

Potenciales evocados magnéticos. Estandarización de valores de referencia

Dr. Jesús Arturo Dávalos Leyva,* Dra. Cecilia Raquel Añorve Borquez,**
Dr. Jesús Eugenio Dávalos Rojas***

* Médico especialista en Medicina Integral y de Urgencias. Residente de 3er año de la especialidad de Medicina de Rehabilitación en la Escuela Militar de Graduados de Sanidad. ** Médico especialista en Medicina física y de Rehabilitación. Jefa del Área de Medicina Física y de Rehabilitación del Hospital Central Militar. *** Maestro en investigación y Docencia de la Universidad Nacional Autónoma de México.

RESUMEN

Introducción. La estimulación magnética se ha utilizado con fines terapéuticos y diagnósticos, al activar la corteza cerebral o nervios periféricos y registrar respuestas en los músculos, llamadas potenciales evocados motores (PEM).

Objetivo. Estandarizar los valores de referencia de los PEM en nuestra población.

Material y métodos. Diseño observacional, transversal y prospectivo, cálculo muestral para población finita (error alfa de 0.05). Voluntarios adultos sanos (n = 68 voluntarios). Empleando un estimulador magnético Medtronic MagPro R30, una bobina forma de "8", registrando un electromiógrafo Medtronic, con protocolo de PAMC. Para cada PEM, se determinó el tiempo de conducción motor central (TCMC), tiempo de conducción motor periférico (TCMP) y tiempo de conducción motor total (TCMT), con estimulación magnética transcraneal y transvertebral (cervical y lumbar) registrando 32 músculos en cada voluntario (2,176 músculos).

Resultados. Se obtuvieron los valores de referencia (s.d) para cada músculo (p > 0.05 entre el género, la edad o hemicuerpo), aunque con discreta correlación entre la talla y los TCMT y TCMP en miembros inferiores (r < de 0.3).

Discusión. Se lograron TCMT, TCMC y TCMP ligeramente menores respecto a los de los autores mencionados, diferenciándonos en la utilización de la bobina en "8" y el empleo de preinervación, lo cual es causa de una disminución de las latencias de los PEM. No hubo efectos secundarios adversos.

Conclusiones. Se cumplieron los objetivos de la estandarización de los valores de referencias en nuestra población. De gran utilidad para aplicarse de manera fácil y

Magnetic evoked potentials. Standardization of values of reference

ABSTRACT

Background. The magnetic stimulation has been used by therapeutic and diagnostic ends, on having activated the cerebral cortex or peripheral nerves and having registered responses in the muscles, calls motors evoked potential (MEP).

Objective. Established the standardize values of reference of the PEM in our population.

Methods. I design observational, transversely and prospective, calculate muestral for finite population (alpha error 0.05). Adult healthy volunteers (n = 68 volunteers). Using a magnetic stimulator Medtronic MagPro R30, a coil in forms of "8", registering in electromiograph Medtronic, with protocol of AMCP. For every MEP, we determined the conduction motor central time (CMCT), conduction motor peripheral time (CMPT) and conduction motor total time (CMTT), with magnetic stimulation transcraneal and transvertebral (cervical and lumbar) registering 32 muscles in every volunteer (2,176 muscles).

Results. We obtained the values of reference (± 2 s.d) for every muscle (p > 0.05 between the genre, the age or each corporal side), although with discreet interrelation between the height and the CMTT and CMPT in low extremities (r < 0.3).

Discussion. We obtained CMTT, CMCT and CMPT lightly minor with regard to those of the mentioned authors, differing in the use of the coil in from of "8" and the employment of preinervation, which is a cause of a decrease of the latencies of the MEP. There were no adverse side effects.

Conclusions. There were fulfilled the targets of the standardization of the values of reference in our popula-

Correspondencia: Jesús Arturo Dávalos Leyva.

Hospital Central Militar, Blvd. Adolfo López Mateos Esq. Juan Cabral, Área de Medicina Física y de Rehabilitación. Deleg. Miguel Hidalgo, México, D.F., C.P. 11200.

Correo electrónico: jesardaley@netscape.net

Fuente de apoyo: Equipo de estimulación magnética y de electromiógrafo por parte del Hospital Central Militar, en el Área de Medicina Física y de Rehabilitación.

rápida para valorar la integridad de toda la vía cortico-espino-muscular.

Palabras clave: Potenciales evocados motores, PEM, estandarización, tiempo de conducción motora total.

tion. Of big utility to be applied in an easy and fast way to value the integrity of the whole route cortico-espino-muscular.

Key words: Motor evoked potentials, MEP, standardization, conduction motor total time.

INTRODUCCIÓN

En 1831 Faraday escribió las propiedades de la electricidad para formar un campo magnético.

El modelo de homúnculo de Penfield muestra la representación de los segmentos corporales en la corteza motora y con la oportunidad de aplicar un estímulo externo para activar diversas zonas corticales se pudieron registrar respuestas en los músculos de la cara y de las extremidades del cuerpo.

Con el estudio clínico de Barrer, en 1985, comienza la aplicación de los PEM. A través del tiempo la estimulación magnética se ha utilizado con fines terapéuticos y diagnósticos, al activar la corteza cerebral o nervios periféricos y registrar respuestas en los músculos, llamadas potenciales evocados motores (PEM).

Conducción motora central

En la vertiente motora puede ser también explorada la conducción central (desde la corteza hasta la médula) de forma habitual y poco agresiva mediante el uso de estimulación magnética transcraneal (EMTC) y la estimulación magnética transvertebral (EMTV).¹⁻⁵

Estimulación magnética

El mecanismo básico del funcionamiento de la técnica se sustenta en el principio de inducción electromagnética. Según este principio físico, un campo magnético, rápidamente oscilante en función del tiempo es capaz de inducir respuestas eléctricas en un tejido conductor cercano (conductor isotrópico). Existe una relación entre la intensidad de la corriente eléctrica que fluye por la bobina de estimulación –corriente primaria– y la intensidad del campo magnético, así como en la velocidad de cambio en el tiempo, del campo magnético (tiempo de inducción) y la magnitud de la corriente inducida en el tejido –corriente secundaria– (de sentido contrario a la corriente primaria).^{1-4,6}

Con respecto a la EMTC el tejido conductor es el sistema nervioso central, responde con despolarizaciones neuronales a los intensos y

breves pulsos magnéticos inducidos por el paso de la corriente por la bobina de estimulación; la bobina se sitúa tangencialmente sobre el cuero cabelludo, justo por encima del área de cerebro que se desea estimular, atravesando, por lo tanto, medios heterogéneos (cuero cabelludo, piel, tejido conectivo, neuronas, neuroglía, axones, etc.). La despolarización neuronal es el comienzo de la estimulación cerebral.^{15,17,18,20,21}

La estimulación magnética de la corteza motora activa primordialmente las neuronas cortico-espinales. Esencialmente son estimuladas las neuronas corticoespinales de gran tamaño y conducción rápida, que corresponden a las fibras piramidales que nacen de las células de Betz.^{1-3,5,6}

La estimulación motora transcraneal no induce altas densidades de corriente como lo hace la eléctrica, por lo que tiene un bajo efecto excitatorio sobre los receptores cutáneos para el dolor, lo que hace totalmente indolora. La ausencia de efectos colaterales y molestias para el paciente han permitido su desarrollo y aceptación.^{1-3,5,6}

Se puede lograr la estimulación de la corteza motora mediante la EMTC, así como de las raíces motoras a nivel de su salida por los agujeros de conjugación mediante la estimulación magnética transvertebral (EMTV). Esto permite conocer el tiempo de conducción motora central (TCMC), un parámetro muy útil ya que la morfología y la amplitud de las respuestas permiten ampliar el espectro diagnóstico.^{1-3,5-7}

