

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

SISTEMA NACIONAL PARA EL DESARROLLO INTEGRAL DE LA FAMILIA
CENTRO NACIONAL MODELO DE ATENCION
INVESTIGACION Y CAPACITACION PARA LA REHABILITACION
EDUCATIVA "GABY BRIMMER"

**ESTIMULACION VIBRATORIA EN LA REEDUCACION DE LA MARCHA DEL
PACIENTE HEMIPARETICO SECUNDARIO A EVC. UN ESTUDIO
COMPARATIVO**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

MEDICO ESPECIALISTA EN

MEDICINA DE REHABILITACION

P R E S E N T A:

DR. ISRAEL SANCHEZ VILLAVICENCIO

ASESORES:

DRA. MARIA VIRGINIA RICO MARTÍNEZ

DRA GRISEL LUPERCIO MORALES

DR. JORGE HERNÁNDEZ FRANCO



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**ESTIMULACION VIBRATORIA EN LA REEDUCACION DE LA MARCHA DEL
PACIENTE HEMIPARETICO SECUNDARIO A EVC**

INVESTIGADOR

Israel Sánchez Villavicencio

Residente de tercer año

Especialidad en Medicina de Rehabilitación

ASESORES

María Virginia Rico Martínez

Médico Especialista en Medicina De Rehabilitación
Directora del Centro Nacional Modelo de Atención, Investigación
Y Capacitación para la Rehabilitación e Integración
Educativa “Gaby Brimmer” SNDIF

Dra. Grisel Lupercio Morales

Médico Especialista en Medicina De Rehabilitación
Jefe del Departamento de Enseñanza e Investigación
Centro Nacional Modelo de Atención, Investigación
Y Capacitación para la Rehabilitación e Integración
Educativa “Gaby Brimmer” SNDIF

Dr. Jorge Hernández Franco

Médico especialista en Medicina de Rehabilitación
Jefe del Servicio de Rehabilitación del
Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía SS

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ponerme siempre en el lugar correcto. Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por abrir sus puertas a este proyecto. A mis asesores, especialmente a la Dra. Grisel por su amistad escondida en las múltiples correcciones de este trabajo y al Dr. Jorge Hernández franco por transmitirme su pasión al conocimiento. A los terapeutas del INNN, Principalmente a la T.F. Nayeli, por su apoyo a la investigación. A la Dra. Ríos y a la Dra. Vargas por actuar siempre con coherencia y profesionalismo. A los pacientes de este estudio.

DEDICATORIAS

Mamá, hermanos... les dedico este trabajo por ser un ejemplo de unión y de lucha día con día. Para ti Yadira, por tu amor y por cada momento de tu vida a mi lado. A mis sobrinos por ser únicos. A Pedro, Anita, Cris y Pao por enseñarme y aguantarme estos 3 años. Para mis mejores amigos América, Carlos, Hail-lu, Liliana, Penieres y Raymundo. A ti que no estás y para aquellos médicos que olvidaron que parte de la profesión es enseñar y escuchar.

Por todos ustedes, ¡Huélum, huélum gloria...!

INDICE

Introducción.....	1
Antecedentes.....	3
Justificación.....	19
Objetivos.....	21
Hipótesis.....	22
Material y métodos.....	23
Resultados.....	31
Discusión.....	39
Conclusión.....	45
Anexos	
1. <i>Hoja de captación de datos</i>	47
2. <i>Índice motor</i>	48
3. <i>Escala de Ashworth</i>	49
4. <i>Timed Walking Test</i>	50
5. <i>Carta de consentimiento informado</i>	51
Referencias.....	53

INTRODUCCIÓN

Según la OMS, el evento cerebrovascular (EVC) supone la primera causa de invalidez en la población adulta en el mundo.^{1, 2}

Solo el 60% de los sobrevivientes recuperan su independencia para realizar actividades de la vida diaria (AVD).³ La principal secuela es un síndrome de neurona motora superior suscrito generalmente a un hemisferio que condiciona una pérdida de la actividad muscular voluntaria, la aparición de esquemas motores primitivos y una hipertonía.⁴

La recuperación de la marcha significa para el paciente un gran logro,⁵ sin embargo, se condiciona por ciertas limitantes propias o ambientales.^{6,7} Hesse y cols. demostraron la eficacia de la banda sin fin y el soporte parcial de peso para la reeducación de la marcha.^{8,9} Ambos dispositivos favorecen la sinaptogénesis del tálamo y las modificaciones funcionales en la corteza premotora y el área motora suplementaria.^{10,11}

Ivanenko y cols. describieron que la vibración como estímulo aferente propioceptivo, regula la descarga motora de los centros generadores de la marcha (CPG),¹² favoreciendo la contracción de los músculos estimulados e inhibiendo la descarga de los músculos antagonistas. Lo que se traduce en un aumento de la velocidad y un cambio de la postura.¹³

Kawahira y cols. estudiaron los efectos de dicha estimulación en pacientes con EVC, concluyendo que durante su aplicación en los músculos glúteo medio y tibial anterior aumentaba la velocidad de la marcha.¹⁴

El objetivo del presente estudio, fue determinar si la aplicación de estímulos vibratorios durante un número consecutivo de sesiones favorece la velocidad de la marcha en los pacientes hemiparéticos secundarios a EVC, así mismo se cuantificaron la cadencia, espasticidad e índice motor los cuales reflejan la funcionalidad del miembro parético

Se realizó un estudio comparativo, prolectivo, prospectivo y longitudinal, se incluyeron 18 pacientes con EVC crónico conformando un grupo control y uno de estudio. Ambos grupos recibieron un programa de reeducación de marcha en la banda sin fin y el soporte parcial de peso durante 20 minutos 3 veces por semana. El grupo en estudio recibió estímulos vibratorios a 90 Hz (similares a la vibración de un teléfono móvil) sobre los músculos isquiotibiales y tibial anterior del miembro parético. El estudio se realizó de Junio a Octubre del 2007 en el área de terapia física del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN) obteniendo resultados cuantitativos estadísticamente significativos similares para ambos grupos, la única variable que mostró una diferencia significativa mayor en el grupo en estudio fue el índice motor que clínicamente traduce un incremento de la potencia muscular del miembro parético. Se descarta por tanto la hipótesis de trabajo al no tener un aumento de la velocidad mayor en el grupo de estudio.

ANTECEDENTES

El ciclo de la marcha

Este proceso presente desde hace 3 millones de años, favoreció que el ser humano evolucionara adquiriendo y desarrollando innumerables habilidades.¹⁵ La marcha es el movimiento más común, el más integrado y el más complejo; para llevarse a cabo requiere de la acción coordinada de numerosos músculos para permitir el avance con el mínimo gasto de energía y manteniendo el balance corporal.^{16,17} En un sujeto sano podemos definir la marcha como el proceso de locomoción bípeda, con actividad alternante de los miembros pélvicos, manteniendo un equilibrio dinámico y desplazando el centro de gravedad hacia delante.¹⁸ La marcha no se desarrolla solamente de forma automática como la respiración, la marcha es un mecanismo complejo que requiere de un control cortical y por tanto debe aprenderse.

La marcha es un movimiento periódico, es decir se toma como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo (talón); así un ciclo de la marcha será el conjunto de sucesos comprendidos entre dos choques de talón consecutivos del mismo pie. En una zancada, cada pie pasa por dos fases distintas: fase de apoyo en la que el pie está en contacto con el suelo, y la fase de oscilación en la que el pie se encuentra en el aire. A su vez, estas dos fases tienen respectivas subfases:

Fase postural (constituye el 60% del ciclo completo de la zancada):

1. Choque de talón
2. Pie sobre lo plano
3. Postural intermedia
4. Impulso

Fase de oscilación (constituye el 40% del ciclo completo de la zancada):

5. Aceleración
6. Oscilación intermedia
7. Desaceleración

Durante la marcha, el movimiento que imprime el centro de gravedad es sinuoso y no rectilíneo, lo cual exige ciertos intercambios de energía para mantener un centro de equilibrio estable, recordando que la postura es la relación de los diferentes ejes torsionales y angulares con el centro de gravedad, es de comprenderse que cualquier alteración postural condicionará modificaciones en la marcha.

Tradicionalmente se han identificado ocho mecanismos fundamentales de optimización de la marcha encaminados a la reducción de las oscilaciones que presentaría teóricamente el centro de gravedad del cuerpo. Estos ocho mecanismos fundamentales consisten en:

- Disociación de cinturas.
- Basculación pélvica.

- Rotación pélvica.
- Inclinación pélvica.
- Nutación y contranutación.
- Relación de segmentos.
- Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo.

La marcha es cuantificable por las constantes de la marcha, las cuales se definen y especifican a continuación (para los adultos):

- Centro de Gravedad. Localizado 5 cms por delante de S2.
- Ángulo de Proyección: Grados entre la punta del pie y la línea perpendicular al talón. Parámetro de referencia 5-15°.
- Velocidad: Es el tiempo en el que se recorre cierta distancia del ciclo de la marcha. En el adulto es de 4.3 km/hr.
- Longitud de paso: Es la distancia entre un choque de talón y el choque de talón de la pierna contralateral, siendo de 38 cms.
- Largo de Zancada: Es la distancia entre el choque de talón al otro choque de talón del mismo pie siendo de 76 cms en hombres y 65 cms en mujeres.
- Base de sustentación: Es la distancia existente entre ambos talones, el parámetro normal es de 5-10 cms.
- Cadencia: Es el número de pasos por minuto. El parámetro normal es de 90-120 pasos por minuto.
- Gasto energético: Es la cantidad de energía requerida por el organismo para llevar a cabo el ciclo de la marcha y se calcula en 62 kcal/Km.¹⁸

En las últimas décadas se ha enfatizado la descripción del componente automático de la marcha, el cual es regulado en la médula espinal. Está conformado por circuitos neuronales capaces de generar el ritmo básico de la locomoción, estas redes neuronales alternan la actividad de las motoneuronas que controlan los músculos flexores y extensores. El centro generador de los patrones de la marcha (CPG) designa las redes espinales que pueden generar actividad rítmica para la locomoción aun en ausencia del control supraespinal o retroalimentación sensorial. Los CPG para la locomoción, han sido detallados en estudios realizados en gatos espinalizados, produciendo locomoción por medio de un estímulo externo.^{20,21} Se piensa que los CPG están organizados de forma muy similar en muchos vertebrados, incluyendo los mamíferos. Los modelos más sencillos de CPG asumen que cada extremidad inferior de un animal, es controlado por una red separada, por lo que la coordinación entre ambas redes permite la ritmicidad.^{19,20,22}

A su vez cada red genera múltiples señales en cada unidad, que directamente controla las actividades musculares de una extremidad. Una unidad controla a los músculos flexores de una extremidad, y otra unidad a los músculos extensores. Entre ambas unidades existe una regulación recíproca mediada por sinapsis inhibitorias.

