

근 수축력이 운동단위활동전위에 미치는 영향

- ADEMG 분석 -

충남대학교 의과대학 재활의학교실 및 동래 봉생병원 재활의학과*

손민균·김봉옥·신지철*

= Abstract =

Effect of Contractile Force on the Properties of Motor Unit Action Potentials: ADEMG Analysis

Min Kyun Sohn, M.D., Bong-Ok Kim, M.D. and Ji Cheol Shin, M.D.*

Department of Rehabilitation Medicine, Chungnam National University College of Medicine

Department of Rehabilitation Medicine, Dong Rae Bong Seng Hospital*

The electrophysiology of neuromuscular function can be analyzed at the level of the individual motor unit which is the functional element of the motor system by decomposition of the EMG interference pattern. Configurational and firing properties of 3,342 motor unit action potentials(MUAP) in the biceps brachii and 3,455 in the first dorsal interosseous were measured through automatic decomposition electromyography(ADEMG) using standard concentric needle electrode in 25 healthy adults(19 men, 6 women; mean age 24.3 ± 4.2 years) at four levels of stable isometric contraction; threshold, 10% maximal voluntary contraction(MVC), 20% MVC and 30% MVC.

The mean number of simultaneously active MUAPs per recording site was increased as force increment in biceps brachii but no difference in first dorsal interosseous. In both muscles the increment of contractile force from threshold to 30% MVC was associated with a significant increase in amplitude, number of turns, firing rate and rise rate but decrease in duration of MUAP. The identification rate was decreased and coefficient of interspike interval variability(CIV) was increased as force increment

So the contractile force is a major determinant of MUAP shape and firing properties and so must be precisely measured or controlled in clinical EMG studies.

Key Words: Quantitative electromyography, Automatic decomposition electromyography, Motor unit action potentials

서론

근전도 신호를 자동 정량분석하는 방법중 Buch-

thal등^{2,3)}이 기술한 방법처럼 작은 힘을 주었을 때 나타나는 신호를 구별하여 각각의 운동단위활동전위(MUAP: motor unit action potential)의 여러 특징을 자동적으로 측정하는 방법이 있으며 이 방법의 임상적 중요성은 이미 잘 알려져 있다^{5,27)}. 그러나 검사시간이 오래 걸리고 환자의 협조를 많이 필요로 하며, 역치가 낮은 MUAP의 분석은 가능하나 역치가

*본 논문은 1995년도 충남대학교병원 임상연구비의 보조를 받은 것임.

높은 MUAP은 분석할 수 없다는 제한점이 있다. 한편 강한 근 수축시에 간섭양상을 기록하는 power spectrum density나, 전환수, 최대진폭, 평균진폭, baseline crossing 등을 측정하는 turns-amplitude analysis방법은^{4,11)} 모든 종류의 MUAP이 작용하여 형성된 신호를 기록할 수 있고 환자의 협조가 그렇게 중요한 인자가 아니며 비교적 빠르게 신호를 얻고 정보를 처리할 수 있다는 장점이 있으나 각 MUAP의 모양에 따른 변수나 발화율(firing rate)을 직접 측정할 수 없어 간섭양상의 증가가 점증, 발화율 또는 MUAP의 모양의 변화중 어느 것에 의한 것인지는 알 수 없는 단점이 있다²³⁾.

따라서 상기 방법들의 단점을 보완하기 위하여 근 수축이 증가하여 여러개의 MUAP이 동시에 작용하여 서로 superimposition된 복잡한 근전도 신호를 분해하여 점증 역치가 낮은 MUAP 뿐 아니라 높은 MUAP의 형태학적인 특징과 발화율까지도 분석하려는 시도가 계속되었다^{7,12,14,18)}. 이중 정밀분해법은 높은 수축시에도 거의 완전히 근전도 신호를 분해하여 근 수축의 조절 기전 연구에 도움이 되나 특수하게 고안된 침전극과 여러 채널을 통한 측정 및 처리과정중 숙련된 검사자의 많은 개입을 요하여 임상에서 사용하기에는 부적당하다^{19,20)}.