La estimulación magnética transcraneal (EMTC) constituye una herramienta de estudio de las vías motoras centrales y periféricas de carácter no invasivo e indoloro.^{1-3,5-7} Siendo utilizada en la actualidad para el estudio de la vía motora central en individuos normales y en pacientes con patologías del sistema nervioso central como en la esclerosis múltiple, en el accidente vascular cerebral, mielopatía cervicocraneal, esclerosis lateral amiotrófica, entre otras.^{1,2,5-11}

El estímulo cortical produce múltiples potenciales de acción en las fibras piramidales, el primero de los cuales es la respuesta directa (onda D) correspondiente a la excitación directa de los axones piramidales cerca de su origen. Dicha

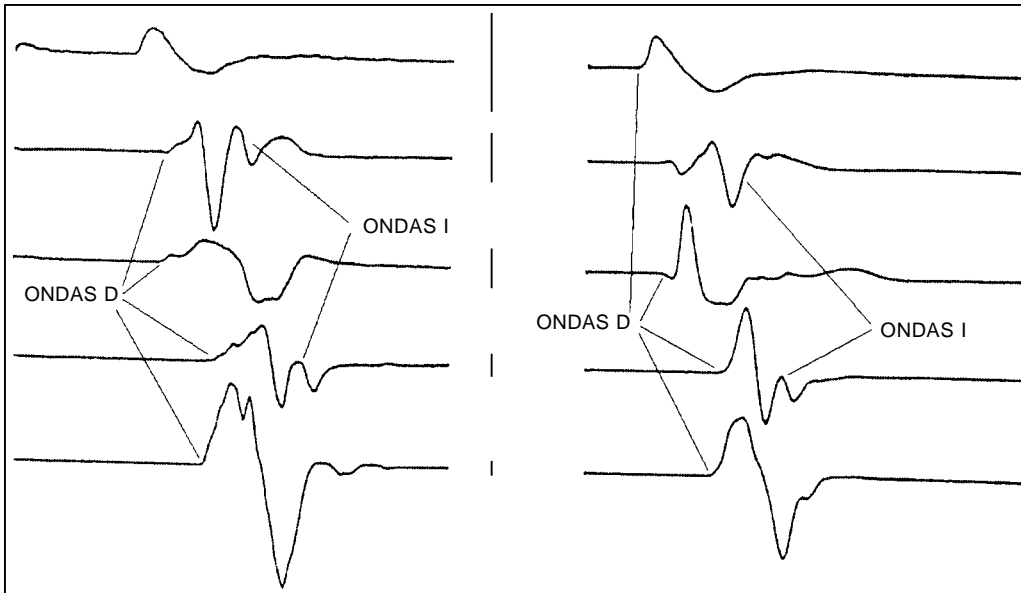


Figura 1. Ondas D y Ondas I de los PEM. (Modificada de Chokroverty, 1990).

respuesta es seguida por potenciales más tardíos llamados respuestas indirectas (ondas I), que resultan de una activación indirecta de las neuronas corticoespinales por vía transináptica (Figura 1).^{1,2,4,5}

Las bobinas de estimulación pueden tener forma circular o de “8”, la diferencia es que las de forma circular emiten principalmente el estímulo en el perímetro de la cubierta de plástico, teniendo la ventaja de activar un área grande de neuronas corticales facilitando los estudios de diagnóstico. En cambio, las de forma de “8” emiten principalmente el estímulo en el cruce de los círculos, con la ventaja de dar un estímulo más enfocado, con mayor aplicación en la terapéutica con la estimulación magnética. Esta diferencia es importante para la colocación en el área que se desea estimular.^{1,2,4,5}

El área de aplicación es casi siempre el lóbulo frontal, 5 cm por delante del punto vértex medido en la superficie, mediante la estimulación con pulsos simples. El lugar estimulado se denomina área prefrontal dorso lateral izquierda o derecha, y corresponden a las áreas 4, 6 y 9 de Brodmann.^{1-3,4,6,9}

La emisión de pulsos de la EMT pueden ser simples (cada 5 o 10 seg) o repetitivos. Los repetitivos pueden ser de baja frecuencia (igual o menor de 1Hz o ciclos por segundo) o de alta frecuencia (mayor de 1Hz). Estos dos últimos se utilizan con fines terapéuticos. Por arriba de 1Hz tiene un efecto excitatorio, ya que (aumenta el metabolismo cerebral y el flujo sanguíneo regional cerebral). La baja frecuencia (1Hz o menor), posee efectos inhibitorios, que son útiles tam-

bién para determinadas patologías como la depresión y trastornos del sueño.^{4,6,9,12}

La estimulación en la zona cortical correspondiente al área motora primaria provoca la contracción de los músculos del hemicuerpo contralateral, siguiendo la distribución somatotípica cortical.^{1-3,5,6,9,13}

En cuanto a la estimulación transvertebral, se posiciona la bobina de estimulación sobre el cuello o la región lumbar, lográndose una activación de las raíces motoras a nivel de los agujeros intervertebrales, de donde éstas emergen.^{1,3,6,9,13}

Potencial evocado motor

La respuesta obtenida en el músculo blanco se denomina potencial evocado motor (PEM) o potencial provocado motor (PPM).^{1-3,5,6,9}

La forma de obtener el tiempo de conducción motora central (TCMC) es mediante la sustracción de las latencias absolutas de los PEM por estimulación transvertebral a las de la estimulación transcraneal (Figura 2).^{1-3,6,9}

Los parámetros a tener en cuenta en el estudio de la corteza motora son el tiempo de conducción motora total (TCMT), periférica (TCMP) y central (TCMC), así como la amplitud, duración y complejidad (mono o polimorfismo) de los PEM.^{1-3,5,6,9}

La contracción voluntaria del músculo blanco tiene importantes efectos en las respuestas obtenidas por estimulación transcraneal. Existe un descenso en el umbral de activación, la amplitud de la respuesta aumenta y su latencia disminuye aproximadamente 2 ms (algunos autores mencionan hasta 6 ms) (Figura 3).^{1,14}

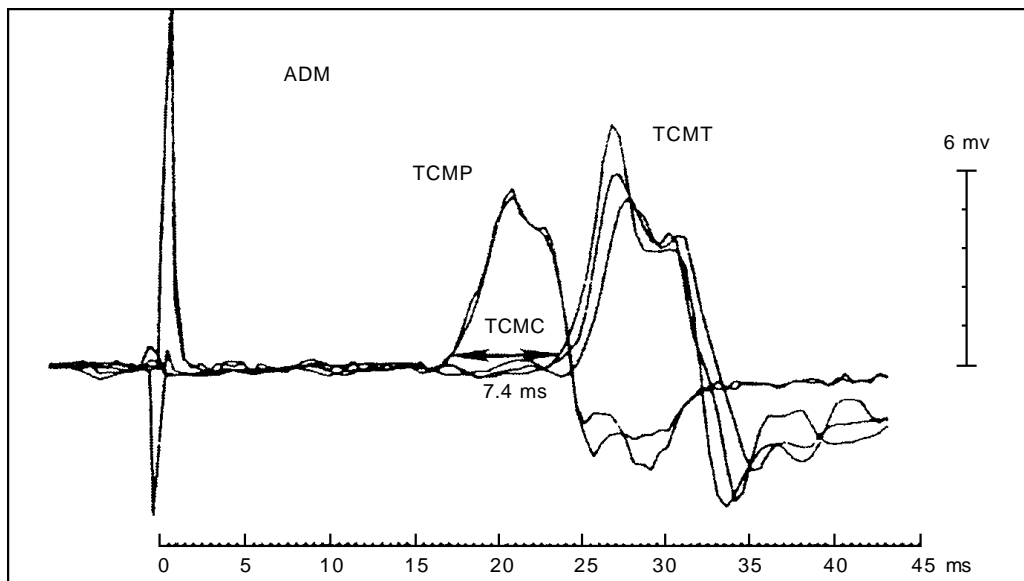


Figura 2. Tiempo de conducción motor central (TCMC). Representación del PEM del músculo abductor del dedo mínimo, en su TCMT y el TCMP, de los que se obtiene el TCMC. (Modificada de Chokroverty, 1990).