La información aferente proviene de los receptores cutáneos, propioceptivos, visuales, auditivos y vestibulares; todas estas señales van directamente a corteza cerebral, algunas se entrecruzan con vías ascendentes o descendentes según sea

el caso, para llevar la información a la médula espinal. Actualmente se conoce que los receptores cutáneos juegan un papel muy importante en la locomoción, se acepta que de ellos depende dar el paso, la posición correcta del pie durante la subfase de apoyo y también condicionan las respuestas de adaptación del cuerpo durante cada una de las subfases del ciclo.¹⁶

Las señales aferentes musculares informan sobre los diferentes cambios angulares durante el ciclo, sin embargo su papel más importante es el de regular las diferentes fases del ciclo, ajustando la duración de cada una de ellas y sirviendo como interruptor para el inicio y final de las mismas.²³

En conclusión la información aferente, que es integrada en la corteza cerebral permite que los centros supraespinales manejen o modulen la coordinación entre las interneuronas que generan los diferentes patrones de la locomoción, localizados en la medula espinal. Esta regulación supraespinal permite la coordinación motora de las extremidades y la transición de una fase de la marcha a otra.^{19,22}

En base a los experimentos sobre animales, se ha postulado que el movimiento básico sinérgico de locomoción lo producen los patrones generadores centrales, estos sin embargo no actúan solos, para la marcha funcional se requiere la interacción de múltiples procesos que incluyen tanto el ámbito perceptual sensitivo, visual, vestibular y el motor que actúan de forma voluntaria e involuntaria.²³ El fallo individual o combinado de cada una de estas vías ocasiona

anomalías en la incorporación, la postura y la marcha, estas personas pasan de una independencia funcional a una dependencia asistida por terceros.^{24,25}

La marcha en pacientes con secuelas de EVC

El concepto de enfermedad cerebrovascular (EVC) se refiere a todo trastorno en el cual un área del encéfalo se afecta de forma transitoria o permanente por una isquemia o hemorragia, estando uno o más vasos sanguíneos cerebrales afectados por un proceso patológico.¹

Según su naturaleza, la enfermedad cerebrovascular se puede presentar como isquemia o como hemorragia, con una proporción en torno al 85 y 15%, respectivamente.

La isquemia se produce por la disminución del aporte sanguíneo cerebral de forma total o parcial. Según la duración del proceso isquémico focal, se presentará como accidente isquémico transitorio (AIT) el cual revierte antes de las 24 horas o como infarto cerebral.³ Se nombra isquemia cerebral global cuando la disminución del flujo sanguíneo cerebral se produce en todo el encéfalo afectando a los hemisferios cerebrales de forma difusa, asociada o no, a una lesión del tronco del encéfalo y/o cerebelo, siendo por tanto de pronóstico reservado para la vida y para la función.²⁶

La hemorragia es la presencia de sangre en el parénquima cerebral, en el interior de los ventrículos cerebrales o en el espacio subaracnoideo. Comúnmente es ocasionada por hipertensión arterial y es causante del EVC en el paciente joven.

Actualmente la EVC representa la primera causa de discapacidad en el mundo,³ genera múltiples secuelas que limitan las actividades de la vida diaria (AVD) de los pacientes, dentro de ellas las alteraciones en la marcha representan el motivo inicial de acudir a los servicios de rehabilitación.^{27,28}

La EVC se caracteriza por el inicio repentino de signos clínicos relacionados con el sitio anatómico donde el proceso mórbido ocurre. El daño lesiona el tracto piramidal y sus fibras parapiramidales (corticoreticulospinal), clínicamente se observa un síndrome de neurona motora superior, el cual incluye signos positivos y negativos. Los signos positivos incluyen a la espasticidad y las posturas anormales, los signos negativos se refieren a aquellas funciones perdidas como los son la fuerza y la destreza.^{27,28} La espasticidad se define como el aumento del tono muscular dependiente de velocidad, acompañado de hiperexcitabilidad de los reflejos osteotendinosos.²⁹ El síndrome de neurona motora superior confinado a un hemicuerpo, condiciona por tanto una alteración en la asociación de los movimientos sinergistas y del control voluntario.^{30,31}

El 95% de los pacientes logran la marcha en las primeras 11 semanas posteriores a el EVC, esta puede ser totalmente funcional o bien con alteraciones biomecánicas condicionadas por el patrón sinérgico.³

Estudios de Electromiografía (EMG) han mostrado que el aumento en el tono alcanza su máximo 3 meses del EVC, estos cambios intrínsecos en los músculos alteran la postura del paciente y por consiguiente su marcha.²⁸ Los pacientes hemiparéticos presentan en la extremidad afectada una extensión mantenida durante todo el ciclo de la marcha, en la fase postural se eleva el centro de gravedad con caída de la pelvis hacia el lado opuesto que se traduce funcionalmente en una marcha lenta, asimétrica, inestable, de baja resistencia y con cambios biomecánicos que recaen sobre el miembro sano para poder llevar a cabo la propulsión y la compensación de las fases.³² La compensación en el hemicuerpo afectado representa una mayor carga que puede traer consecuencias importantes al alterarse el equilibrio biomecánico, siendo las más frecuentes la Osteoartrosis y las lesiones ligamentarias.³⁰

La locomoción en el paciente hemiparético representa un modelo muy similar en todos los pacientes, estudios de EMG han demostrado el predominio del pie en equino por acción extensora e hiperactiva del tríceps sural durante la carga del miembro y por una debilidad del tibial anterior y de los dorsiflexores del pie.^{28,32} La hemiparesia se encuentra en todo el hemicuerpo por tanto hay una flexión insuficiente de cadera, ausencia de flexión de rodilla, conduciendo al final a un movimiento de

circunducción. En conclusión la debilidad en los músculos flexores y el patrón sinergista en los grupos extensores son la causa principal de las alteraciones en la marcha en estos pacientes.^{28,33,34} La baja resistencia se explica por el aumento del gasto energético, se estima un incremento metabólico en 1.5-2 veces más que en los sujetos sanos lo cual contribuye a disminuir sus actividades de la vida diaria y su desempeño funcional.³⁵

Como se ha descrito, la infinidad de cambios provocados por el aumento del tono muscular provoca alteraciones posturales con la subsecuentemente modificación de la biomecánica de la marcha por los cambios en la angulación articular.³¹ Quizá este es el motivo por el cual la atención de estos pacientes se centra clásicamente en el manejo de espasticidad, sin embargo el disminuir el tono muscular no siempre se traduce en un mejor control motor o una recuperación de la fuerza muscular en los músculos antagonistas a la sinergia extensora.²⁸

Las técnicas empleadas para la disminución de la espasticidad como las de Bobath, Brunnstrom, y Rood,^{33,36} mejoran el control motor; esto permite al paciente lograr la bipedestación y mejorar su alineación corporal.³³ Posteriormente como parte del tratamiento rehabilitatorio se inicia la fase de entrenamiento dinámico, donde el paciente deberá adaptarse a su nueva condición, adquirir confianza y mejorar la fuerza muscular.²⁷

Rehabilitación de la marcha del paciente hemiparético

El manejo de rehabilitación del paciente con EVC inicia en la fase aguda, pero en la etapa subaguda y crónica se convierte en el objetivo prioritario tanto del paciente como del médico.^{3,5} Se ha descrito que después de las 11 semanas al evento agudo, el 64% de los pacientes habrán recuperado la función de la locomoción independiente, el 14% realizará una deambulacion y en un 22% no habrá recuperación de la función.³³ La marcha independiente y recuperación motora se estima debe aparecer en un lapso no mayor a 6 meses, Bohannon reportó como factores pronósticos en la recuperación de la marcha el control motor, la fuerza muscular y el equilibrio.³

Ya que la locomoción humana es tan compleja y dependiente de centros superiores, la reeducación de la marcha no puede simplificarse a la actividad repetitiva en las extremidades inferiores o al fortalecimiento de los músculos más relevantes. Muchos pacientes pueden requerir un tratamiento largo e intensivo antes de aprender a caminar de nuevo y otros que son capaces de mantenerse nuevamente de pie de forma temprana, necesitarán terapia muy específica para mejorar su forma de caminar.

En base al patrón de marcha funcional, esta debe ser segura, rápida, con un gasto energético adecuado, independiente y automática. Estos parámetros deben de ser tomados en cuenta antes de iniciar un programa de rehabilitación.³⁷

El programa de reeducación tradicional debe reforzar los siguientes parámetros:

1. Incorporación desde una silla y sedestación de nuevo. Favorece la descarga simétrica de los miembros pélvicos y el control del tronco.
2. Progresión hacia adelante. Permite la adaptación del centro de gravedad, la descarga simétrica del peso y la propulsión corporal.
3. Longitud del paso. Esta disminuye en el paciente hemiparético de 2.5 a 4 veces de la longitud normal. El corregir estos pasos cortos disminuye el gasto energético y aumenta la velocidad de la marcha.
4. Velocidad y ritmo. Estos parámetros indican un desequilibrio entre el tiempo y la distancia de ambas extremidades, esto conlleva a un mayor esfuerzo físico y por tanto a una marcha insegura.
5. Ángulo del pie. El entrenar una angulación cercana a la normal, disminuye la rotación excesiva de cadera y la flexión de tronco que se realizan de forma compensatoria en el miembro parético.
6. La fase postural. En esta fase se debe reeducar la descarga de peso sobre el miembro parético, inhibiendo la hiperextensión de la rodilla y la extensión del tobillo durante la fase de apoyo. Se debe fortalecer el impulso del cuerpo sobre el miembro parético así como la adaptación de la velocidad y de la longitud del paso en terrenos irregulares.
7. La fase oscilatoria de la marcha. Esta es la fase de menor gasto energético en un sujeto sano, por tanto en el paciente hemiparético el entrenamiento se debe centrar en estimular la flexión de cadera y rodilla buscando

disminuir el esfuerzo para llevar a cabo esta fase y la capacidad de mantener en equilibrio el centro de gravedad.

