

# 이두박근의 등척성 자의 수축시 표면근전도 신호에서 검출한 스파이크 변수들의 재현성 분석

논 문  
58-6-29

## Reproducibility analysis of surface EMG spike variables during isometric voluntary contraction of the biceps brachii muscle

이 진<sup>\*</sup>  
(Jin Lee)

**Abstract** - The reproducibility of initial value and change over time of surface EMG spike variables(MSA, MSF, MSS, MSD) was investigated in the biceps brachii muscle of 11 healthy subjects. Surface EMG signals were recorded during sustained isometric voluntary contractions for 30 seconds at three contraction levels, 20%, 50%, and 80%MVC, respectively. Each contraction was repeated three times in each of three different days for a total of nine contractions and 99 contractions per %MVC level across the eleven subjects. A total of 297 EMG signals across the different trials, days, subjects, and %MVC levels was saved for the subsequent analysis. The degree of reproducibility was investigated using the intraclass correlation coefficient(ICC) and the standard error of the mean(SEM) based upon the analysis of variance(ANOVA). Results for intercept showed higher reproducibility of the spike variables with about 60%-98% ICC than the variables(ARV, MNF) which had been analyzed before in other researches. And results for slope showed poor reproducibility of the spike variables with about 30%-70% ICC and they were comparable with the variables of other researches.

**Key words** : Reproducibility, Surface EMG, Isometric voluntary contraction, Spike variables, ICC

### 1. 서 론

비관혈적(non-invasive)으로 근 신경계(neuromuscular system)의 생리학적 특성을 분석할 수 있는 방법을 제공하는 표면근전도(surface EMG)[1] 신호 분석 기술은 임상적으로 보다 많은 분야에서 효용성이 인정되어[2,3] 연구의 필요성이 증대되고 있다. 이러한 임상에서의 필요성에 따라서 최근에는 지금까지 여러 연구를 통해 밝혀진 대표적 표면근전도 특성 변수들을 보다 면밀히 재검토하여 실제 임상에서의 실용적 적합성을 높여주기 위한 연구들이 활발하게 시도되고 있다[4-10]. 즉 대표적 시간 영역(time domain) 특성 변수들인 ARV(average rectified value), RMS(root mean square)등과 주파수 영역(frequency domain) 변수들인 MDF(median frequency), MNF(mean frequency) 등에 대하여 각 변수 추정의 오차를 최소화하기 위한 알고리즘의 최적화에 관한 연구[4-6], 대표적 표면근전도 간섭패턴(interference pattern) 분석 방법들인 turn, spike 변수들의 최적 적용을 위한 분석 창 길이(window length), 검출 문턱치(detection threshold)에 관한 연구[7,8] 등과 같이 실제 임상에서 근 신경계의 특성을 구별할 수 있는 정확한 정량적 정보를 제공하기 위한 것을 목표로 하는 연구들이 계속 시도되어 오고 있다.

위와 같은 관점에서 근전도 특성 변수의 재현성(reproducibility)에 관한 평가는 실제 임상에서 반복적인 검사 시 측정되는 결과의 신뢰성을 위하여 중요한 요인이다. Rainoldi 등은 이두박근(biceps brachii)[9]과 대퇴사두근(quadriceps)[10]에서 각각 수집한 표면근전도 신호를 분석하여 ARV, MNF 변수의 재현성을 분석하였으며, Ollivier 등은[11] 표면전극(surface electrode)의 종류에 따른 재현성을 평가하였으며, Burden 등은[12] 근전도 신호 진폭의 정규화(normalization) 방법에 따른 재현성의 차이를 검토하였고, 2008년에 Coorevits 등은[13] 근전도 신호의 전력 스펙트럼(power spectrum) 추정 방법에 따른 IMF (instantaneous median frequency) 변수의 재현성 차이를 분석 보고하였다. 이와 같이 최근들에 다양한 접근 영역에서 근전도 특성 변수 추출의 재현성 분석에 관한 연구가 주목받고 있다.

본 연구에서는 등척성(isometric) %최대자위수축(MVC: maximal voluntary contrac) 시 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 spike 변수들[8,14]로 추정된 선형회귀 직선의 절편(intercept)과 기울기(slope)의 재현성 분석을 최초로 시도하였다. 이를 위하여 11명의 피검자를 대상으로 다른 3일(3 different days) 동안 각각 하루 3번의 시도(3 different trials)로 동일한 절차의 실험을 297번 반복하여 표면근전도 신호를 수집하였다. 즉 20%, 50%, 80%MVC의 지속적인 수축을 30초간 유지하며 각 %MVC당 99개, 총 297개의 표면근전도 신호를 이두박근에서 기록, 저장하였다. 이와 같이 수집한 근전도 신호를 대상으로 4개 spike 변수, MSA(mean spike amplitude), MSF(mean spike frequency), MSS(mean spike slope), MSD(mean spike duration)로 각

\* 교신저자, 정회원 : 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수  
E-mail : jlee3206@yahoo.co.kr

접수일자 : 2009년 2월 18일

최종완료 : 2009년 4월 28일

각 선형회귀 직선을 추정한 다음, 그 절편과 기울기의 재현성을 통계적으로 분석하였다. 또한 %MVC 근 수축력의 변화에 따른 spike 변수의 특성 차이를 통계적으로 분석, 검증한 결과도 제시하였다.

## 2. 표면근전도 신호처리

### 2.1 spike 변수 추정

본 연구에서 재현성(reproducibility) 분석을 시도한 4개 spike 변수의 간략한 정의를 다음에 나타내었으며 각각의 변수들에 대한 자세한 정의는 참고문헌[8]에 수록되어 있다.