Gráfica que compara las medidas (± 2 d.s) de los valores obtenidos de los tiempos de conducción de los P.E.M. en los músculos de las extremidades superiores

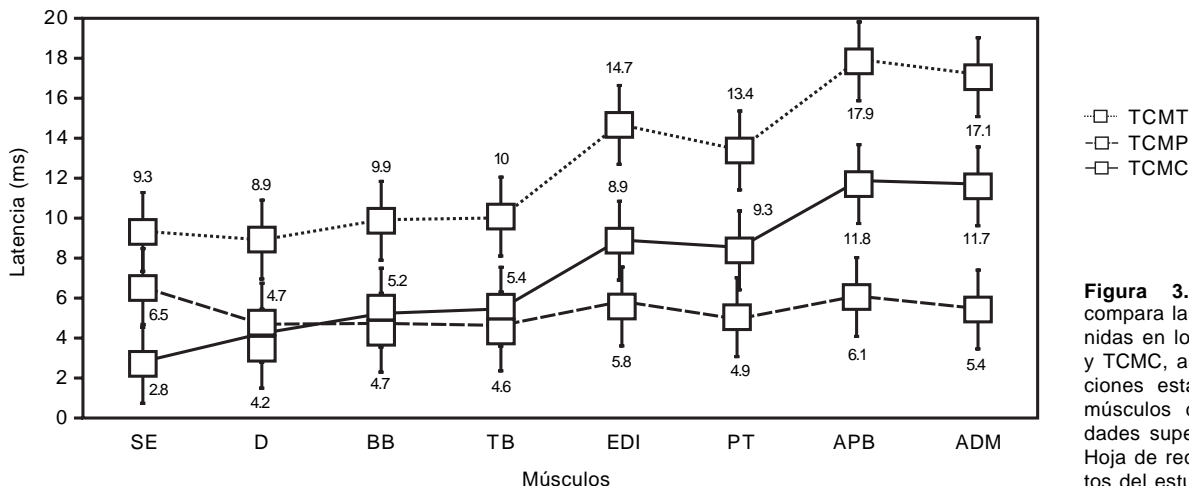


Figura 3. Gráfica que compara las medidas obtenidas en los TCMT, TCMP y TCMC, así como desviaciones estándar, para los músculos de las extremidades superiores. (Fuente: Hoja de recolección de datos del estudio, 2006).

Este efecto aumenta paralelamente a la fuerza la contracción que desarrolla el músculo, hasta llegar a una contracción leve (10% de la fuerza de contracción), luego de lo cual no hay variaciones.⁹

La latencia de comienzo del PEM en un músculo dado es un valor de gran reproducibilidad. Para una misma ubicación de los electrodos de registro, en sucesivas sesiones separadas por varios días, las variaciones no superan los 0.5 ms.

En cambio, la latencia obtenida en reposo llega a ser 2 ms mayor que la obtenida con contracción. Si se desplaza la bobina de estimulación no se observan modificaciones en las latencias.^{6,8,9}

No se observan diferencias significativas entre uno y otro hemisferio, ni entre ambos sexos. Luego de alcanzados los valores del adulto, no

hay mayores cambios con la edad, aunque los valores para los miembros inferiores son significativamente superiores en los sujetos mayores de 60 años que en los menores de 41 años.^{6,8,9}

Los PEM son bastante sincronizados, y su morfología es simple, en particular en los miembros superiores. En los miembros inferiores es habitual obtener respuestas de aspecto polifásico, aunque debe considerarse anormal una respuesta constituida por más de cinco fases.^{1-3,6,8,9}

Hay estudios en la literatura internacional sobre valores de referencia y también existen estudios en pacientes sanos dentro de la población mexicana,²⁴ con el pormenor de que se estudian sólo extremidades superiores o inferiores, así como unos pocos músculos.^{4,6,9}

Estos datos sirven de base para el estudio de pacientes sanos y con patología del sistema ner-

vioso central, tanto del cerebro como de la médula espinal y del sistema nervioso periférico incluye las raíces espinales motoras.^{1,4,6,9}

Es importante recalcar que no se tienen registrados un gran número de los músculos de las cuatro extremidades en la literatura internacional, así como tampoco se ha estudiado a profundidad estos valores en la población mexicana y mucho menos en la población afiliada al Instituto de Seguridad Social de las Fuerzas Armadas Mexicana (ISSFAM), motivo por el cual creemos fundamental conocer estos datos con el fin de realizar los estudios de potenciales evocados motores con valores de referencia obtenidos en ésta población, ya que contamos con el equipo y las condiciones para llevarlos a cabo, logrando a futuro, evaluaciones de esta vía motora.

Apoyando este punto, la gran mayoría de autores coinciden en que cada laboratorio de electrodiagnóstico debe establecer sus propios valores de normalidad, utilizando para ello su propia población, además de hacerlo con los equipos que utiliza en la práctica cotidiana.¹⁵

Se planteó el problema de estandarizar los valores de referencia de los tiempos de conducción motora central, periférica y total en 32 músculos, estableciendo los objetivos de estandarizar los valores de referencia de los PEM en los músculos de la extremidades superiores: supraespinosos, deltoides, tríceps braquiales, extensores de los índices, bíceps braquiales, pronadores redondos, abductores cortos de los pulgares y abductores de los dedos mínimos. Para las extremidades inferiores: cuádriceps –vasto intermedio–, bíceps femorales –porción larga–, bíceps femorales –porción corta–, gastrocnemios –cabeza lateral–, tibiales anteriores, extensores cortos de los dedos, abductores de los hallux y abductores de los dedos quintos, particularmente en la aplicación de los valores para nuestra población afiliada al ISSFAM.

METODOLOGÍA

Se diseñó un estudio observacional, transversal y prospectivo. Calculándose la muestra para una población finita (afiliada al ISSFAM, con error alfa de 0.05, error beta de 0.1). Se incluyeron voluntarios adultos sanos, clínicamente y por estudios de laboratorio, entre 18 a 60 años. Se excluyeron a los pacientes que no fueron sanos o que usaron marcapasos. Se eliminaron tres personas dado que cambiaron su lugar de residencia y no se les pudieron terminar todos los registros, lográndose evaluar a 68 voluntarios.

A los voluntarios se les clasificó por género y posteriormente por intervalos de edad por décadas, como sigue: de 20 a 29 años, 30 a 39 años, 40 a 49 años y 50 a 59 años, por haberse conseguido voluntarios dentro de estas edades.

MATERIAL

Se empleó un estimulador magnético Medtronic MagPro R30, con un bobina forma de “8” (9 cm de diámetro en cada círculo), registrando en un electromiógrafo Medtronic 15E50, versión 3.22, con protocolo del potencial de acción motor compuesto (PAMC, velocidad de barrido de 5 ms/D, frecuencias baja de 2Hz, frecuencia alta de 10 KHz, sensibilidad de 2 a 19 mV/D, impedancia máxima de 5.0 kOhm), utilizándose electrodos de superficie como referencia y registro, así como electrodo de placa para la tierra PAMC.

MÉTODOS

A todos los voluntarios se les realizó la técnica de estimulación magnética transcraneal y transvertebral para establecer los valores de referencia de los potenciales evocados motores para las extremidades superiores e inferiores.

