

TÉCNICAS

Centro Nacional de Investigaciones Científicas
Centro de Neurociencias

CARACTERIZACIÓN ELECTROMIOGRÁFICA EN SUJETOS SANOS MEDIANTE EL MÉTODO DE ANÁLISIS DE TURNS

Dra. Rebeca Hernández Toranzo

RESUMEN

Se realizó un estudio electromiográfico cuantitativo con electrodos de aguja concéntrica en 40 sujetos sanos voluntarios. Se utilizó el método de análisis de Turns cuyo *software* está implementado en el equipo de fabricación cubana Neurónica 02, y se estudiaron los músculos siguientes: deltoides, primer interóseo dorsal, tibial anterior y gemelo interno. Se midieron las variables siguientes: *turns/segundo*, actividad, amplitud media, *upper centile amplitude* y *number of small segments*, además se hicieron comparaciones entre los 4 músculos estudiados. Se determinaron valores normativos de dichas variables por músculos y se encontraron diferencias de amplitudes entre músculos de miembros superiores e inferiores. Se constituyeron además curvas de normalidad en función de la fuerza de contracción para cada músculo, se utilizaron para ello las relaciones entre variables siguientes: *turns/amplitud media*, actividad /*upper centile amplitude*, amplitud media/*upper centile amplitude* y *turns /number of small segments*. Esto se convierte en una herramienta práctica para hacer comparaciones futuras entre individuos sanos y enfermos.

Descriptores DeCS: ELECTROMIOGRAFIA/métodos; CONTRACCION MUSCULAR.

El método de análisis de Turns constituye uno de los métodos más conocidos y utilizados para la cuantificación automática del patrón electromiográfico obtenido de contracciones voluntarias máximas.¹⁻¹² Este método ha demostrado utilidad en la caracterización electromiográfica con finalidades clínicas e investigativas de grupos de sujetos sanos y enfermos, así como para la evaluación terapéutica en determinados tipos de afecciones.¹³⁻¹⁹ (Hernández T.R.

Utilidad del electromiograma automático en el diagnóstico de enfermedades neuromusculares. [Trabajo para optar por el título de Especialista de I Grado en Fisiología Normal y Patológica]. Instituto de Neurología. La Habana, 1991).

Por esta razón, se estableció como tarea estudiar un conjunto de individuos sanos para conocer las características de los registros en diferentes músculos. Se aprovechó para ello la posibilidad que brinda

el *software* EMGLAB para electromiografía, del equipo cubano Neurónica 02.

MÉTODOS

El estudio se realizó en una muestra de 40 sujetos sanos voluntarios, 22 hombres y 18 mujeres, con edades comprendidas entre los 18 y los 56 años (media de 40,6 años); sin síntomas ni signos de afecciones del sistema nervioso ni de otras enfermedades sistémicas que lo puedan afectar secundariamente.

ESTUDIO REALIZADO

A todos los individuos incluidos en este estudio se les registró la actividad electromiográfica durante la contracción voluntaria de los músculos deltoides, primer interóseo dorsal (PI dorsal), tibial anterior y gemelo interno; se emplearon electrodos de aguja concéntrica DANTEC 13L50 y 13L51. Para eso se utilizó el equipo de fabricación cubana Neurónica 02 adaptado para electromiografía. La banda de filtros que se usó fue de 10 Hz a 8 kHz y la frecuencia de muestreo de 16 kHz.

Previo asepsia de la piel se introdujo el electrodo en el músculo bajo estudio y se focalizó adecuadamente su posición de acuerdo con el sonido y la morfología de los potenciales de unidad motora observados en la pantalla del equipo, según es habitual en electromiografía convencional. A continuación se pidió al individuo que contrajera de manera gradual el músculo en cuestión hasta alcanzar la máxima contracción voluntaria. En ese momento se registraba 1 s de actividad electromiográfica, y se trató de que durante este tiempo la contracción se mantuviera lo más constante posible.

No se utilizó ningún método cuantitativo para la medición de la fuerza de contracción por 2 motivos fundamentales: en primer lugar, lo engorroso que resulta medir la fuerza por métodos mecánicos en los músculos estudiados y en segundo lugar, lo poco práctico que esto sería en las condiciones de un laboratorio clínico.

