대한 근전도 · 전기진단의학회지 2(2):69~78, 2000.

근전도 검사의 정량적 분석

충남대학교 의과대학 재활의학교실

손 민 균

– Abstract –

Quantitative Analysis of Electromyography

Min Kyun Sohn, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Chungnam National University College of Medicine, Taejon, Korea

Electromyographic investigation is performed with the muscle at rest, during slight contraction, and during strong contraction. The last two steps can now be performed quantitatively with high speed; the results are reproducible and allow quantitative comparisons with follow-up studies. Thus, the knowledge and technique of quantitative analysis of EMG can easily be incorporated within the routine EMG examination to recognize and document EMG abnormalities.

The configurational and behavioral properties of single motor unit action potential (MUAP) can be measured by the traditional MUAP analysis at weak contraction and decomposition of interference pattern into their constituent MUAPs. Interference pattern (IP) analysis also contains information about features of MUAP and number of active motor units and their individual firing rates. The electromyographer should use their individual, unique features in a logical way and focus the analysis on the parameters that provide optimal information in each situation.

The major application of quantitative EMG is patients with known or suspected generalized neuromuscular disorders by providing accurate diagnosis and natural progression or response to treatment of the disorder for serial reexamination.

Key Words : Quantitative electromyography, Motor unit action potential, Interference pattern

서 론

일상적인 전기진단검사에서 신경전도검사는 잠복기, 진폭 및 전도속도와 같이 정량적인 방법을 사용하고 있으나, 침근전도 검사는 아직까지도 많은 경우에 주관적이고 정성적인 방법을 이용하고 있다. 정량적 근전도 검사는 1950년대 Buchthal과 동료들이 운동단위활동전위(Motor unit action potential: MUAP)를 수동적으로 평가하여 신경근육계 질환의 진단에 사용되기 시작하였다.[1,2] 그러나 이 방법은 환자의 많은 협조가 필요할 뿐 아니라

충남대학교 의과대학 재활의학교실
Address reprint requests to **Min Kyun Sohn, M.D.**
Department of Rehabilitation Medicine, Chungnam National University College of Medicine
#640 Daesa-dong, Chung-gu, Taejon 301-721, Korea
Tel : 82-42-220-7817, Fax : 82-42-256-6056, e-mail : mksohn@cnu.ac.kr

지루하고 많은 시간이 걸려 일상적인 검사에서 널리 사용되지 못하였다. 최근 디지털 신호처리 기법의 발달로 빠르고 정확하게 근전도 신호를 자동 추출하고 분석할 수 있는 여러 방법들이 개발되어 왔으며, 현재 대부분의 전기진단장비에는 이러한 프로그램이 내장되어 있어 손쉽게 정량적 근전도 검사를 실시할 수 있게 되었다.

운동단위란 운동신경원과 축삭 그리고 그 축삭에 의해 지배 받는 근섬유로 구성되며 근 수축의 기본적인 기능단위이다. 자발적인 근 수축의 정도는 운동단위의 동원(recruitment)과 그 발화율(firing rate)의 변화가 상호 협조적인 작용에 의해 조절된다.[3,4] 점진적인 근 수축에서 먼저 동원된 운동단위는 역치가 낮고 크기가 작아 작은 힘을 내며, 높은 근 수축에서 동원되는 역치가 높은 제 II형 운동단위는 더 많은 근섬유를 지배하고 빨리 피로해진다. 운동단위의 이러한 동원순서는 척수 전각세포의 크기에 기초를 두며 이를 "Henneman 의 크기이론(size principle)"라 한다.[5] 힘이 감소되면 활성화된 운동단위의 발화율이 감소되고 동원될 때와는 반대 순서로 즉 마지막으로 동원된 운동단위 먼저 활동을 중지하게 된다.[6,7]

근육에 침 전극을 삽입하고 점진적으로 근 수축을 증가시키면 낮은 근 수축에서는 각 MUAP의 구별이 가능하나 어느 정도 이상의 수축에서는 활동중인 MUAP가 서로 겹치거나 중첩되어 각 MUAP를 구별할 수 없게 되는 간섭양상(Interference pattern: IP)이 나타난다. 정량적 근전도 검사는 일반적으로 각 MUAP를 분리해서 그 형태학적인 특징과 발화율을 측정하는 정량적 MUAP 분석과, IP 신호를 서로 다른 진폭과 주파수를 갖는 사인곡선의 총합으로 보고 그 특징을 정량적으로 평가는 IP 분석 방법이 있는데 여기서는 이 두 가지 방법에 대하여 살펴보고자 한다.

본 론

1. 운동단위활동전위의 정량적 분석

1) 정량적 MUAP 분석 방법

MUAP는 운동단위의 근섬유 활동전위의 대수적인 합을 세포 밖에서 기록한 것으로 기록전극과 근섬유와의 공간적 관계와 근섬유 활동전위와의 시간적 관계에 의해 결정된다. MUAP의 형태는 운동단위의 구조, 즉 운동단위에 속하는 근섬유의 수와 크기 및 분포와 종판의 배열에 영향을 받는다.[8] 신경병증과 근육병증에서 나타나는 근위축이나 비대, 다양한 근섬유 반경, 근섬유 소실, 근섬유의 재생과 분리 및 신경 재분포 등에 의해 MUAP의 형태에 변화가 오게 된다.

(1) 역치의 근 수축에서 정량적 MUAP 분석

정통적인 접근법으로 최소한으로 근육을 수축하는 동안 MUAP를 기록하여 이를 정량적으로 평가하는 방법이다. 주로 먼저 동원되는 역치가 낮은 MUAP만을 평가하게 되지만 임상적으로 신경근육계 질환의 진단에 중요한 방법이다.[9] Buchthal 등[1,2]이 수동적인 방법으로 MUAP의 지속기간, 진폭, 위상 수를 정량적으로 측정하였으며 MUAP의 정량적 평가에 있어서 증폭기 gain, 여과범위, 필름속도, 전극의 종류 등에 관한 표준화를 제시하였다.

Computer-aided methods. 검사자가 측정하고자 하는 MUAP를 정하면 그 MUAP의 여러 변수가 자동 측정되는 방법이다. Signal trigger와 delay line을 이용하여 연속적으로 발화하는 MUAP를 일정한 시간에 표시하고 triggered averaging으로 신호대 잡음비(signal to noise ratio)를 증가시켜 MUAP의 변수를 측정하게 된다.[10] 그러나 하나의 근육에서 20개의 서로 다른 MUAP을 측정하려면 20분 정도가 소요되어 일상적인 검사 방법으로 사용하기에는 어려움이 있다.

