

표면 근전도 신호로부터 선형회귀 직선 추정 알고리즘들의 비교

論 文

57-3-30

Comparison of Algorithms Estimating Linear Regression Line from Surface EMG Signals

李 眞[†] · 權 赫 穆^{**}

(Jin Lee · Hyok-Mok Kwon)

Abstract - Many signal processing techniques have been described in the literature for estimating amplitude, frequency and duration variables of the surface EMG signal detected during constant voluntary contractions. They have been used in different application areas for the non-invasive assessment of muscle function. The main purpose of our research is to compare the most frequently used algorithms for information extraction from surface EMG signals under varying conditions in terms of the different window lengths, muscle contraction levels, muscles and subjects. In particular we focus on the issue of estimating the slope and intercept to resolve an linear regression line with utilizing real SEMG signals which represents voluntary contractions during thirty seconds.

Key Words : Surface EMG, Constant voluntary contraction, Linear regression analysis

1. 서 론

근전도(EMG:electromyography)는 근육을 구성하고 있는 기본요소인 근섬유(muscle fiber)에서 운동단위(motor unit)의 조절을 받아 발생되는 운동단위활동전위(MUAP:motor unit action potential)의 기록이다. 그러므로 근전도 신호는 근섬유 다발의 수축과 팽창을 통해 신체의 움직임을 담당하는 근육계 와 운동신경계의 상호 작용에 관한 생리학적 정보들을 내포 하고 있으며, 이 신호의 분석을 통해 근, 신경계의 활동 상태를 규명하여 실제 임상에서 진단에 사용할 수 있는 유용한 정보를 얻을 수 있다[1].

표면 근전도(SEMG:surface electromyography)는 피부 표면에 전극을 부착하고 시행하는 비관혈적(non-invasive) 근 신호 측정법으로, 근섬유 다발에 직접 전극을 삽입하여 측정하는 침 근전도(NEMG:needle electromyography) 보다는 피검자에게 편리하게 적용할 수 있어 실제 임상에서 근전도 검사 시 선호되는 방법이다[2-3].

그러나 SEMG 신호는 다수의 운동단위에 의해 발화(firing)된 MUAP들이 시, 공간적으로 결합되어 피부표면까지 전도되면서 서로 다른 근육 신호들 사이의 혼신(cross-talk)에 의한 신호의 변형 및 피부 필터링(filtering) 효과를 거치며 기록되는 매우 복잡한 임의 확률과정(random process) 신호이다. 그러므로 SEMG 신호로부터 정확한 생리적 정보를 추출해 내기 위해서는 정밀한 신호처리 알고리즘의 적용이 요구된다.

지금까지 자의적 근육 수축(voluntary muscle contraction) 시에 기록한 SEMG 신호의 일정 분석 구간(analysis window) 속에서 임상적으로 유용한 정보(MUAP의 진폭, 주파수, 지속시간과 관련된 정보)를 추정해 내기 위한 다수의 통계적 변수 추정기(statistical variable estimator)들에 대한 연구 결과가 제시되었으며[4-8], 추정 값의 정확성은 응용 분야에 따라 최적의 추정기를 선택하는 것과 분석구간의 길이(window length)에 많은 영향을 받는다는 사실이 보고되었다[5][8]. 하지만 이전에 제시된 연구들은 서로 다른 조건하에서 기록한 SEMG 신호를 대상으로 각각의 변수 추정기들을 적용하여 근 신경계의 기능을 밝혀주는 결과를 추출하기 위한 시도가 대부분으로 서로간의 특성을 정량적으로 비교하기는 어려웠다.

본 연구의 목적은 지금 까지 가장 널리 알려진 SEMG 변수 추정기들을 일정시간 자의적 수축을 유지하며 기록한 근전도 신호에 적용하여 시간 순서로 정해진 분석구간에서 추정된 각 변수들을 연결하는 선형회귀 직선의 특성에 관한 정량적인 분석을 통하여 향후 이러한 변수 추정기의 적용 시에 가능한 오차를 줄일 수 있는 적용 방법을 제시 하고자 하는 것이다.

근전도 신호로부터 시간에 따라 분석 구간을 나누어 연속적으로 추출한 SEMG 변수들의 변화는 근육이 수축을 지속하고 있는 시간 동안 발생하는 근 신경계의 생리적 변화를 내포하고 있는 유용한 정보로서, 이런 연구 중 하나가 근 피로도(muscle fatigue)[9] 측정법이다.