NÚMERO DE DERIVACIONES REGISTRADAS

En cada músculo se realizaron 2 ó 3 inserciones del electrodo de aguja y se registró el electromiograma (EMG) hasta un total de casi 10 ó 12 derivaciones diferentes, aunque esto no fue posible en todos los individuos, pues dependió de su grado de cooperación. Tampoco fue posible registrar el máximo número de derivaciones en los 4 músculos de un mismo individuo en todos los casos.

Se midieron las variables: *turns/s*, amplitud media (AMPM), *upper centile amplitude* (UCA), actividad (ACTIV) y *number of small segments* (NSS).¹⁰ Se establecieron además algunas relaciones entre las diferentes variables, medidas a partir de las cuales se construyeron gráficos que ilustraron el comportamiento de los registros en el grupo de sujetos estudiados. En primer lugar está la relación *turns/amplitud media*, la cual ha sido la más usada en las diferentes implementaciones de este tipo de método cuantitativo.^{1,2} En especial *Stalberg* y otros (y todos los que usan sus métodos) utilizan esta relación para distinguir entre 3 grandes grupos: alteraciones miopáticas, neurógenas y sujetos sanos. Otra relación que representa bastante fielmente la diferencia entre estos grandes grupos es actividad/UCA, con el uso en este caso de variables más cercanas al análisis de EMG convencional.^{3,4} La tercera gráfica que se presenta es amplitud

media/UCA, o sea, la relación entre estas 2 maneras de medir la "amplitud" del patrón de interferencia. Por último tenemos la relación *turns*/NSS, o sea, entre todos los *turns*/s contados y aquéllos que cumplen con la doble condición de pertenecer a algún potencial de unidad motora y de ser menor de 1 mV.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se utilizó el paquete estadístico *complete statistical system* (CSS) para la medición de los estadígrafos más generales (media y desviación estándar) de las 5 variables estudiadas y del análisis de varianza de cada variable entre los diferentes músculos examinados. Se realizó además análisis de correlación y de regresión para las relaciones *turns*/amplitud media y actividad/UCA, ambas con transformación logarítmica, y *turns*/NSS y amplitud media/UCA a diferentes grados de contracción, con el objetivo de comprobar la relación de todas estas variables con la fuerza de contracción y de conocer la ecuación que describe su comportamiento. A partir de la recta de regresión se calculó una zona de normalidad mediante el error estándar de la regresión, multiplicado por 2 para 95 % de confianza.³

En el caso de las relaciones con transformación logarítmica se antitransformaron las ecuaciones para obtener una llamada "nube" de normalidad, sobre la cual se plotearon los resultados. En todos los casos se calcularon los valores máximos normales como el 99 *percentile* de cada parámetro para cada músculo, el gráfico se ajustó convenientemente por ambos ejes para obtener las zonas de normalidad definitivas.

RESULTADOS

En la tabla 1 se presentan las medias y desviaciones estándar de las variables analizadas en los músculos estudiados de los sujetos sanos durante la contracción voluntaria máxima.

La media de los *turns* fue de 555 para todos los músculos, resultó algo mayor en el PI dorsal. La variable NSS tuvo una media de 131 y se comportó más o menos igual en todos los músculos. En cuanto a la actividad, la media fue de 61 %, y resultó algo superior en la musculatura de miembros superiores. La UCA y la amplitud media presentaron una media de 4,6 y 1,2 mV respectivamente, fue mayor en los músculos de miembros superiores.

TABLA 1. Valores y desviaciones estándar de las variables analizadas en el patrón de contracción voluntaria máxima de todos los músculos estudiados

Músculos	N	Turns (Hz)		NSS		ACTIV %		UCA (mV)		AMPM (mV)	
		M	DE	M	DE	M	DE	M	DE	M	DE
Deltoides	71	551	114	131	61	64	11	4,9	1,4	1,3	0,3
PI dorsal	110	580	116	131	50	63	11	5,1	1,5	1,3	0,4
Tibial anterior	64	538	107	131	41	55	11	4,0	1,4	1,0	0,3
Gemelo interno	37	549	114	132	42	62	12	4,1	1,0	1,0	0,2
Total	282	555	113	131	49	61	11	4,6	1,3	1,2	0,3

N: tamaño de la muestra (número de registros), M: media, DE: desviación estándar, NSS: *number of small segmento*, ACTIV: actividad, UCA: *uper centile amplitude*, AMPM: amplitud media, PI: primer interóseo.