그러나 ADEMG(automatic decomposition electromyography)는 McGill등^{20,21)}에 의해 제안된 방법으로 real time으로 일반적인 침전극을 사용하여 특별한 기술 없이도 어느 정도 복잡한 간섭양상을 분해하여 동시에 15개까지 활성화된 MUAP을 기록할 수 있는 방법이다.

따라서 이 방법을 이용하여 정상근육에서 근 수축의 증가에 따라 변화하는 MUAP의 형태학적 및 발화율의 변화를 측정하여 이 방법의 타당성 및 유용성을 알아보고 근수축의 조절기전을 이해하고자 본 연구를 시행하게 되었다.

연구대상 및 방법

1) 연구대상

19세에서 34세까지의 신경근육계 질환이 없는 건강한 성인 25명(남자 19명, 여자 6명, 평균연령 24.3±4.2세)을 대상으로 우성측 상완이두근과 제일배부골간

근에서 검사를 실시하였다.

2) 연구방법

상완이두근 검사시에는 검사대상자를 앙와위로 눕게 하여 상지를 검사대에 놓고 주관절을 90도 굴곡하고 손목은 완전히 회외전 하여 전박 원위부에 케이블에 의해 압력전달계(strain gauge)와 연결된 cuff를 감고 압력전달계를 끈게 하여 등척성수축을 시행하였다. 제일배부골간근의 검사시에는 환자를 의자에 앉힌 후 상지를 검사대에 올려 놓고 주관절을 90도 굴곡하고 전박을 회내전하여 제2지의 중수지관절에 압력전달계와 연결된 cuff를 감고 이를 잡아끌도록 하였다.

등척성수축의 정도는 역치와 최대근수축(MVC: maximal voluntary contraction)의 10%, 20% 및 30%의 각 4단계로 하였는데 근 수축을 정확히 하기 위하여 압력전달계와 연결된 그래프를 통한 시각 되먹이기를 하였다.

근전도기록은 동심성침전극(Nicolet 40 mm, 면적: 0.068 mm²)을 근육의 중앙부에 삽입한 후에 loud speaker로 crisp sound가 들리도록 침전극의 위치를 조절하였다. 각 4단계의 근 수축마다 6-10부위에서 검사를 시행하였다. 근전도기는 Nicolet Viking IV를 이용하였으며 Nicolet사의 ADEMG프로그램을 이용하여 분석하였다. 등척성수축동안 10초간의 근전도신호를 기록하여 중폭하였으며 여과주파수의 범위는 8 Hz에서 8 kHz 이었고 5 kHz에서 anti-alias filter를 하였다. 표본추출속도(sampling rate)는 10 kHz이었다.

다음과 같은 MUAP의 변수를 측정하였는데 진폭은 가장 큰 음성전위의 정점에서 양성전위의 정점까지로, 전환수는 100 μV 이상의 전압차를 보이며 전기적 신호의 방향이 바뀌는 수로, 상승률(rise rate)은 MUAP 파형에서 두 인접한 측정 지점간 전위차의 최대비율로 하였으며 지속시간(duration)은 onset과 offset사이의 시간으로 onset(또는 offset)은 절대진폭이 10 μV를 넘지 않는 주 MUAP의 극과 이전(또는 이후) 2 msec의 중간점으로 하였다. 발화율은 극과파간격의 역수로 계산하였으며 발화율의 변화정도를 알아보기 위하여 극과파간격 변화계수(CIV; coefficient of interspike interval variability)를 측정하였는데 이는 극과파간격 도수분포표에서 기본 정

검의 평균에 대한 표준편차의 비로 정의하였다. 또한 기본 극파간간격의 도수분포도에서 superimposition으로 감지하지 못한 MUAP의 비를 계산하여 감지율(identification rate)을 구하였다.

근 수축의 단계에 따른 MUAP 변수의 통계학적인 차이를 알아보기 위하여 1-way ANOVA를 이용하여 통계처리 하였으며 Scheffe test를 이용한 다중 비교검정으로 각 수축력간 평균의 차이를 비교하였다.

결 과

상완이두근에서는 총 520부위에서 3,342개의 서로 다른 MUAP을 기록하여 한 기록 부위당 평균 6.4개의 활성화된 MUAP을 동시에 측정하였으며 근 수축력이 증가함에 따라 동시에 측정된 MUAP의 수가 증가되었다. 제일배부골간근의 경우에는 총 720부위에서 3,455개의 다른 MUAP을 기록하여 한 부위당 평균 4.8개의 MUAP을 동시에 측정하였으나 근 수축의 단계에 따른 특별한 차이는 없었다(Table 1).