Se mantuvo la temperatura del cuarto entre 26 y 34 °C, verificándolo con un termómetro ambiental y en caso de ser necesario se aumentó la temperatura utilizando un calentador eléctrico.

Se realizó un registro de los potenciales evocados motores utilizando electrodos de superficie de 12 x 15 mm de área, que funcionaron como electrodos de captación o registro, colocados a nivel de los puntos motores musculares, según la descripción de Perotto¹⁶ y los electrodos de referencia a 25 mm de cada electrodo de captación sobre el músculo estudiado. El electrodo de tierra es un electrodo de placa de 25 mm de diámetro que se colocó en el manubrio del esternón.

La estimulación se dio con el estimulador magnético en forma de “8” (o en forma de “mariposa”). Se aplicaron estímulos magnéticos en el área transcraneal, en la región correspondiente al homúnculo motor (en el área parieto-temporal centralateral al hemicuerpo que se registraba en extremidades superiores y en el vértex cuando se registró en las extremidades inferiores. Para la estimulación transvertebral (en posición ligeramente lateral de las apófisis espinosas de C4-T1 y a nivel de las apófisis espinosas de L1-S2, –por el tamaño del estimulador–, según corresponda, ipsilateral a los músculos que se registraban) (Figura 4), a una intensidad de 65, 75

y 85%, dando entonces en la estimulación transcraneal tres estímulos en el área prefrontal y tres estímulos en el vértex, además de tres estímulos en el área transvertebral cervical y tres en región lumbar para cada hemisferio. Los estímulos fueron simples, a una frecuencia máxima de 0.5 Hz.

Al reproducirse las respuestas, se registró cada una y se seleccionó la de menor latencia y la de mayor amplitud. Se realizó la medición de los potenciales evocados motores al inicio de la primera onda provocada. Los músculos se eligieron por su accesibilidad, representación del miotoma y su innervación periférica.

El montaje en cada hemisferio se hizo con los electrodos de captación sobre los puntos motores de los músculos del miembro superior: supraespinosos, deltoides, tríceps braquiales, bíceps braquiales, extensores de los índices, pronadores redondos, abductores cortos de los pulgares y músculos abductores de los dedos mínimos (Figura 4). Para el miembro inferior se colocaron los electrodos de captación y de riesgo en los músculos: cuádriceps –vasto intermedio–, bíceps femorales –porción larga y corta–, tibiales anteriores, gastrocnemios –cabeza lateral–, extensores cortos de los dedos, abductores del hallux y músculos abductores de los dedos quintos, colocando los electrodos de referencia en todos los casos, a 25 mm de su electrodo de captación (Figura 4).¹⁷⁻²⁰

Se registró a través de cuatro canales simultáneos (obteniendo los datos de cuatro músculos instantáneamente ante cada estímulo), entonces por el montaje, se obtuvieron cuatro músculos proximales ante cada estímulo transcraneal y transvertebral, en otro montaje se registraron cuatro músculos distales con cada estimulación, para cada una de las extremidades corporales.

Se les pidió a los pacientes que hicieran una contracción isométrica leve del músculo evaluado (a fin de sólo activar 10% de las neuronas piramidales), como preinervación, en el momento en que se le aplicaba el estímulo magnético.

Por lo tanto, se evaluaron un total de 32 músculos estudiados por voluntario y tomando a los 68 voluntarios, se registraron un total de 2,176 músculos.

A los voluntarios se les aplicaron tres estímulos transcraneales prefrontales, tres transcraneales en el vértex, tres estímulos transvertebrales cervicales y tres estímulos transvertebrales lumbares para cada hemisferio, los que se registraron simultáneamente en cuatro canales, dando así un total de 26,112 estímulos magnéticos.

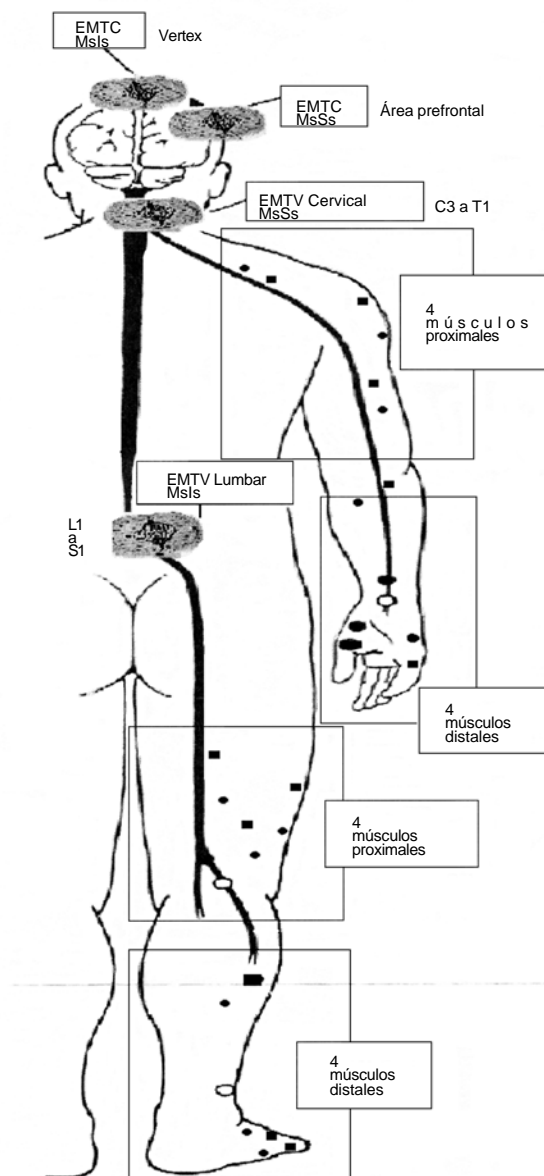


Figura 4. Sitios de estimulación magnética y registro. Esquematación de los sitios de estimulación y de registro para obtener los PEM de miembros superiores e inferiores. (Modificada de Chang y Lien, 1987).

Se registraron los valores de los tiempos de conducción motora y periférica y se obtuvo el tiempo de conducción motora central (restándole al tiempo total el tiempo periférico). Las amplitudes de los potenciales evocados motores también se registraron para cada músculo estudiado con los estímulos transcraneales y transvertebrales.^{2,5,7,13,19}

Para el análisis estadístico se obtuvieron medidas de tendencia central y de dispersión para los tiempos de conducción motora total, central y periférica así como de las amplitudes de cada músculo estudiado, en cada género de los voluntarios y en cada intervalo de edad.

Se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilks para conocer si la muestra proviene de una población con distribución normal.

Se correlacionó a través de la Prueba t de Student para variables independientes de forma que se determinó la diferencia estadística entre los valores de cada sexo e intervalo de edad.

Se obtuvo el coeficiente de correlación lineal de Pearson entre los grupos de tallas en metros (1.5 a 1.59, 1.6 a 1.69, 1.7 a 1.79, 1.8 a 1.89) y los tiempos de conducción motora total y periférica para todos los músculos estudiados en los miembros inferiores. Así como los intervalos de clase, sumando y restando dos desviaciones estándar de cada media obtenida y la diferencia lado-lado. Se utilizó el programa Microsoft Excel 2003.^{15,21-25}

RESULTADOS

Se reunieron 68 voluntarios, de los cuales 34 (50%) fueron del sexo femenino y 34 (50%) del sexo masculino.

Se crearon cuatro intervalos de edad por décadas para cada género: de 20 a 29 años (iniciando en 20 años porque era la edad mínima entre los voluntarios), 30 a 39 años, 40 a 49 años y 50 a 59 años.

Los voluntarios para el género femenino se distribuyeron: en el intervalo de 20 a 29 años con 12 voluntarios, para el intervalo de 30 a 39 años con ocho voluntarios, dentro del intervalo de 40 a 49 años con siete voluntarios y en el intervalo de 50 a 59 años con siete voluntarios.