- 1) Spike 진폭의 평균값 : MSA(mean spike amplitude)

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SA_i}{NS}, SA_i : \text{spike amplitude,}$$

NS : Number of spike

- 2) 분석구간 내에 존재하는 spike의 수 : MSF(mean spike frequency)

$$= \frac{NS}{T_{WD}}, T_{WD} : \text{분석시간}$$

- 3) Spike 기울기의 평균값 : MSS(mean spike slope)

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SS_i}{NS}, SS_i : \text{spike slope}$$

- 4) Spike 지속시간의 평균값 : MSD(mean spike duration)

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SD_i}{NS}, SD_i : \text{spike duration}$$

피검자가 이두박근을 일정한 %MVC로 30초간의 수축을 지속할 때 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 분석 구간(analysis window)마다 1번씩 위의 spike 변수들을 각각 추정하였다. 이때 분석구간은 1초, spike 검출 문턱치(threshold)는 20[ $\mu\text{V}$ ]로 기존의 연구 결과를[7,8] 고려하여 선정하였으며, 기타의 전처리(pre-processing) 과정(예:overlapping 등)은 빠른 계산 시간을 위하여 배제하였다. 다음으로 이렇게 추정한 30개의 각 spike 변수들을 연결하는 선형회귀(linear regression) 직선[15]을 구하여 기울기(slope)와 절편(intercept)을 각각 계산하였다. 그림 1에 이렇게 구한 4개 spike 변수의 선형회귀 직선의 예를 각 %MVC 별로 나타내었다. 그림에서 선형회귀 직선의 절편은 근전도 신호의 초기 값, 기울기는 시간에 따른 변화율을 각각 나타낸다. 위의 모든 분석 알고리즘은 Matlab[17]으로 프로그래밍(programming) 하였다.

### 2.2 통계분석

본 연구에서는 재현성 해석에 주로 사용되는[9-13] 급내 상관계수(ICC: intra class correlation)를[18,19] 4개 spike 변수들로 추정된 선형회귀 직선의 절편과 기울기에 대하여 각각 분석하였다. 이를 위해 필요한 각 분산 항, 즉  $\sigma_s^2$  (variance due to subject variability),  $\sigma_d^2$  (variance due to

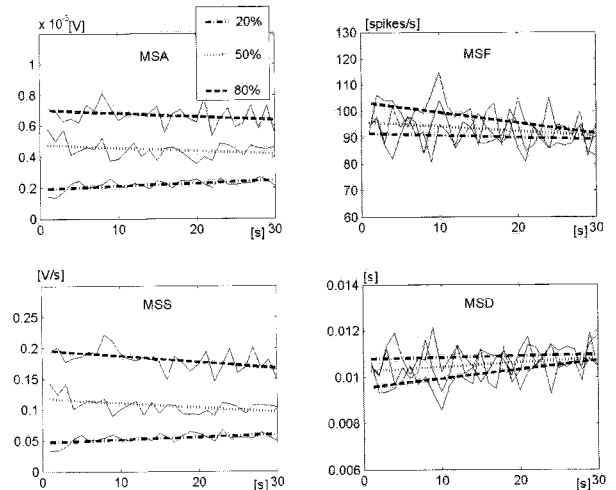


그림 1 4개 spike 변수들로 추정된 선형회귀 직선의 예. (28세 피검자의 이두박근)

Fig. 1 Sample plots of the linear regression line estimated with 4 spike variables. (biceps brachii muscle of a subject of 28 years old)

day variability),  $\sigma_t^2$  (variance due to trial variability)들은 ANOVA[19] 알고리즘을 이용하여 구한 후, 각 분산 항의 전체 분산에 관한 %비(ratio)를  $\sigma_d^2/\sigma$  등으로 각각 계산하였다. 일반적으로 이렇게 구한 ICC값이 80%~100%이면 재현성이 우수하며(excellent reproducibility), 60%~80%이면 상당한 재현성(good reproducibility), 60% 이하이면 낮은 재현성(poor reproducibility)을 나타내는 것으로 인정된다[18]. 또한 동일한 피검자의 다른 실험에서 발생하는 피검자 내 변동(intra-subject variability)과 서로 다른 피검자 사이에서 발생하는 피검자 간 변동(inter-subject variability)을 정량적으로 검토하기 위하여 각 추정 값들에 대한 평균표준오차(SEM: standard error of the mean)를 분석하였다. 다음으로 근 수축력의 변화에 따라 각 spike 변수들로 추정된 선형회귀 직선의 기울기와 절편 차이의 통계적 유의성을 Tukey's HSD(honestly significant difference) test( $p < 0.05$ )[19]를 이용하여 검증하였다. 이와 같은 통계분석은 SPSS 12.0[20]을 이용하였다.

## 3. 표면근전도 신호 수집

본 연구에서는 21~28(평균 24.3)세의 건강한 성인남자 11명을 대상으로 이두박근(biceps brachii muscle)을 30초 동안 등척성 자의 수축(isometric voluntary contraction) 시켜 표면근전도 신호를 수집하였다. 재현성 검사를 위하여 실험 방법은 일주일 간격의 서로 다른 3일(3 different days), 같은 날 3번씩 5분 휴식[9] 후의 다른 시도(3 different trials) 시에 각각 실험을 실시하는 것으로 구성하였다. 또한 근육 수축력에 따른 재현성 차이를 알아보기 위하여 각 실험은 3단계의(20,50,80) %최대자 voluntary contraction(%)에 대하여 동일하게 실시되었다. 근전도 신호의 취득은 Delsys사[16]의 표면전극(bar type

electrode, 1cm 전극간거리)과 Bagnoli-2 EMG system, Data Translation사의 DT9804 A/D 컨버터를 사용하여, 필터 대역폭 20-450[Hz], 증폭률은 1000배, 표본화 주파수는 1024[Hz]로 각각 설정하고 실시하였으며, 이렇게 수집한 표면근전도 신호를 컴퓨터에 저장하였다.

4. 결과 및 토의

11명 피검자의 이두박근으로부터 30초간 일정 %최대자의 수축 시 수집한 총 297(3 days×3 trials×3 %MVCs×11 subjects=297)개의 표면근전도 신호를 대상으로 4개 spike 변수들을 적용하여 추정된 선형회귀 직선의 절편과 기울기에 대한 급내 상관계수(ICC) 분석결과를 표 1과 2에 각각 나타내었다.