8. Equilibrio. Se debe favorecer la seguridad del paciente, esto le permitirá dar los pasos de forma reactiva y rápida manteniendo el centro de gravedad dentro de la base de sustentación.³³

El entrenamiento de la marcha se ha llevado a un ambiente controlado y de mayor seguridad para el paciente con el uso del Soporte parcial de peso (SPP) y la banda sin fin (TM). Ambos dispositivos se emplearon inicialmente en el manejo de pacientes con lesión medular incompleta (LMI), estas investigaciones permitieron describir con mayor precisión la función de los centros generadores de la marcha (en inglés central pattern generator - CPG).³⁸

Los CPG se encuentran distribuidos en toda la médula espinal activándose de forma específica y alternante según la fase de la marcha y los músculos que interactúan. El reentrenamiento en los pacientes neurológicos por medio del soporte parcial de peso y la banda sin fin, activa la ritmicidad de estos CPG, mediante la descarga aferente de los receptores propioceptivos. Lo anterior permite una reorganización neuronal central.^{10,39}

El uso del soporte parcial de peso y la banda sin fin se ha extendido a diferentes enfermedades neurológicas, en el EVC. Ding y col., reportaron que el entrenamiento de ratas con oclusión de la arteria cerebral media en una banda sin fin, favoreció la plasticidad sináptica del núcleo subtálmico, las conclusiones de

dicho estudio sugieren que este tipo de entrenamiento motor influye en el equilibrio y en el control motor.¹⁰ Posteriormente Miyai y cols. destacaron en sus hallazgos que la combinación del soporte parcial de peso y la banda sin fin produce cambios en la corteza premotora y en el área premotora suplementaria, desempeñando roles importantes en la restauración de la marcha en pacientes con EVC.¹¹

El uso del soporte parcial de peso y la banda sin fin en pacientes con EVC ha demostrado un claro beneficio al mejorar el equilibrio y aumentar la velocidad del paciente hemiparético,^{38,40} la disminución del peso corporal durante la marcha permite equilibrar el peso del paciente, favoreciendo la descarga sobre el miembro parético y proporcionando una mayor estabilidad al centro de gravedad del cuerpo, lo que permite llevar a cabo las fases de la marcha de una forma más libre. Esta técnica activa las vías aferentes propioceptivas, estimulando las áreas descritas en la corteza cerebral, lo que favorece por tanto la plasticidad cerebral y el control espinal regulando los CPG.⁴⁰

La vibración

El empleo de estímulos propioceptivos para la rehabilitación de la marcha en los pacientes neurológicos se ha descrito desde etapas en las que no existía el sustento científico suficiente.²⁴ Estas técnicas tienen la particularidad de buscar la disminución del el tono muscular y de ser aplicadas con un paciente estático.³³ Actualmente se comprende la regulación de los estímulos aferentes hacia la corteza cerebral y su interacción con los CPG.^{23,39}

La vibración se ha empleado recientemente como mecanismo de activación de las vías aferentes propioceptivas y sensitivas. Se ha descrito al estímulo vibratorio como el más potente para activar la sensibilidad del huso neuromuscular, este receptor por medio de las fibras Ia y Ib transmitirá su aferencia a la médula espinal y a la corteza, centros donde se integrará la respuesta motora efectora, la descripción de los diversos artículos confirman una contracción poderosa en el músculo estimulado.^{11,22,41}

La vibración es un estímulo mecánico caracterizado por un movimiento oscilatorio y sus efectos en el ser humano se han descrito como inocuos siempre y cuando sean a una frecuencia determinada (mayor de 20 Hz).^{42,43}

Un concepto físico que conviene aclarar, es la resonancia, definida como la frecuencia con la que el cuerpo humano presenta desplazamiento entre los órganos y la estructura esquelética. Este fenómeno parece ser independiente del peso corporal y la estatura aunque podría estar influenciada por la tensión muscular. Algunos autores refieren un rango de frecuencias resonantes en todo el cuerpo entre 9 y 16 Hz (promedio de 12.3 Hz), y otros defienden una frecuencia principal de 5 Hz y una secundaria de 8 Hz;³⁷ sin embargo, como rango de seguridad se recomienda emplear frecuencias superiores a los 20 Hz en los dispositivos empleados para el entrenamiento de la fuerza y con fines terapéuticos. Los efectos de la vibración dependen de diferentes factores como son la frecuencia y la duración⁴⁴

Diversos estudios elaborados en Europa, desde 1997 hasta fechas actuales, han descrito que la aplicación de estímulos vibratorios sobre vientres musculares provoca una alteración de la orientación espacial del cuerpo, modificando la postura dependiente del segmento estimulado.^{45,46,47,48,49}

Sabine y cols. demostraron la activación electromiográfica de los músculos bíceps femoral y cuádriceps durante la aplicación del estímulo, concluyendo que la activación de las fibras aferentes Ia participan en el control de la actividad muscular durante la locomoción humana.¹⁹ Así mismo, de forma paralela el estímulo constante de los husos musculares provoca un decremento posterior del reflejo H, esto explicado por la disminución de la descarga de neurotransmisores de las fibras Ia.⁴⁹

Ilse y cols. reportan cambios favorables en pacientes hemiparéticos por EVC posterior al tratamiento en la plataforma Galileo 900, dicho dispositivo evoca un estímulo para todo el cuerpo el paciente a una frecuencia de 30 Hz por lapsos de 45 seg. Sus resultados indican una mejoría en el equilibrio y la velocidad de los pacientes que concluyeron el estudio,^{42,47} sin embargo son pocos los resultados que informen del beneficio de la vibración empleada en los pacientes neurológicos, sólo existen descripciones, sin llevar un programa continuo de su aplicación.^{14,49} Tal motivo impulsa el desarrollo de esta investigación, la cual busca demostrar que la estimulación vibratoria aplicada durante un número consecutivo

de sesiones favorece la marcha del paciente con hemiparesia secundaria a EVC, comprobándolo mediante la modificación de diversas variables.

JUSTIFICACION

El EVC causa 5.54 millones de muertes anuales en el mundo, cifra que tiende a incrementarse debido a la transición demográfica de la población.²⁸ El EVC representa la principal causa de invalidez neurológica en los adultos, produciendo un elevado número de casos de incapacidad permanente que consume importantes recursos económicos. El 40% de los sobrevivientes permanecen con secuelas que llevan a la dependencia parcial o total.^{4,6}

Como parte de las secuelas, la marcha en los pacientes con EVC crónico se modifica por la espasticidad del hemicuerpo afectado. El aumento del tono muscular, modifica la postura (debido a la alteración propioceptiva del segmento dañado), cambia el centro de gravedad e incrementa del riesgo de sufrir caídas. La característica sinergia extensora del miembro pélvico se mantiene durante todo el ciclo de la marcha lo que condiciona una marcha lenta, aumento del gasto energético y disminución de la actividad y capacidad de llevar a cabo sus AVD. Dichas alteraciones se traducen en la limitación para desempeñarse dentro de una sociedad demandante. Lo anterior implica que estos pacientes ingresen a los servicios de rehabilitación con la finalidad de mejorar las alteraciones condicionadas por las secuelas.^{6,27}

La rehabilitación de los pacientes neurológicos siempre ha empleado estímulos propioceptivos⁷ (quizá, sin conocer de fondo los mecanismos fisiológicos implicados); actualmente se tiene una descripción más detallada de los

mecanismos que interaccionan desde nivel periférico hasta nivel central gracias al empleo de la banda sin fin y del soporte parcial. Ambos dispositivos han confirmado sus beneficios en la reeducación de la marcha del paciente hemiparético secundario a EVC, reportando una mejoría en la postura y un aumento de la velocidad.^{9,10,11}

La vibración ofrece un estímulo sencillo de aplicar, sin riesgos para el paciente y con los antecedentes científicos que indican cambios en la postural y en la velocidad de la marcha durante su aplicación,^{12,13,14,15,18} sin embargo no existe en la literatura un antecedente de la aplicación continua, durante un número determinado de sesiones en pacientes con EVC.

Las bases de la plasticidad cerebral señalan que los estímulos sensitivos son capaces de favorecer la remodelación en la corteza somatosensorial, y tomando en cuenta que la vibración es un estímulo potente para el huso neuromuscular capaz de modular la representación cortical del área estimulada, se podría pensar por tanto que la vibración se puede emplear en la Neurorehabilitación.^{50,51}

Lo anterior permite la búsqueda de una nueva opción de tratamiento que combine ambas técnicas, buscando ofrecer al paciente un mayor beneficio al aumentar los estímulos propioceptivos y al incidir directamente en la facilitación muscular de los músculos isquiotibiales y tibial anterior.

OBJETIVOS

General

Determinar que la aplicación de estímulos vibratorios en los músculos antagonistas a la sinergia extensora, mediante un programa de reeducación, favorece la marcha del paciente hemiparético secundario a EVC en comparación con un grupo control

Específicos

1. Comparar los cambios en la cadencia en cada uno de los pacientes posterior al tratamiento
2. Diferenciar los cambios de la velocidad en cada uno de los pacientes posterior al tratamiento, mediante la escala de la marcha cronometrada y el registro obtenido a través de la banda sin fin.
3. Identificar el grado de espasticidad del miembro pélvico parético, mediante la escala de Ashworth modificada, posterior al tratamiento.
4. Identificar las modificaciones en el índice motor del miembro pélvico parético, en cada uno de los pacientes posterior al tratamiento.
5. Comparar el porcentaje de ganancia de la cadencia y velocidad obtenidos en entre el grupo en estudio y el grupo control.
6. Relacionar las modificaciones de la espasticidad y el índice motor entre el grupo control y el grupo en estudio.

HIPOTESIS

ALTERNA

La aplicación de estimulación vibratoria favorece la reeducación de la marcha del paciente hemiparético, aumentando la velocidad del grupo de estudio en comparación con el grupo control.

NULA

La aplicación de estimulación vibratoria no favorece la reeducación de la marcha del paciente hemiparético, ya que no aumenta la velocidad del grupo en estudio en comparación con el grupo control.

MATERIAL Y METODOS

El presente estudio tuvo un diseño comparativo, prolectivo, prospectivo, longitudinal y cuasiexperimental, el cual fue realizado en el área de terapia física del servicio de Rehabilitación del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, del 20 de junio al 29 de octubre del 2007. Se consideró como un estudio preliminar debido a que la población en estudio, fue de difícil captación durante el periodo establecido para la investigación, además que no existe antecedente de dicho entrenamiento en la literatura.

El universo de trabajo incluyó pacientes con hemiparesia secundaria a EVC hemorrágico o isquémico de 6 meses o más de evolución, que logran la deambulaci3n o la marcha independiente, espasticidad menor de 3 en escala de Ashworth en miembros inferiores y dorsiflexi3n de tobillo a la neutra. Los criterios de exclusi3n fueron la hipertensi3n arterial descompensada, un d3ficit en el arco de movilidad de cadera o rodilla mayor de 20°, trombosis aguda o enfermedad neurol3gica agregada.