Los voluntarios para el género masculino se distribuyeron: en el intervalo de 20 a 29 años con 12 voluntarios, para el intervalo de 30 a 39 años con ocho voluntarios, dentro del intervalo de 40 a 49 años con siete voluntarios y en el intervalo de 50 a 59 años con siete voluntarios.

La edad promedio en el género femenino fue: para el intervalo de 20 a 29 años con 24.08 años, para el intervalo de 30 a 39 años con 34.12 años, dentro del intervalo de 40 a 49 años con 43.7 años y en el intervalo de 50 a 59 años con 54.5 años.

La edad promedio en el género masculino fue: dentro del intervalo de 20 a 29 años con 23.7 años, para el intervalo de 30 a 39 años con 35.3 años, dentro del intervalo de 40 a 49 años con 44.1 años y en el intervalo de 50 a 59 años con 55.6 años.

La talla promedio en el género femenino: en el intervalo de 20 a 29 años fue de 159 cm, para el intervalo de 30 a 39 años fue de 157 cm, dentro del intervalo de 40 a 49 años fue de 158 cm y en el intervalo de 50 a 59 años fue de 166 cm.

Se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilks obteniendo un valor estadístico de contraste $W = 0.923151$, lo que representa que la muestra proviene de una población con distribución normal.

Para el análisis estadístico se obtuvieron medidas de tendencia central y de dispersión para los tiempos de conducción motora total, central y periférica, así como de las amplitudes de cada músculo estudiado, en cada género de los voluntarios, por cada intervalo de edad y en las extremidades derechas e izquierdas.

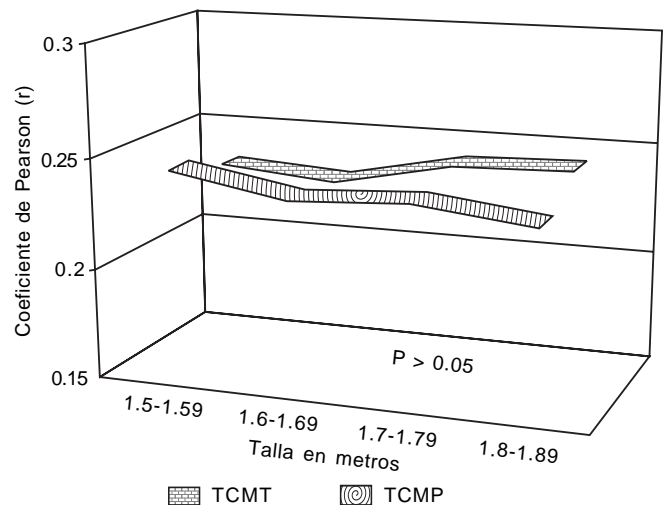
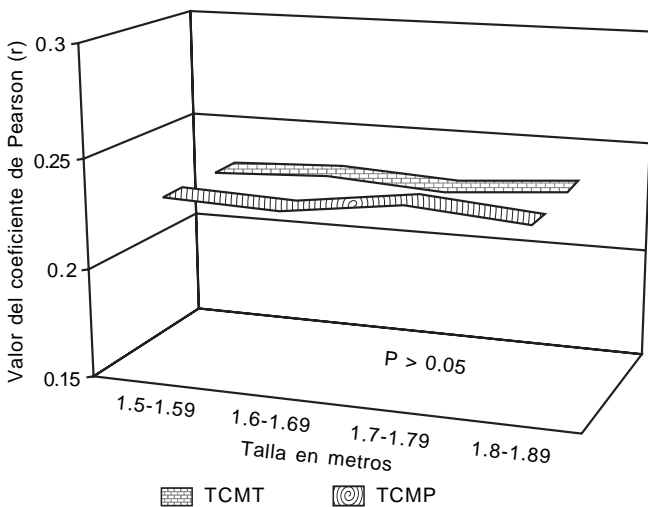


Figura 5. Comparación del coeficiente de Pearson del músculo cuádriceps, entre las tallas de los voluntarios. Se obtuvieron valores de r menores de 0.3, sin diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de tallas/TCMT y TCMP. (Fuente: Hoja de recolección datos del estudio, 2006).

Figura 6. Comparación del coeficiente de Pearson, músculo ADQ y las tallas de los voluntarios. Valores de r menores de 0.3, entre los grupos de tallas/TCMT y TCMP, con p mayor a 0.05. (Fuente: Hoja de recolección, estudio 2006).

Gráfica que compara las medias (± 2 d.s) de los valores obtenidos de los tiempos de conducción de los P.E.M. en los músculos de las extremidades inferiores.

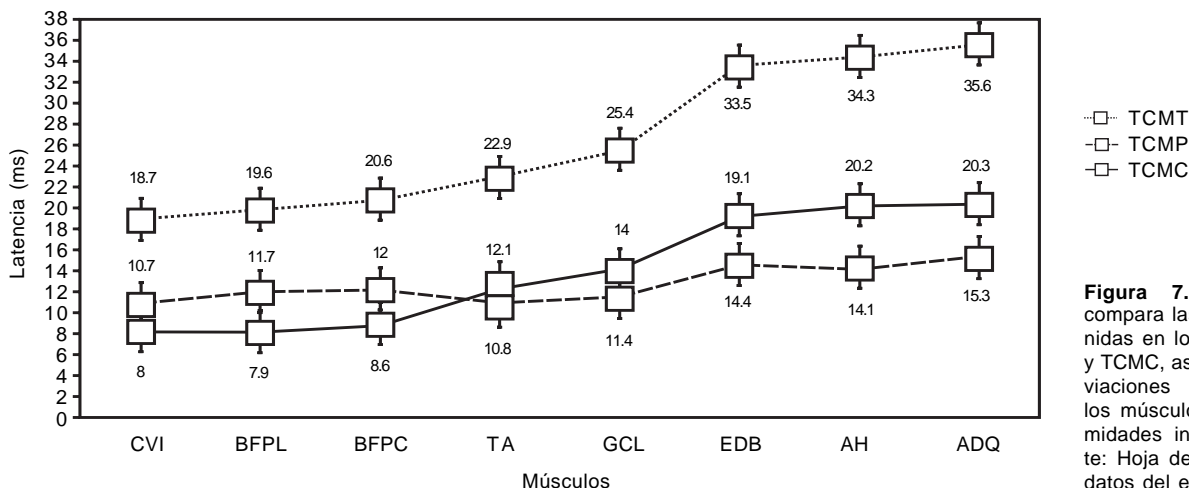


Figura 7. Gráfica que compara las medidas obtenidas en los TCMT, TCMP y TCMC, así como sus desviaciones estándar, para los músculos de las extremidades inferiores. (Fuente: Hoja de recolección de datos del estudio, 2006).

Al correlacionar los valores mencionados a través de la prueba t de Student para variables independientes se determinó que no hay diferencia estadística de los valores, al obtener una $p >$ de 0.05 entre género, edad entre 20 a 59 años ni de las extremidades derechas e izquierdas y con diferencia estadísticamente significativa de la talla entre los géneros ($p = 0.0243$).

Se obtuvo los curtosis para cada género y entre los intervalos de edad, las que mostraron un resultado positivo y muy cercano entre cada valor pareado.

Al obtenerse los coeficientes de correlación lineal de Pearson (r) entre los grupos de tallas en metros (1.5 a 1.59, 1.6 a 1.69, 1.7 a 1.79, 1.8 a 1.89) y los tiempos de conducción motora total y periférica, para los miembros inferiores, se encontró que los valores de r fueron menores de 0.3 en general para todos los músculos estudiados en las extremidades inferiores, manifestando una discreta correlación entre la talla y los tiempos de conducción, pero sin diferencia estadísticamente significativa (con un valor de $p >$ 0.05), ejemplificándose los resultados de los músculos cuádriceps –vasto intermedio– (Figura 5) y el abductor del dedo quinto (Figura 6).