표 1의 분석결과는 전체 자료에서 발생된 분산의 비율을 각 요인에 따라 분리하여 나타내고 있으며, 급내 상관계수는 피검자에 기인한 분산의 비율을 나타내는 값이다[18,19]. 그러므로 표 1의 결과로부터 먼저, 선형회귀 직선 절편의 경우 4개 spike 변수 모두 각 %MVC의 표면근전도 신호에 대한 ICC 값들이 60%~98%(상당한 재현성 이상[18]) 범위 이며, MSD 변수가 가장 높은 ICC 값을 나타내었음을 알 수 있으며, 이는 Rainoldi 등의 연구[9]에서 밝혀진 ARV(ICC=52%~74%)와 MNF(ICC=62%~71%) 변수의 재현성 보다 우수한 결과이다.

표 1 급내 상관계수 분석결과.(선형회귀 직선의 절편)

Table 1 Results of the ICC analysis.(Intercepts of linear regressions)

20%MVC			50%MVC			80%MVC			
ICC	$\sigma^2_{day}$	$\sigma^2_{trial}$	ICC	$\sigma^2_{day}$	$\sigma^2_{trial}$	ICC	$\sigma^2_{day}$	$\sigma^2_{trial}$	
MSA	60.9	34.8	4.3	82.5	10	7.5	71.2	25.8	3.0
MSF	84.2	9.2	6.6	97.3	2.6	0.1	94.6	2.0	3.4
MSS	77.3	17.2	5.5	90.4	5.1	4.5	90.8	7.9	1.3
MSD	91.0	4.8	4.2	98.4	1.5	0.1	98.1	0.5	1.4

다음으로 20%MVC 보다는 50%, 80%MVC 신호에 대한 ICC 값이 높게 나타났으며, 50%MVC에서 가장 높게 나타났다. 이는 비교적 약하거나 높은 수축력의 표면근전도 신호로부터 검출된 스파이크 변수들 보다는 중간 수준의 자의수축력 시에 검출된 변수들의 재현성이 우수함을 나타내는 결과이다. 또한 진폭변수(MSA) 보다는 주파수변수(MSF)의 재현성이 좋게 나타났으며, 전반적으로 각 요인에 의한 분산의 크기는 subject > day > trial의 순서로 나타났다. 이와 같은 결과들은 Rainoldi 등의 연구[9,10]에서 밝혀진 사실과 동일한 것이다.

그림 1에 일례로 나타낸 선형회귀 직선은 30초간 일정한 %최대자의수축력을 유지하며 측정된 표면근전도 신호로부터 1초의 분석구간마다 4개 spike 변수들을 각각 추정하여 이들을 연결한 것이다. 그러므로 이 직선들은 30초의 지속된 수축기간 동안 이두박근에서 발화(firing)되는 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)의 진폭(amplitude)

표 2 급내 상관계수 분석결과.(선형회귀 직선의 기울기)

Table 2 Results of the ICC analysis.(Slopes of linear regressions)

20%MVC			50%MVC			80%MVC			
ICC	$\sigma^2_{day}$	$\sigma^2_{trial}$	ICC	$\sigma^2_{day}$	$\sigma^2_{trial}$	ICC	$\sigma^2_{day}$	$\sigma^2_{trial}$	
MSA	58.3	33.5	8.2	61.4	21.1	17.5	38.5	40.9	20.6
MSF	39.1	7.5	53.4	50.4	19.2	25.6	72.2	20.2	7.7
MSS	50.5	19.2	30.3	74.0	11.0	15.0	48.0	38.3	13.7
MSD	34.5	8.0	57.5	51.8	19.1	29.1	72.2	24.0	3.8

및 주파수가 시간에 따라 달라지는 근 골격계의 특성 변화를 정량적으로 표현해주는 것이다. 이 직선의 기울기가 -값을 나타내면 추정된 변수 값의 변화가 시간에 따라 감소함을 나타내는 것으로, MDF(median frequency)등의 주파수변수로 추정된 선형회귀 직선의 기울기는 근육의 계속된 수축 시 발생하는 근 피로도(muscle fatigue)를 증명하는 정보로 널리 사용되고 있다[1,2,14].

그림 1에서 MSF, MSD 변수로 추정된 직선의 기울기는 -, +로 일관되게, MSA, MSS 변수의 경우는 +, -의 요동으로 각각 3개의 수축력에 대하여 나타났으며, 절편의 변화에 비하

여 기울기의 차이는 크지 않음을 볼 수 있다. 이러한 특성에 의하여 표 2에 나타난 선형회귀 직선 기울기에 대한 ICC 분석 결과는 4개 변수 모두, 모든 수축력에서 전반적으로 60% 이하(빈약한 재현성)로 나타났다. 이는 day와 trial에 기인한 분산(intra-subject variance)과 subject에 기인한 분산(inter-subject variance)의 차이가 크게 나타나지 않았기 때문에 발생한 결과이며, 절편의 경우처럼 subject > day > trial 순으로 나타난 일관된 분산의 분포도 보이지 않았다.

이와 같은 선형회귀 직선 기울기에 관한 특성은, MNF, ARV로 추정된 기울기의 ICC 분석[9] 연구자들이 보고했던 바와 마찬가지로, 실제 임상에서 적용하기에 충분한 신뢰성(reliability)과 일관성(constancy)을 보장할 수 없다는 사실을 보여주는 결과이다. 위 표 2의 분석을 통하여 언급하였듯이 근전도 신호의 특성 추출을 위하여 적용하는 신호처리 변수의 재현성은 서로 다른 피검자들 사이에서 발생하는 변수의 변동(inter-subject variability)과 동일한 실험자의 다른 실험에 의한 변수의 변동(intra-subject variability)에 의하여 결정된다. 이러한 변동의 정량적 차이는 다음과 같이 평균 표준오차(SEM: standard error of the mean)[19]를 사용하여 명확하게 확인해볼 수 있다.

다음 그림 2, 3에 한명의 피검자가 9번 실험(3trials×3days=9)한 근전도 신호로부터 추정된 각 spike 변수의 절편과 기울기를 평균±SEM으로 표시한 그래프를 각 수축력에 대하여 비교하여 나타내었다. 그러므로 각 그래프는 피검자 11명에 대한 총 99개의 근전도 신호에 대하여 분석한 결과를 보여주는 것이다.

그림 2에서 한 개의 오차막대는 1명의 피검자가 각 %MVC 수축력으로 9번(3trials×3days=9) 실험한 데이터에서 추정된 9개 절편 값들의 평균과 SEM을 각각 표시한다.

