

Análisis cuantitativo del potencial de acción de unidad motora y del patrón de interferencia de la contracción muscular voluntaria

Mayor MC Gema Aguayo Magaña,* Tte. de Navío SNMC Alberto Ortega Romero*

RESUMEN. En apoyo a la clínica, los cambios en las propiedades del potencial de acción de la unidad motora (PAUM) y del patrón de interferencia de la contracción muscular voluntaria (PICMV), registrados a través de la electromiografía cuantitativa de análisis computarizado (EMG) ayudan a distinguir entre músculos normales y estados patológicos de origen muscular o neural. Se estudiaron 20 sujetos sanos, voluntarios, con $\bar{x}$ de edad de 26 ± 3 años. La evaluación del PAUM dio los siguientes valores de duración (miliseg): deltoides $\bar{x} = 7.4 \pm 3$, bíceps $\bar{x} = 6.8 \pm 3$, primer interóseo dorsal $\bar{x} = 6.5 \pm 3$, todos con tendencia a la normalidad dentro de estos valores $\bar{x}$. En el análisis del PICMV se observó el incremento en la amplitud (μV) y vueltas/seg de las unidades motoras (UM) reclutadas, al aumentar la contracción muscular. Los promedios de la amplitud μV contra resistencia fueron: deltoides: $\bar{x} = 18,798 \pm 380$; bíceps: $\bar{x} = 18,991 \pm 695$; interóseo: $\bar{x} = 12,923 \pm 36$. En cuanto al número de vueltas por segundo contra resistencia se encontró: para deltoides: $\bar{x} = 608 \pm 120$; bíceps: $\bar{x} = 476 \pm 3$; interóseo $\bar{x} = 650 \pm 68$ y, contra resistencia: $\bar{x} = 793 \pm 2$ en deltoides; $\bar{x} = 852 \pm 12$ en bíceps y $\bar{x} = 828 \pm 30$ en interóseo.

Palabras clave: Potencial de acción, contracción muscular.

INTRODUCCION

A través del tiempo, varios investigadores han desarrollado diversas técnicas para identificar el potencial de acción de la unidad motora (PAUM). Las técnicas que han sido utilizadas pueden ser generalmente categorizadas de una u otra forma como la identificación visual lograda en la pantalla de un electromiógrafo. La electromiografía (EMG) muestra la forma y amplitud del patrón de descarga de la unidad motora (UM).^{1,3}

A la fecha, existen muchos estudios sobre las propiedades contráctiles de la UM en el músculo humano. La mayoría de los experimentos realizados han utilizado el método invasivo de electrodos de aguja intramuscular concéntricos o monopolares.^{2,3}

Kimura, Johnson, y de Luca, entre otros investigadores, han establecido como criterios para identificación del

SUMMARY. In order to achieve clinical support, changes in properties of action potential of motor units (APMU) and the interference pattern of voluntary muscular contraction (IPVMC) registered by computerized electromyography (EMG) are of a great value to distinguish between the normal muscle and abnormal conditions from either muscular or neural aethiology. A series of 20 healthy voluntary individuals aged 26 years in average (± 3) who were examined is reported here. The APMU assessment demonstrated the following results (in milliseconds): deltoid muscle average 7.4 ± 3 ; biceps average 6.8 ± 3 ; first interosseus dorsalis average 6.5 ± 3 , all as a tendency to normality within the average reported values. The IPVMC assessment demonstrated an increase in microvolts and rounds per second of recruited motor units when muscular contraction increases as well. The average of amplitude in microvolts against resistance were: deltoid muscle average $18,798 \pm 380$; biceps average $18,991 \pm 695$; interosseus average $12,923 \pm 36$. In relationship to the rounds per second, the obtained data were: deltoid muscle average 608 ± 120 ; biceps average 476 ± 3 ; interosseus average 650 ± 68 ; against resistance: deltoid muscle average 793 ± 2 ; biceps average 852 ± 12 and interosseus average 828 ± 30 .