Por lo anterior, se integraron los valores de tiempo de conducción motora total, tiempo de conducción central y tiempo de conducción periférica mostradas todas de manera conjunta en extremidades superiores (Figura 3) y extremidades inferiores (Figura 7) y de forma detallada, las cuales contemplan los valores obtenidos para los músculos proximales y distales de las extremidades superiores e inferiores, manifestando sus medias, desviaciones estándar, el rango de refe-

rencia (al sumar y restar dos desviaciones estándar a la media) y la diferencia interlado.

Quedando los valores obtenidos para la extremidad superior, registrados en los músculos proximales (Cuadro 1), para los músculos distales de la extremidad superior (Cuadro 2), músculos proximales de la extremidad inferior (Cuadro 3) y para los músculos distales de la extremidad inferior (Cuadro 4).

DISCUSIÓN

En la literatura internacional los estudios sobre este tema son pocos y regularmente estudian hasta un máximo de cuatro músculos, por lo que en comparación con este trabajo de investigación, el cual aborda 32 músculos corporales, no se tuvo la oportunidad de establecer una comparación de todos los músculos.

Se verificó lo publicado por Bogacz,⁶ Elena⁸ y Díaz⁹ quienes mencionan que no hay diferencia estadísticamente significativa entre los PEM obtenidos en los géneros femenino y masculino ni entre las edades de 20 a 59 años.

En el estudio de Kim y Oh²⁶ se menciona que el TCMC para el registro de las extremidades superiores no había correlación con la talla, pero sí una débil correlación en el TCMC registrados en las extremidades inferiores respecto a la talla. Nosotros analizamos la influencia de la talla corporal sobre los TCMT y TCMP en las extremidades inferiores, determinándose a través del coeficiente de correlación de Pearson (todos los r menores de 0.3), estas variables están discretamente correlacionadas, pero sin encontrar diferencia estadísticamente significativa a través de una prueba T de student ($p >$ a 0.05) en los

Cuadro 1. Valores de referencia obtenidos en músculos proximales de miembros superiores.

		Músculos			
		Supraespinoso	Deltoides	Bíceps braquial	Tríceps braquial
TCMT (ms)	Media	9.3	8.9	9.9	10
	D.S.	1.3	1.2	1.6	1.4
	Intervalo de clase	6.7	6.5	6.7	7.2
		A	A	A	A
		11.9	11.3	13.1	12.8
	Diferencia lado-lado	1.7	1.9	2.2	2.3
Amplitud (mV)	Media	5.5	8.5	8.1	7.3
	D.S.	1.6	1.4	1.8	1.3
	Intervalo de clase	2.3	5.7	4.5	4.7
		A	A	A	A
TCMC (ms)	Media	8.7	11.3	11.7	9.9
	D.S.	6.5	4.7	4.7	4.6
	Intervalo de clase	0.4	0.3	0.3	0.5
		53.7	4.1	4.1	3.6
		A	A	A	A
	Diferencia lado-lado	7.3	5.3	5.3	5.6
		1.2	1.4	1.7	1.6
TCMP (ms)	Media	2.8	4.2	5.2	5.4
	D.S.	0.9	10.4	1.3	1.4
	Intervalo de clase	1	1.4	2.6	2.6
		A	A	A	A
		4.6	7	7.8	8.2
	Diferencia lado-lado	1.6	1.8	2.1	2.0
Amplitud (mV)	Media	8.6	9.2	10.2	7.8
	D.S.	1.8	1.3	1.9	1.4
	Intervalo de clase	5	6.6	6.4	5
		A	A	A	A
		12.2	11.8	14	10.6

TCMT : Tiempo de conducción motora total. **TCMC**: Tiempo de conducción motora central. **TCMP**: Tiempo de conducción motora periférica. **D.S.**: Desviación estándar.

músculos de las extremidades inferiores, ya sean distales o proximales.

Esta relación entre la talla corporal y los tiempos de conducción motora, puede deberse a que sí hay una diferencia clínica entre las tallas, pero que, al mantenerse la velocidad de conducción de la vía motora dentro de cifras normales, la diferencia que haya en la estatura no representa una diferencia estadísticamente significativa en los tiempos de conducción motora total y periférica, integrándose en 95% de las características de la población.

En todos los valores de los tiempos de conducción motora central y periférica los encontramos ligeramente menores en nuestros resultados respecto a los de los autores mencionados, encontrando que sólo nosotros utilizamos la bobina en "8" y coincidimos en el uso de la preinervación con un autor.

Se puede realizar la anotación de que en el estudio de Barker,⁷ el cual fue realizado hace 21 años (1985), con una bobina circular y en el que no se menciona que hayan realizado hace 14

años (1992), utilizaron también una bobina circular y no emplearon la preinervación.

Se puede puntualizar que el estudio de Ingra, Thompson y Swash,²⁸ el cual fue realizado hace 14 años (1992), utilizaron también una bobina circular y no emplearon la preinervación.

Para el estudio realizado por Dvorak,²⁹ hace 10 años (1996), también fue hecho con una bobina circular y sin preinervación.

En el estudio llevaron a cabo por Díaz y Ramos-Peek,⁹ hace seis años (2000), sí mencionan la utilización de preinervación y el uso de bobina circular.

Dentro del estudio de Kim y Oh,²⁶ realizado hace 13 años (1993), manifiestan el uso de la bobina circular y no mencionan el empleo de la preinervación.

Para nuestro estudio respecto a los de los diversos autores, encontramos la diferencia de la utilización de bobina en "8", lo cual no se ocupó en ningún otro estudio, así como la utilización de preinervación, a excepción de lo manifestado por Díaz y Ramos-Peek. Esta bobina en "8" aplica

Cuadro 2. Valores de referencia obtenidos en músculos distales de miembros superiores.

		Músculos			
		Extensor de dedo índice	Pronador redondo	Abductor corto del pulgar	Abductor del dedo mínimo
TCMT (ms)	Media	14.7	13.4	17.9	17.1
	D.S.	1.3	1.2	1.4	1.3
	Intervalo de clase	12.1	11	15.1	14.5
	A	A	A	A	
	17.3	15.8	20.7	19.7	
	Diferencia lado-lado	1.9	2.1	2.1	2.2
Amplitud (mV)	Media	9.1	8.9	6.8	8.3
	D.S.	1.8	1.4	1.7	1.9
	Intervalo de clase	A	A	A	A
	12.7	11.7	10.2	12.1	
TCMC (ms)	Media	5.8	4.9	6.1	5.4
	D.S.	0.7	0.3	0.6	0.5
	Intervalo de clase	4.4	4.3	4.9	4.4
	A	A	A	A	
	7.2	5.5	7.3	6.4	
	Diferencia lado-lado	1.4	1.5	1.3	1.4
TCMP (ms)	Media	8.9	8.5	11.8	11.7
	D.S.	1.2	1.5	1.6	1.7
	Intervalo de clase	6.5	5.5	8.6	8.3
	A	A	A	A	
	11.3	11.5	15	15.1	
	Diferencia lado-lado	1.8	2.0	2.3	2.2
Amplitud (mV)	Media	10.2	8.6	7.3	8.6
	D.S.	1.7	1.8	1.9	1.3
	Intervalo de clase	6.8	5	3.5	6
	A	A	A	A	
	13.6	12.2	11.1	11.2	

TCMT: Tiempo de conducción motora total. **TCMC:** Tiempo de conducción motora central. **TCMP:** Tiempo de conducción motora periférica. **D.S.:** Desviación estándar.

un estímulo más localizado en área cortical específica, activando fundamentalmente la zona deseada.