La captaci3n de los pacientes se llev3 a cabo durante el periodo de abril a septiembre del 2007 mediante la revisi3n de la libreta de registro de consultas de primera vez del Centro Nacional Modelo de Atenci3n, Investigaci3n y Capacitaci3n para la Rehabilitaci3n e Integraci3n Educativa "Gaby Brimmer" SNDIF; los pacientes se contactaron v3a telef3nica extendiendo la invitaci3n a participar. Los candidatos fueron citados en dicha instituci3n para su valoraci3n cl3nica.

Paralelamente en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía se captaron los pacientes que acudían al servicio de Rehabilitación los cuales recibieron la invitación de forma personal.

El investigador realizó una valoración médica dirigida a todos los pacientes que cumplieron con los criterios de inclusión, reportando los datos obtenidos en la hoja de captación de datos (Anexo1), los resultados iniciales del índice motor (Anexo 2) y el Ashworth (Anexo 3) del miembro parético. Así mismo los pacientes firmaron la carta de consentimiento informado (Anexo 5). Conforme ingresaron los pacientes al estudio les fue asignado un numero progresivo; aleatoriamente el investigador distribuyó los números pares en el grupo control (A) y los nones en el grupo en estudio (B).

Previo al tratamiento se aplicó la prueba del “Timed Walking Test” a cada uno de los participantes (Anexo 4). La distancia requerida de 10 metros fue previamente señalada en una superficie plana del estacionamiento adjunto al área de rehabilitación del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. El paciente solo recibió la orden de caminar dicha distancia de forma cotidiana. La prueba fue grabada con una videocámara y el tiempo fue registrado con un cronómetro.

Para ambos grupos se realizó el mismo programa de reeducación de la marcha asignándole media hora de tratamiento a cada paciente, tres veces por semana, durante 20 sesiones. Todo el programa fue aplicado por el investigador.

Los dispositivos empleados fueron una banda sin fin modelo Gait Keeper™ y un sistema de soporte parcial de peso estándar modelo Lite Gait™ (conocida también como grúa), ambos dispositivos de la marca Mobility Research.

Al grupo en estudio se le adaptaron 2 vibradores del modelo Comet™, marca Homedic (Figura 1), usados comercialmente como auxiliares para la aplicación de masaje.



Figura 1. Estimulador Comet™ marca Homedic

Estos dispositivos se sujetaron por medio de vendajes a los miembros inferiores; los sitios de colocación fueron la cara posterior del muslo (músculos isquiotibiales) y la cara anterior de pierna (músculo tibial anterior) (Figura 2). El estímulo se mantuvo de forma continua durante el programa. Las vibraciones emitidas fueron dentro del rango de los 90 Hz.



Figura 2. Sitios de estimulación vibratoria: músculos isquiotibiales y músculo tibial anterior

El programa se llevó a cabo para ambos grupos de la siguiente manera:

1. Con el paciente de pie, se colocó el arnés del soporte parcial de peso en la región abdominopélvica, tomando como referencia el borde inferior del arnés con la articulación de las caderas.
2. Se ajustó la tensión de las bandas laterales del arnés, hasta permitir la entrada de un través de dedo entre cada una de las bandas y el paciente.
3. Se pidió al paciente colocarse sobre la banda sin fin, alineando su postura y manteniendo los pies en puntos equidistantes sobre el centro de la banda.
4. Se sujetaron las bandas de la grúa al arnés, manteniendo una distancia de 4 traveses de dedo entre el borde proximal de las bandas y la cabeza del paciente.

5. Se colocó el soporte inferior del arnés en los conectores anteriores y posteriores.
6. Se tensaron las bandas de sujeción de la grúa y las de los soportes inferiores, procurando que el paciente mantuviera la alineación previa.
7. Se solicitó al paciente sujetarse de los manubrios del soporte parcial de peso, para el miembro superior parético se colocó un vendaje para favorecer el equilibrio durante el movimiento continuo del entrenamiento (figura 3).

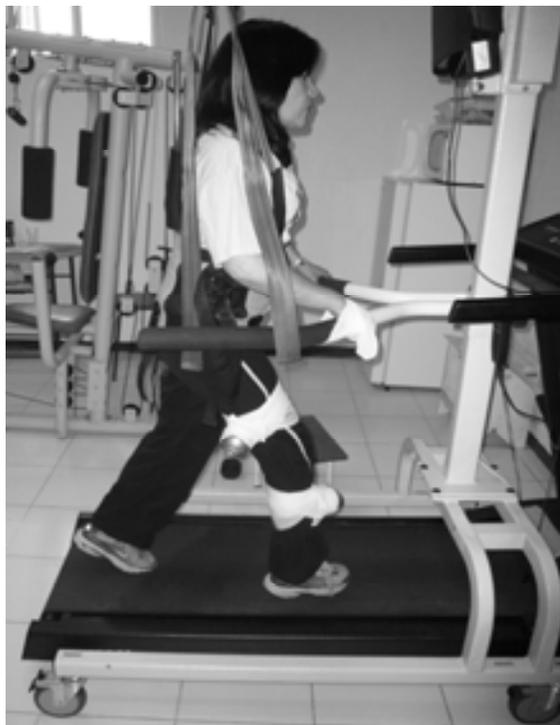


Figura 3. Colocación de los estimuladores en el miembro inferior y vendaje en el miembro superior del hemicuerpo parético.

8. El estímulo vibratorio se aplicó solo en el grupo en estudio.
9. Se suspendió al paciente con la grúa hasta el punto donde presentó un apoyo parcial de ambas plantas de los pies sobre la banda sin fin.
10. El programa inicio a una velocidad entre 0.2-0.4 millas/hora, lo que dependió de la seguridad del paciente al realizar los pasos y de su actividad motora voluntaria. El estudio se realizó en la función de plano horizontal de la banda sin fin.
11. Durante el programa se enfatizó en los siguientes parámetros:
 - a. Postura. Se solicitó al paciente evitar la flexión y el ejercer fuerza de tracción en los miembros superiores al realizar el paso.
 - b. Longitud del paso. Se indicó al paciente que en cada paso, el choque de talón debía marcarse por delante del pie de apoyo, enfatizando sobre todo en la extremidad sana.
 - c. Flexión de rodilla. Se solicitó al paciente llevar a cabo la flexión de rodilla del miembro parético hasta donde le fuera posible. En esta fase del programa los pacientes requirieron el apoyo del investigador para realizar el movimiento (figura 4).

La velocidad del entrenamiento fue incrementándose cada semana de tratamiento según la capacidad motora y seguridad del paciente.



Figura 4. Apoyo del investigador en el programa de reeducación de la marcha, alineando la articulación para enfatizar subfases de la marcha

Cada sesión de caminata duró 20 minutos con un lapso de descanso a los diez minutos; durante el tratamiento se vigiló que el paciente mantuviera una postura adecuada y realizara la marcha de una forma recíproca y bilateral, se hizo énfasis en las fases y subfases de la marcha, pidiendo al paciente realizara pasos cada vez más largos, distribuyendo el peso en ambos hemicuerpos al realizar la alternancia de las extremidades. Al inicio de las sesiones el investigador apoyó la movilización del miembro parético, en algunos casos éste apoyo se mantuvo durante todas las sesiones.

Al término del programa, se realizó la valoración final a cada uno de los pacientes mediante el registro de la banda sin fin, la escala del “Timed Walking Test”, así como la puntuaje final del índice motor y de la Escala de Ashworth.

Las instalaciones y los aparatos fueron proporcionados por el INNN. El investigador compro 2 estimuladores vibratorios con un costo aproximado de 200 pesos cada uno. Se solicitó al diseñador del dispositivo Lite Gait (en EUA) una extensión para arnés empleado, ya que un paciente presentaba una obesidad grado 3 (por medio del índice de masa corporal), la extensión fue enviada sin costo alguno, permitiendo adaptar el arnés al soporte parcial de peso (Figura 5).



Figura 5. Extensión para el arnés del soporte parcial de peso.

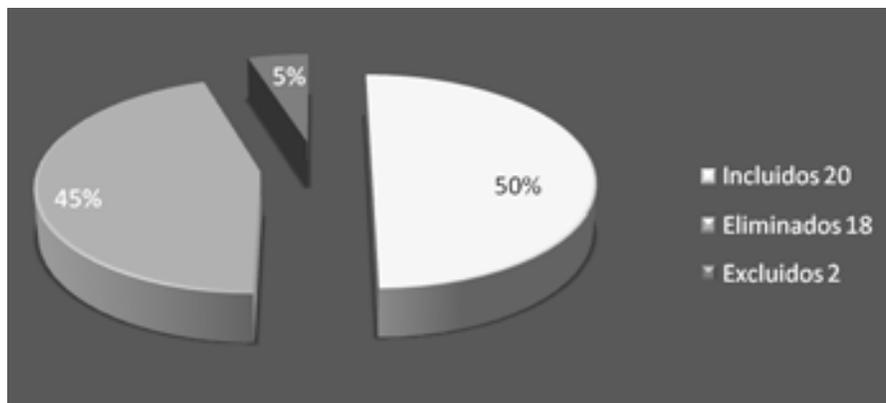
El estudio fue aprobado en el Comité de Investigación y Bioética del CNMAICRE en abril del 2007 y en el INNN en mayo del mismo año cumpliendo con las normas éticas de ambas instituciones, y con las acordadas en la Asamblea Médica Mundial en Helsinki, así mismo cumplió con los requerimientos de la Ley general de Salud.

Los resultados fueron analizados mediante la prueba de Wilcoxon usando el programa de GraphPad Prism 5.

RESULTADOS

El número de pacientes captados para este estudio fue de 65, sin embargo solo aceptaron participar 24 (Anexo 1). De estos, 3 fueron excluidos por presentar como cuadros agregados a la secuela de EVC, un síndrome cerebeloso, inestabilidad ligamentaria de rodilla y pie equino irreductible. En el tiempo establecido para la investigación 1 paciente requirió de una intervención quirúrgica en otoneurología por lo que fue excluido; 2 pacientes fueron eliminados por no completar el 80% de las sesiones de tratamiento (Gráfica 1). Las causas del abandono fueron por problemas familiares y económicos para trasladarse al INNN.

Gráfica 1. Universo de trabajo



Fuente hoja de captación de datos

Como parte de las características de nuestra población en estudio encontramos:

De los 18 sujetos participantes hubo un predominio del género femenino con 11 pacientes (61%) en comparación con los 7 pacientes masculinos (39%). La EVC de tipo hemorrágico predominó representando el 61.2% (Tabla 1). El rango de edad osciló entre 28 y 86 años, con una media de 51.67 para el grupo control, y en un rango de 30 a 83 años, con una media de 57.44 para el grupo en estudio. La media de meses de evolución fue de 37.11 para el grupo control y de 64.8 para el grupo en estudio.