상완이두근에서 MUAP의 변수를 살펴보면 근 수축이 증가함에 따라 평균진폭, 전환수, 발화율 및 상승

률은 통계적으로 유의하게 증가되었고 지속시간은 감소되었으며 다중비교검정에서도 각 단계의 수축력에 따라 모두 유의한 차이가 있었다(Table 2).

제일배부골간근의 경우에도 근수축의 증가에 따라 진폭, 전환수, 발화율 및 상승률은 증가되었으며 지속시간은 감소되었다. 다중비교검정에서는 진폭, 전환수 및 발화율은 각 수축의 단계에 따라 모두 유의한 차이가 있었으나 지속시간과 상승률은 역치의 수축에서만 다른 수축과 차이를 보였고 10%, 20%, 30% MVC 간에는 유의한 차이가 없었다. 진폭과 전환수 및 발화율도 역치의 수축에서 측정된 값이 다른 수축과 더 많은 차이를 보였다(Table 3).

본 검사의 정확도와 타당도를 평가하기 위하여 감지율과 극파간간격 변화계수를 근수축의 정도에 따라 살펴보면 감지율은 상완이두근에서는 평균 52.19 ± 19.58 이었고 제일배부골간근은 46.18 ± 18.42 이었으며 양 근육 모두에서 근 수축이 증가할수록 감지율은 통계적으로 유의하게 감소되었으며 각 단계의 근 수축에서 모두 차이가 있었다. 극파간간격 변화계수는 상완이두근에서는 12.1 ± 4.8 이었고 제일배부골간근에서는 15.4 ± 6.4 이었으며 근 수축이 증가할수록 커졌으나

Table 1. Mean Number of Different MUAPs at Each Recording Site

	Contractile force				Average
	threshold	10% MVC	20% MVC	30% MVC	
Biceps brachii	5.17	6.64	6.77	7.27	6.43
First dorsal interosseous	5.57	4.52	4.47	4.64	4.80

Table 2. Effect of Contractile Force on the Properties of MUAPs in the Biceps Brachii

	Threshold	10% MVC	20% MVC	30% MVC
No. MUAPs	729	983	670	960
Amplitude(μ V)	$235 \pm 126_a$	$310 \pm 185_b$	$448 \pm 230_c$	$553 \pm 287_d$
Duration(msec)	$9.9 \pm 2.7_a$	$9.1 \pm 2.8_b$	$8.6 \pm 2.6_c$	$8.1 \pm 2.9_d$
Turns	$1.3 \pm 0.5_a$	$1.4 \pm 0.6_b$	$1.6 \pm 0.7_c$	$1.8 \pm 0.9_d$
Rise rate(V/sec)	$3.7 \pm 2.5_a$	$5.8 \pm 5.0_b$	$7.2 \pm 5.8_c$	$7.9 \pm 6.9_d$
Firing rate(Hz)	$11.0 \pm 2.5_a$	$14.3 \pm 2.9_b$	$15.9 \pm 3.7_c$	$17.3 \pm 4.1_d$

Values are mean \pm standard deviation

a,b,c,d: Scheffe grouping, $p < 0.001$ on AVOVA

Table 3. Effect of Contractile Force on the Properties of MUAPs in the First Dorsal Interosseous

	Threshold	10% MVC	20% MVC	30% MVC
No. MUAPs	1002	813	804	836
Amplitude(μ V)	307 \pm 180 _a	604 \pm 353 _b	679 \pm 363 _c	774 \pm 419 _d
Duration(msec)	9.6 \pm 2.5 _a	8.6 \pm 3.2 _a	8.7 \pm 3.4 _a	8.4 \pm 3.6 _a
Turns	1.5 \pm 0.7 _a	1.8 \pm 1.0 _a	1.9 \pm 1.0 _a	2.0 \pm 1.0 _a
Rise rate(V/sec)	7.5 \pm 8.9 _a	11.1 \pm 11.3 _b	11.9 \pm 10.6 _b	12.6 \pm 13.8 _b
Firing rate(Hz)	12.1 \pm 3.0 _a	16.8 \pm 5.1 _b	17.5 \pm 6.3 _b	19.3 \pm 7.4 _b