Respecto a la preinervación, que es una activación inicial que se le pide al paciente que realice antes y durante el estímulo, como lo menciona Chokroverty,¹ provoca un descenso en el umbral de activación, la amplitud de la respuesta aumenta y su latencia disminuye aproximadamente 2 ms (otros autores como Rothwell¹⁴ mencionan hasta 6 ms), lo cual provoca una facilitación de la vía cortico-espinal a modo que se encuentran tiempos de conducción más cortos utilizando ésta técnica, tal como en nuestra investigación.

En los estudios de los autores referidos, no indican si el cálculo de su muestra fue manejado por un método estadístico y con qué significancia, ya que el tamaño de sus muestras es menor al nuestro aun cuando nosotros lo proyectamos en una población finita (ISSFAM) y en el estudio de Días y Ramos-Peed⁹ aunque utilizaron esta preinervación, sólo lo hicieron en 25 pacientes

con el fin de estandarizar los valores de la población mexicana, en comparación de nuestro trabajo, donde se evaluaron a 68 pacientes, por lo que nosotros consideramos que al estudiar una muestra más grande, con un cálculo estadístico para una población en específico, pudimos obtener datos más precisos para nuestra población.

Igualmente se puede evaluar la preinervación en pacientes simuladores, quienes al no cooperar para activar los músculos y facilitar la vía cortico-espinal, muestran respuestas en los PEM diferentes a lo que clínicamente se explora (como lubricación y textura de la piel, trofismo, temperatura local, tono, reflejos de estiramiento miotático, respuestas de liberación de la vía cortico-espinal, etc.), pero se obtienen datos de integridad de la vía motora, lo cual hace un punto determinante y tangible para diferenciar un síndrome de lesión en la neurona motora superior o inferior *versus* una simulación.

Bickford reporta que la facilitación para obtener un PEM con contracción muscular volunta-

Cuadro 3. Valores de referencia obtenidos en músculos proximales de miembros inferiores.

		Músculos			
		Cuádriceps -vasto intermedio-	Bíceps -cabeza larga-	Bíceps femoral -cabeza corta-	Tibial anterior
TCMT (ms)	Media	18.7	19.6	20.6	22.9
	D.S.	1.4	1.5	1.3	1.3
	Intervalo de clase	15.9	16.6	18	20.3
		A	A	A	A
	Diferencia lado-lado	21.5	22.6	23.2	25.5
	2.2	2.1	2.4	2.5	
Amplitud (mV)	Media	7.4	9.1	9.5	10.2
	D.S.	1.6	1.8	1.7	1.9
	Intervalo de clase	4.2	5.5	6.1	6.4
		A	A	A	A
		10.6	12.7	12.9	14
TCMC (ms)	Media	10.7	11.7	12	10.8
	D.S.	1.1	0.7	1.1	1.2
	Intervalo de clase	8.5	10.3	9.8	8.4
		A	A	A	A
	Diferencia lado-lado	12.9	13.1	14.2	13.2
	1.7	1.9	1.7	1.8	
TCMP (ms)	Media	8	7.9	8.6	12.1
	D.S.	1.6	1.5	1.7	1.7
	Intervalo de clase	4.8	4.9	5.2	8.7
		A	A	A	A
	Diferencia lado-lado	11.2	10.9	12	15.5
	2.3	2.4	2.3	2.2	
Amplitud (mV)	Media	9.2	10.5	9.7	11.2
	D.S.	1.7	2.1	1.9	2.3
	Intervalo de clase	5.8	6.3	5.9	6.6
		A	A	A	A
		12.6	14.7	13.5	15.8

TCMT: Tiempo de conducción motora total. **TCMC:** Tiempo de conducción motora central. **TCMP:** Tiempo de conducción motora periférica. **D.S.:** Desviación estándar.

ria parcial incrementaba la amplitud del PEM, lo cual se constató en nuestro estudio.³⁰

Con respecto a los efectos secundarios no se observó ninguno que fuese adverso, por lo que no se presentó eliminación de ningún voluntario por este motivo.

Los efectos secundarios observados fueron benéficos, ya que en 15 pacientes hubo mejoría del estado de ánimo posterior a la aplicación del estímulo magnético, en 18 pacientes que presentaban alguna alteración del sueño refirieron poder conciliar de manera más confortable el sueño. Lo anterior se reafirma en las investigaciones hechas por Theodore¹¹ y Chen¹² donde la estimulación magnética se utiliza como herramienta terapéutica para la epilepsia y la depresión.

Es fundamental recalcar que este estudio es indoloro, rápido y sin efectos adversos, además de tener la posibilidad de que ante un solo estímulo se pueden obtener cuatro respuestas de di-

ferentes o iguales miotomas, lo cual apoya de manera contundente el estudio de patologías donde se tengan compromisos de diferentes niveles radiculares, por ejemplo, en canal cervical o lumbar estrecho, mielopatías, esclerosis múltiple, plexopatías, etc.

Aunado a todo esto, nos puede proveer de información sobre el pronóstico según la evolución y los resultados obtenidos en los estudios consecutivos, con los cuales, al arrojar datos de las amplitudes y tiempos de conducción, se podría interpretar una mejoría, estabilidad o empeoramiento de la vía cortico-espino-muscular.

También cabe hacer mención sobre la diferencia de los equipos de registro y de estimulación, los cuales a través del tiempo y del avance de la tecnología, pudiesen presentar mejor oportunidad de identificar las respuestas.

Asimismo, es necesario ir de la mano de la renovación en los criterios estadísticos para dar validez de los trabajos.

Cuadro 4. Valores de referencia obtenidos en músculos distales de miembros inferiores.

		Músculos			
		Gastrocnemio -cabeza lateral-	Extensor corto de los dedos	Abductor del hallux	Abductor del dedo quinto
TCMT (ms)	Media	25.4	33.5	34.3	35.6
	D.S.	1.5	1.4	1.5	1.6
	Intervalo de clase	22.4 A	30.7 A	31.3 A	32.4 A
		28.4	36.3	37.3	38.8
	Diferencia lado-lado	2.4	2.3	2.5	2.5
Amplitud (mV)	Media	8.6	8.9	6.4	5.9
	D.S.	1.4	1.7	1.4	1.5
	Intervalo de clase	5.8 A	5.5 A	3.6 A	2.9 A
		11.4	12.3	9.2	8.9
TCMC (ms)	Media	11.4	14.4	14.1	15.3
	D.S.	1.3	1.2	1.4	1.5
	Intervalo de clase	8.8 A	12 A	11.3 A	12.3 A
		14	16.8	16.9	18.3
	Diferencia lado-lado	2.2	2.3	2.4	2.3
TCMP (ms)	Media	14	19.1	20.2	20.3
	D.S.	1.5	1.8	1.7	1.9
	Intervalo de clase	11 A	15.5 A	16.8 A	16.5 A
		17	22.7	23.6	24.1
	Diferencia lado-lado	2.5	2.6	2.4	2.5
Amplitud (mV)	Media	10.1	9.8	7.6	6.6
	D.S.	2.1	2.4	2.6	2.7
	intervalo de clase	5.9 A	5 A	2.4 A	1.2 A
		14.3	14.6	12.8	12

TCMT: Tiempo de conducción motora total. **TCMC:** Tiempo de conducción motora central. **TCMP:** Tiempo de conducción motora periférica. **D.S.:** Desviación estándar.

Por lo anterior, estamos totalmente de acuerdo con la idea de Gimore²⁹ para que cada laboratorio de electrodiagnóstico establezca sus propios valores de normalidad, utilizando para ello su propia población, además de hacerlo con los equipos que utiliza en la práctica cotidiana.