Automatic methods. 보다 체계적이고 포괄적인 방법으로 검사자의 중재를 최소화하면서 자동적으로 MUAP를 추출하고 그 변수를 측정하는 방법이다. 검사자는 필요한 경우에 이를 편집하면 된다. 이 방법은 먼저 사건을 감지(detection)하는 것인데, 이는 궁극적으로 MUAP가 될 수도 있고 그렇지 않을 수 도 있다. 보통 진폭이 20~50 μV 이상의 전위를 분리(segmentation)하여 이 부분을 하나의 모형(template)으로 한다. 이어지는 전위를 계속 모형 맞추기(template-matching) 하여 일치하면 여기에 저장하고, 그렇지 않으면 다음 template로 하여 MUAP를 분류(classification)하게 된다. 보통 4~6개의 서로 다른 모형을 만들어 한 모형에 최소한 2~10번의 MUAP가 저장되면 타당한 MUAP로 선택(selection)하여, 이를 평균화하여 MUAP의 변수가 측정(measurement) 되는 과정이다. 반복되지 않는 파는 잡음으로 간주하여 버리게 된다(Fig. 1, 2).

이러한 프로그램의 전형은 Bergmans[11]에 의해 기술되었으며, Andreassen[12]은 진폭이 50 μV 이상 되는 전위를 template로 하여 최대 4개의 template를 만들어 한 template에 최소한 3번의 전위가 저장되면 이를 평균화하여 MUAP의 변수를 측정하였다. Coatrieux[13]는 한번에 진폭과 지속시간 기준에 맞는 15개의 전위를 수집하여 타당한 MUAP를 선택하여 미리 저장해둔 정상 대조군의 자료와 비교하여 실시간으로 정상과 비정상을 자동적으로 판단해주는 방법을 개발하였다. 이는 소수의 MUAP가 비정상인 경우에, 각 변수의 평균을 구하는 방법보다 예민한 검사방법이된다.

Frequency-Weighted Automatic MUAP Analysis. 이는 일정한 진폭이 넘는 모든 전위를 측정하는 방법으로, 개개의 MUAP 뿐 아니라 잡음이나 서로 중첩된 MUAP를 측정하기도 하지만 빠르고 효율적인 방법이다. 한 근육에서 64개의 전위를 측정하여 진폭과 지속시간 및 위상수의 돗수분포도를 작성하게 된다.[14]

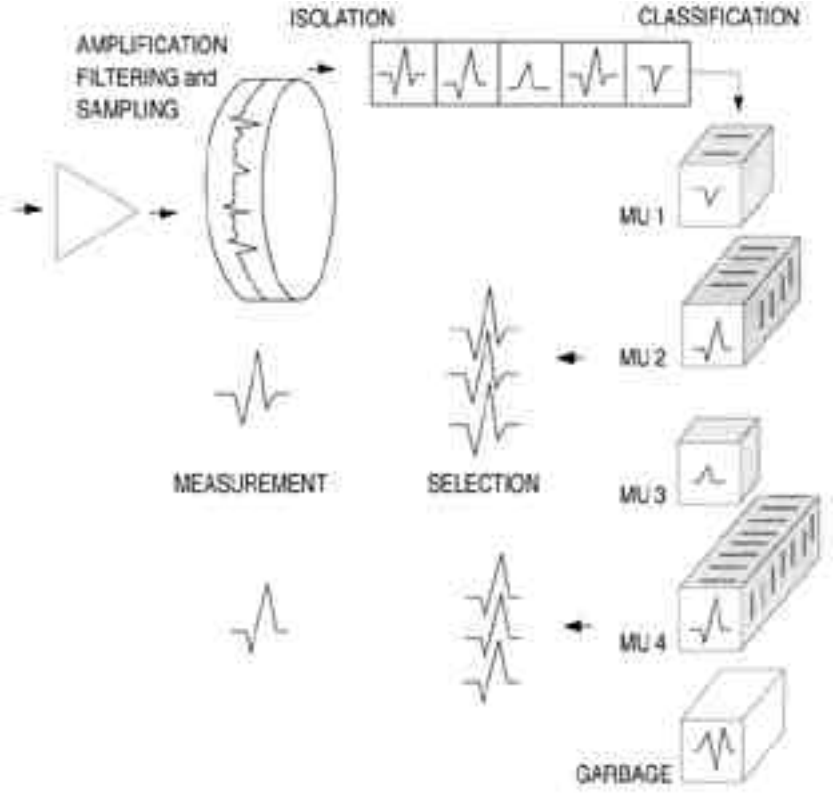

Fig. 1. Schematic representation of automatic quantitative analysis of MUAP at threshold contraction. Incoming signals are detected(isolation) by an amplitude trigger and stored(classification) into bins according to whether or not the match previous templates(template-matching). When more than three potentials are matched into a template, the potentials are averaged together and measurements are made.

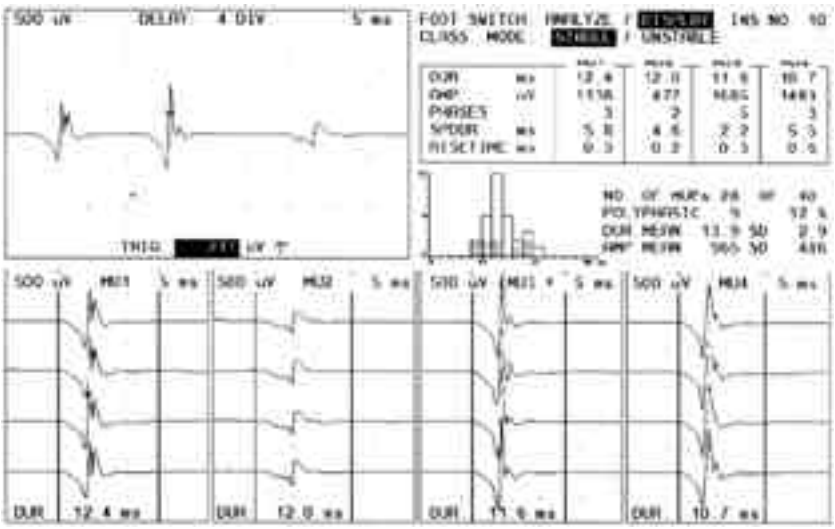

Fig. 2. Example of automatic quantitative MUAP analysis. Free-running EMG recording and the individual and mean values of MUAP parameters are presented in upper tracing. Lower tracing indicates four different MUAPs.