Values are mean \pm standard deviation

a,b,c,d: Scheffe grouping, $p < 0.001$ on AVOVA

Table 4. The Accuracy and Validity of the ADEMG Test

	Threshold	10% MVC	20% MVC	30% MVC
Biceps brachii				
ID	69.6 \pm 20.4 _a	54.3 \pm 17.6 _b	46.4 \pm 15.7 _c	41.4 \pm 13.2 _d
CIV	11.3 \pm 4.1 _a	11.7 \pm 4.1 _a	11.9 \pm 4.9 _a	13.1 \pm 5.3 _a
First dorsal interosseous				
ID	61.6 \pm 19.8 _a	42.8 \pm 14.9 _b	40.8 \pm 13.9 _c	37.4 \pm 13.2 _d
CIV	13.6 \pm 5.0 _a	16.3 \pm 6.7 _b	16.1 \pm 6.7 _b	15.9 \pm 6.9 _b

Value are mean \pm standard deviation

CIV: Coefficient of interspike interval variability

ID: Identification rate

a, b, c, d: Scheffe grouping, $p < 0.001$ on AVOVA

다중비교검정에서는 상완이두근에서는 30%MVC 에서의 값이 다른 그룹과 차이가 있었으며 제일배부골근에서는 역치의 수축에서만 차이가 있었다(Table 4).

각 근 수축의 단계에 따라 상완이두근과 제일배부골근간간의 MUAP의 변수를 비교해 보면 지속시간을 제외한 진폭, 전환수, 상승률 및 발화율은 모두 각 수축의 단계에서 통계학적으로 유의한 차이가 있어($p < 0.01$) MUAP의 모양과 발화율은 근육에 따라 달라짐을 알 수 있었다.

고 찰

운동단위란 운동신경원과 축삭 그리고 그 축삭에 의해 지배받는 근섬유로 구성되어 있다. 한개의 운동단위에 의해 지배받는 근섬유는 직경 5~10 mm의 횡단면적내에 분포하는데 이를 운동단위영역(motor

unit territory)이라고 하며 단일신경 근전도 검사나 조직학적 검사에서 각 운동단위의 근섬유는 운동단위영역 내에서 무작위로 산재되어 분포하고 있다²⁷⁾. MUAP은 한 운동단위내에 근섬유 활동의 총합으로 각 근섬유가 얼마나 작용하는 가는 기록전극과 근섬유와의 공간적 관계와 운동단위내에서 근섬유 활동전위와의 시간적 관계에 의해 결정된다. 근 수축시 점진적으로 힘이 증가하기 위하여 운동단위 수준에서 운동단위의 점증과 발화율의 변화 즉 rate coding 이라는 두 과정이 상호 협조적으로 작용하게 된다. 힘이 증가됨에 따라 이미 정해진 순서 즉 크기에 의해 결정된 순서대로 새로운 운동단위가 점증되며 이미 활성화된 운동단위의 발화율이 증가하게 된다^{16,24,28)}. 이를 크기원리(size principle)라고 하며 여기서 크기는 힘, 운동신경원의 크기 및 그 축삭의 전도속도로 주로 정의되고 있다.

이러한 근 수축의 조절기전을 이해하고 어떤 병변으

로 인한 근수축의 조절장애가 있는 환자를 보다 정확히 평가하기 위하여서는 rate coding과 점중에 관한 정보는 필수적이다. 그러나 근 수축이 증가할수록 여러 종류의 MUAP이 동시에 작용하여 서로 겹쳐지므로 일반적인 검사방법으로는 각각의 MUAP을 분석할 수 없다. 그러나 최근 근전도 신호의 분해로 서로 겹쳐진 활동전위를 분해하여 각각의 활성화된 MUAP을 측정할 수 있게 되었다.^{7, 19, 20)}

이중 De Luca⁹⁾는 완전(complete) 또는 정밀(precision) 분해법이라 하여 4개의 lead-off surface로 구성된 quadrifila 침전극으로 세개의 채널을 사용하여 간섭양상을 분해하여 85~100% 정확하게 각 MUAP을 추출하여 근 수축의 변화에 따른 MUAP의 rate coding과 점중의 변화를 정확히 측정하여 운동조절 기전을 연구하였다. 그러나 이 방법은 특수한 침전극을 사용하여야 하고 여러 채널을 필요로 하며 특히 정확한 정보를 얻기 위하여 특수한 지식 가진 검사자가 자료 처리과정중 개입하여 자료 분석시간이 길어지는 단점 때문에 임상에 사용하기에는 어려움이 있다.