CONCLUSIONES

Es evidente la constancia y reproducibilidad en las latencias de los PEM tanto en la estimulación magnética transcraneal como transvertebral.

El presente estudio cumplió con todos los objetivos planteados, dado que se logró la estandarización de los valores de referencia para los potenciales evocados motores en nuestra población.

Esto representa una “nueva” herramienta de diagnóstico de gran valor en la medicina, además de reducir de forma importante las molestias físicas ocasionadas a los pacientes con los estudios de estimulación eléctrica.

Nuestros datos son de utilidad para el estudio de patologías del sistema nervioso central y periférico, considerando que se puede aplicar de manera fácil, rápida, indolora y de gran apoyo, ya que actualmente es el único estudio que puede valorar toda la vía córtico-espino-muscular en cuanto a la integridad de su neuroconducción, proporcionando la oportunidad de estudiar la vía y sus diversas patologías.

Se obtuvo información que puede servir de apoyo a futuras investigaciones clínicas.

REFERENCIAS

1. Chokroverty S. Magnetic stimulation in clinical neurophysiology. 5st. Ed. Washington: Butterworth Publishers; 1990, p. 3-391.
2. Kail M, Rosler F. Transcranial magnetic brain stimulation: a tool to investigate central motor pathways. *News Physiol Sci* 2001; 16: 297-302.
3. Curra A, Modugno N, Inghilleri M, Berardelli A. Transcranial magnetic stimulation techniques in clinical investigation. *Neurology* 2002; 59: 1851-9.
4. Hess CW, Mills KR, Murray NMF. Measurement of central motor conduction in multiple sclerosis by magnetic brain stimulation. *Lancet* 1986; 2: 355-8.

5. Merton PA, Morton HB. Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature* 1980; 285: 227.
6. Bogacz D. Estimulación magnética transcraneana en el hombre. *Rev Med Uruguay* 1998; 14: 93-105.
7. Barker AT, Jalinous R. Non invasive magnetic stimulation of human cortex. *Lancet* 1985; 1: 1106-7.
8. Elena PB, Pedro OC. Valores de referencia para o tempo de conducao motora central e período de silencio obtenidos por estimulacao magnética transcraniana. *Neurol* 1999; 28(03): 2-27.
9. Díaz ZS, Ramos P. Estimulación magnética transcraneal: estandarización del tiempo de conducción motora central en población mexicana. *Archives Neurociencia* 2000; 5(1): 21-8.
10. Mayr N, Baumgartner C, Zeithofer J, Deecke L. The sensitivity of transcranial magnetic stimulation in detecting pyramidal tract lesions in clinically definite multiple sclerosis. *Neurology* 1991; 41: 566-9.
11. Theodore MD, Hunter MD. Transcranial magnetic stimulation for the treatment of seizures. *Neurology* 2002; 59: 560-2.
12. Chen R, Classen J. Depression of motor cortex excitability by low-frequency transcranial magnetic stimulation. *Neurology* 1997; 48: 1398-403.
13. Bear M, Connors B. *Neurociencia. Explorando el cerebro*. 1a. Ed. Barcelona: Masson; 2002, p. 2-402.
14. Guillén P. *Columna vertebral 1º*. Ed. Madrid: Editorial Mapfre Medicina; 1995, p. 127-215.
15. Rothwell JC, Thompson PD, Day BL, Dick JPR, Kachi T. Motor cortex stimulation in intact man. I. General characteristics of the EMG responses in different muscles. *Brain* 1987; 110: 1173-90.
16. Gimore F. The technical basis of electromyography. *Muscle Nerve* 1988: 661-7.
17. Perotto A, Delagi E. *Anatomical guide for the electromyographer*. 3a. Ed Illinois: Charles C Thomas Publisher; 1994, p. 6-206.
18. Dumitru D. *Electrodiagnostic medicine*. 5st. Ed. Philadelphia: Hanley & Belfus; 1995, p. 2-348.
19. Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle. Principles and practice*. 3rd. Ed. Philadelphia: F.A. Davis Co.; 1989, p. 3-436.
20. Chiappa KH. *Evoked potentials in clinical medicine*. 3rd. Ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1997, p. 477-528.
21. Lesser RP. Normas para EEG y potenciales evocados. *J Clin Neurophysiol* 2006; 7(3): 1-186.
22. Bowen A. *Manual de investigación clínica*. 2a. Ed. Virginia: WIRB; 1997, p. 99-107.
23. Weintraub J, Douglass C, Gillings D. *Bioestadística en salud bucodental*. 1a. Ed. Minesota: Cavco Publisher; 1985, p. 85-100.
24. Moreno L, Cano F, García H. *Epidemiología clínica*. 2a. Ed. México: Interamericana-Mc Graw Hill; 1988, p. 34-52.
25. Weiers R. *Investigación de mercado*. 1a. Ed. México: Prentice-Hall-Hispanoamericana; 1986, p. 96-131: 369-413.
26. Lesser RP. Normas para EEG y potenciales evocados. *J Clin Neurophysiol* 1986; 3(1): 1-152.
27. Oh SJ. *Clinical electromyography. Nerve conduction studies*. 2nd. Ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1993, p. 3-421.
28. Livenson JA, Dong MM. *Laboratory reference for clinical neurophysiology*. 5st. Ed. Philadelphia: F.A. Company Co.; 1992, p. 3.23.
29. DeLisa JA. *Magnetolectric stimulation. Nerve conduction velocity and clinical neurophysiology* 5st. Ed. New York: Raven publishers; 1994, p. 305-57.
30. Bickford RG, Guido M, Fortesque P. Magnetic stimulation of human peripheral nerve and brain: response enhancement by combined magnetoelctrical technique. *Neurosurgery* 1987; 20: 70-3.
31. Bannister LH, Berry MM. *Anatomía de Gray*. 38a. Ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998, p. 91-343, 425-1367.
32. Bahra A, Cikurel K. *Lo esencial en neurología*, 1a. Ed. Madrid: Harcourt; 2000, p. 53-56, 179-93.
33. DeLisa A, Bruce M, Gans D. *Rehabilitation Medicine. Principles and practice*. 3rd. Ed. Chap. 48. Stroke rehabilitation. Philadelphia: Lippincott-Raven publishers; 1998, p. 1165-88.
34. Constanza FG. *Manual de medicina y rehabilitación*. 1a. Ed. Argentina: Manual Moderno; 2002, p. 277-84.
35. Brown WF. *The physiological and technical basis of electromyography*. 5st. Ed. Boston: Butterworth-Heinemann; 1984, p. 3-482.
36. Brown WF, Bolton CF. *Clinical electromyography*. 2nd. Ed. Boston: Butterworth-Heinemann; 1993, p. 2-316.
37. Daube JR. AAEM minimonograph 11. Needle examination in clinical electromyography. *Muscle Nerve* 1991; 14: 685-700.
38. Liveson JA. *Peripheral neurology*. 2nd. Ed. Philadelphia: F.A. Davis Co.; 1991, p. 234-385.
39. Sumner AJ. *The physiology of peripheral nerve disease*. 2nd. Ed. Philadelphia: WB Saunders; 1980, p. 216-412.
40. Berardelli A, Formisano R. Stimulation of motor tracts in motor neuron disease. *J Neurol Neurosurgery Psychiatry* 1987; 50: 732-7.
41. Navarro-Beltrán. *Diccionario terminológico de ciencias médicas*. 12a. Ed. México: Editorial Salvat; 1984, p. 1-987.
42. García-Pelayo R. *Diccionario moderno español inglés*. 1a. Ed. México: Editorial Larousse; 1983, p. 1-1012.
43. García-Pelayo R. *Diccionario usual*. 1a. Ed. México: Editorial Larousse; 1984, p. 2-1134.

Recibido: Agosto 27, 2010.

Aceptado: Noviembre 10, 2010.