Key words: Action potential, muscle contraction.

PAUM: duración, amplitud, área, fases, número de vueltas y tiempo de elevación (*rise time*).^{4,5}

En el medio clínico la medición de estas características habitualmente se utiliza para determinar la gravedad de un padecimiento neuromuscular o, en algunos casos, como auxiliar para llegar al diagnóstico.

En el estudio del PAUM con electrodos de aguja monopares y concéntricos se ha observado que el registro de la duración y el número de fases de la UM es similar con el uso de cualquiera de los electrodos, pero la amplitud es considerablemente mayor con el electrodo monopolar, y esto se debe en parte a las características propias de captación del electrodo.^{1,3,6}

Kimura menciona que una UM aceptada para medida cuantitativa debe tener un tiempo de elevación menor de 500 microsegundos.⁵

La amplitud del PAUM está determinada principalmente por el número y tamaño de las fibras musculares en la vecindad del electrodo de registro por la posición del electrodo en la UM.^{3,10,15}

*Alumnos del curso y residencia de Medicina Física y Rehabilitación. Escuela Militar de Graduados de Sanidad. México, D.F.

En el PAUM la duración depende principalmente del número de fibras musculares alrededor del electrodo y de su densidad. Este parámetro juega un papel importante en el diagnóstico de enfermedades neuromusculares, aunque también está sujeta a variaciones fisiológicas. (Adultos mayores de 55 años muestran una tendencia al incremento de este parámetro como resultado de cambios en la densidad de la fibra muscular). Cabe señalar que la relación entre duración del PAUM y la edad no es estrictamente lineal y los cambios son idénticos en todos los músculos, excepto en los pequeños músculos de la mano.^{1,2,5,10,15}

La aparición de alteraciones neurológicas se ve a partir de la tercera década de la vida, y continua aumentando durante toda la existencia. Estas alteraciones corresponden a pérdida de motoneuronas alfa en la médula espinal.^{1,7}

En cuanto a las molestias ocasionadas por el electrodo, se sabe que el principal factor es la técnica de inserción, más que el tipo de electrodo de aguja empleado.^{8,18}

Otro estudio complementario de la EMG de la UM es el análisis del patrón de interferencia de la actividad motora voluntaria (PICMV). Wilson en 1964, introdujo el análisis automático de la amplitud y el número de vueltas en dicho estudio, con lo que fue posible discriminar a la mayoría de los pacientes enfermos de miopatías de los que padecían trastornos neurológicos.^{2,6,12}

La activación sucesiva de UM, con el incremento de la fuerza de CMV, se debe a que existe una relación de 1 a 1 entre la descarga de la alfa-motoneurona y la fuerza requerida por el músculo para la ejecución de un esfuerzo; esto determina el número de UM a activar (número de vueltas en el análisis del PICMV) y su frecuencia de disparo.^{10,11,18}

Kimura y sus colaboradores refirieron que la amplitud y la densidad de las espigas registradas en el patrón de interferencia se deben a la suma de respuestas mioeléctricas determinadas por eferencias corticales, número de neuronas motoras capaces de descargar y frecuencia de disparo de cada unidad motora.^{4,5}

Fuglsang y Frederiksen, en 1975, encontraron que el número de vueltas y la amplitud tienen del 10 al 25% de variabilidad en ensayos repetidos.⁶

Sanjeev, Liguori y colaboradores informaron de un incremento lineal de la amplitud y número de vueltas en el PICMV durante la contracción muscular voluntaria a diferentes grados de esfuerzo.^{6,13-16}

Se han publicado numerosos estudios comparativos entre sujetos sanos y con patología neuromuscular, encontrando diferencias significativas en cuanto a las características del PAUM y del PICMV, resaltando la importancia y utilidad de los estudios de referencia.¹¹⁻¹⁴

Material y método

El presente estudio se efectuó en 20 sujetos voluntarios masculinos mexicanos, con edades entre 22 y 35 años ($\bar{x}$: 26 $\pm$ 3), aparentemente sanos y sin antecedentes de neuropatía o

miopatía, diestros, enterados y familiarizados con el procedimiento. El empleo del método de biorretroalimentación visual y auditiva facilitó la mínima contracción muscular voluntaria necesaria para activar una sola UM y la captación de ésta.