En la tabla 2 se presenta el nivel de significación estadística de los resultados del análisis de varianza realizado entre los diferentes músculos estudiados, para cada parámetro cuantitativo analizado. No se encontró diferencia significativa entre los músculos deltoides y el PI dorsal. El deltoides y el tibial anterior se diferenciaron en los resultados de las variables actividad, UCA y amplitud media. Entre el deltoides y el gemelo interno se observaron diferencias en cuanto a la UCA y la amplitud media. El PI dorsal se diferenció del tibial anterior en todas las variables excepto en los NSS. Entre el músculo PI dorsal y el gemelo interno existieron diferencias significativas sólo en las variables UCA y amplitud media. Por último, los músculos de los miembros inferiores, tibial anterior y gemelo interno sólo se diferenciaron en cuanto a la variable actividad.

En la tabla 3 se muestran los resultados del análisis de correlación lineal simple entre las diferentes variables y en todos los músculos estudiados. Como se puede observar existió en todos los casos una correlación lineal significativa entre todas las relaciones analizadas. A pesar de que todas son significativas, es necesario destacar el alto valor del coeficiente de correlación en la relación amplitud media/UCA en todos los músculos estudiados.

Las figuras de la 1 a la 4 muestran las zonas de normalidad en las relaciones analizadas. El procedimiento que se utilizó para determinar el área de normalidad a partir del análisis de regresión fue descrito en *métodos*. En cada uno de los gráficos presentados en esas figuras, se plotearon los valores obtenidos en cada registro. Se comprobó que más de 90 % cayeron dentro de ese espacio acorde con el criterio planteado por *Stalberg*.²

TABLA 2. Diferencias entre los músculos estudiados

Músculos	Turns	NSS	ACTIV	UCA	AMPM
Deltoides-PI dorsal	ns	ns	ns	ns	ns
Deltoides-Tibial anterior	ns	ns	**	**	**
Deltoides-Gemelo interno	ns	ns	ns	**	**
PI dorsal-Tibial anterior	*	ns	**	**	**
PI dorsal-Gemelo interno	ns	ns	ns	**	**
Tibial anterior-Gemelo interno	ns	ns	**	ns	ns

NSS: number of small segments, ACTIV: actividad, UCA: upper centile amplitude, AMPM: amplitud media, PI: primer interóseo, ns: no significativo.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

TABLA 3. Coeficiente de correlación lineal y su nivel de significación estadística en las relaciones estudiadas por músculos

Músculos	LnTurns/LnAMPM	LnACTIV/LnUCA	TURNS/NSS	AMPM/UCA
Deltoides	0,56	0,80	0,86	0,95
PI dorsal	0,60	0,77	0,80	0,94
Tibial anterior	0,55	0,67	0,79	0,94
Gemelo/interno	0,53	0,73	0,91	0,97

Ln: correlación lineal, AMPM: amplitud media, ACTIV: actividad, UCA: upper centile amplitude, NSS: number of small segments, PI: primer interóseo.

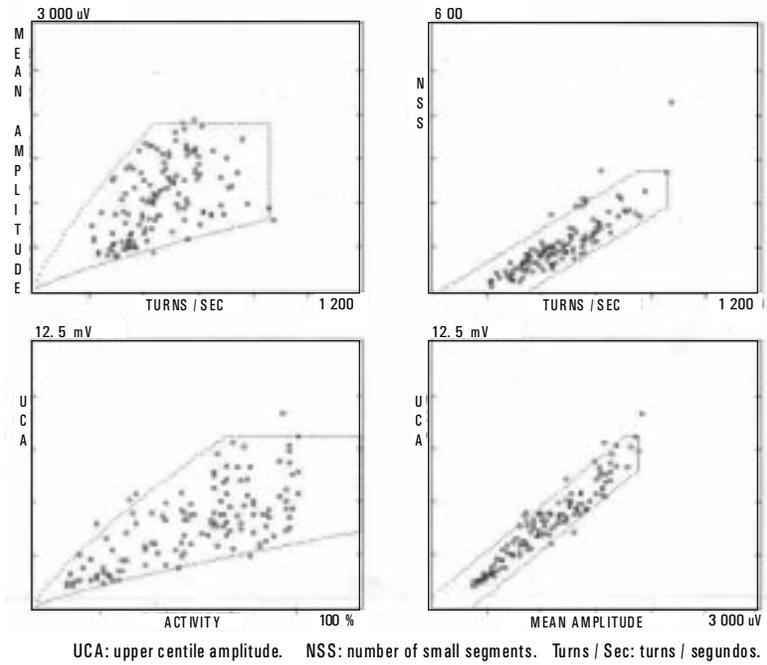


Fig. 1. *Músculo deltoides* (n=130).