Tabla 1. Características de los 18 pacientes incluidos

Paciente no.	Edad	Sexo	Evolución en meses	Tipo de EVC	Grupo*
1	86	F	9	Hemorrágico	A
2	48	F	84	Isquémico	A
3	59	M	16	Isquémico	A
4	29	F	16	Hemorrágico	A
5	44	M	13	Isquémico	A
6	28	F	7	Hemorrágico	A
7	68	F	8	Hemorrágico	A
8	49	F	156	Isquémico	A
9	54	M	25	Hemorrágico	A
10	74	M	84	Hemorrágico	B
11	83	F	20	Hemorrágico	B
12	62	F	12	Isquémico	B
13	48	M	48	Isquémico	B
14	44	F	24	Hemorrágico	B
15	52	F	84	Hemorrágico	B
16	54	M	72	Hemorrágico	B
17	70	F	180	Isquémico	B
18	30	M	60	Hemorrágico	B

Fuente: "Hoja de captación de datos 2007" *Grupo A control, Grupo B en estudio

A continuación se describen los resultados de las variables en estudio:

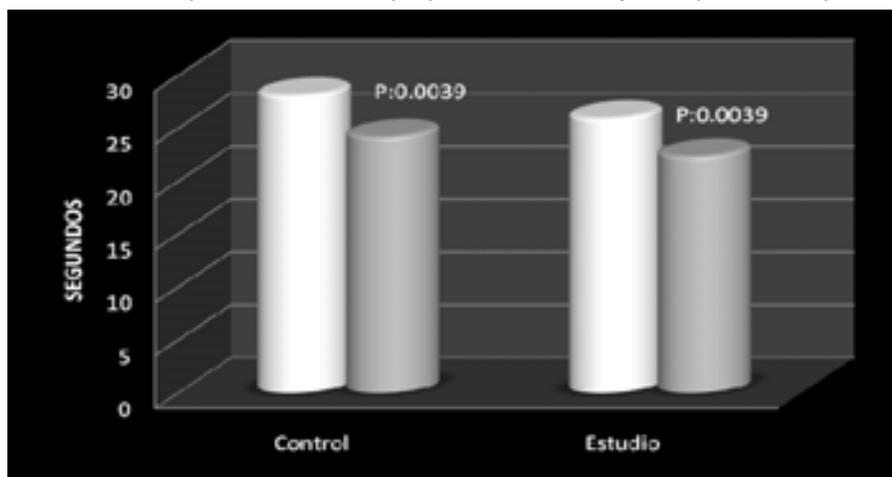
- La velocidad de la marcha fue valorada a través de la prueba del “Timed Walking Test” (tiempo cronometrado) antes y después del tratamiento, en ambos grupos se encontró un incremento porcentual similar del 14% en la valoración final (Tabla 2). Al aplicar la prueba de Wilcoxon, esta variable tuvo un beneficio significativo para ambos grupos, con una p de 0.039 indicando que no hubo diferencia entre uno y otro grupo (Gráfica 2).

Tabla 2. Timed Walking Test valorada en 10 m planos para ambos grupos

Tiempo (segundos)	Control	Estudio
Inicial	28.10	25.95
Final	24.19	22.35
Diferencia	3.91	3.6
Incremento en porcentaje	14.02%	14.98%

Fuente: “Hoja de captación de datos 2007”

Gráfica 2. Comparación del tiempo promedio inicial y final para 10 m planos



Fuente: “Hoja de captación de datos 2007”

p<0.05

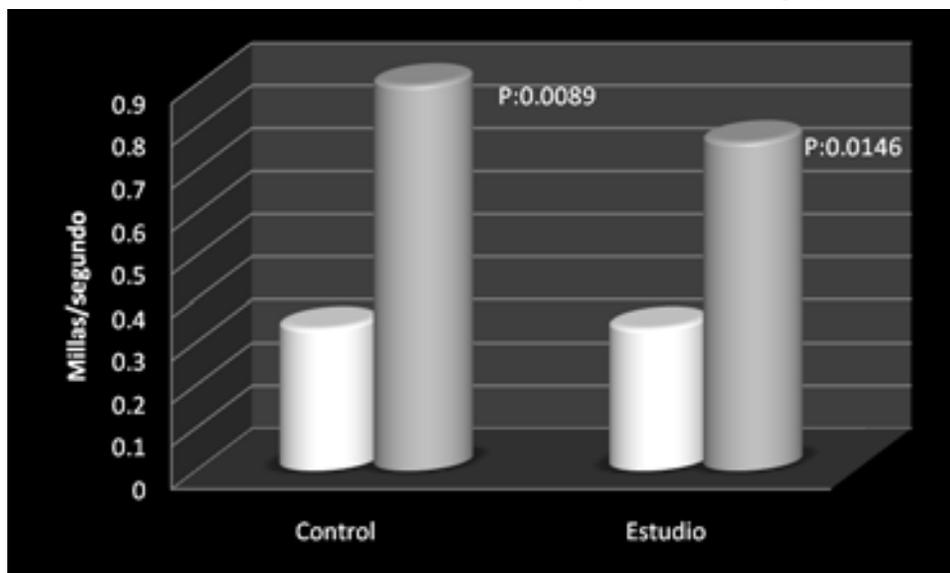
La velocidad en la banda sin fin fue valorada en ambos grupos. Comparando los resultados iniciales con los finales, mostraron un aumento en la velocidad del entrenamiento mayor en el grupo control, con una media final de 0.90 millas/ hora (Tabla 3). Mediante el análisis estadístico se corroboró lo anterior, teniendo una diferencia significativa de mayor relevancia en el grupo control, obteniendo una p de 0.0089 (Gráfica 3).

Tabla 3. Velocidad de la marcha durante el entrenamiento en la banda sin fin en ambos grupos

Velocidad de la marcha (millas /hora)	Control	Estudio
Inicial	0.33	0.33
Final	0.90	0.76
Diferencia	0.57	0.43

Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

Gráfica 3. Comparación de la velocidad inicial y final de ambos grupos



Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

$p < 0.05$

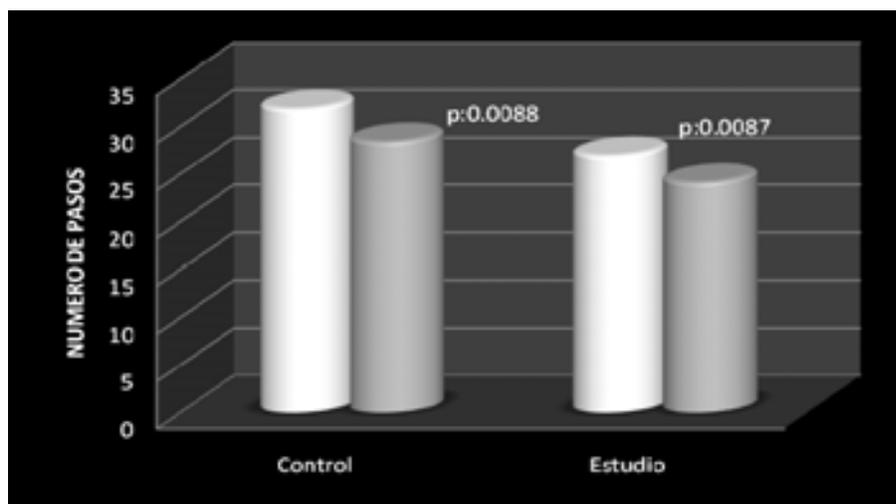
- Del total de pacientes que concluyeron el programa de reeducación de la marcha se observó una disminución en la cadencia (número de pasos necesarios para recorrer la distancia de los 10 metros) (Tabla 4). La prueba de Wilcoxon mostró una p significativa para cada uno de los grupos, de 0.0088 para el grupo control y de 0.0087 para el grupo en estudio, por lo que no hubo beneficio entre el grupo en estudio sobre el grupo control (Gráfica 4).

Tabla 4. Valoración de la cadencia para ambos grupos

Cadencia (Pasos)	Control	Estudio
Inicial	31.89	27.00
Final	28.44	24.11
Diferencia	3.45	2.89

Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

Gráfica 4. Comparación de la cadencia promedio inicial y final de ambos grupos.

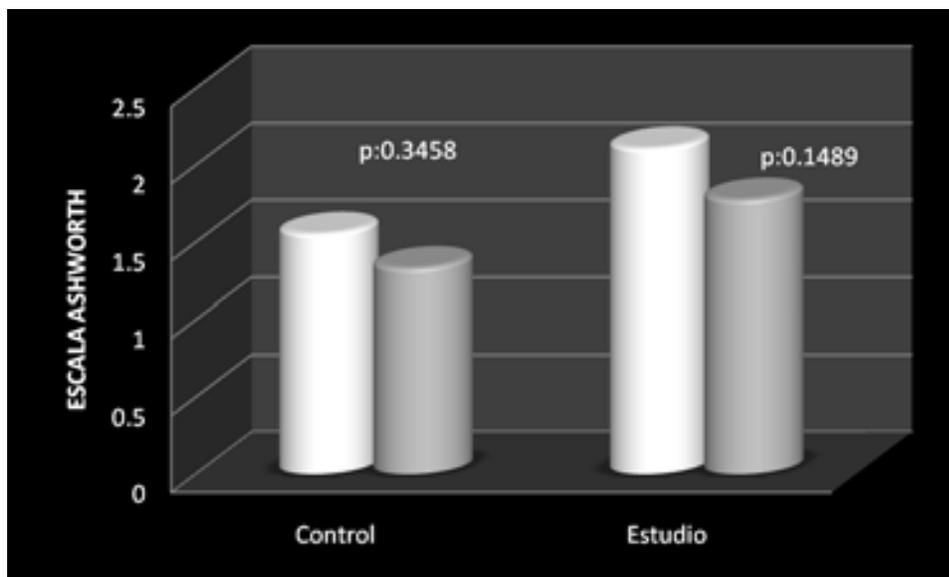


Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

p<0.05

- La espasticidad fue valorada mediante la escala de Ashworth encontrando una media en el grupo control de 1.5 la cual se modificó a 1.3 al final del estudio, el grupo B presentó una media en la espasticidad de 2.1, con una evolución posterior al tratamiento de 1.7, este cambio se observó en 3 pacientes (37.5%) de cada grupo, los cuales disminuyeron en un grado la espasticidad del miembro inferior. Posterior al análisis estadístico no hubo una diferencia significativa en esta variable en ninguno de los 2 grupos de tratamiento ya que obtuvieron resultados de $p: 0.3458$ para el grupo control y de $p: 0.1498$ (Gráfica 5).