ADEMG는 일반적인 근전도 검사와 병행하여 임상에서 진단적 도구로 사용하기 위하여 McGill등²⁰⁾이 개발한 방법으로 다음과 같은 4가지를 중요하게 고려하였다. 첫째 통상적인 침전극을 사용하여 일반적인 방법으로 근전도 신호를 수집하고 둘째 정보를 처리하기 위하여 필요한 하드웨어를 줄이며 셋째 검사자의 개입없이 가능한 한 자동으로 처리하며 마지막으로 빠른 정보처리에 우선순위를 두어 일부 superimposition된 데이터는 희생하여 계산시간을 줄였다는 것이다. 따라서 MUAP이 잘못 분류될 가능성도 높아지고 검증률도 떨어지는 단점이 있으나 real time으로 특별한 기술이 없이도 임상에서 사용이 가능하여 임상의에게는 매력 있는 검사 방법이다.

McGill과 Dorfman²²⁾은 분해가 잘되려면 전극의 lead-off 표면이 활성화된 근섬유와 밀접해 있어야 하며 간섭양상도 완전하지 않아 기저선의 일부분은 구분할 수 있어야 하며 정상근육의 경우 보통 MVC의 30~40% 이하의 근수축에서만 가능하다고 하였다. 그러나 때로는 같은 사람의 같은 힘에서 MUAP의 특징이 달라지는데 이러한 변화를 최소한으로 줄이기 위해서는 자세 및 관절의 각도를 잘 조절해야 하고 주위

길항근이나 협조근의 작용도 최소한으로 하며 수축력도 정확히 조절해야 한다고 하였다. 본 연구에서도 가능한 한 침전극이 활성화된 근섬유에 가까이 가도록 그 위치를 조절하였으며 근 수축에 따른 전극의 움직임을 최소화하도록 하였고 시각 되먹이기를 하여 정확한 수축을 유도하였다.

ADEMG의 신호처리 과정은 네단계로 일단계는 digital prefiltering으로 근전도 신호를 high pass filtering하여 빠르게 상승하는 극과 부분을 강조하여 가능한 한 침전극의 lead-off에 가까운 근섬유에서 나오는 신호는 기록하고 저주파의 잡음이나 멀리서 오는 신호를 제거하여 전위잡음비를 증가시켜 쉽게 MUAP극파를 구별하게 하고 극파의 지속시간을 줄여 superimposition의 발생을 줄이는 과정이다. 다음으로는 high-resolution alignment로 여과된 신호를 역치 기준을 이용하여 감지한 후에 모형맞추기법(template matching technique)을 이용하여 분류하는 과정이며, 세번째로는 모양에 따라 정렬된 극파들의 극파간간격(interspike interval)을 분석하는 과정으로 각 극파간간격 도수분포표의 정점으로 그 MUAP의 발화율을 계산하게 된다. 마지막 단계는 interference-cancellation 평균화법으로 감지된 극파가 trigger로 작용하여 여과되지 않은 근전도 신호에서 원래의 MUAP를 평균화하는 과정이다. 평균화한 MUAP의 파형에서 잔여 잡음은 감지된 다른 MUAP와 겹쳐져서 생긴 잡음을 평균화하여 빼 주는 interference-cancellation algorithm을 통해서 감소된다.^{9, 11)}