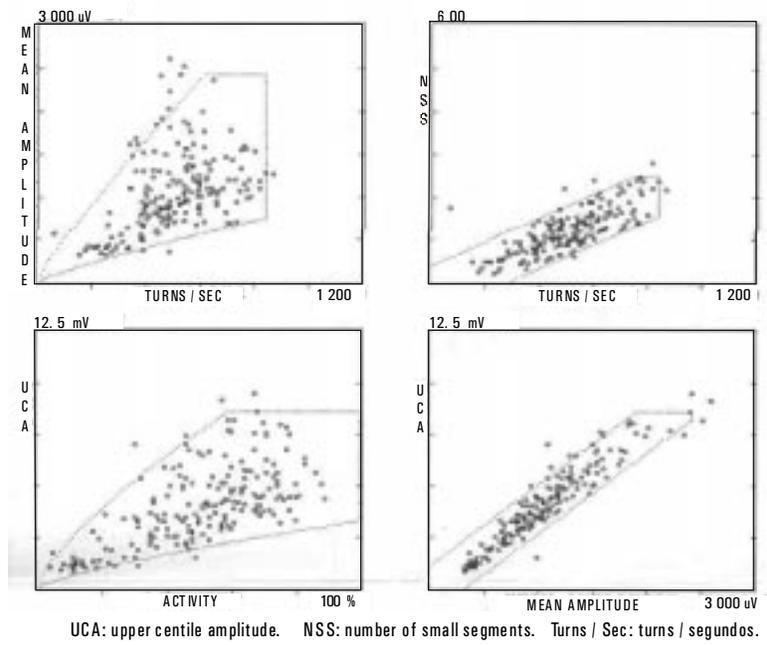


Fig. 2. *Músculo primer interóseo dorsal* (n=193).

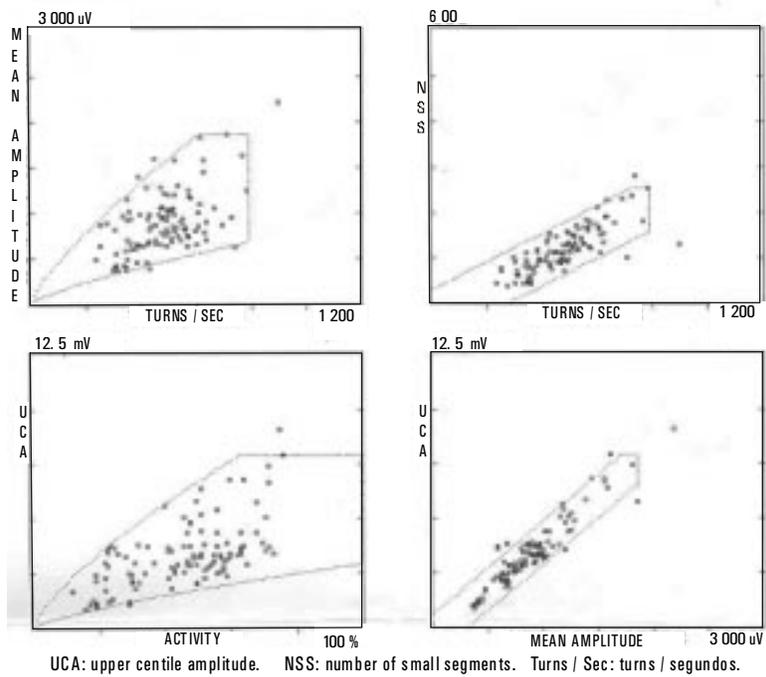


Fig. 3. *Músculo tibial anterior* (n=110).