Para el estudio de la EMG cuantitativa de análisis automático se contó con un electromiógrafo Viking Nicolet con software versión 1.8 con electrodos de aguja monopolar Teca.

Los músculos estudiados fueron deltoides, bíceps braquial y primer interóseo dorsal, en forma simétrica, colocando un electrodo de aguja monopolar en el vientre muscular, efectuándose inserciones en diferentes direcciones.

Para el estudio del PAUM se pidió al paciente que efectuara una contracción muscular mínima, analizando la UM captada, excluyendo aquellas con un tiempo de elevación (*rise time*) mayor de 0.5 uV.

En un segundo tiempo, aprovechando la inserción del electrodo se estudió el PICMV. Los mismos sujetos fungieron como grupo control y grupo experimental, efectuando movimientos contra resistencia a la fuerza de gravedad; abduciendo el hombro a 90° en el caso del deltoides; flexión de antebrazo a 130° para el bíceps, y abducción del segundo dedo a 45° para el primer interóseo dorsal, analizándose el patrón de interferencia en cuanto a la amplitud y el número de vueltas para cada músculo.

Posteriormente se repitió el procedimiento contra resistencia manual moderada, en forma cualitativa. Se eligió como registro basal los valores encontrados contra gravedad y como variable, los hallados contra resistencia.

Los datos fueron analizados estadísticamente mediante el programa Jaendel Scientific (Sigma Plot - Sigma Stat) para Windows 3.1.

Resultados

Se analizaron un total de 212 UM para el deltoides, 187 para el bíceps y 165 para el primer interóseo dorsal.

No se encontró significancia estadística por la prueba de regresión lineal en cuanto a la relación de la duración del PAUM con los demás parámetros cuantitativos (amplitud, área, número de fases y vueltas).

Los promedios y la desviación estándar para los parámetros cuantitativos de los PAUM de los músculos estudiados se reportan en el cuadro 1.

Durante la CMV se analizó la amplitud y número de vueltas del patrón de interferencia, no encontrando diferencias significativas para bíceps y primer interóseo entre ambas extremidades.

Para el deltoides, la prueba de T-pareada en la amplitud y el número de vueltas resultó significativa ($p < 0.0001$), siendo el de la extremidad izquierda (no dominante) el de mayor promedio de unidades motoras reclutadas ($\bar{x} = 693$, contra $\bar{x} = 523$ del lado derecho).

La amplitud y el número de vueltas contra gravedad, en comparación con los mismos parámetros contra resistencia moderada, resultó estadísticamente significativa en los tres músculos estudiados.

Cuadro 1. Promedios y desviaciones estándar de los potenciales de acción de unidad motora (PAUM).

	Deltoides	Bíceps	Primer interóseo dorsal
Duración (mseg)	7.4 ± 3.2	6.84 ± 2.9	6.5 ± 2.7
Amplitud (μV)	886.4 ± 642.1	856.8 ± 539.5	1,299.6 ± 761.7
Area (μVms)	966.7 ± 834.4	1,001.3 ± 791.7	1249.7 ± 707.7
DDE	0.7 ± 0.4	0.7 ± 0.3	0.7 ± 0.3
Vueltas/seg	4 ± 2	3 ± 1	4 ± 2
Fases	2 ± 1	2 ± 1	2 ± 1

DDE = Duración de la espiga.

Cuadro 2. Promedios y desviaciones estándar en el patrón de interferencia durante la contracción muscular voluntaria (PICMV).