본 검사의 정확성을 반영하는 감지율은 완전 분해법에 비해 낮은 편이며 근 수축이 증가할수록 감소되었다. 왜냐하면 ADEMG는 superimposition을 분해하는 것이 아니라 high-pass filtering으로 superimposition의 발생을 줄이는 과정이기 때문에 활성화된 모든 MUAP을 감지할 수는 없다²⁰⁾. 실질적으로 superimposition을 분해하는 과정은 매우 많은 처리시간을 필요로 하므로 on-line 프로그램으로는 가능한 일은 아니다. 한편 등척성수축이 일정하게 진행되는 동안 운동단위는 규칙적으로 발화하지만 MUAP 자체의 discharge-to-discharge variability 즉 jitter현상으로 극파간간격의 표준편차가 평균의 10~20%정도 된다고 하였으며¹⁸⁾ 본 연구에서도 감지율은

낮았지만 근육간격 변화계수가 모두 10~20%로 이러한 규칙성이 나타나 본 검사의 신뢰성을 찾을 수 있었다. 그러나 근수축이 증가할수록 서로 겹치는 MUAP이 많아져 감지율은 점차 감소되었고 CIV는 증가되어 더 높은 근수축에서는 검사를 진행시키기가 힘들었다.

근력의 증가에 따른 MUAP의 발화율의 측정으로 인하여 정량적 임상근전도 검사에서는 하나의 새로운 차원을 제공하였는데 과거에는 발화율은 매우 특별한 침전극을 사용하지 않고서는 측정할 수 없었기 때문이다⁹⁾. MUAP의 발화율에 대한 여러 연구결과가 일치하지는 않으나 발화율의 변화는 신경근육계 질환에 매우 민감한 지표가 된다고 하였다^{1, 10, 15, 26)}. 본 연구에서 발화율은 양 근육 모두에서 수축이 증가함에 따라 통계적으로 매우 예민하게 증가되었다. 이는 수축력의 증가로 이미 활성화된 운동단위의 발화율이 증가함과 동시에 높은 역치의 운동단위가 새롭게 점증되었음을 시사해준다.

진폭은 전극 가까이 있는 근섬유에서 기원하는 활동전위에 의해 주로 결정되며 전 운동단위를 반영하는 것은 아니므로^{13, 25)} 운동단위의 크기나 근수축 정도의 정도에 따라 많은 영향을 받지 않을 것으로 생각되었으나 본 연구에서는 근 수축이 증가함에 따라 MAUP의 평균진폭이 양 근육 모두에서 유의 있게 증가되어 발화율 이상으로 예민한 변수이었다. Dorfman등⁸⁾은 높은 근 수축시 역치가 낮고 진폭이 적은 MUAP과 역치가 높고 진폭이 큰 MUAP이 동시에 수축하여 평균진폭이 상승되므로 MUAP의 진폭도 크기원리를 뒷받침하는 증거가 된다고 하였다. 또한 높은 수축시 기록전극 근처에 활성화된 근섬유의 수가 증가되므로 MUAP의 진폭이 증가할 수 있다고 하였다.

MUAP의 지속시간은 운동단위내에 있는 모든 근섬유의 활동도를 총체적으로 반영하므로^{13, 27)} 근수축의 증가시 길어져야 하나 오히려 감소되었다. 상완이두근에서는 전 단계의 근 수축력에서 모두 유의 있는 차이가 있었으나 제일배부골간근에서는 역치의 수축에서만 나머지와 차이가 있었으며 10%, 20%, 30% MVC간에는 차이가 없었다. 그러나 Dorfman등⁸⁾과 Howard등¹⁷⁾은 상완이두근, 상완삼두근 및 전경골근 모두에서 각 단계로 수축이 증가될수록 지속시간이 유의있

게 감소한다고 하여 제일배부골간근과 같은 작은 근육에 대한 연구가 더 필요하리라 생각된다. 역치정도의 수축시에는 기전선이 안정되어 있고 잡음이 없어 정확하게 지속시간이 측정되나 수축력이 증가되면 동시에 artifact와 잡음이 증가되어 평균화 및 간섭제거의 처리과정 후에도 잔류잡음정도가 증가되어 지속시간이 짧게 측정되기 때문이다. 통계처리를 하지 않았으나 일부 대상자에서 수동으로 지속시간을 측정한 결과 근수축이 증가할수록 지속시간도 길어지는 것을 관찰할 수는 있었다. 따라서 ADEMG분석에서 지속시간은 운동단위의 크기원리를 증명하는 좋은 지표가 아니었으며 더 많은 MUAP을 평균화하게 되면 기록시간이 길어져 높은 근수축시에는 피로가 유발되어 일부 MUAP의 특성이 달라지므로⁸⁾ 향후 보다 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 프로그램이나 더 효율적인 전극의 개발이 필요하다고 생각된다.