Gráfica 5. Comparación de la espasticidad promedio inicial y final de ambos grupos.



Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

$p < 0.05$

- Los cambios más importantes entre el grupo estudio y control se encontraron en el índice motor, observándose un incremento mayor de este

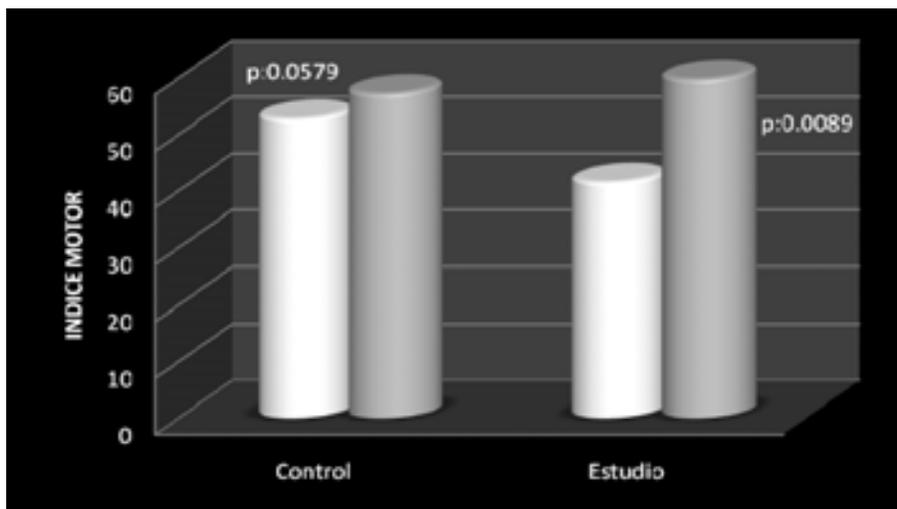
ítem en el grupo en estudio. Clínicamente este cambio se observó principalmente en la flexión de rodilla y de tobillo del miembro parético (Tabla 5). La extremidad parética del grupo que recibió el estímulo vibratorio tuvo un incremento más significativo obteniendo una p de 0.0089, en comparación con grupo control que obtuvo una p de 0.0579 mediante la prueba de Wilcoxon (Gráfico 6).

Tabla 5. Comparativa del Índice Motor en entre ambos grupos

Índice Motor	Control	Estudio
Inicial	52.78	41.56
Final	57.22	59.78
Diferencia	4.44	18.22

Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

Gráfica 6. Comparativa del Índice Motor promedio inicial y final entre ambos grupos



Fuente: "Hoja de captación de datos 2007"

p<0.05
IM normal 99 (Anexo 2)

Para concluir, la tabla 6 muestra el comparativo de la significancia estadística obtenida por la prueba de Wilcoxon para ambos grupos, donde se observa que el índice motor del grupo en estudio alcanzó los valores más significativos. Así mismo podemos observar que la hipótesis de trabajo es rechazada.

Tabla 6. Comparativo de las variables estudiadas para ambos grupos

Variable	Control	Estudio
Velocidad	0.0039	0.0039
Cadencia	0.0088	0.0087
Espasticidad	0.3724	0.1984
Índice motor	0.0579	0.0089

Fuente: "Graphpad prism 5"

p<0.05

DISCUSION

El antecedente más apegado a nuestra investigación fue el diseñado por Kawahira en el 2004, en dicha investigación se detallan los cambios al aplicar un estímulo vibratorio durante la marcha de los pacientes con hemiparesia secundaria a EVC¹⁴. A continuación se detallan las similitudes y diferencias entre el diseño de Kawahira y el nuestro (Tabla 7).

Tabla 7. Comparación de estudios de estimulación vibratoria en EVC

	Kawahira y cols	Sánchez-Villavicencio y cols
Lugar del estudio	Kagoshima Japón	DF México
Año	2004	2007
Tipo estudio	Comparativo pre-post tratamiento ⁺	Comparativo pre-post tratamiento y entre grupos ⁺⁺
Tiempo de tratamiento	Una sesión	20 sesiones de 20 min c/u
Total de pacientes	13	9/ 9
Sitios de estimulación	Glúteo medio y tibial anterior	Isquiotibiales y tibial anterior
Frecuencia del estímulo	83 Hz	90 Hz
Población en estudio	Hemiparesia sec a EVC	Hemiparesia sec a EVC
Edad promedio	58.2 ± 9.7	54.33 ± 4.2
Tipo de EVC	Hemorrágico e isquémico	Hemorrágico e isquémico
Tiempo de evolución	68.7 meses±18.2	51.00 ± 12.10
Variables estudiadas	Velocidad para la marcha en 10m.	Velocidad para la marcha en 10m, cadencia, espasticidad e índice motor

⁺ Valoración previa sin estímulo y valoración final con estímulo en el mismo paciente

⁺⁺ El grupo control y en estudio utilizaron soporte parcial de peso y banda sin fin

Los datos demográficos de ambos estudios no concuerdan con la literatura que marca al EVC isquémico como el más frecuente. Los rangos de edad fueron muy similares aunque el tiempo de evolución de nuestros pacientes fue menor a los reclutados por Kawahira.

La velocidad se midió mediante el registro que proporciona la banda sin fin y a través de la prueba de la marcha cronometrada ("Timed Walking Test"), donde se valoró el tiempo alcanzado al recorrer 10 m planos. Esta última valoración también fue empleada por Kawahira y cols., sin embargo ellos hicieron un registro inicial sin estímulo y uno final con la aplicación de vibración. La p obtenida fue significativa siendo <0.001 lo que contrasta con los resultados reportados en nuestro estudio donde hubo significancia estadística similar (0.0039) para ambos grupos, aunque cabe señalar que nosotros realizamos las valoraciones sin estímulo vibratorio antes y tras 20 sesiones de tratamiento.

La velocidad cuantificada a través de la banda sin fin mostró una diferencia significativa para ambos grupos, observando una mejor respuesta en el grupo control el cual obtuvo una p de 0.0089 vs una p de 0.0146, sin que tengamos antecedente para comparar nuestros resultados.

Esta investigación reporta que el grupo en estudio mostró cambios estadísticamente significativos en la cadencia, sin embargo el beneficio no fue mayor que el entrenamiento de la marcha empleando solo el soporte parcial de

peso y la banda sin fin, esto indicaría que la descarga de peso sobre el hemicuerpo parético en la banda sin fin constituye un elemento propioceptivo suficiente para generar una respuesta motora favorable en el paciente, sin embargo es importante señalar que los pacientes que recibieron la estimulación vibratoria se vieron favorecidos durante el entrenamiento, sobre todo para realizar la flexión de rodilla durante el ciclo de la marcha, situación observada cualitativamente por el investigador, quien fue el encargado de aplicar el total de sesiones a todos los pacientes.

El índice motor del grupo en estudio fue la variable con mayor significancia estadística, traduciéndose clínicamente en un incremento en la potencia muscular del miembro parético, logrando sobre todo una mejoría en la flexión de la rodilla, esto se esperaría ver reflejado también en la velocidad de los pacientes del grupo en estudio, sin embargo para lograr una marcha con mayor velocidad influyen otros factores como son la postura, el equilibrio y el grado de espasticidad del paciente. Lo anterior nos indica que un aumento de la potencia muscular no se traduce necesariamente en un incremento de la velocidad de la marcha.

Desde el punto de vista metodológico haremos algunas observaciones: El investigador decidió emplear para la reeducación de la marcha el soporte parcial de peso para brindarle seguridad al paciente en conjunto con la banda sin fin para realizar una valoración cuantitativa de la velocidad, reconociendo de antemano que dichos dispositivos proporcionarían a los pacientes un beneficio ya

comprobado por Hesse y cols.,⁹ esto independientemente de la aplicación del estímulo vibratorio. Por lo anterior el sitio de estimulación fue modificado en comparación con el estudio antecesor, ante la dificultad de colocar el arnés del soporte parcial de peso sobre el estimulador que aplicaría la vibración en el glúteo medio; por tal motivo se optó por colocar uno de los estimuladores sobre los músculos isquiotibiales que también son inhibidos por la sinergia extensora.

En relación al análisis estadístico, la prueba empleada fue forzada y lo obtenido no es concluyente, pues se trata de un estudio preliminar. El número de pacientes en ambos grupos no pudo ser mayor a pesar de haberlos captados durante 6 meses en dos centros de concentración, lo anterior debido probablemente a múltiples factores, entre ellos los económicos, que impedían a los pacientes y familiares (a pesar de que el tratamiento era gratuito) solventar el costo del transporte por 20 sesiones lo que equivalía aproximadamente a 2 meses de tratamiento 3 veces por semana.

Otro punto a considerar es que en los siguientes estudios es importante cerrar los criterios de inclusión a expensas del rango de edad, ya que en nuestra investigación se presentó una disparidad marcada en la edad, contando con pacientes menores a los 30 años y mayores a los 80.

Desde el inicio del programa, el grupo en estudio mostró condiciones clínicas más desfavorables relacionadas con la secuela neurológica, esta aseveración la basamos en una espasticidad mayor y un índice motor más bajo en comparación

al grupo control. Todo esto a consecuencia de que la distribución de los pacientes en el proceso de aleatorización no fue homogénea.

Por otra parte, la mayoría de nuestros pacientes contaba con un manejo rehabilitatorio basado en un programa de casa, tal motivo provocó que en las primeras 3 sesiones la adaptación al entrenamiento fuera difícil, sin embargo conforme avanzó el programa, los pacientes mostraron una excelente motivación que sin duda fue uno de los factores que influyó para que todos mostraran resultados benéficos.

Este programa de 20 sesiones fue diseñado con fines de investigación y solo se consideraron algunas variables, sin embargo dentro de lo observado se encontró, que incluso las secuelas de larga evolución (más de 10 años) mostraron una modificación cuantificable de las variables estudiadas y una optimización de la marcha. Esto confirma que los mecanismo de neuroplasticidad dependen del estímulo sensorial adecuado lo que permite el restablecimiento de la actividad motora; un ejemplo fue el hecho de que en el grupo en estudio se observó que 3 pacientes se hicieron menos dependientes del bastón, empleándolo al final del programa solo para traslados de distancias largas fuera de su hogar. Este cambio solo se observó en un paciente del grupo control.

Por el momento son pocos los estudios que sustentan los beneficios de la aplicación de los estímulos vibratorios dentro de un programa de rehabilitación

neurológica, sin embargo es una línea para nuevas investigaciones al conocer actualmente los efectos en sujetos sanos^{12,13,16,20,22,50}.