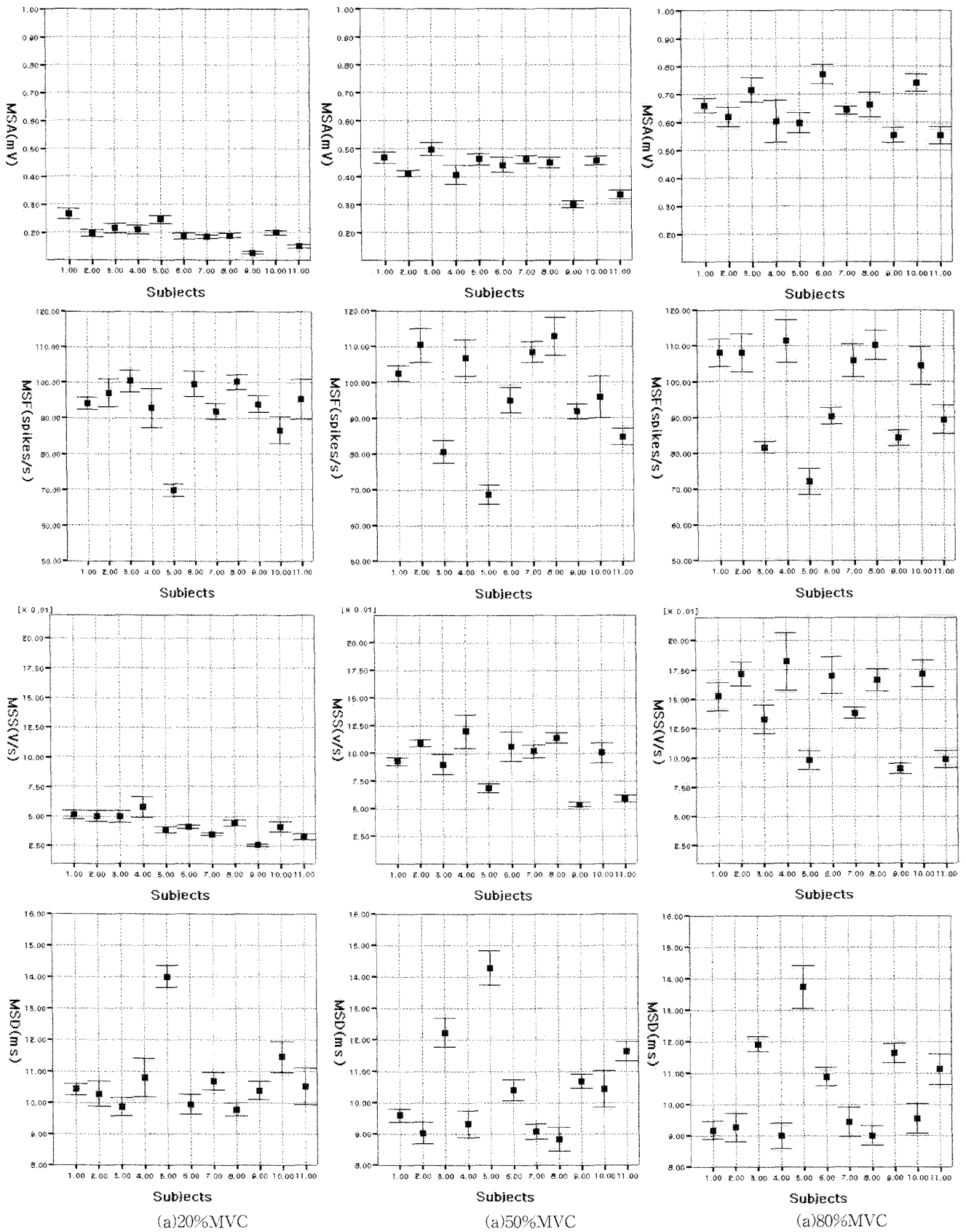


그림 2 각 spike 변수 절편의 평균  $\pm$  SEM

Fig. 2 Mean  $\pm$  SEM of intercepts of the spike variables.

그러므로 각각의 피검자에 대해 평균±SEM으로 표시한 오차막대 그래프는 피검자 내 변동(intra-subject variability)을, 전체 11개 오차막대의 피검 정도는 피검자 간 변동(inter-subject variability)을 각각 나타낸다. 근전도 특성 추정 변수의 재현성의 관점에서 피검자 내의 SEM 값(intra-subject variability)이 작을수록 추정 값의 반복성(repeatability between days)과 일치성(constancy within days)이 높음을, 피검자 간의 SEM 값의 차이(inter-subject variability)가 클수록 추정 값의 구별 능력(distinguishability between subject)이 우수함을 각각 나타내며, 이런 변수가 뛰어난 재현성을 갖는다[18,19]. 그러므로 표 1의 ICC 분석 결과와 더불어 평균표준오차의 분포 그래프를 통해서 각 변수의 재현성을 재확인할 수 있다.

그림 2를 통해 근 수축력에 따른 각 변수의 특성을 살펴보면, 그림 1에 한명의 피검자를 예로 20%, 50%, 80%MVC 수축에 대하여 동시에 나타낸 결과에서 볼 수 있듯이, MSA, MSS 변수로 추정된 절편 값은 %MVC에 따라서 증가하며, MSF, MSD 변수의 경우에는 일관된 증가, 감소 경향을 나타내지 않음을 99번의 전체 표면근전도 실험데이터를 통해서도 확인할 수 있다. 이는 표면근전도 신호 진폭의 변화는 근 수축력의 세기에 따라 보다 많은 근섬유의 참여(recruitment)에 의하여 증가하나, 운동단위 활동전위의 모양(shape)과 발화(firing) 특성에 따라 결정되는 주파수 변화는 수축력에 따라 일정하게 달라지지 않음을 나타낸다.