	Deltoides	Bíceps	Primer interóseo dorsal
Amplitud (μV)			
C.G.	7,129.7 ± 1,931.8	7,562.5 ± 2,274	7,466.3 ± 1,449
C.R.	18,798 ± 380	18,991.4 ± 695.4	12,923 ± 36.3
Vueltas/seg			
C.G.	608 ± 120	476.3 ± 3	650.65 ± 68.8
C.R.	793 ± 1.6	852.3 ± 12.4	828.5 ± 30.2

C.G. = Contra gravedad.

C.R. = Contra resistencia.

Los promedios y desviación estándar para la amplitud y número de vueltas en el PICMV para los músculos estudiados, se muestran en el cuadro 2.

Discusión

Hasta la fecha, no existe un acuerdo uniforme en cuanto a la técnica para realizar el análisis cuantitativo del PAUM y del PICMV. Kimura y sus colaboradores informan de valores promedio de duración del PAUM para deltoides de 11.4 mseg; de 9.2 mseg para bíceps braquial y de 8.9 mseg para el primer interóseo, en sujetos sanos.

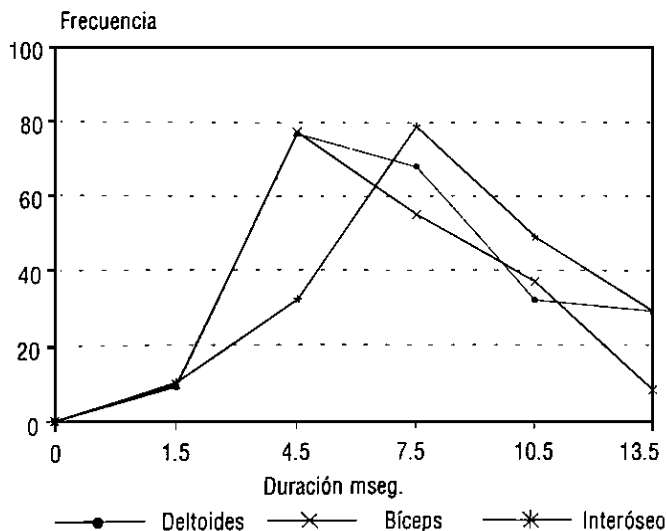
Ligouri, Sanjeev y otros, relatan valores de amplitud y número de vueltas en el PICMV que difieren de un autor a otro. Sin embargo, se ha llegado a una observación común: al aumentar la fuerza muscular contra resistencia, se incrementa en forma lineal el número de vueltas y la amplitud.

La EMG cuantitativa a través de programas computarizados ofrece el análisis objetivo del PAUM y del PICMV, existiendo la necesidad de obtener valores de acuerdo a nuestra población y laboratorio electromiográfico. Nosotros expresamos el promedio de los parámetros cuantitativos del PAUM en nuestra población estudiada con electrodos de aguja monopolar.

El promedio de edad de nuestro grupo estudiado fue de 26 ± 3 años, lo cual se relaciona con lo informado por Bischoff y sus colaboradores, ya que a edades mayores de 55 años, empiezan a presentarse parámetros por disfunciones neuromotoras.

Se tomó la decisión de estudiar tres músculos que fueran proximal, medio y distal, en base a que la inervación de los distales está dada por una neurona que tiene a su cargo un menor número de miofibrillas, en comparación con los músculos proximales que requieren de una neurona con mayor número de miofibrillas; de ahí el que tenga mayor potencia.⁵

Los valores promedios y desviaciones estándar en cuanto a la duración del estudio del PAUM, fueron menores a los esperados: deltoides con promedio de 7.4 ± 3 con un valor máximo de 14.9 y mínimo de 2.2; en bíceps el promedio fue de 6.8 ± 3 con un valor máximo de 14.3 y mínimo de 2.0; en primer interóseo dorsal el promedio fue de 6.5 ± 3 con un

**Figura 1. PAUM. Duración.**

valor máximo de 13.6 y mínimo de 2. Discutimos la duración de PAUM, ya que es el parámetro reportado que mayor utilidad clínica tiene en los tres músculos estudiados.