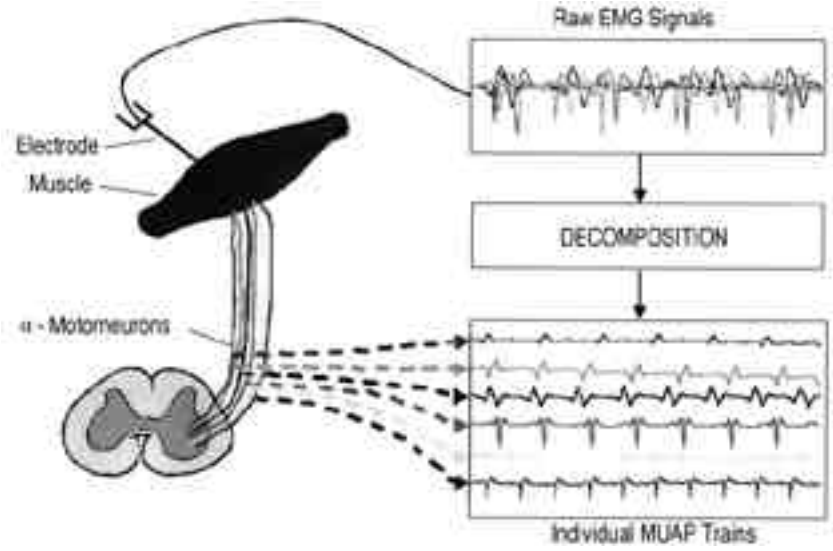

Fig. 3. Schematic representation of decomposition of the EMG signal into single MUAP.

(2) 분해방법(Decomposition methods)

어느 정도 이상의 근 수축에서는 여러 개의 MUAP가 동시에 작용하여 기저선이 없어지게 되면 지금까지의 방법으로는 MUAP를 분리해낼 수 없다. 따라서 이러한 신호를 분해하여 점증 역치가 낮은 MUAP 뿐 아니라 높은 MUAP의 형태학적인 특징과 발화율 까지도 분석하는 방법이 개발되었다(Fig. 3).

Multi-MUP Analysis. 통상적인 침 전극을 사용하여 최대 근 수축의 5~30%의 등척성 근 수축 동안 5~10초간의 신호를 기록하여 MUAP를 측정하는 방법이다. 한 근육에 보통 2~3 차례 침 전극을 삽입하고, 한번 삽입하여 몇 개의 서로 다른 MUAP를 측정하게 되는데, 총 30개 정도의 MUAP를 수집하여 20개의 적당한 MUAP를 선택하여 측정하는 방법이다.[15-17]

먼저 진폭이 50 μV 이상이고 상승시간이 짧은 신호를 확인하여, 모형맞추기로 동시에 최대 6개의 MUAP을 분류하고, 각각을 평균화하여 평균화된 MUAP의 모양과 그 발화율을 중첩된 형태로 제시하는 방법이다. 다음은 검사자가 같은 MUAP가 여러 번 측정되었거나 잡음이나 인공(artifact)이 많은 MUAP를 폐기하거나, 잘못 측정된 지속시간 커서를 수동으로 교정하게 된다(Fig. 4). 20~30개의 MUAP를 획득, 분석, 편집하는데 5분이 넘지 않으며, 특별한 전극이 필요없어 일상 검사에 사용할 수 있는 방법이다. 분석 방법이 표준화 되어 있고, 재현이 가능하며, 증폭기의 gain에 영향을 받지 않는다. 단점이라면 빠르게 발화하는 MUAP가 더 많이 측정된다는 것과, 평균화를 하는 과정에서 연속적인 MUAP 모양이 변화를 보이면 신호가 왜곡된다는 것이다.[18]

ADEMG(Automatic decomposition electromyography). McGill과 Dorfman이 개발한 방법으로 최대 근수축의 30%까지의 근 수축동안 10초간의 근전도 신호를 spike-trigger averaging하여 한번에 최대 15개 MUAP를 측정하는 방법이다.[19,20] 먼저 간섭양상의 신호를 high pass filtering하여 고주파의 극파를 찾아, 진폭 역치 기준으로 각 극파를 모형맞추기하여 분류하고, 정렬된 극파들의 극파간 간격을 구하여 MUAP의 발화율을 계산하게 된다. 마지막으로 각 극파를 trigger하여 여과되지 않

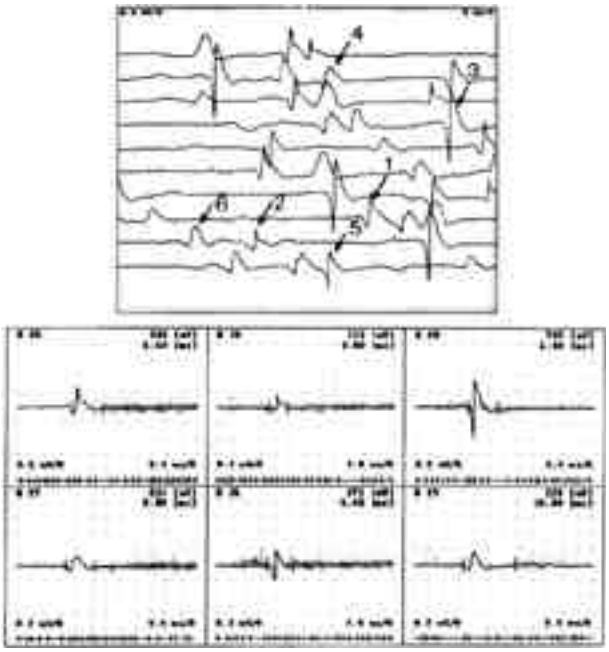

Fig. 4. Multi-MUP analysis. Upper tracing indicates free-running EMG recording. Lower tracing indicate results of matching. Six different classes are found and matching MUPs are superimposed.

은 근전도 신호에서 각 MUAP를 평균화하게 된다. 이 방법도 임상적으로 의의는 있으나 검사시간이 다소 걸리고 MUAP가 잘못 분류되기도 한다.[21]

정밀 분해법 (Precision decomposition). 4개의 기록표면을 갖고있는 quaorifilar 전극으로 다채널 기록을 하여, 최대 근수축의 85~100%에서도 정확히 MUAP를 추출할 수 있는 방법으로 MUAP의 rate coding과 점증의 변화를 측정하여 운동조절 기전을 연구하는데 많이 이용되고 있다(Fig. 5). 그러나 특수 침전극이 필요하다는 것과 특수한 지식을 가진 검사자가 자료 처리과정 중 개입하여 자료 분석시간이 길어지는 단점때문에 임상에 사용하기에는 어려움이 있다.[22,23]

2) MUAP 변수 및 영향을 주는 요인

(1) MUAP 변수(Fig. 6)

상승시간(rise time)은 처음 양성정점에서 최대 음성정점까지의 시간으로 상승시간이 짧다는 것은 기록전극이 활동중인 근섬유에 가까이 위치하고 있다는 것으로 MUAP를 선택하는 척도로 쓰이고 있다. 보통 상승시간이 500 μs보다 짧은 MUAP을 선택하여 그 변수를 측정하게 된다.