즉 일정 자의 수축을 지속하는 동안 시간에 따라 추정된 중간주파수(median frequency)를 연결하는 선형회귀(linear regression)[10] 직선의 기울기는 근육의 피로를 나타낸다는 연구결과는 여러 연구자들에 의해 증명되어 임상적으로 유용하게 활용되고 있다.

그러므로 본 연구에서는 지속적인 근육 수축 시 시간에

[†] 교신저자, 正會員 : 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수

E-mail : jlee3206@yahoo.co.kr

* 學生會員 : 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 석사과정
接受日字 : 2007年 11月 8日
最終完了 : 2008年 1月 10日

따라 변하는 SEMG 신호의 특성을 반영하는 선형회귀 직선의 추정에 초점을 맞추어 여러 가지 알고리즘에 관한 비교, 연구 검토를 시도하였다. 즉 다양한 통계적 변수 추정기를 적용하여 SEMG 신호로부터 선형회귀 직선을 추정할 때, 발생할 수 있는 오차를 가능한 최소로 줄일 수 있는 방법을 제시하여 실제 임상적으로 다양한 응용 분야에서 근육 상태 진단 지표로 신뢰성 있게 사용될 수 있도록 도움을 주고자하는 것이다.

이러한 목표로 본 연구에서는 지금까지 SEMG 분석을 위해 빈번하게 사용되고 있는 11개 변수 추정기(진폭 변수 4개, 주파수 변수 4개, 지속시간 및 기울기 변수 3개) 알고리즘을 구현하여, 각각 20,40,60,80,100 %MVC(maximum voluntary contraction)의 일정자의 수축을 30초간 유지하며 피검자 14명으로 부터 기록한 70개의 SEMG 신호를 대상으로 선형회귀 분석을 시도하였다. 그리고 이러한 분석결과를 바탕으로 분석구간 길이(window length), 근육 수축력 및 다른 근육과 피검자 등의 변화 요인에 따라 각 추정기 알고리즘의 성능을 비교, 평가한 정량적 자료를 제시하였다.

2. SEMG 변수 추정기

본 연구에서 분석을 시도한 11개의 SEMG 변수 추정기의 간략한 정의를 다음에 나타내었다. 이 변수들은 근전도 신호 해석에 현재 널리 사용되고 있는 고전적인 시간, 주파수영역 신호처리 기법과[4][5] 현대의 간섭패턴(interference pattern) 신호처리 기법인 Turn과[7] Spike[8] 해석법들을 모두 포함하고 있다.

2.1 진폭 관련 변수

- 1) 정류된 신호의 평균값 : ARV(average rectified value)

$$= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|, \quad x_i: \text{근전도 신호 sample} \quad (1)$$

N : 분석구간 내의 전체 sample 수

- 2) 근전도 신호의 실효치 : RMS(root mean square) value

$$= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2)$$

- 3) Turn 진폭의 평균값 : MTA(mean turn amplitude)

$$= \sum_{i=1}^{NT} \frac{TA_i}{NT}, \quad TA_i: \text{turn amplitude} \quad (3)$$

NT : number of turn

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

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SA_i}{NS}, \quad SA_i: \text{spike amplitude} \quad (4)$$

NS : Number of spike

2.2 주파수 관련 변수

- 1) 전력 spectrum의 중간 주파수 : MDF(median frequency)

$$= \sum_{i=1}^{f_{med}} p_i = \sum_{i=f_{med}}^M p_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M p_i, \quad (5)$$

M : highest harmonic,

P_i : 근전도 신호의 power spectrum,

f_{med} : median frequency

- 2) 전력 spectrum의 평균 주파수 : MNF(mean frequency)

$$= f_{mean} = \frac{\sum_{i=1}^M f_i p_i}{\sum_{i=1}^M p_i} \quad (6)$$

- 3) 분석구간 내에 존재하는 turn의 수 : MTF(mean turn frequency)

$$= \frac{NT}{T_{WD}}, \quad T_{WD}: \text{분석시간} \quad (7)$$

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

$$= \frac{NS}{T_{WD}} \quad (8)$$

2.3 duration 관련 변수

- 1) Turn 지속시간의 평균값 : MTD(mean turn duration)

$$= \sum_{i=1}^{NT} \frac{TD_i}{NT}, \quad TD_i: \text{turn duration} \quad (9)$$

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

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SD_i}{NS}, \quad SD_i: \text{spike duration} \quad (10)$$

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

$$= \sum_{i=1}^{NS} \frac{SS_i}{NS}, \quad SS_i: \text{spike slope} \quad (11)$$

위에서 제시한 11개의 변수 추정기 들은 통계적 약 정상(wide-sense stationary)[10] 신호의 진폭, 주파수 대표 값 추정의 대표적 해석법으로 사용되고 있는 ARV, RMS, MDF, MNF 들과 정상성(stationarity) 가정이 필요 없는 통계적 신호 해석법인 Turn, Spike 관련 변수 7개로, 지금 까지 근전도 검사를 위해서 널리 사용 되어온 대중적인 변수 추정기들 이며, 각각의 변수들에 대한 자세한 정의는 참고문헌 [4][5][7][8]에 수록되어 있다.