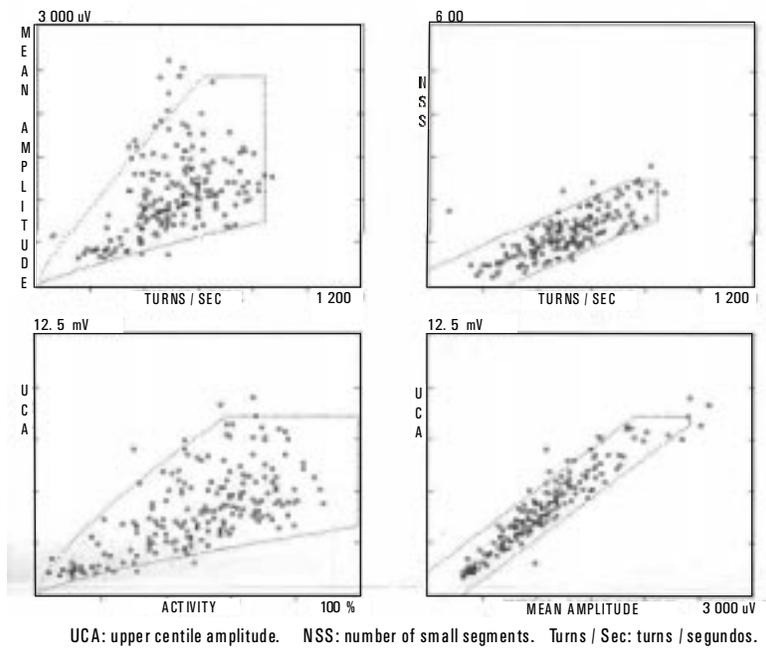


Fig. 4. *Músculo gemelo interno* (n=64).

DISCUSIÓN

Aunque han sido reportados muy diversos métodos para la cuantificación del EMG, muy pocos han sido validados clínicamente, y dada la diferencia entre unos y otros es muy difícil hacer comparaciones entre los resultados de diferentes laboratorios, aun con el uso del mismo método de análisis.⁷

No existen reportes de estadística descriptiva general y análisis de varianza entre las diferentes variables estudiadas en cada músculo, ni suelen ensayarse los métodos propuestos en más de 1 ó 2 músculos, con más frecuencia en el bíceps braquial, por su facilidad para la exploración y el control de la fuerza de contracción. Por este motivo no se tenían referencias para comparar el comportamiento de las variables analizadas en los músculos de los sujetos sanos.

Analizando los datos que se muestran en la tabla 1 se observa que, en general, existió una dispersión significativa de los datos en torno a la media para todas las variantes y en todos los músculos. Esto se debió fundamentalmente a determinados factores que influyen en la variabilidad de la señal electromiográfica, entre los cuales se pueden mencionar la posición relativa de la aguja respecto a las fibras que se contraen y el control de la fuerza de contracción por parte del paciente. Desde los primeros trabajos de *Willison*^{8,9} se utilizaron métodos que medían con exactitud la fuerza de contracción durante el registro, esto permitía comparar los resultados (número de *turns*, amplitud media) con grupos control. A pesar de que a partir de los trabajos de *Stalberg*^{1-3,12} se independizó el control de la fuerza de la sensibilidad diagnóstica del análisis de *turns*/amplitud, se sigue midien-

do la fuerza de contracción como control de calidad cuando se quieren hacer normas para su uso clínico.

Como ya se explicó en *métodos*, en el presente trabajo el control de la fuerza de contracción fue hecho de forma subjetiva, esto puede introducir un cierto margen de variabilidad entre sujetos al ejecutar lo que se denominó "máxima" contracción voluntaria. También influyó en la dispersión de los datos la variabilidad de la intensidad de la contracción durante el tiempo de registro (1 s); esto, como es de suponer, no se comporta igual de sujeto a sujeto.

Las variables que resultaron significativamente diferentes de forma reiterativa entre los músculos de los miembros superiores e inferiores según el análisis de varianza (tabla 2) fueron la amplitud media y la UCA, esto puede tener relación con las diferencias propias entre músculos, en cuanto al tamaño y número de fibras musculares contenidas en cada unidad motora. El hecho de que la variable actividad haya sido significativamente diferente entre los músculos tibial anterior y los demás, constituyen un hallazgo que no se puede interpretar desde el punto de vista fisiológico.

Los resultados obtenidos en el análisis de correlación (tabla 3) entre las variables estudiadas corroboran la hipótesis de que existe una relación lineal entre estos parámetros numéricos o sus transformaciones logarítmicas.