다음으로 4개 spike 변수에 대해 20%MVC에서는 그림에서 y축 전체구간의 약 5%~15%의 피검자내 변동과 약 15%~35%의 피검자간 변동을, 80%MVC에서는 약 5%~20%의 피검자내 변동과 약 30%~60%의 피검자간 변동을 각각 나타내는 것을 알 수 있다. 이는 높은 수축력에서 표면근전도 신호의 간섭 패턴(interference pattern)이 더욱 복잡해져 추정 값들의 변동 폭이 증가하지만, 피검자 간 변동의 변화 비율이 보다 크게 증가하여 각 변수의 ICC 값은 오히려 증가할 수 있음을 이 결과와 표 1의 결과를 통해 알 수 있다. 또한 진폭변수 MSS가 20%MVC와 80%MVC에서 모두 가장 작은 피검자간 변동을 나타냄을 볼 수 있으며, 이 특징이 다른 변수들에 비하여 작은 ICC값의 결과로 나타났음을 알 수 있다(표 1 참조). 주파수관련 MSF와 MSD 변수의 경우 다른 피검자들과 특이하게 측정된 5번 피검자의 절편 값을 볼 수 있으며, 이 때문에 이 두변수의 ICC값이 크게 나타난 것이다. 이렇게 특이한 특성을 보이는 피검자의 경우 전체 실험 데이터 분포에 대하여 비정상적인 ICC 값의 차이에 기여할 수 있는 요인이 될 수 있으나, 근전도 신호의 분석에 있어서는 개개인의 특이한 생리적 발화 특성을 포함하여 분석하는 것이 합리적이므로 기존의 연구에서[9,10] 제시되었다.

선형회귀 직선 기울기를 피검자 별로 평균±SEM으로 나타낸 그림 3에서는 절편의 경우인 그림 2와 비교하여 4변수 모두 피검자 내 변동(그림 2: 전체 구간의 약 5%~20%, 그림 3: 약 5%~15%), 피검자 간 변동(그림 2: 약 15%~60%, 그림 3: 약 10%~50%) 폭이 작게 나타났으며, 이 때문에 기울기 추정의 경우에는 재현성이 낮게 나타난 것으로 생각된다(표 2 참조). 이러한 결과는 지속적인 수축 시 시간에 따라 달라지는 운동단위 활동전위의 생리적 특성 변화를 나타내는 기울기 추정의 경우에는 실제 발생하는 생리적 변화

자체가 미세하며, 매 실험 마다 일관성이 떨어져 이를 추정하는 변수의 재현성도 낮게 나타난 기존의 연구[9,10] 결과들과 동일하게 나타난 것이다. 4개 spike 변수들의 특성을 살펴보면, 20%MVC 수축의 경우에는 MSA, MSS 변수, 80%MVC 에서는 MSF, MSD 변수로 추정된 기울기의 피검자 간 변동이 피검자 내 변동보다 각각 크게 나타났음을 평균±SEM 분포를 통해서 볼 수 있으며, 이로 인해 표 2에 나타난 ICC 값의 차이가 발생한 것임을 알 수 있다. 피검자 내 변동은 모든 실험 데이터의 경우에 대해 MSF, MSD 변수 보다는 MSA, MSS 변수로 추정된 기울기에서 크게 나타난다는 것을 그림 3을 통해 알 수 있으며, 이는 시간에 따라 달라지는 주파수의 변화보다는 진폭의 변화가 실험에 따른 차이가 크게 나타남을 보여주는 결과라 할 수 있다. 또한 20%MVC에서의 MSF, MSD 변수로 추정된 기울기의 피검자 간 변동 폭이 작은 일정한 패턴을 볼 수 있으며, MSA, MSS 변수의 경우에는 20%MVC 수축력에서 측정된 6번 피검자의 특이한 결과를 확인할 수 있다. 다음으로 80%MVC 수축력에서 MSF로 추정된 기울기가 모든 피검자에 대하여 -, MSD로 추정된 기울기는 모든 피검자에 대하여 +로 일관되게 나타났음을 알 수 있으며, 이는 30초간의 지속적인 근 수축 시 발생하는 근 피로도(muscle fatigue)에 의하여 운동단위 활동전위의 모양이 무더지는 생리적 특성변화를 증명하는 결과라 할 수 있다.

마지막으로 그림 2, 3에서 중간 수축력에 해당하는 50%MVC의 결과를 살펴보면, 4개 spike 변수로 추정된 절편의 경우는 전반적으로 피검자 내 변동을 나타내는 1개 오차막대의 길이는 20% MVC의 경우와 유사하나, 피검자 간 변동을 나타내는 11개 오차막대의 피검 정도는 80% MVC의 결과와 유사한 특성을 나타냄을 알 수 있다. 또한 기울기 분석의 경우, MSA, MSS 변수의 경우는 80% MVC의 결과와, MSF, MSD 변수의 경우는 20% MVC의 결과와 유사한 모양을 나타내나, 피검자 내, 피검자 간 변동 모두가 3가지 수축력 중 가장 안정된 변화 패턴을 나타내는 것을 확인할 수 있다. 이러한 특성으로 인하여 절편 추정의 경우는 4개 변수 모두 50% MVC의 신호에 대해 가장 재현성이 우수하며, 기울기 추정의 경우는 모든 %MVC의 신호에 대해 우수한 재현성을 보이지는 않지만, 50% MVC 신호에 대해 4개 변수 모두 ICC=50% 이상으로 가장 안정된 재현성 특성을 나타냄을 알 수 있다.

이상의 그림 2, 3에 대한 분석결과를 통하여 이두박근에서 등척성 자의 수축시 수집한 표면근전도 신호에 대하여 특성 변수 추정시 재현성의 관점에서 본 연구에서 시도한 spike 변수들이 기존 연구에서 밝혀진 ARV, RMS, MNF, MDF 변수들 보다 우수하게 나타났음을 제시하였다. 이러한 결과의 원인은 spike 변수 자체의 정의적 특성에 의해 주로 기인하였을 것으로 예상되나, 향후 각 근전도 특성 변수의 수학적 특성에 대한 면밀한 검토를 통하여 근본적인 재현성 차이의 원인을 밝히는 연구가 필요할 것으로 사료된다.