MUAP의 지속기간(duration)은 MUAP의 시작과 끝 점 사이의 시간으로 자동측정에서는 기울기의 변화나 기저선에서의 편향 기준에 의해 측정되나 MUAP의 마지막 부분이 완만하게 기저선에 도달되고 잡음 등에 의한 기저선의 변화에 영향을 받아 정확한 측정이 어렵다.[8] 이는 기록 영역에 있는 근섬유의 총 수와 연관이 되므로 전극의 위치에 크게 영향을 받지는 않는다. 진폭(amplitude)은 지속기간 내에서 최대 음성정점과 최대 양성 정점사이의 전압차이로 주로 기록표면에서 0.5 mm 이내에 있는 1~3개의 근섬유, 특히 가장 가까운 근섬유의 크기와 거리에 의해 결정된다.[24] 면적(area)도 지속기간 내에서 측정된다.

극파(spike)는 처음 양성정점에서 마지막 양성정점까지의 전위이며, 기록표면에서 1 mm 이내에 있는 근섬유 활동전위의 동시성과 수 및 직경에 의해 결정된다. 활동전위의 동시성이 증가하면 진폭이 큰 극파가 나타나며, 동시성이 감소되면 지속기간이 긴 다상성 또는 톱니모양의 MUAP가 나타난다. 극단적인 경우에는 단일 근섬유 활동전위가 분산되어 극파 후에(가끔 전에) 위성전위가 나타난다. 위상수(number of phase)는 지속기간 내에서 기저선 교차(baseline crossing) 수에 1을 더한 값이며 위상 수가 4개보다 많으면 다상성(polyphasic) MUAP라 한다. 전환(turn)은 기저선을 지나느냐는 관계없이 전위의 방향이 최소한 50 μV 또는 100 μV 이상의 진폭으로 바뀌는 수이며, 5개 보다 많으면 이를 톱니(serrated) 또는 복합(complex) 전위라 한다.

두께(thickness)는 면적 대 진폭 비로, 지속기간이 감소되면 두께가 감소되며 특히 근육병증을 감별하는 예민한 지표가 된다.[24] 크기지표(size index)는 진폭 대 굵기의 산점도(scatter plot)에서 정상 곡선에 대한 수직거리의 표준편차 값으로, 신경병증의 진단에 진폭이나 지속기간보다 가치 있는 지표가 된다.[25] Jiggle은 연속적으로 발화하는 MUAP의 모양간 변화를 측정하는 새로운 변수로 신경근접합부 질환이나 신경재생시에 증가된다.[18]

(2) MUAP 변수에 영향을 주는 요인들

전극의 종류에 따라 기록 표면의 크기와 모양이 달라져 MUAP의 변화가 오게 되는데, 단극침전극으로 기록한 MUAP의 진폭과 면적이 동심성침전극에 의한 경우보다 크나 지속기간은 서로 비슷하다.[26,27] 동심성침전극은 기록 깊이에 영향을 받아 전극이 깊이 삽입될수록 근육과 케뉼러의 접촉부위가 커져 MUAP의 진폭은 커지고 지속기간은 길어진다.[28] 온도가 낮아지면 활동전위의 전도속도가 느려지고 산포가 증가되어 다상성 활동전

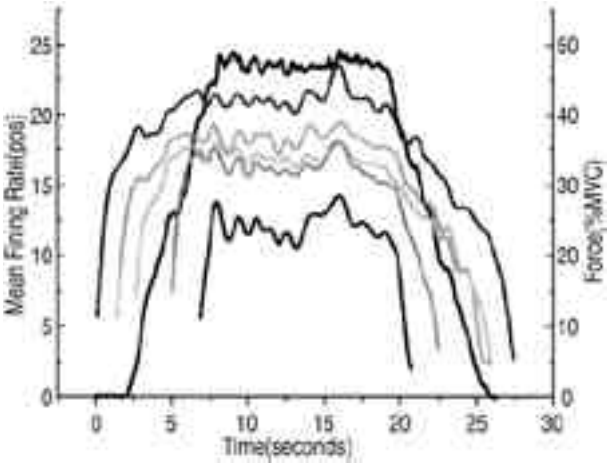

Fig. 5. Control of motor unit during recruitment and derecruitment. Firing rate of MUAPs was measured by precision decomposition technique during gradual voluntary contraction and relaxation up to 50% MVC.

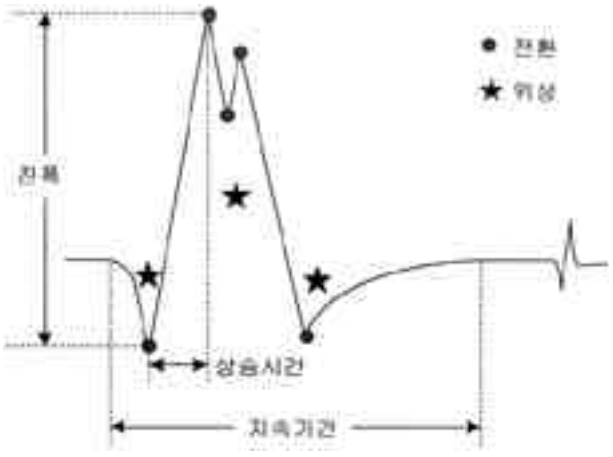

Fig. 6. Parameters of MUAP.

위가 많아지고 지속기간도 약간 증가하며, 단일 근섬유 활동전위의 진폭이 증가되어 MUAP의 진폭도 증가한다.[29] 주파수 여과범위에도 영향을 받는데 high-pass filter를 높이면 MUAP의 지속기간이 짧아지고 마지막 부분의 모양에 변화가 오게 된다. notch filter의 사용도 모양의 변형을 초래하게 된다.[30] Gain이 커질수록 MUAP의 지속기간이 길게 측정되므로 가능하면 일정한 gain에서 측정하여야 한다. 근육에 따라 innervation ratio, 종판의 위치 등이 달라져 MUAP의 크기와 형태가 달라진다.[26] 나이에 따른 차이는 5~65세에서는 매우 적으나 나이가 더 많아지면 MUAP 진폭과 지속기간, 전환수가 증가된다.[31,32] 근 수축 정도가 증가할수록 크기가 큰 제 II형 MUAP가 활성화되어 MUAP의 진폭이 커지고 지속기간도 길어진다.[21]

3) MUAP 평가 및 진단적 의의

(1) 평가 방법

임상검사에서는 MUAP가 정상인가 비정상인가를 판단하며 아울러 비정상의 분포, 정도 및 진행에 대한 정보를 얻게 된다. 일반적으로 20개의 서로 다른 MUAP의 평균과 표준편차를 측정하여 데이터 분포를 기술하는 방법이 가장 흔히 사용된다.