Dentro del análisis estadístico se observaron UM con duración corta (alrededor de 2 a 4 mseg), lo que nos hace pensar que posiblemente se analizaron potenciales de acción de placa motora terminal, los cuales son referidos con estos límites de duración. Sin embargo el comportamiento tiende a la normalidad con un 80% dentro de los promedios y desviaciones estándar para cada músculo.

La figura 1 representa el histograma de la relación de duración en miliseg., con tendencia a la normalidad, para los tres músculos estudiados.

En los demás parámetros estudiados como la amplitud y área, su comportamiento tiende a la normalidad. Las figuras 2 y 3 muestran el histograma de la relación amplitud y área en microvolts.

Algunos autores, como Nierbuhr en 1993, sugieren el uso de dinamómetros complejos que evalúen la fuerza de resistencia, así como el grado de desplazamiento en las articula-

ciones. Sin embargo, esto no tiene aplicación en la práctica clínica. Nosotros estandarizamos la fuerza de resistencia contra gravedad, midiendo el grado de desplazamiento en cada articulación; aplicando posteriormente resistencia manual moderada, observando un aumento estadísticamente significativo en la amplitud y número de vueltas en el patrón de interferencia, en los músculos estudiados.

La figura 4 muestra el incremento promedio de la amplitud en microvolts, en el patrón de interferencia de los músculos deltoides, bíceps y primer interóseo dorsal al aplicarles resistencia moderada, encontrados en el presente estudio.

En la figura 5 se muestra el incremento promedio en el número de vueltas/seg del PICMV en los músculos estudiados al aplicárseles resistencia moderada.

Durante el estudio de contracción voluntaria máxima, es importante tener presente lo siguiente:

1) En la abducción del hombro a 90° el principal músculo agonista es el deltoides (porción media), la ausencia de musculatura subyacente en esta área, permite el estudio confiable de su musculatura.

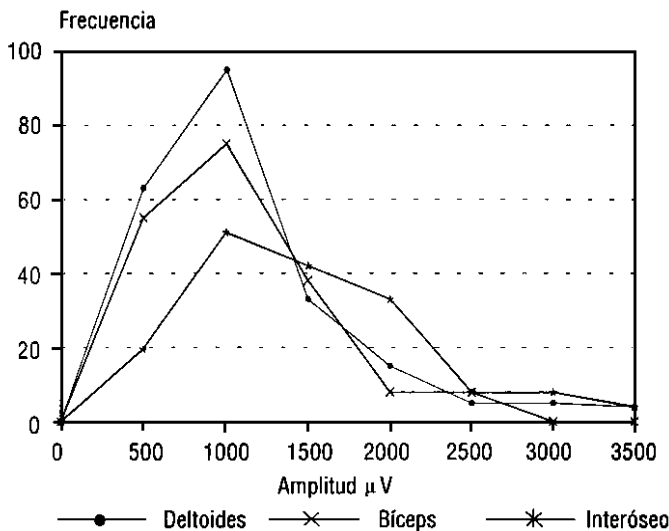


Figura 2. PAUM. Amplitud.