본 연구에서 MUAP의 변수가 상완이두근의 경우에는 근 수축이 증가할수록 변화정도가 심하였으나 제일배부골간근의 경우에는 역치에서 10% MVC로 변할 때 가장 많은 차이를 보여 양 근육에서 운동을 조절하는 기전이 조금은 다를 것으로 생각되었다. 또한 각 단계의 근수축에서 제일배부골간근과 상완이두근에서 측정된 측정치가 지속시간을 제외하고는 모두 유의한 차이가 있어 임상에서 검사시 각 근육에 따른 정상치를 비교해야만 하겠다.

ADEMG는 기존의 낮은 힘에서 한 개의 MUAP을 분석하는 방법에 비해 real-time으로 특별한 기술이 없이도 동시에 많은 수의 MUAP들을 수집하여 측정할 수 있으며 낮은 역치 뿐 아니라 높은 역치의 MUAP도 동시에 분석이 가능하고 MUAP의 형태학적 특징뿐 아니라 발화율의 측정이 가능하여 향후 신경근육계 질환의 진단에 가치있는 정보를 제공해 줄 수 있으리라 기대된다. 그러나 이러한 MUAP의 변수는 근수축의 변화에 따라 매우 민감한 변화를 하므로 검사시 수축의 정도를 정확히 측정하고 조절하는 것은 필수적이라 하겠다.

결 론

근 수축의 정도에 따른 운동단위활동전위(MUAP)의 형태학적인 특징과 발화율을 알아보기 위하여 건강

한 정상성인 25명의 우성측 상완이두근과 제일배부골간근을 대상으로 역치, 최대근수축(MVC)의 10%, 20%, 30% 네 단계의 등척성 근수축시의 근전도 신호를 ADEMG(automatic decomposition electromyography)를 이용하여 분해하였다. 동심성침전극을 이용하여 상완이두근에서는 3,342개, 제일배부골간근에서는 3,455개의 MUAP을 분해하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 한번 검사시 동시에 측정된 MUAP 수는 평균 5.1개 였으며 상완이두근에서는 수축이 강해질수록 증가되었으나 제일배부골간근에서는 역치에서 가장 많았으며 그 이후에는 차이가 없었다.

2) 양 근육 모두에서 근 수축이 역치에서 30% MVC로 증가될수록 진폭, 전환수, 상승률 및 발화율은 통계적으로 유의하게 상승되었으며 지속시간은 감소되었다($p < 0.001$). 각 수축단계에 따른 차이는 제일배부골간근의 경우 지속시간과 상승률이 10%, 20% 및 30% MVC 값간에 차이가 없었으며 나머지에서는 모두 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

3) 근 수축력이 증가할수록 감지율은 감소되었으며 극파간간격 변화계수는 상승되었다($p < 0.01$).

4) 지속시간을 제외한 평균, 전환수, 상승률 및 발화율이 전 단계의 근 수축에서 상완이두근과 제일배부골간근간에 차이가 있었다($p < 0.01$).

이상의 결과로 보아 ADEMG는 임상에서 쉽게 검사할 수 있는 방법이지만 근 수축력에 따라 MUAP의 형태학적인 특징과 발화율이 달라지므로 정확하게 근 수축을 측정하고 조절하는 것이 중요하리라 생각된다.