그러나 비정성 MUAP가 소수인 경우에는 전체 평균 값이 정상 범위에 있게 되므로 민감도가 떨어질 수 있어 최대 또는 최소 극단 값을 정하여 이보다 크거나 작은 값을 평가하는 방법이 사용되기도 한다.[33,34] 극단 값을 MUAP의 극단외(outlier)라 하는데 환자의 검사에서 3개 이상 극단외 MUAP가 나타나면 20개까지의 MUAP를 수집할 필요 없이 검사를 중단하고 진단을 내리게 된다. 따라서 검사시간을 단축시킬 수 있는 방법이지만 비정상의 심한 정도와 분포를 평가하는 데에는 적당하지 않다.

(2) 정량적 MUAP 분석의 진단적 의의

MUAP의 모양은 운동단위의 구조를 반영하는 것이지 특정한 질환을 진단하는 것은 아니며 각 변수들은 진단의 민감도와 특이도가 다양하다.

신경병증 . 완전 신경손상 후 초기에는 운동단위가 몇 개의 근섬유로만 재생되므로 진폭이 작고 지속시간이 짧은 다상성 MUAP가 나타나고 jitter와 전도차단에 의해 jiggle이 심해진다. 더 많은 근섬유로 신경재지배가 진행되면서 MUAP 진폭과 기간이 증가하게 된다. 불완전 신경손상에서는 신경재생 초기에도 MUAP 진폭은 보통 정상보다 크고 위성전위가 증가 된다. 신경재생이 계속 진행되면서 jiggle이 존재하다가 시간이 지나 신경재분포가 안정화되면 jiggle도 감소 된다. 후기에는 극파가 동시에 나타나 극파 기간이 감소되고 진폭은 계속 증가하게 된다. 만성기에는 진폭이 크고 지속기간이 긴 MUAP가 더욱 안정된 모습을 보이며 위상수는 정상이거나 약간 증가한다.[35,36] MUAP 진폭이 많게는 10~30배까지 증가하여 2~3배 증가하는 지속기간보다 더 예민한 지표가 된다.

근육병증 . 근섬유의 소실이나 섬유화로 MUAP의 지속기간이 짧아지고 진폭도 감소되는데 특히 지속기간은 신경병증과의 감별에 중요한 변수가 된다. 때때로 근섬유 활동전위의 시간적 산포가 커지고 근섬유가 비대해져 지속기간이 길어지거나 진폭이 큰 MUAP가 보이기도 한다. 근섬유 활동전위의 비동기로 다전환 혹은 다상성 MUAP가 많아진다.

2. 간섭양상의 정량적 분석

근육을 어느 정도 이상 수축하게 되면 활동하는 운동단위 수가 많아지고 그 발화율이 증가되기 때문에 MUAP가 서로 겹치거나 중첩되어 근전도 신호가 매우 복잡해져서 눈으로는 각 MUAP를 구별할 수 없는 간섭양상이 나타나게 된다. 일반적으로는 화면에 나타나는 간섭양상의 신호를 보고 그 소리를 들어 반 정량적인 방법으로 IP를 평가하게 되는데, 각 MUAP가 쉽게 구별되면 이를 불연속(discrete) IP라 한다. 운동단위가 모두 활성화되어 기저선이 보이지 않으면 이를 완전(full) IP, 그 중간단계를 불완전(incomplete) IP라 한다.[9,37] 완전 간섭양상에서 근 수축력을 더 증가시키면 간섭양상은 더 조밀해지고 근전도 신호의 진폭도 증가된다. 이러한 간섭양상에서 운동단위의 숫자와 발화율 및 동원의 특징 뿐 아니라 MUAP의 형태학적인 정보를 얻게 된다. 근육병증에서는 약한 근 수축에서 많은 MUAP가 조기 동원되어 완전 IP를 보이면서 진폭은 감소되나, 신경병증에서는 MUAP의 숫자가 감소되어 간섭양상이 감소되면서 진폭은 커지게 된다

1) 주파수 영역 분석(Frequency domain analysis)

근전도 신호의 간섭양상을 서로 다른 위상과 진폭 및 주파수를 같은 사인곡선의 총합으로 보고 fast Fourier transform 알고리즘을 이용하여 각 주파수에서의 힘(power)의 양을 측정하는 power spectrum 분석을 할 수 있다. 일반적으로 근전도 신호는 10~2,000 Hz 범위의 주파수를 갖게 되며 100~200 Hz에서 최대 값을 보인다.[10] 간섭양상의 power spectrum 모양은 MUAP의 형태, 진폭 및 발화빈도에 영향을 받는데 50 Hz 이하의 저주파수 영역은 MUAP의 발화율에 영향을 받으며, 고 주파수 영역은 MUAP의 형태와 더 관련이 된다.[37,38] 따라서 상승시간과 지속기간이 짧고 다상성 전위가 많아지는 근육병증에서는 IP power spectrum이 고주파수 영역으로 이동되고, 신경병증에서와 같이 MUAP의 상승시간과 지속기간이 길어지고 천천히 모양이 변하면 저주파수가 증가된다. 최대 근수축의 10%와 30%에서 간섭양상에 대한 power spectrum 분석을 하면, 근육병증에서는 1,400 Hz

에서의 power 값과 평균주파수가 상승되고 신경병증에서는 감소되어 신경병증과 근육병증의 감별에도 이용될 수는 있으나[39] power spectrum분석은 진단적 검사보다는 주로 근육의 피로를 측정하는 방법으로 사용되고 있다.[40,41]

2) 시간 영역 분석(Time domain analysis)