다음 그림 4, 5에는 %MVC에 따라서 4개 spike 변수로 추정된 선형회귀 직선의 절편과 기울기가 보이는 특성 차이를 통계적으로 분석한 결과를 각각 나타내었다. 각 그림은 해당 %MVC에서 99번씩, 총 297번 실험한 표면근전도 신호로부터 구한 값들을 분석한 결과이다. 그림 4에서 한 개의

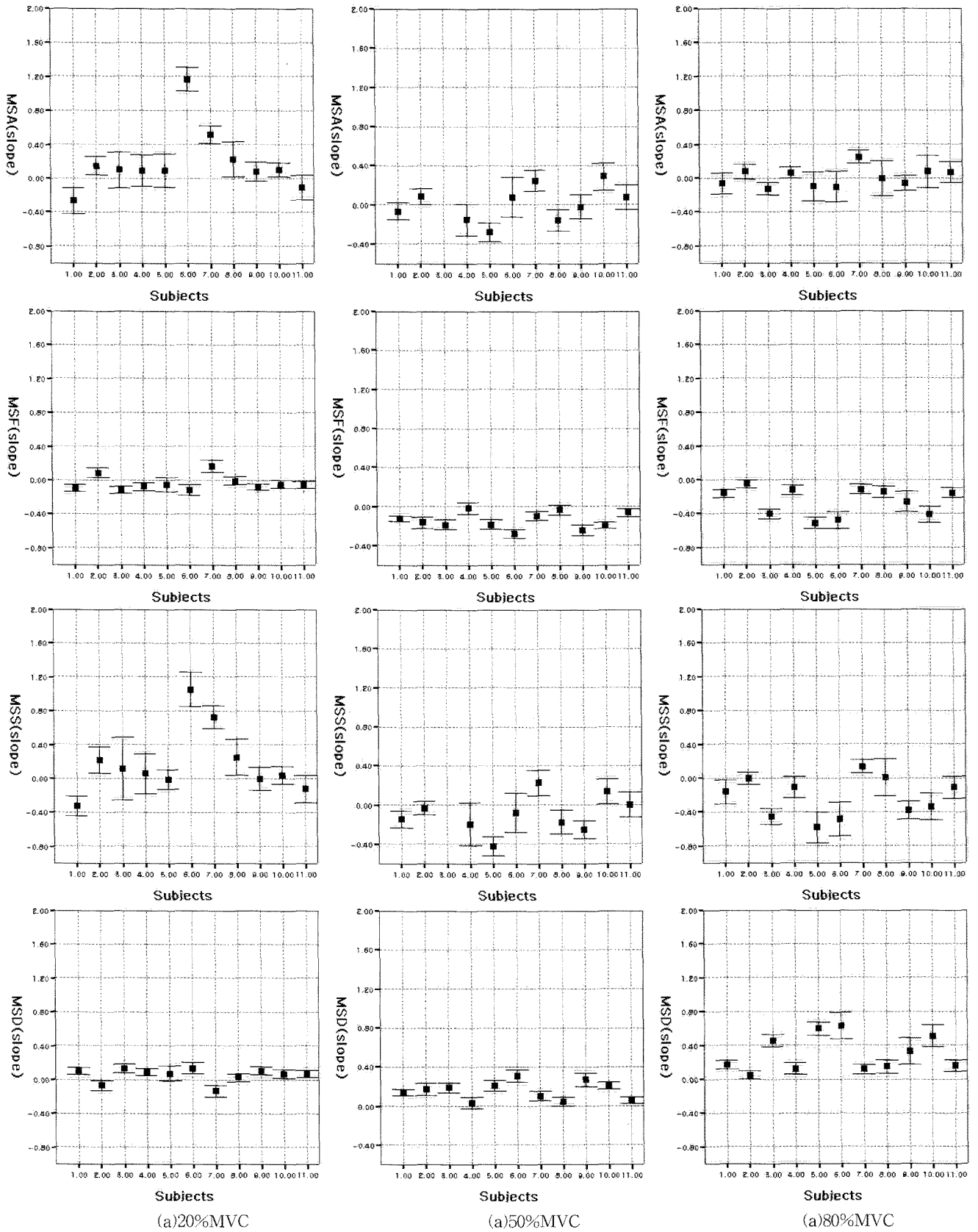


그림 3 각 spike 변수 기울기의 평균±SEM  
 Fig. 3 Mean±SEM of slope of the spike variables.

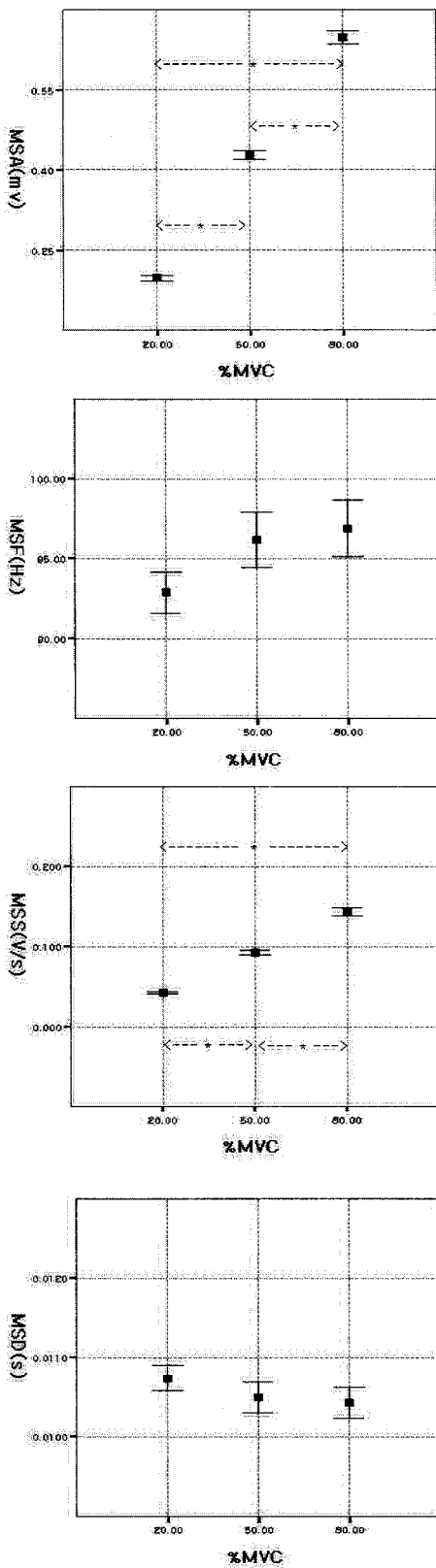


그림 4 %MVC에 대한 각 spike 변수 절편의 평균±SEM.  
 Fig. 4 Mean±SEM of intercepts of the spike variables at each %MVC.