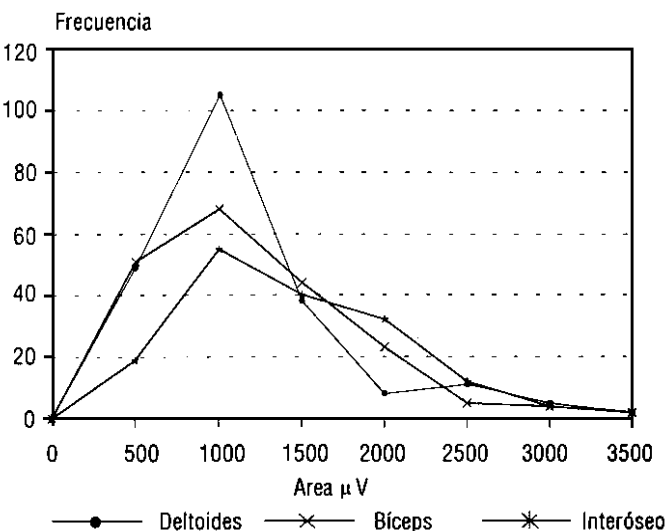


Figura 3. PAUM. Área.

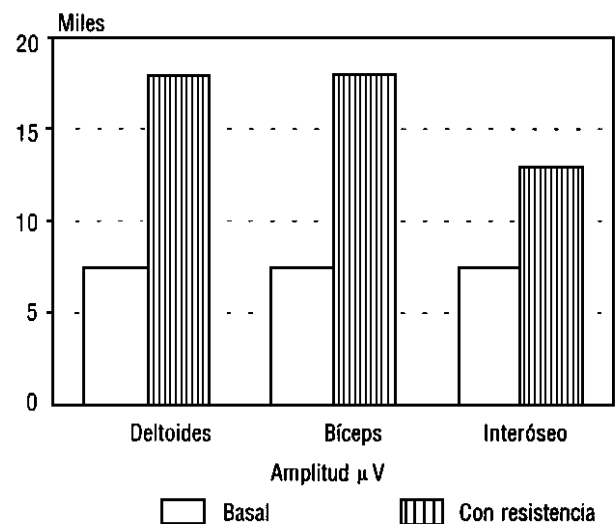


Figura 4. CVM. Contracción muscular voluntaria.

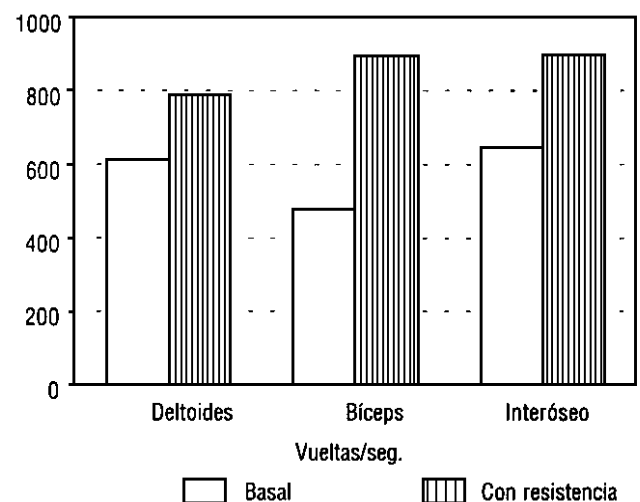


Figura 5. CVM. Contracción muscular voluntaria.

2) Para la flexión del antebrazo existen músculos sinergistas (braquial anterior, coracobraquial, supinador largo) que intervienen en el movimiento contra resistencia, lo que ya no hace un estudio "puro" de este músculo si no se toma la precaución de efectuar el movimiento con pronación del antebrazo.

3) La proximidad de músculos subyacentes al primer interóseo dorsal, como el abductor corto del pulgar, y el efectuar el estudio con electrodo de aguja sin tener la certeza de encontrarse dentro de su musculatura, podría dar valores alterados.

4) Otro factor que se debe tomar en cuenta es el dolor producido por el electrodo de aguja, ya que esto influye disminuyendo la potencia muscular. En nuestro estudio el sitio más tolerado para la inserción del electrodo fue en el deltoides, siendo el menos tolerado el del primer interóseo dorsal y esto se explica por la innervación sensitiva y la distribución de los receptores al dolor.

5) La experiencia en este tipo de estudios tanto en el análisis del PAUM como en el PICVM juega un papel importante en la realización de los mismos.