전환-진폭 분석(Turns-Amplitude Analysis)이 가장 많이 사용되는 방법으로, IP 신호에서 전환의 숫자와 연속되는 전환의 평균 진폭을 측정하는 방법이다.[37] 신호의 방향이 일정한 진폭, 보통 100 μV 이상으로 바뀌면 전환이라 하며(Fig. 7), 일정한 시간 안에 나타나는 전환 수는 IP를 구성하는 MUAP의 위상 수 뿐 아니라 MUAP의 숫자와 발화율과 관련된다.[42] 전환수는 수축이 증가하면 최대 수축의 약 50%가 될 때까지 활동하는 운동단위의 수가 증가하여 계속 증가되나 그 이상에서는 활동중인 운동단위가 많아지고 그 발화빈도도 증가되어 MUAP가 서로를 방해하여 전환수는 비교적 일정하게 유지되거나 약간만 증가된다. 낮은 수축력에 작용하여 전환을 만들던 저진폭의 MUAP가 높은 수축력에서 활동하는 큰 진폭의 MUAP에 가려져 더 이상 전환을 만들어내지 못하게 되기 때문이다. 평균 진폭은 힘이 증가하면 더 큰 MUAP가 동원되므로 계속 증가하게 된다.[41,43]

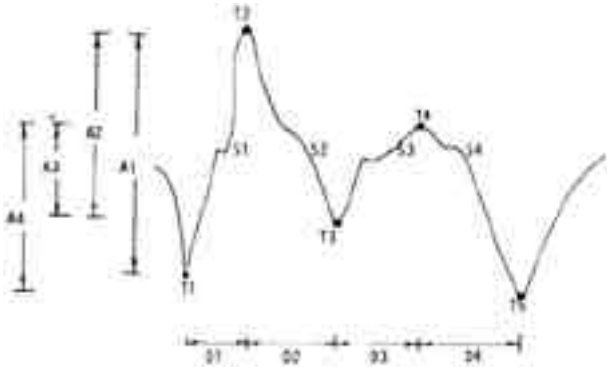

Fig. 7. Schematic of an electromyographic signal, showing five turns(T1-T5) that define four segments(S1-S4), whose duration(D1-D4) and amplitudes(A1-A4) are indicated.

간섭양상의 전환수나 평균 진폭은 근 수축의 정도에 따라 달라지므로 초기에는 고정된 힘 즉 상완이두근에는 2 kg, 대퇴사두근에는 5 kg을 가하여 간섭양상을 분석하여 근육병증에서 전환수가 증가되고 평균 진폭은 감소되나 만성 신경병증에서는 전환수의 변화없이 평균 진폭이 증가됨을 보고하였다.[38] 그러나 고정된 힘을 가하면 각 개인에 따라 근 수축 정도가 달라지므로 상대적으로 개인에 따라 일정한 힘을 주기 위해서 최대 근수축의 30% 수축력에서 검사를 하여 근 수축의 정도를 표준화하여 진단적 민감도를 MUAP의 정량적 분석 만큼 올릴 수 있었다.[44,45]

이러한 방법은 검사 중에 계속 일정하게 힘을 조절하고 측정해야 하므로 기술적으로도 복잡하고 피검자의 많은 협조를 필요로 하며 검사 시간도 많이 걸렸다. 따라서 근 수축 정도를 고려하지 않고 진폭-전환 분석을 할 수 있는 방법으로 cloud의 개념을 하였다.[42,46] 이 방법은 정상 대조군의 측정 근육의 여러 부위에서 3~5 단계의 근 수축을 하면서 전환에 대한 평균진폭의 산점도를 작성하여 90% 이상이 속하는 면적을 정상 cloud라 정의하고, 20~30번 검사에서 10% 이상 정상 cloud를 벗어나면 비정상으로 간주하게 된다. 근육병증에서는 정상 cloud의 아래쪽에 신경병증에서는 위쪽으로 나타난다(Fig. 8). 이 방법은 근육병증이나 신경병증의 진단에서 MUAP 분석보다 더 예민하다고도 하였으며,[47] 가장 큰 장점은 빠르게 검사를 할 수 있다는 것과 협조가 어려운 소아에서 유용하게 사용될 수 있다는 것이다.[48]

Nandedkar 등은 IP 신호에서 각 분절(segment)의 진폭과 지속기간의 분포도를 분석할 수 있는 EQUIP(expert quantitative IP analysis)이라는 진폭-전환 분석을 개발하였다.[49,50] 이는 activity, number of small segment(NSS)와 upper centile amplitude(UCA)를 측정하여 activity에 대한 UCA와

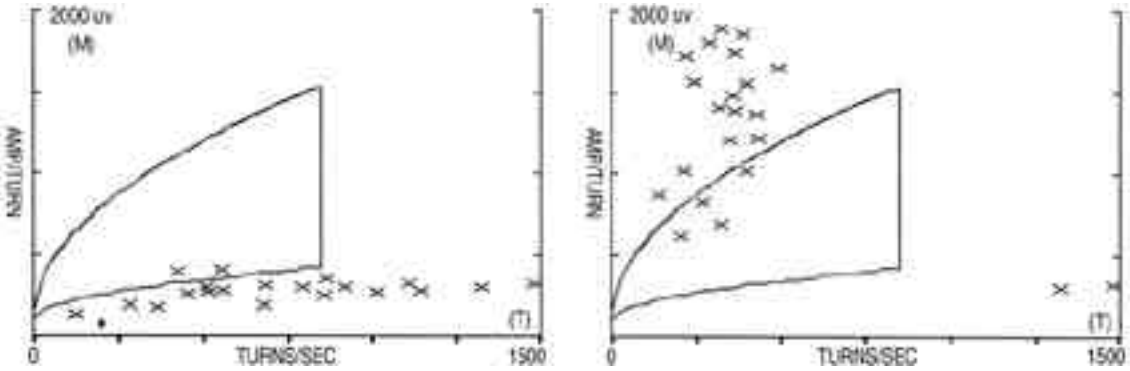

Fig. 8. Turns-amplitude analysis findings for 2 patients, superimposed on normal cloud. Note the shift of data toward the lower right in myopathy(Left) and upper left in neuropathy(Right).

activity에 대한 NSS의 정상 cloud를 이용하는 방법이다. Activity는 IP의 밀도를 측정하는 변수로 1초 동안에 극파 부분이 차지하는 시간을 ms의 단위로 나타내게 되는데, 그 값이 500 ms 이상 되면 눈으로 볼 때 완전 IP로 나타난다. NSS는 짧은 지속기간을 갖는 분절의 수로 고 주파수 영역의 신호를 측정하는 방법으로 주로 MUAP의 복잡성의 지표가 된다. UCA는 신호의 진폭을 측정하는 방법으로 가장 큰 진폭을 의미하는데, 서로 중첩된 MUAP의 영향을 배제하기 위하여 가장 큰 8개의 양성 및 음성 전환을 제외하고 측정한 envelope-amplitude(EN-AMP)를 사용하기도 한다.[51] 힘이 증가함에 따라 activity 값이 커지고, UCA나 EN-AMP도 증가된다. 따라서 activity 대 UCA나 EN-AMP의 구성에서는 힘의 증가에 따른 IP 신호 증가를 도식적으로 볼 수 있다. Activity대 NSS 구성에서는 IP 신호의 주파수 변화를 도식적으로 볼 수 있어 EQUIP은 검사자의 주관적인 평가 방법과 비슷한 방법이 된다.[6] 20~30번의 IP를 기록하여 activity대 진폭, activity 대 NSS의 정상 cloud에 중첩시키면, 근육병증에서는 amplitude-activity cloud의 아래쪽, NSS-activity cloud의 위쪽에 나타나고, 신경병증에서는 amplitude-activity cloud의 위쪽, NSS-activity cloud의 아래쪽 분포된다(Fig. 9). 이 방법은 단순한 전환-진폭 분석이나 숙련된 검사자에 의한 주관적인 판단보다 신경병증이나 근육병증에서 더 예민한 진단방법이라고도 하였다.[52,53]