참 고 문 헌

- 1) Broman H, De Luca CJ, Mambrito B: *Motor unit recruitment and firing rates interaction in the control of human muscles. Brain Res* 1985; 337: 311-319
- 2) Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P: *Action potential parameters in normal human muscle and their dependence on physical variable. Acta Physiol Scand* 1954; 32: 200-218
- 3) Buchthal F, Pinelli P, Rosenfalck P: *Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determinant. Acta Physiol Scand* 1954; 32: 219-229
- 4) Christensen H, Monaco ML, Dahl K, Fuglsang-Frederiksen A: *Processing of electrical activity in human muscle during a gradual increase in force. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984; 58: 230-239
- 5) Coatrieux J, Toulouse P, Rouvrais B, Le Bars R: *Automatic classification of electromyographic signals. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1983; 55: 333-341
- 6) De Luca CJ: *Precision decomposition of EMG signals. Methods Clin Neurophysiol* 1993; 4: 1-28
- 7) De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP: *Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. J Physiol* 1984; 329: 113-128
- 8) Dorfman LJ, Howard JE, McGill KC: *Influence of contractile force on properties of motor unit action potentials: ADEMG analysis. J Neurol Sci* 1988; 86: 125-136
- 9) Dorfman LJ, Howard JE, McGill KC: *Clinical studies using automatic decomposition electromyography(ADEMG) in needle and surface EMG in Computer-Aided Electromyography and Expert System, B.V. Elsevier Science Publishers* 1989, pp 189-204
- 10) Dorfman LJ, Howard JE, McGill KC: *Motor unit firing rates and firing rate variability in the detection of neuromuscular disorders. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989; 73: 215-224
- 11) Fuglsang-Frederiksen A, Mansson A: *Analysis of electrical activity of normal muscle in man at different degrees of voluntary effort. J Neurol Neurosurg psychiatry* 1975; 38: 683-694
- 12) Gerber AS, Studer RM, Figueredo RJP, Moschytz GS: *A framework and computer program for quantitative EMG signal analysis. IEEE Trans Biomed Eng* 1984; 31: 857-863
- 13) Griep PAM, Gielen FLH, Boom HBK, Boon KL, Hoogstraten LLW, Pool CW, DEJong WW: *Calculation and registration of the same motor unit action potential. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982; 53: 388-404
- 14) Guiheneue P, Calani J, Doncarli C, Gitton D, Michel C: *Automation detection and pattern recognition of single motor unit potentials un needle EMG in Computer-Aided Electromyography.*

- J.E. Desmedt, Basel, Switzerland, 1983*
- 15) Halonen JP, Falck B, Kalimo H: *The firing rate of motor units in neuromuscular disorder. J Neurol* 1981; 225: 269-276
 - 16) Henneman E, Somjen G, Carpenter DO: *Functional significance of cell size in spinal motor-neurons. J Neurophysiol* 1965; 28: 560-580
 - 17) Howard JE, McGill KC, Dorfman LJ: *Age effects on properties of motor unit action potentials: ADEMG analysis. Ann Neurol* 1988; 24: 207-213
 - 18) LeFever RS, Xenakis AP, De Luca CJ: *A procedure for decomposing the myoelectrical signal into its constituent action potentials-Part II: Execution and test for accuracy. IEEE Trans Biomed Eng* 1982; 29: 158-164
 - 19) Mambrito B, De Luca CJ: *A technique for the detection, decomposition and analysis of the EMG signal. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984; 58: 175-188
 - 20) McGill KC, Cummins KL, Dorfman LJ: *Automatic decomposition of the clinical electromyogram. IEEE Trans Biomed Eng* 1985; 32: 470-477
 - 21) McGill KC, Dorfman LJ: *Automatic decomposition electromyography(ADEMG): validation and normative data in brachial biceps. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1985; 61: 453-461
 - 22) McGill KC, Dorfman LJ: *Automatic decomposition electromyography(ADEMG) Methodological and technical considerations in Computer-Aided Electromyography and Expert System B.V. Elsevier Science Publishers, 1989, pp 91-101*
 - 23) McGill KC, Lau K, Dorfman LJ: *A comparison of turn analysis and motor unit analysis in electromyography. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1991; 81: 8-17
 - 24) Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R: *The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contraction. J Physiol* 1973 230: 359-379
 - 25) Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg EV, Andreassen S: *Simulation of concentric needle EMG motor unit action potentials. Muscle Nerve* 1988; 11: 151-159
 - 26) Rosenfalck A, Andreassen S: *Impaired regulation of force and firing pattern of single motor units in patient with spasticity. J Neurol Neurosurg Psy* 1980; 43: 907-916
 - 27) 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: 313-347
 - 28) Stashuk D, Bruin HD: *Automatic decomposition of selective needle-detected myoelectric signals. IEEE Trans Biomed Eng* 1988; 35: 1-10