Se ha demostrado que todas estas variables están relacionadas con la fuerza de contracción.^{3,10} En la medida en que aumenta la fuerza aumenta el número de unidades motoras activas y las que ya estaban descargando aumentan su frecuencia; por lo tanto, también aumenta la probabilidad de que 2 ó más potenciales de unidad motora (PUMs) se superpongan en el tiempo.²⁰ Todo esto provoca un aumento del

número de *turns/s* y de los NSS, estos últimos fundamentalmente por causa de la superposición de potenciales que ocasionan la aparición de más segmentos con amplitudes menores y quizás también al aumento de la frecuencia de descarga de las unidades motoras más pequeñas. De igual forma, al aumentar la fuerza se reclutan unidades motoras de mayor tamaño y la superposición de PUMs, al ocurrir de manera aleatoria en el tiempo, trae consigo la aparición de segmentos de mayor tamaño.²⁰ En el caso de la actividad también está en dependencia de la fuerza de contracción, pues esta variable es una expresión de la presencia de PUMs dentro del patrón registrado.³

La dependencia entre estas variables y la fuerza de contracción hace que precisamente los datos de cada una de ellas no sean del todo útiles para el diagnóstico, a menos que se determine con exactitud la fuerza de contracción con la que fueron obtenidas. Por otra parte, esto permite afirmar que existe una correlación entre cualquiera de estas variables 2 a 2, en la que está implícito el grado de contracción.

Los altos valores del coeficiente de correlación que se muestran en la tabla 3 constituyen una expresión estadística de este fenómeno. Es muy significativo el valor del coeficiente de correlación entre la amplitud media y la UCA, donde se corrobora un resultado esperado en sujetos sanos. Al reclutarse unidades motoras de mayor tamaño aumenta la UCA y en proporción la amplitud media. En trabajos de simulación hechos por *Nandedkar* y otros^{21,22} se plantea la alta correlación que existe entre la amplitud media y la amplitud pico a pico de los PUMs de mayor tamaño (reclutados más tardíamente durante el proceso de contracción).

En los trabajos consultados^{3,12} se plantea, y se corrobora en el presente estudio,

que la transformación logarítmica entre las relaciones *turns/amplitud media* y *actividad/UCA* se ajusta más a los resultados que se obtienen en sujetos sanos. La correlación de este fenómeno con la realidad fisiológica del proceso de contracción muscular voluntaria parece no ser directa. Se ha visto que el número de *turns/s* crece menos rápidamente en la medida en que aumenta la contracción;¹² también se puede inferir que a altos niveles de contracción, los factores que contribuyen a la dispersión de los resultados tienen mayor influencia que a niveles más bajos.

Como resultado de este análisis fue posible determinar las zonas en que se agrupan los valores de las relaciones entre variables a diferentes grados de contracción en sujetos sanos (figs. 1-4), y de esta forma lograron definir áreas de "normalidad" para cada relación en cada uno de los músculos estudiados. El procedimiento que se utilizó para determinar el área de normalidad a partir del análisis de regresión fue descrito en *métodos*.

En cada uno de los gráficos se plotearon los valores obtenidos en cada registro, se comprobó que más de 90 % cayeron dentro de este espacio acorde con el criterio planteado por *Stalberg*.² Esto proporciona un patrón con el cual comparar resultados que se obtengan en enfermos con diferentes afecciones del aparato neuromuscular, para determinar si su patrón electromiográfico está dentro o fuera de los límites de la normalidad, lo que constituye un instrumento de valor práctico en la aplicación del EMG cuantitativo al diagnóstico clínico y contribuye a disminuir el subjetivismo en la interpretación de los resultados.

Por último podemos concluir que se obtuvieron valores de referencia para las variables: *turns*, actividad, amplitud media, UCA y NSS en los músculos deltoides, PI dorsal,

tibial anterior y gemelo interno. Que existen diferencias electromiográficas entre músculos de miembros superiores e inferiores en cuanto a las variables que miden amplitud: amplitud media y UCA. También se esta-

bleció el rango de valores normales de las relaciones entre variables en función de la fuerza de contracción y se determinó el área de normalidad de cada relación en cada uno de los músculos estudiados.