IP 신호도 단순히 MUAP의 특성에 의해서만 결정되는 것이 아니라 인체계측 정보와 기술적 요인에 의해서도 영향을 받게 된다. 즉 사용한 침 전극의 종류나 근육의 피로도, 성별 및 연령 그리고 근육의 종류 및 근 수축 정도에 따라 달라진다.[6]

결 론

일반적인 근전도 검사는 근육의 안정기 동안의 자발전위를 평가하고, 약한 수축동안에는 MUAP를, 강한 수축 동안에는 IP를 분석하게 되는데, 최근 디지털 신호처리기법의 발달로 마지막 두 과정을 비교적 빠르고 정확하게 정량적으로 평가할 수 있게 되었다. 정량적 MUAP 및 IP 검사에서 얻을 수 있는 정보가 서로 부분적으로 겹치기 때문에 각 방법의 특징과 차이점을 잘 인식하여, 다른 전기진단 검사와 마찬가지로 중요한 정보를 얻을 수 있는 검사를 잘 선택하여 실시하여야 한다. 특히 전환-진폭 분석은 비교적 협조가 잘 되지 않는 어린 환자에게 사용하기에 적당하다.

일반적으로 국소 신경병증에서는 추적검사에서 변화를 관찰하기 위하여 한 두개의 근육에서 정량적 검사를 실시할 수 있으며, 무엇보다도 신경근육계 질환의 정확한 진단이나 질환의 진행 및 치료에 대한 반응을 평가하는 방법으로 가장 잘 사용될 수 있을 것이다.

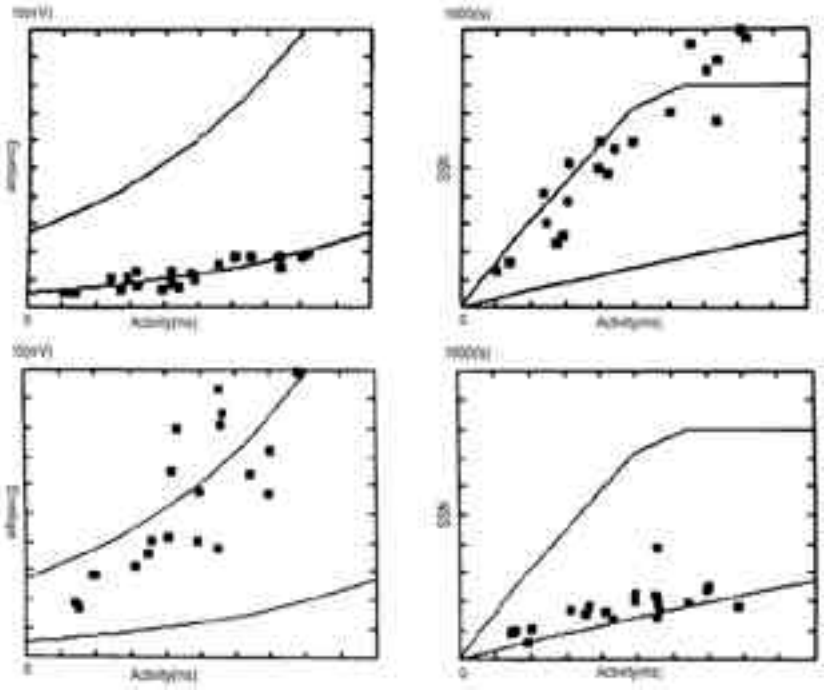

Fig. 9. EQUIP turns-amplitude analysis findings. In a patient with myopathy, NSS increased and UCA decreased(upper tracing). In a patient with neuropathy, UCA increased and NSS decreased(lower tracing).