3. 근전도 신호 수집 실험 및 분석 방법

3.1 데이터 수집

본 연구에서는 20~40대의 건강한 성인 남성들을 대상으로 3개의 다른 근육에 대해 이두박근(biceps brachii) 6명, 배측 골간근(first dorsal interosseus) 5명, 단모지 외전근(abductor pollicis brevis) 3명의 피검자들을 대상으로 각각 SEMG 신호를 실험, 분석하였다. 이를 위하여 각 해당 근육들의 피부표면을 알콜 거즈로 닦아내어 표면전극과 피부사이의 접촉저항을 최소화한 후 피부 인터페이스(interface) 테이프(tape)를 사용하여 표면 전극을 부착하였으며, 전극 부착 후 초기 기저선 잡음의 RMS값이 4[μ V]이하가 되도록 충분한 안정화 시간을 두고 신호 취득을 실시하였다. 근육 수축 방법은 실험 도중 대상 근육의 움직임을 최소화 하기 위해 피검자는 책상에 편안한 자세로 앉아 오른팔을 책상위에 올려놓은 상태에서 고정시키고, 각 근육에 힘을 주어 수축하였을 때 나타나는 근 신호의 RMS값을 피검자가 눈으로 보며(visual feedback) 일정한 %MVC 레벨을 유지하도록 하였다. 이와 같은 실험 조건하에서 각 해당 근육에 20, 40, 60, 80, 100% MVC의 근육 수축력을 30초간 유지시키며 각각 14명의 피검자들로부터 70개의 SEMG 신호를 수집하여 저장하였다.

근전도 신호의 취득은 Delsys 사의 Bagnoli-2 EMG system[11]과 Data Translation사의 DT9804 A/D 컨버터를 사용하여, 필터 대역폭 20~450[Hz], 증폭률은 1000배, 표본화 주파수는 2048[Hz]로 각각 설정하여 수집하고 컴퓨터에 저장하였다.

3.2 데이터 분석

수집된 SEMG 신호로부터 11개 변수들의 추정을 위한 알고리즘은 8개의 서로 다른 분석 구간(0.25초~2초 사이에서 0.25초의 간격으로 변화시킨 8개 구간)을 바탕으로 각각의 변수들을 자동 계산하도록 프로그래밍 하였다. 또한 이렇게 추정된 각 변수들의 30초 시간에 따른 변화 특성을 알아보기 위하여 각 분석 구간에서 추정된 변수들의 선형회귀 직선을 구하여 기울기와 절편을 각각 계산 하였다. 이러한 알고리즘들은 모두 Matlab[12] Software를 사용하여 구현하였다.

위와 같이 구현한 11개 변수 추정 알고리즘을 70개 실험 데이터 파일에 적용한 결과를 바탕으로 먼저 각 변수들의 기울기 변화특성을 분석하였으며, 다음 식(12)로 정의되는 변화계수(Coefficient of variation: CoV)를 사용하여 분석구간의 길이 변화, %MVC의 변화와 서로 다른 근육 신호에 따른 각 변수 추정기들의 성능 변화를 각각 분석하였다.

$$CoV = \frac{\text{표준편차}(\sigma)}{\text{평균}(\mu)} \quad (12)$$

다음 그림 1에 위에서 설명한 실험 방법의 하드웨어 및 소프트웨어 블록도를 동시에 나타내었다.