SUMMARY

A quantitative electromyographic study with electrodes of concentric needle was conducted in 40 healthy volunteer subjects. It was used the method of analysis of Turns, whose software is used in the Neurónica 02 equipment made in Cuba. The following muscles were studied: deltoid muscle, first interosseal dorsal muscle, anterior tibial muscle and gemellus internal muscle. The following variables were measured: turns/second, activity, mean amplitude, upper centile amplitude and number of small segments. Comparisons were also made among the 4 studied muscles. Normative values of such variables by muscles were determined and differences of amplitudes between the muscles of the upper and lower limbs were found. Curves of normality were obtained for each muscle according to the force of contraction. To this end, the relations among the following variables were used: turns/mean amplitude, activity/upper centile amplitude, mean amplitude/upper centile amplitude and turns/number of small segments. This is a practical tool to make future comparisons between sound and sick individuals.

Subject headings: ELECTROMYOGRAPHY/methods; MUSCLE CONTRACTION

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Stalberg E, Andreassen S, Falck B, Lang H, Rosenfalck A, Trojaborg W. Quantitative analysis of individual motor unit potentials: a proposition for standardized terminology and criteria for measurement. *J Clin Neurophysiol* 1986;3:313-348.
2. Stalberg E, Chu J, Brill V, Nandedkar S, Stalberg S, Ericsson M. Automatic analysis of the EMG interference pattern. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1983;56:672-81.
3. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg EV. Automatic analysis of the electromyographic interference pattern. Part I: Development of quantitative features. *Muscle-Nerve* 1986;9:431-439.
4. Pfeiffer G, Kunze K. Turn and phase counts of individual motor unit potentials correlation and reliability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992;85:161-65.
5. Nandedkar SD, Sander DB. Measurement of the amplitude of EMG envelope. *Muscle-nerve* 1990;13:933-38.
6. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg EV. On the shape of the normal Turns-Amplitude Cloud. *Muscle-Nerve* 1991;14(1):8-13.
7. Finsterer J, Mamoli B. Turn/amplitude-analysis: problems in the calculation of the normal values. *Z EEG-EMG* 1991;22:137-46.
8. Willinson RG. A method of measuring motor unit activity in human muscle. *J Physiol* 1963;35:168.
9. _____. Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1964;27:386-394.
10. Hernández TR. Método de análisis de turns. Variables más usadas. *Rev Cubana Invest Biomed* 1996;1:11-15.
11. _____. Métodos para el análisis cuantitativo del electromiograma. *Rev Cubana Invest Biomed* 1996;2:127-132.
12. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg EV. Automatic analysis of the electromyographic interference pattern. Part II. Finding in control subjects and in some neuromuscular diseases. *Muscle-Nerve* 1986;9:491-500.
13. Hayward M. Automatic analysis of the electromyogram in healthy subjects different age. *J Neurol Sci* 1977;33:397-413.
14. Stalberg SD. Invited review: Electrodiagnostic assessment and monitoring of motor unit changes in diseases. *Muscle-Nerve* 1991;14:293-303.

15. Finsterer J, Fuchs I, Mamoli B. Quantitative electromyography-guide botulinum toxin treatment of cervical dystonia. *Clin Neuropharmacol* 1997;20(1):42-8.
16. Lefaucheur P, Verroust J, Gherardi RK. Turns-amplitude analysis assessment of myopathies in HIV-infected patients. *J Neurol Sci* 1996;136(1-2):148-53.
17. Junge D, Clark GT. Electromyographic turns analysis of sustained contraction in human masseter muscles at various isometric force levels. *Arch Oral Biol* 1993;38(7):583-8.
18. Lo Monaco M, Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A. Quantitative EMG findings at different force levels in patients with myasthenia gravis. *Neurophysiol Clin* 1993;23(4):353-61.
19. Hayashi T, Iwashige H, Maruo T. Quantitative analysis of electromyogram interference pattern in extraocular muscle. *Jpn J Ophthalmol* 1995;39(3):260-4.
20. Kimura J. Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice electromyography. En: Davis FA. *Techniques and normal findings*. Philadelphia 1983;227-230.
21. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg EV. Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part I: Turns and amplitude measurements. *Muscle-Nerve* 1986;9:423-430.
22. _____. Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part II: Activity, upper centile amplitude and number of small segments. *Muscle Nerve* 1986;9:486-490.

Recibido: 5 de abril de 1999. Aprobado: 12 de mayo de 1999.

Dra. *Rebeca Hernández Toranzo*. Centro de Neurociencias. Centro Nacional de Investigaciones Científicas. Avenida 25 y 15: Apartado 6990, Cubanacán, Playa, Ciudad de La Habana, Cuba.