REFERENCES

1. Buchthal F, Pinelli P, Rosenfalck P: Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determinants. Acta Physiol Scand 1954: 22: 219-229
2. Buchthal F, Rosenfalck P: Action potential parameters in different human muscles. Acta Physiol Scand 1955: 30: 125-131
3. Burke RE: Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In: Brooks VB, editor. Handbook of physiology. Section 1 The nervous system. Vol. II Motor control. Bethesda, MD: American Physiological Society: 1981. p 345-422
4. Sohn MK, Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L, Svensson P: Inhibition of motor unit firing during experimental muscle pain in humans. Muscle Nerve 2000: 23: 1219-1225
5. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO: Functional significance of cell size in spinal motor neurons. Ann Plast Surg 1965: 28: 560-589
6. Sanders DB, Stalberg EV, Nandedkar SD: Analysis of the electromyographic interference pattern. J Clin Neurophysiol 1996: 13: 385-400
7. De Luca CJ: Control properties of motor units. J Exp Biol 1985: 115: 125-136
8. Stalberg E, Nandedkar SD, Sanders DB, Falck B: Quantitative motor unit potential analysis. J Clin Neurophysiol 1996: 13: 401-422
9. Buchthal F, Kamieniecka Z: The diagnostic yield of quantified electromyography and quantified muscle biopsy in neuromuscular disorders. Muscle Nerve 1982: 5: 265-280
10. Dorfman LJ, McGill KC: AAEE minimonograph #29: automatic quantitative electromyography. Muscle Nerve 1988: 11: 804-818
11. Bergmans J: Computer assisted on line measurement of motor unit parameters in human electromography. Electromyogr Clin Neurophysiol 1972: 11: 161-181
12. Andreassen S: Methods for computer-aided measurements of motor unit parameters. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1987: 39:13-20
13. Coatrieux J-L: On-line electromyographic signal processing system. IEEE Trans Biomed Eng 1984: BME-31: 199-207
14. Kopec J, Hausmanowa-Petrusewicz I: On line computer application in clinical quantitative electromyography. Electromyogr Clin Neurophysiol 1976: 16: 49-64
15. Bischoff C, Stalberg E, Falck B, Edebol Eeg-Olofsson K: Reference values of motor unit action potentials obtained with multi-MUAP analysis. Muscle Nerve 1994: 17: 842-851
16. Stalberg E, Falck B, Sonoo M, Astrom M: Multi-MUP EMG analysis-a two year experience with a quantitative method in daily routine. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1994: 97: 145-154
17. Nandedkar S, Barkhaus P, Charles A: Multi-motor unit action potential analysis(MMA). Muscle Nerve 1995: 18: 1155-1166
18. Stalberg E, Sonoo M: Assessment of variability in the shape of the motor unit action potential, the “jiggle,” at consecutive discharges. Muscle Nerve 1994: 17: 1135-1144
19. McGill K, Dorfman L: Automatic decomposition electromyography(ADEMG), methodologic and technical considerations. In: Desmedt JE, ed. Computer aided electromyography and expert systems. Clinical neurophysiology updates. Basel: Karger, 1989: 91-101
20. McGill KC, Cummins KL, Dorfman L: Automatic decomposition of the clinical electromyogram. IEEE Trans Biomed Eng 1985: 32: 470-477
21. 손민균, 김봉옥, 신지철: 근 수축력이 운동단위활동전위에 미치는 영향: ADEMG 분석. 대한재활의학회지 1995: 19: 897-904
22. De Luca CJ: Precision decomposition of EMG signals. Methods Clin Neurophysiol 1993: 4: 1-28
23. LeFever RS, De Luca CJ: A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials. I: Technique, theory and implementation. IEEE Trans Biomed Eng 1982: 29: 149-157
24. Nandedkar S, Sanders D, Stalberg E, Andreassen S: Simulation of concentric needle EMG motor unit action potentials. Muscle Nerve 1988: 2: 151-159
25. Sonoo M, Stalberg E: The ability of MUP parameters to discriminate between normal and neurogenic MUPs in concentric EMG: analysis of the MUP “thickness” and the proposal of “size index.” Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1993: 89: 291-303
26. 손민균: 동심성침전극과 단극침전극으로 기록한 운동단위활동전위 정량적 비교. 대한재활의학회지1996: 20: 207-214
27. Pease AS, Bowyer BL: Motor unit analysis. comparison between concentric and monopolar electrodes. Am J Phys Med Rehabil 1988: 67: 2-6
28. Falck B, Stalberg E, Bischoff C: Influence of recording site within the muscle on motor unit potentials. Muscle Nerve 1995: 18: 1385-1389
29. 손민균, 복수경, 윤승호, 장순자: 피부온도가 운동단위활동전

위에 미치는 영향. 대한재활의학회지 1997: 21: 207-214
30. Chu J, Chan RC, Bruyninckx F: Effects of the EMG amplifier filter settings on the motor unit action potential parameters recorded with concentric and monopolar needles. Electromyogr Clin Neurophysiol 1986: 26: 627-639
31. Bischoff C, Stalberg E, Falck B, Olofsson KEE: Reference values of motor unit action potentials obtained with multi-MUP analysis. Muscle Nerve 1994: 17: 842-851
32. Howard JE, McGill KC, Dorfman LJ: Age effects on properties of motor unit action potentials: ADEMG analysis. Ann Neurol 1988: 24: 207-213
33. Bischoff C, Stalberg E, Falck B: Outliers - a way to detect abnormality in quantitative EMG. Muscle Nerve 1994: 17: 392-399
34. 박승현, 문재호, 강성웅: 극단외 운동단위활동전위의 수와 진단적 유용성. 대한재활의학회지 1998: 22: 133-141
35. 손민균, 윤여삼: 말초신경손상 환자에서 손상기간에 따른 근전도 신호의 변화. 대한재활의학회지 1997: 21: 547-552
36. 손민균, 복수경, 김봉옥: 신경병증에서 위성전위의 특징. 대한재활의학회지 1998: 22: 672-677
37. Willison RG: Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1964: 27: 386-394
38. Lindstrom LH, Magnusson RI: Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its applications. Proc IEEE 1977: 65: 653-662
39. Ronager J, Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A: Power spectral analysis of the EMG pattern in normal and diseased muscles. J Neurol Sci 1989: 94: 283-294
40. Eberstein A, Goodgold J: Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum change during fatigue. Muscle Nerve 1985: 8: 768-773
41. 손민균, 윤여삼, 전계호: 만성요통 환자에서 요추신근의 근전도 주파수 분석. 대한재활의학회지 1998: 22: 68-75
42. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg E: Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part I: turns and amplitude measurement. Muscle Nerve 1986: 9: 419-426
43. Fuglsang-Frederiksen A: Turns-amplitude analysis of the EMG interference pattern. Methods Clin Neurophysiol 1993: 4: 81-100
44. Fuglsang-Frederiksen A, Scheel U, Buchthal F: Diagnostic yield of analysis of the pattern of electrical activity and of individual motor unit potentials in myopathy. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1976: 39: 742-750
45. Fuglsang-Frederiksen A, Scheel U, Buchthal F: Diagnostic yield of the analysis of the pattern of electrical activity of muscle and of individual motor unit potentials in neurogenic involvement. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1977: 40: 544-554
46. Stalberg E, Chu J, Bril V, Nandedkar SD, Stalberg S, Ericsson M: Automatic analysis of the EMG interference pattern. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1983: 56: 672-681
47. Nirkko AC, Rosler KM, Hess CW: Sensitivity and specificity of needle electromyography: a prospective study comparing automated interference pattern analysis with single motor unit potential analysis. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1995: 97: 1-10
48. 김진호, 한태륜, 성덕현: 신경병증과 근육병증에서의 근전도 간섭양식의 자동정량분석. 대한재활의학회지 1991: 15: 22-33
49. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg E: 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
50. Nandedkar SD, Sanders DB, Stalberg E: Automatic analysis of the electromyographic interference pattern. Part II: findings in control subjects and in some neuromuscular disease. Muscle Nerve 1986: 9: 491-500
51. Nandedkar SD, Sanders DB: Measurement of the amplitude of the EMG envelope. Muscle Nerve 1990: 13: 933-938
52. Gilchrist JM, Nandedkar SD, Stewart CS, Massey JM, Sanders DB, Barkhaus PE: Automatic analysis of the electromyographic interference pattern using the turns: amplitude ratio. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 1988: 70: 534-540
53. Cao J, Sanders DB: Multivariate discriminant analysis of the electromyographic interference pattern: a statistical approach to discrimination among controls, myopathies and neuropathies. Med Biol Eng Comput 1996: 34: 469-474