Recordando que el miembro inferior se caracteriza por la alta complejidad de los mecanismos musculares agonistas y antagonistas para llevar a cabo una marcha armónica, es difícil incidir localmente en un musculo específico al no existir en el mercado estimuladores diseñados específicamente para este uso, los estudios realizados con vibración han requerido diseñar sus propios dispositivos, o como en nuestro caso adaptar alguno que no se haya empleado para tal motivo. Lo anterior con el cuidado de obtener un estímulo con una frecuencia segura mayor de 20Hz. En apego estos rangos de seguridad ninguno de nuestros pacientes refirió alguna molestia durante su aplicación, y mucho menos se observaron adversos posterior o durante las 20 sesiones de tratamiento.

Este estudio representa el primer antecedente en México sobre el uso de la vibración en el manejo rehabilitatorio del paciente neurológico, enriqueciendo los reportes previos que indican los beneficios de los estímulos aferentes periféricos como reguladores centrales de las respuestas motoras. Algunos cambios en nuestro estudio fueron referidos de forma muy subjetiva por los pacientes por lo que no fueron cuantificados ni reportados. Esta línea de investigación representa un campo fértil para explorar los mecanismos del funcionamiento motor voluntario y de los mecanismos de plasticidad neuronal posteriores al daño neurológico, siendo por tanto motivo de nuevas investigaciones a futuro.

CONCLUSIONES

La reeducación de la marcha del paciente hemiparético secundario a EVC crónico no presenta ningún beneficio al aplicar estímulos vibratorios en los músculos antagonistas a la sinergia extensora durante el programa en relación con el grupo control que solo empleó el soporte parcial de peso y la banda sin fin.

El programa de reeducación de la marcha diseñado, aportó cambios significativos en la velocidad de la marcha y la cadencia similares entre ambos grupos. El índice motor del grupo en estudio tuvo una modificación más significativa que el grupo control y que el resto de las variables estudiadas. La espasticidad no tuvo un cambio significativo en ninguno de los 2 grupos del programa establecido.

El uso de la vibración representa una opción para obtener una mayor potencia muscular del miembro parético, siendo una modalidad terapéutica de fácil aplicación, sin efectos adversos en los pacientes con secuelas de EVC de más de 6 meses de evolución.

Lo anterior dado que constituye un estudio preliminar realizado con pocos pacientes no es concluyente, por lo que sería idóneo continuar con esta línea de investigación, perfeccionando el programa propuesto.

Es importante diseñar investigaciones subsecuentes para corroborar los datos obtenidos en pacientes sanos, entendiendo que los estímulos sensoriales son

potentes reguladores de la reorganización cerebral y que pueden constituir la base para el desarrollo de nuevos tratamientos que mejoren la funcionalidad de los pacientes neurológicos.

ANEXO 1

HOJA DE CAPTACIÓN DE DATOS

FECHA DE INGRESO (dd/mm/aa): _____

NOMBRE: _____

No. DE EXP: _____ EDAD: _____

GENERO:

M

F

TIEMPO DE EVOLUCIÓN DEL EVC (MESES) : _____

TIPO DE EVC: _____

HEMICUERPO AFECTADO:

DER

IZQ

INICIO DEL PROGRAMA: _____ TÉRMINO DEL PROGRAMA: _____

GRUPO DE TRATAMIENTO:

A

B

	Inicial	%	Final	%	Porcentaje de ganancia (%final-%inicial)
Velocidad					
Cadencia					

	Puntuación inicial	Puntuación final
Espasticidad		

	Puntuación inicial	Puntuación final
Índice Motor		

ANEXO 2

VALORACION ITEM INDICE MOTOR DE MIEMBRO PELVICO⁵²

1. Sin movimiento
9. Contracción palpable del músculo
14. Se aprecia movimiento, pero no el arco completo, ni contra gravedad
19. Movimiento, arco completo contra gravedad, sin resistencia
25. Movimiento contra resistencia pero mas débil que en el otro lado
33. Fuerza normal

Normal: 33 + 33 + 33 + 1

ANEXO 3

ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH⁵³

0. Tono normal
1. Ligero aumento del tono manifestándose por resistencia al final del arco de movimiento
- 1+. Incremento del tono con mínima resistencia del 50% hasta el final del arco de movilidad
2. Marcado incremento del tono que provoca resistencia desde el 75% del arco de movilidad
3. Incremento considerable del tono presentando resistencia en todo el arco de movilidad
4. Rigidez de la extremidad

ANEXO 4

TIMED WALKING TEST ⁵⁴ (Prueba de la marcha cronometrada)

VELOCIDAD EN DISTANCIAS CORTAS (*ítem empleado en esta investigación)

- 5 m caminando
- 10 m caminando
- 20 m caminando (10 m y de regreso)

TEST DE RESISTENCIA

- 2, 6 o 12 min caminando

INSTRUCCIONES PARA EL TEST DE VELOCIDAD EN DISTANCIAS CORTAS

Se indica al paciente que camine en su propia velocidad, puede emplear cualquier ayuda necesaria, tiene que recorrer un trayecto lineal, si requiere dar vuelta se indicara previamente el sitio donde la realizara, los pacientes son cronometrados en base a la distancia especificada previamente. Los resultados serán reportados como el número de segundos requeridos, o como una velocidad (metros/segundo). Cualquier ayuda que requiera el paciente debe ser reportada

INSTRUCCIONES PARA EL TEST DE RESISTENCIA.

Se pide al paciente que camine a su propia velocidad, puede usar cualquier ayuda, se marca una distancia fija, habitualmente de 20 m, el paciente caminara siendo informados del tiempo transcurrido (2, 6 o 12 minutos), los pacientes pueden detenerse si sienten fatiga, seis minutos para la prueba es el mejor parámetro.

Se registrara la distancia total avanzada sin detenerse, también se registrara el numero de descansos durante la prueba, el tiempo transcurrido y la distancia entre ellas.

ANEXO 5

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Información sobre el proyecto de investigación "*ESTIMULACION VIBRATORIA EN LA REEDUCACION DE LA MARCHA DEL PACIENTE HEMIPARETICO SECUNDARIO A EVC*" a realizarse del mes de mayo a agosto del 2007, con aval del Comité Local de Investigación y Bioética, con N° _____.

ESTIMADO PACIENTE:

Por este conducto me permito informarle sobre que el presente el estudio se fundamenta en el hecho de que los pacientes que presentan un Evento Vascular Cerebral, frecuentemente presentan como secuela una disminución en la movilidad de la mitad del cuerpo, esto condicionado por la espasticidad (aumento del tono muscular), dicha condición trae consigo alteraciones crónicas en la postura y en la marcha que limitan la independencia y la capacidad de llevar a cabo sus actividades de la vida diaria. El objetivo de este estudio es comprobar si la aplicación de vibración facilita la reeducación de la marcha en los pacientes que presentan la secuela antes mencionada, comparando los resultados finales con un grupo control que recibirá el mismo manejo excepto la estimulación vibratoria.

La aplicación del estímulo vibratorio será mediante un dispositivo electrónico (el cual emulara las vibraciones producidas por un teléfono móvil) a los músculos tibial anterior e isquiotibiales del hemicuerpo afectado. Los estímulos aplicados no representan riesgo alguno para el paciente ya que la frecuencia empleada será de 90 Hz, frecuencia que se ha empleado en diversos estudios sin que se reporte hasta la fecha algún efecto adverso o complicación por su empleo.

El investigador busca demostrar que la estimulación vibratoria facilita la reeducación de la marcha en base a un incremento en la velocidad de la misma, parámetro que se ha reportado en la bibliografía médica como el principal atenuante en la marcha del paciente con secuelas de EVC. Usted tiene la garantía de recibir información previa detallada antes del programa, así mismo, cualquier duda que surgiera en cuanto a los riesgos, beneficios y evolución serán motivo de aclaración por parte del investigador. Si el paciente por cualquier motivo decide retirarse del estudio, lo podrá hacer sin que esto repercuta en su atención y manejo en la institución tratante.

Se hace constar que se otorgara la seguridad al paciente, de que en todo momento su identidad permanecerá en el anonimato, que se mantendrá la confidencialidad en toda información relacionada con su privacidad aun cuando dicho estudio sea motivo de publicación o de presentación en diversos foros científicos.

El estudio no tendrá costo para el paciente, los recursos humanos y materiales serán solventados por el Instituto Nacional de Neurocirugía y por el investigador,

Finalmente el investigador se compromete a informar al paciente sobre hallazgos recientes relacionados con el uso de estimulación vibratoria sobre los músculos sin importar que esto modifique la decisión del paciente en participar en el estudio.

INVESTIGADOR. DR. ISRAEL SANCHEZ VILLAVICENCIO
MEDICO RESIDENTE DE MEDICINA DE REHABILITACION TEL 53882677, MOVIL 5517318781
CNMAICRIE "GABY BRIMMER"

CARTA AL COMITÉ LOCAL DE INVESTIGACION Y BIOETICA

Por este conducto me dirijo a ustedes para informar mi aceptación para participar voluntariamente en el estudio que lleva por nombre “Estimulación Vibratoria en la Reeducción de la Marcha del Paciente Hemiparético Secundario a EVC”

Me permito usar este conducto para hacer de su conocimiento que he recibido la información pertinente sobre los procedimientos que se llevaran a cabo durante la investigación, sabiendo de antemano que el estudio requiere de dos grupos de tratamiento que serán elegidos al azar, conozco de forma detallada que el objetivo del estudio es mejorar la marcha de los pacientes que presentan secuela por Enfermedad Vasculat Cerebral (EVC), que no existe hasta la fecha reporte científico que indique efectos adversos o complicaciones por el uso de vibraciones sobre los músculos y que mi participación no está condicionada a ningún beneficio extra al obtenido por la aplicación del tratamiento.

Estoy enterado que el investigador está comprometido a informar cualquier reporte reciente que aparezca en la literatura médica sobre los efectos en la aplicación de estímulos vibratorios sobre los músculos sin importar que esto modifica mi decisión a continuar en el estudio, igualmente se que cuento con la libertad de expresar mis dudas sobre el manejo que se aplicara a mi persona entendiendlo por antemano que estas serán resueltas.

Por último se que adquiero el compromiso de asistir a las sesiones de tratamiento de forma continua, entendiendlo que los resultados arrojados del mismo serán objeto de publicación o de exposición en foros científicos, dentro de los cuales el investigador está obligado a respetar mi privacidad y a dar a conocer solo los datos que no den a conocer mi identidad.

Sin más por el momento quedo de ustedes.