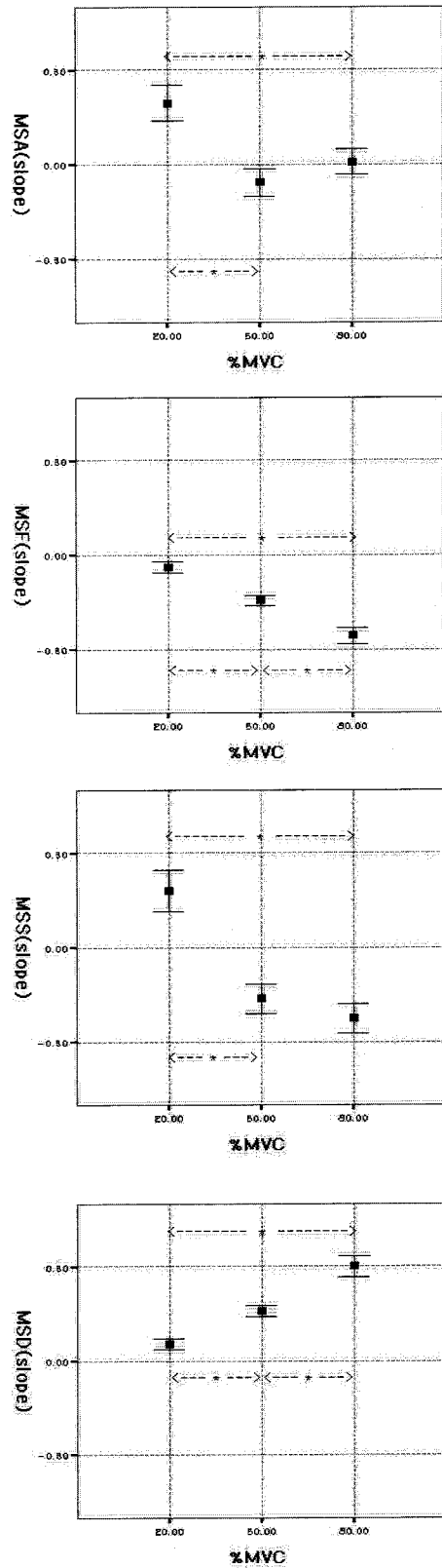


그림 5 %MVC에 대한 각 spike 변수 기울기의 평균±SEM.  
 Fig. 5 Mean±SEM of slopes of the spike variables at each %MVC.

오차 막대는 11명의 피검자가 각 %MVC 수축력으로 99번 실험한 데이터에서 추정한 99개 절편 값들의 평균과 SEM을 각각 표시하며, \* 표시는 화살표로 연결된 두 %MVC 간의 평균 값 차이가 신뢰 수준,  $p < 0.05$ 의 Tukey's HSD 검사 결과 유의함을 나타낸다. 즉 MSA 변수로 추정된 절편의 경우 근 수축력이 증가하면 같이 커지는 특성을 보이며, 20%-50%, 20%-80%, 50%-80% MVC들 간의 모든 차이가 통계적으로 유의함을 그림에서 나타내고 있다.

ARV, RMS등의 진폭관련 변수나 MDF, MNF등의 주파수 관련 변수에 대하여 %MVC에 따른 변화를 분석한 기존의 연구들이 종종 보고되었으나[4-6], 본 연구에서와 같이 충분한 실험을 바탕으로 통계적 유의성까지 검증한 연구는 없는 실정이었다. 하지만 이들의 연구를 통해서도[4-6] %MVC의 증가에 따라 근전도신호의 진폭은 대체적으로 증가하며, 기울기의 증, 감에는 일관성이 없는 것으로 보고되었다. 본 연구에서 시도한 spike 변수의 분석 결과, 진폭 관련 변수 MSA, MSS는 %MVC의 증가에 따라 유의한 증가를 보이며, 주파수관련 변수 MSF/MSD는 대체로 증/감하는 경향을 보이나 그 차이가 통계적으로 유의하지 않음 그림 4에서 밝혀져 있다.

근전도 특성 추출 변수로 구한 선형회귀 직선의 기울기(그림 1 참조)는 일정 %MVC 수축을 유지하고 있을 때 근 신경계의 조절에 의해 발생하는 운동단위 활동전위의 시간에 따른 발화 특성의 변화를 나타내는 정보로 사용되고 있다[1,2,9]. 즉 근전도 신호의 진폭 관련 변수로 추정된 선형회귀 직선의 +기울기는 지속적인 근육의 수축 시에 보다 큰 활동전위를 발생하는 typeII 근섬유(muscle fiber)[1]의 뒤늦은 발화(late recruitment)를, 주파수 관련 변수의 경우, MSF는 모든 %MVC 수축력의 신호에서 -기울기를, MSS는 +기울기로 일관되게 나타나는 평균±SEM 분포를 볼 수 있으며, 이는 앞에서 언급하였듯이 지속적인 근육 수축 시 나타나는 근 피로도가 spike 변수에 반영되어 나타난 결과라 할 수 있다. 즉 MSF 변수로 추정된 근 피로도가 %MVC의 증가에 따라 빠르게 진행되며, 20%-50%-80%MVC들 간의 이러한 피로도 차이가 모두 통계적으로 유의함이 밝혀진 결과이다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 표면근전도 spike 변수, MSA, MSF, MSS, MSD,로 각각 추정된 선형회귀 직선의 절편과 기울기에 대한 재현성 분석을 시도하였다. 이를 위하여 20%, 50%, 80%MVC(maximum voluntary contraction)의 일정한 수축을 각각 30초간 유지하며 피검자 11명으로 부터 기록한 297개의 근전도 신호를 대상으로 추정된 각 변수 값에 대한 급내상관계수(ICC)와 표준평균오차(SEM)를 비교, 분석하였으며, 근 수축력(%MVC)의 변화에 따른 각 변수의 특성도 함께 분석하였다. 본 연구에서 밝혀진 주요 결과를 다음에 요약하였다.