6) Inferimos que la diferencia significativa del número de vueltas en el músculo deltoides se debió a que en la extremidad izquierda se reclutó un mayor número de UM en la contralateral durante el esfuerzo realizado, y ya que la amplitud no varió significativamente entre las extremidades y el promedio de vueltas no difiere en forma considerable, se podría tomar como un dato de variabilidad reportado por Fuglsang-Frederiksen.

Conclusiones

La EMG cuantitativa de análisis computarizado ofrece una información más precisa para valorar a la función de la unidad motora.

El estudio con electrodo monopolar de aguja es el idóneo en la práctica clínica para nuestras necesidades, ya que es seguro, económico y menos doloroso, entre otras cualidades.

El músculo deltoides ofrece una gran información para la evaluación de afecciones de origen muscular en el miembro superior, ya sea como parámetro de normalidad, o para buscar datos de anormalidad.

En el análisis de PAUM se debe tener la precaución de excluir a las UM de placa.

La amplitud y número de vueltas/seg en el estudio de patrón de interferencia de la CMV, aumentan con la fuerza de contracción muscular.

Se obtuvo la experiencia clínica y en el procedimiento, para estudios posteriores comparativos entre grupos de diferentes edades o bien con afecciones neuro-musculares para establecer parámetros de normalidad en nuestro laboratorio.

Referencias

1. Bischoff J, Machetanz J, Conrad B. Is there an age dependent continuous increase in the duration of the motor unit action potential? *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1991;81:304-311.
2. Christensen H, Lo Monaco M, Dahl K y cols. Processing of electrical activity in human muscle during a gradual increase in force. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1984;58:230-239.
3. Fujimoto T, Nishizono H. Muscle contractile properties by surface electrodes compared with those by needle electrodes. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1993;89:247-251.
4. Johnson EU. *Electromyography Clinic*. 2th ed, Davis Company, USA 1989:515-640.
5. Kimura J. *Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle*. 2a. ed. Philadelphia USA 1992:259-428.
6. Kohara N, Kaji R, Kimura J. Comparison of recording characteristics of monopolar and concentric needle electrodes. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1993;89:242-246.
7. Kopec J, Fuglsang F. Section of clinical neurophysiology of the finnish neurological association. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1971;30:255-274.
8. Mambrito BJ, De Luca C. A technique for the detection, decomposition and analysis of the EMG signal. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1984;58:175-188.
9. Niebuhr MR. Electromyographic analysis of effort in grip strength assessment. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1993;33:149-156.
10. Petajan J, Philip AB. Frequency control of motor unit action potentials. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1969;27:66-72.
11. Rocco Liguori DK. Turns amplitude analysis of the electromyographic recruitment. Pattern disregarding force measurement. *Muscle and Nerve* 1992;15:1314-1318.
12. Rocco Liguori DK. Turns amplitude analysis of the electromyographic recruitment pattern disregarding force measurement II. Finding in patients with neurovascular disorders. *Muscle and Nerve* 1992;15:1319-1324.
13. Sanjeev D, Nandekar R. Automatic analysis of the electromyographic interference pattern. Part II: Findings in control subjects and in some neuromuscular disease. *Muscle and Nerve* 1989;9:491-500.
14. Sanjeev D, Nandekar R. Evaluation of an automatic method of measuring features of motor unit action potentials. *Muscle and Nerve* 1989;12:141-148.
15. Sanjeev D, Nandekar R. Simulation of myopathic motor unit action potentials. *Muscle and Nerve* 1989;12:197-202.
16. Sanjeev D, Nandekar R. On the shape of the normal turns amplitude cloud. *Muscle and Nerve* 1991;14:8-13.
17. Strommen J, Daube JR. Determinants of pain in needle EMG. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1985;60:225-227.
18. Van Hilten JJ, Middlekoop HAM, et al. Where to record motor activity: an evaluation of commonly used sites of placement for activity monitors. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1993;89:359-362.