Nombre, Firma o huella digital del paciente

Dirección del paciente y teléfono

Nombre, firma y dirección del Testigo 1

Nombre firma y dirección del Testigo 2

INVESTIGADOR. **DR. ISRAEL SANCHEZ VILLAVICENCIO**
MEDICO RESIDENTE DE MEDICINA DE REHABILITACION TEL 53882677, MOVIL 5517318781
CNMAICRIE “GABY BRIMMER

REFERENCIAS

1. Leciñana MA, Pérez GE, Díez-Tejedor E. Recomendaciones para el tratamiento y prevención del ictus, 2004. Rev Neurol 2004;39:465-86
2. González-López YS. Limitación Inducida Del Movimiento Durante La Terapia Sensorial-motriz Del Miembro Superior en Pacientes con EVC Crónico 2006. Centro Nacional Modelo de Atención, Investigación y Capacitación para la rehabilitación e Integración Educativa "Gaby Brimmer"; 2006
3. Pinedo-Otaola S., De la Villa MF. Valor de la clasificación de MSH en el paciente hemipléjico tras un ictus. Rev Neurol 2000;31(12):1151-1154
4. Chen CL, Chen CH, Tang SF, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait Performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degree of motor recovery. Am J Phys Rehabil 2003;82:925-935
5. Aruin AS, Hanke TA, Sharma A. Base of Support feedback in gait Rehabilitation, Int J Rehabil Res 2003;26:309-312
6. Susan EL, Rochester L. Measurements of community ambulation after Stroke current status and future developments. Stroke 2005;36:1457-1461
7. Moreno G, Blanco-Sánchez C. Hacia una teoría comprensiva de la rehabilitación de las funciones cerebrales como base de los programas de rehabilitación en enfermos con daño cerebral. Rev Neurol 2000; 30:778-83.
8. Chen G, Patten C. Treadmill training with harness support: Selection of parameters for individuals with poststroke hemiparesis. J Rehabil Res Dev, 2006; 43: 485-498
9. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. Arch Phys Med Rehabil, 1999;80, 421-427
10. Ding Y, Clark J, Díaz FG, Rafols JA. Synaptic plasticity in thalamic nuclei enhanced by motor skill training in rat with transient middle cerebral artery occlusion. Neurol Res 2003, Mar; 25(2): 189-94
11. [Miyai I](#), [Suzuki M](#), [Hatakenaka M](#), [Kubota K](#). Effect of body weight support on cortical activation during gait in patients with stroke. [Exp Brain Res](#). 2006 Feb;169(1):85-91
12. Ivanenko YP, Grasso R, Lacquaniti F. Influence of Leg Muscle Vibration on Human Walking. J Neurophysiol 2000; 84:1737-1747

13. Wierzbicka MM, Gilhodes JC, Roll JP, Vibration-induced postural posteffects. *J Neurophysiol*, 1998;79:143-150
14. Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, Shimodono M, Etoh S, Tanaka N, et al. New Functional Vibratory Stimulation Device for extremities in patients with Stroke. *Int J Rehabil Res* 2004; 27:335-337
15. Lovojoy CO, The Natural History of Human Gait and Posture, *Gait Posture* 2005 : 21(1), 95-112
16. Shinohara M. Effects of Prolonged Vibration On Motor Unit Activity Motor Performance. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37; 12:2120-2125.
17. Yakovenko S. McCrea DA. Stecina K, Prochaszka A. Control of locomotor Cycle Durations. *J Neurophysiol* 2005 ; 94:1057-1065
18. Plas F. Viel E. Blanc Y. Concepto de la Marcha humana. En: Plas F. *La Marcha Humana cinesiología, dinámica, biomecánica y patomecánica*. Masson, España. 1984,1-28.
19. Sabine MP. Verschuren. Swinnen SP, Desloovere K, Duysens J. Vibration Induced Changes in EMG During Human Locomotion. *J Neurophysiol* 2003; 89:1299-1307.
20. Bove M, Nardone A, Schieppati M. Effects of Leg Muscle Tendon Vibration on Group Ia and Group II Reflex Response to stance Perturbation in humans. *J Physiol* 2003;550.2:617-630
21. Rybak IA, Stecina K, Shetsova NA, McCrea D. Modelling Spinal Circuitry Involved in Locomotor Pattern Generation: Insights From the Effects of Afferent Stimulation. *J Physiol*. [on internet] 2006
22. Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic Sensorimotor Interactions In Locomotion. *Physiol Rev*: 2006; 86: 89-154
23. Lacquanti F, Grasso R, Zago M. Motor Patterns in Walking. *News Physiol Sci* 1999; 14: 168-174
24. Acebes O, Fernandez-Gubieda M, Bascuñana H, San Segundo R, Aguilar JJ. El control Motor y la Coordinación. *Rehabilitación* 1996;30:395-404
25. Diez-Tejedor, Del Brutto, Álvarez-Sabín OJ, Muñoz M, Abiusi G. Clasificación de las Enfermedades Cerebrovasculares. *Sociedad Iberoamericana de Enfermedades Cerebrovasculares. Rev Neurol* 2001; 33: 455-64

26. Domínguez RO, Bartolomé EL, Serra JA, Marschoff ER, Famulari AL, Abraccio GL, et al. Enfermedad Cerebrovascular y alteraciones de la marcha: análisis cualitativo y cuantitativo. *Rev Neurol* 2000;31:1-8
27. Yelnik A, Albert T, Bonan I, Laffont J. A Clinical Guide To Assess the Role of Lower Limb Extensor Overactivity in Hemiplegic Gait Disorders. *Stroke* 1999;30:580-585
28. Sommerfeld DK, Elsy UB, Svensson AK, Holqvist LW, Von Arbin H. Spasticity After Stroke. Its Occurrence and Association With Motor Impairments and Activity Limitations. *Stroke* 2004;35:134-140
29. Morita H, Shindo M, Momoi H, Yanagawa S, Ikeda S, Yanagisawa N. Lack of Modulation of Ib Inhibition During Antagonist Contraction in Spasticity. *Neurology* 2006; 67: 52-56.
30. Winters FT, Gage JR, Hicks R. Patterns in Spastic Hemiplegia in Childrens and Young Adults. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69-6:3:437-441
31. Correa IF, Soares F, Ventura AD, Gondo RM, Peres J, Fernandes AO, et al. Muscle Activity During Gait Following Stroke. *Arq neuro-psiquiatr*; 2005;63:3b. [portugués]
32. Schindler-Ivens S, Brown D, Brooke D. Direction Dependent Phasing of Locomotor Muscle Activity Is Altered Post Stroke. *J Neurophysiol* 2004;92:2207-2216
33. Davies PM. Reeducacion de la Marcha Funcional En: Pasos a seguir, Tratamiento integral del paciente con Hemiplejía. Panamericana. 2ª ed. 2000. Madrid. 245-290
34. Nakamura R, Taketoshi H, Sayuri W, Isamu Morohashi. Walking Cycle after Stroke. *Tohoku JExp Med* 1988; 154: 241-244
35. Mauritz TH, Gait Training in Hemiparetic Stroke Patients. *Europa Medicophysica* 2004; 40 (3): 165-178
36. Platts MM, Rafferty D, Paul L. Metabolic cost of Overground gait in younger stroke patients and Healthy controls. *Med Sci Sports Exercs*. 2006;38:6:1041-1046
37. Orozco VO, Manejo de los Conceptos de Margaret Rood en la Terapia Ocupacional. *Terapia Ocupacional [Publicacion Periodica en Linea]* 2004. Disponible : http://www.terapia-ocupacional.com/articulos/Marg_Rood.shtml

38. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and Treadmill stimulation. *Stroke* 1998; 29: 1122-1128
39. Grasso R, Ivanenko YP, Zago M, Molinari M, Scivoletto G, Castellano V, Macellari V, Lacquaniti F. Distributed Plasticity of locomotor pattern generators in spinal cord injured patients. *Brain* 2004; 127: 1019-1034
40. Werner MA, von Frankenberg. Treig T. konrad M, Hesse S. Treadmill Training With Partial Body Weight Support and Electromechanical Gait Trainer For Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients. *Stroke* 2002;33:2895-2901
41. Conway BA, Hultborn H, Kiehn O. Proprioceptive input resets central locomotor rhythm in the spinal cat. *Exp Brain Res* 1987 68: 643-656
42. Cardinale M, Wakeling J. Whole Body vibration Exercise: are vibrations good for you?. *Br Sports Med* 2005;39:585-589
43. Bosco C, Colli R, Intorini E. Adaptive Responses of Human skeletal Muscle to Vibration Exposure. *Clin Physiol* 1999;19: 183-187
44. Randall JM, Matthews RT, Stiles MA. Resonant Frequencies Of Standing humans. *Ergonomics* 1997;40 (9): 879-886
45. Polónyová A, Hlavacka F. Human Postural Responses to differential Frequency vibrations of lower leg Muscles. *Physiol Res* 2001;50:405-410
46. Courtin G, Pozzo T, Schieppati M. Vibration After During Human Walking. *J Soc Biol* 2001;195 (4)443-446 [French]
47. Capicikova N, Rocchi L, Hlavacka F, Chiari L, Capello A. Human Postural Response to Lower Leg Muscle Vibration of Different Duration. *Physiol Res* 2006; 55 (suppl 1):s129-s134
48. Ilse JW, Alexander CH, Geurts, Hendricks HT, Duysens J. Short-term Effects of Whole Body Vibration on Postural Control In Unilateral Chronic Stroke Patients. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004; 83: 867-873.
49. Wierzbicka MM, Gilhodes JC, Roll JP. Vibration-Induced Postural Posteffects. *J Neurophysiol.* 1998: 79:143-150
50. Thompson C, Belanger M. Effects of vibration in inline skating on the Hoffman reflex and proprioception. *Med Sci Sports Exerc.* 2002 Dec; 34(12):2037-44.

51. Schaechter JD, Moore CI, Conell BD, Rosen BR, Dijkhuizen MR. Structural and Functional plasticity in The Somatosensory Cortex of Chronic stroke Patients. *Brain* 2006;129:2722-2733
52. Smith L, Brouwer B. Effectiveness of Muscle Vibration in Modulating Corticoespinal Excitability. *J Rehabil Res Dev* 2005; 42 (6): 787-794
53. Sánchez BI, Valverde C. Valoración de la Deficiencia Motora del Paciente Hemipléjico. *Rehabilitación* 1994: 389-398
54. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Phys Ther* 1986; 67:206-207.
55. Green J, Forster A, Young J. Reliability of Gait Speed Measured By a Timed Walking Test in Patients of one Year After Stroke. *Clin Rehabil* 2002; 16 (3): 306-314