선형회귀 직선 절편 추정의 재현성의 경우 : 1)실험을 시도한 모든 %MVC의 근 수축력에 대해서 전반적으로 4개 spike 변수들 모두 상당 이상의 재현성을(60%~98% ICC) 보였으며, 기존의 연구들[9,10]에서 제시한 ARV(average

rectified value), MNF(mean frequency) 등의 변수의 재현성(52% ~ 74% ICC) 보다 높게 나타났다. 2)spike 변수들 중에서는 MSF, MSD의 주파수관련 변수의 재현성이 (80%~98% ICC) MSA, MSS의 진폭관련 변수들(60%~90% ICC) 보다 높게 나타났다. 3)근 수축력의 변화에 따른 재현성의 차이는 너무 낮거나 높은 경우보다 중간 수축력(50%MVC)에서 측정된 표면근전도 신호에 대한 재현성이 우수하였다.

선형회귀 직선 기울기 추정의 재현성의 경우 : 1)4개 spike 변수 대부분이 빈약한 재현성(34%~74% ICC)을 보이는 것으로 나타났으나, 이것도 기존의 연구들[9,10]에서 제시한 ARV, MNF등의 변수의 재현성(32%~48% ICC) 보다는 높게 나타난 것이다. 그러므로 재현성의 관점에서는 기존에 널리 이용되고 있는 MNF 변수보다는 MSF 변수를 근 피로도 추정에 적용하는 것이, 특히 임상에서의 계속 추적(follow-up) 검사 시에는, 바람직할 것임을 밝히는 결과라 할 수 있다.

근 수축력의 변화에 따른 spike 변수들의 특성은 : 1)진폭 관련 변수 MSA, MSS 변수로 추정된 절편은 %MVC의 증가에 따라 통계적으로 유의한 증가를 보였으며, 주파수관련 변수 MSF/MSD로 추정된 절편은 대체로 증/감하는 경향을 보이나 그 차이가 통계적으로 유의하지 않게 나타났다. 2)기울기 추정의 경우에는 지속적인 근육 수축 시 나타나는 근 피로도가 반영되어 MSF 변수의 기울기가 모든 수축력에서 일관되게 -로 나타났으며, MSF 변수로 추정된 근 피로도가 %MVC의 증가에 따라 빠르게 진행되며, 20%-50%-80%MVC들 간의 이러한 피로도 차이가 모두 통계적으로 유의함이 밝혀졌다.

#### 참 고 문 헌

- [1] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, *Muscles alive : Their functions revealed by electromyography.*, Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985.
- [2] H.J. Hermens, K.L. Boon, G. Zilvold, " The clinical use of surface EMG", *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 57, pp. 243-265, 1984.
- [3] R. Merletti, " Surface electromyography: possibilities and limitations," *J. Rehab. Sci.*, vol. 7, 24-34, 1994.
- [4] R. Merletti and L.R. Lo Conte," Surface EMG signal processing during isometric contraction," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 7, No. 4, pp. 241-250, 1997.
- [5] D. Farina and R. Merletti," Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contraction," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 10, pp. 337-349, 2000.
- [6] R. Merletti and L.R. Lo Conte," Advances in processing of surface myoelectric signal processing, Part I and Part II," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 33, 362-384, 1995.
- [7] 이진, 강원희, 김성환, "T/A 변수를 이용한 표면근전도 간섭패턴의 정량적 해석에 관한 연구", *대한전기학회지*, 제54D권, 제5호, pp.348-357, 2005.



- [8] 이진, 양희원, 정의곤, “ 일정한 자의 수축 시 표면 근 전도신호에 대한 Spike 변수 해석 ”, 대한전기학회지, 제56권, 제4호, pp. 809-816, 2007.
- [9] A. Rainoldi, G. Galardi, L. Maderma, G. Comi, L. Lo conte, R. Merletti, “ Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 9, pp. 105-119, 1999.
- [10] A. Rainoldi, J.E. Bullock-Saxton, F. Cavarretta, N. Hogan, “ Repeatability of maximal voluntary force and surface EMG variables during voluntary isometric contractions of quadriceps muscles in healthy subjects,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 11, pp. 425-438, 2001.
- [11] K. Ollivier, P. Portero, O. Maisetti, JY. Hogrel, “ Repeatability of surface EMG parameters at various contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 15(5), pp. 466-473, 2005.
- [12] A. M. Burden, M. Trew, V. Baltzopoulos, “ Normalization of gait EMGs: a re-examination,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 13, pp. 519-532, 2003.
- [13] P. Coorevits, L. Danneels, D. Cambier, H. Ramon, H. Druyts, J.S. Karlsson, G. De Moor, G. Vanderstraeten “ Test-retest repeatability of wavelet - and Fourier based EMG(instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle during isometric back extensions,” J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 18, pp. 798-806, 2008.
- [14] D.A. Gabriel, J.R. Basford, K.N An, “Assessing fatigue with electromyographic spike parameters”, IEEE Eng. in Medicine and Biology Magazine, pp. 90-96, Nov./Dec., 2001.
- [15] A. Papoulis, Probability, random variables and stochastic processes, Mcgraw-Hill, NY, 1965.
- [16] <http://www.delsys.com>
- [17] C. M. Thompson and L. Shure, Matlab and Simulink User's Guide, T Mathworks Inc., 2002.
- [18] J.J. Barko, “ The intra class correlation coefficient as a measure of reliability,” Psychol Report, vol. 19, pp. 3-11, 1966.
- [19] L. G. Portney and M. P. Watkins, Foundations of clinical research : Applications to practice., Upper saddle river, NJ, Prentice Hall, 2005.
- [20] 김용대, 박진경, SPSS 통계분석, 자유아카데미, 2005.

## 저 자 소 개



### 이진 (李眞)

1964년 8월 11일생. 1987년 연세대학교 의용공학과 졸업. 1999년 서울시립대학교 전자공학과 졸업(공학). 1997년 3월~1999년 8월 : 한려대학교 의용공학과 전임강사. 1999년 8월~현재 : 삼척대학교, 컴퓨터응용 제어공학과 조교수. 2003년 1월~현재 : Boston nuiv. NeuroMuscular Research Center 연구교수  
E-mail : jlee3206@yahoo.co.kr