímulo. En pacientes con LMC no se observaron diferencias significativas entre el estudio control y experimental en ninguna de las mediciones, ni durante ni después de realizada la movilización articular. De esta manera, tanto para los grupos de pacientes con LC y LMI se rechaza la hipótesis nula durante la movilización articular y se acepta después de retirado el estímulo. Para el grupo de pacientes con LMC, la evidencia arrojada en la presente investigación no permite rechazar la hipótesis nula en ninguna de las mediciones.

Dada las altas desviaciones estándares encontradas en las distintas mediciones en este estudio de personas con espasticidad, se sugiere realizar otros estudios que, tomando como referencia estas desviaciones, obtengan una muestra mayor de pacientes, tanto con LMI y LMC como con LC, para el logro de un poder estadístico mínimo de 0,80, con grupos aleatorizados control y experimental. Así mismo, se recomienda aplicar la metodología empleada en la presente investigación en futuras investigaciones que indaguen sobre el efecto de distintas intervenciones terapéuticas, especialmente de estimulación de propioceptores, sobre la respuesta refleja muscular.

Descargos de responsabilidad

Los autores declaramos que no hay conflicto de intereses en el presente manuscrito. La presente investigación fue financiada en su totalidad por la Universidad Autónoma de Manizales.

Los resultados de esta investigación fueron presentados en la modalidad de trabajo libre en el XIII Congreso Latinoamericano de Fisioterapia y Kinesiólogía, celebrado en Santiago de Chile entre el 19 y 21 de agosto de 2010.

Referencias

1. Kaltenborn F. Fisioterapia manual: extremidades. Bogotá: McGraw-Hill; 2004, p. 76.
2. García-Díez E. Fisioterapia de la espasticidad. Fisioterapia 2004; 26 (1):25-35.
3. Zusman M. Spinal manipulative therapy: review of some proposed mechanisms and a new hypothesis. The Australian Journal of Physiotherapy 1986; 32 (2): 89-99.

4. Schmit BD, Dewald JPA, Rymer WZ. Stretch reflex adaptation in elbow flexors during repeated passive movements in unilateral brain-injured patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 269-78.
5. Bulbulian R, Burke J, Dishman JD. Spinal reflex excitability changes after lumbar spine passive flexion mobilization. *J Manipulative Physiol Ther* 2002; 25 (8): 526-32.
6. Tanabe S, Sugawara K, Murakoa Y, Kondo M, Tomita Y, Tsubahara A. Effects of therapeutic passive exercise of hip and knee joints on the soleus H-reflex. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003; 43 (7): 429-35.
7. Tanabe S, Muraoka Y, Kamiya A, Tomita Y, Masakado Y. Soleus H-reflex modulation pattern for a fine angle of hip and knee joint passive movement. *Intern J Neuroscience* 2005; 115: 1-11.
8. Tanabe S, Muraoka Y, Kamiya A, Tomita Y, Masakado Y. Passive movement of hip and knee joints decreases the amplitude of soleus H-reflex in stroke patients. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2004; 44 (6): 365-70.
9. Knikou M. Effects of hip joint angle changes on intersegmental spinal coupling in human spinal cord injury. *Exp Brain Res* 2005; 167 (3): 381-93.
10. Misiaszyc JE. The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle Nerve* 2003; 28: 144-60.
11. Palmieri RM, Ingersoll CD, Hoffman MA. The Hoffmann Reflex: Methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *J Athl Train* 2004; 39 (3): 268-77.
12. Pérez JE, Restrepo F. Efecto de la movilización articular sobre la excitabilidad refleja de la motoneurona alfa en personas sin alteración del tono muscular. *Neurol Colomb* 2007; 23 (3): 214-15.
13. Voerman GE, Gregori M, Hermens HJ. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: The Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disability & Rehabilitation* 2005; 27 (1): 33-68.
14. Merello M. Fisiopatología, clínica y tratamiento de la espasticidad. *Archivos de Neurología, Neurocirugía y Neuropsiquiatría* 2008; 7 (2): 29-62.
15. Nielsen J, Petersen N, Ballegaard M, Biering-Sorensen F, Kiehn O. H-reflexes are less depressed following muscle stretch in spastic spinal cord injured patients than in healthy subjects. *Exp Brain Res* 1993; 97: 173-76.
16. Estañol B, Santies-Madrid H, Téllez-Senteno JE, Elías Y, Aguilar R, Hernández G, *et al.* Increase of de H reflex amplitude and absence of long latency reflexes in the intrinsic hand muscles in patients with spasticity. *Arch Neurocién (Mex)* 2007; 12 (1): 37-44.
17. Cerrato M, Bonell C, Tabernig C. Factores que afectan el reflejo de Hoffmann en su uso como herramienta de exploración neurofisiológica. *Rev Neurol* 2005; 41 (6): 354-60.
18. Woolacott AJ, Burne JA. The tonico stretch reflex and spastic hypertonia after spinal cord injury. *Exp Brain Res* 2006; 174: 386-96.
19. Burne JA, Carleton V, O'Dwyer N. The spasticity paradox: movement disorder or disorder of resting limbs? *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2005; 76: 47-54.
20. Nakazawa K, Kawashima N, Akai M. Enhanced stretch reflex excitability of the soleus muscle in persons with incomplete rather than complete chronic Spinal Cord Injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 71-75.
21. Pinniger GJ, Nordlund M, Steele JR, Cresswell AG. H-reflex modulation during passive lengthening and shortening of the human triceps surae. *J Physiol* 2001; 534 (3): 913-23.
22. Cheng H, Brooke JE, Staines WR. Crossed inhibition of the soleus H-reflex during passive pedaling movement. *Brain Research* 1998; 779: 280-84.