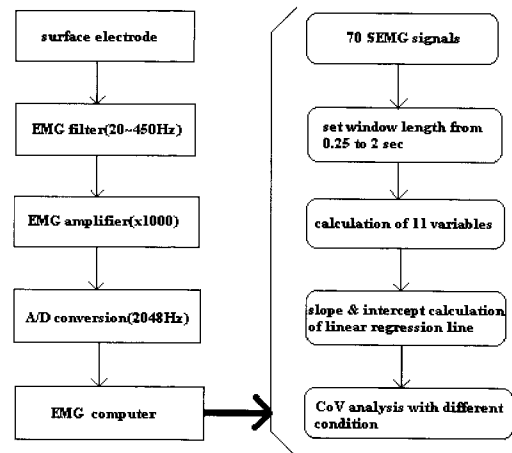


그림 1 근 신호 취득 및 분석을 위한 하드웨어와 소프트웨어 블록도

Fig. 1 Hardware and software block diagram of EMG recording and analysis

4. 실험 결과 및 고찰

다음 그림에 본 연구에서 적용한 11개 SEMG 변수로 추정된 선형 회귀 직선의 예를 주파수 변수, 진폭변수, 지속시간 변수들 끼리 나누어 각각 나타내었다.

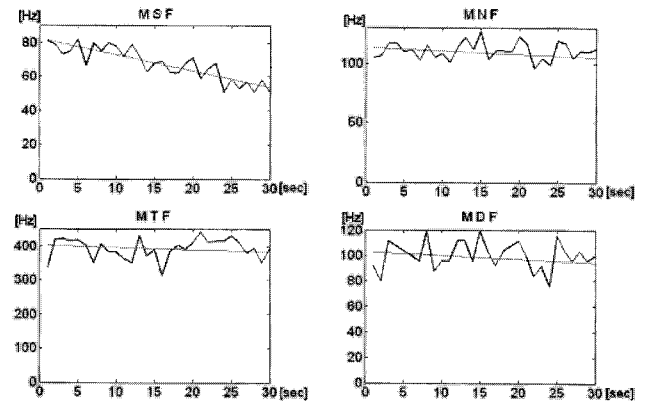


그림 2 4개 주파수 변수들로 추정된 선형회귀 직선

Fig. 2 Linear regression line estimated with 4 frequency variables

위 그림은 80%MVC로 30초간 지속적인 수축을 유지하며 배측골간근에서 수집한 SEMG 신호를 대상으로 1초의 분석구간씩 나누어 각 변수를 추정한 다음, 30개의 추정된 각 변수들을 연결하는 선형회귀 직선을 구하여 동시에 나타낸 그림이다.

위의 결과를 통해 주파수 관련 4개 변수로 추정된 회귀 직선은 모두 시간이 지남에 따라 감소하는 기울기 특성을 나타냄을 알 수 있다. 이는 근육의 수축이 지속되면 시간이 지남에 따라 MUAP의 발화율(firing rate)이 떨어지는 생리적 변화에 기인하는 것으로[1], 4개 변수 모두 SEMG 신호로부터 이러한 변화에 관한 정보를 추출할 수 있는 추정기

임을 알 수 있다. 또한 이와 같이 SEMG 신호의 주파수가 떨어지는 현상은 근육의 국부 피로도(local fatigue)[9]를 나타내는 지표로 알려져 있다.

다음 그림 3에는 동일한 방법을 적용하여 구한 진폭 추정 4개 변수의 결과를 나타내었다.

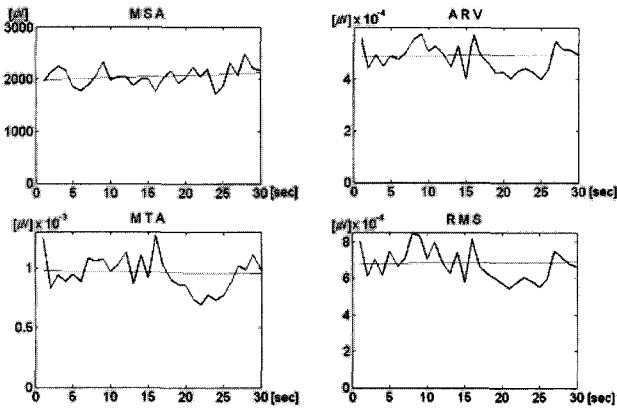


그림 3 4개 진폭 변수들로 추정된 선형회귀 직선
 Fig. 3 Linear regression line estimated with 4 amplitude variables

그림 2의 주파수 추정 변수들과는 다르게 선형회귀 직선의 기울기가 4개 변수 모두 증가하는 경향을 보임을 알 수 있다. 이는 근육의 수축이 지속될 때 시간이 흐름에 따라 MUAP의 진폭이 증가하는 것을 의미하는 것으로, 근육을 구성하는 근 섬유들의 발화 특성에 관한 정보를 담고 있는 것이다. 즉 De Luca[1]는 근육의 수축 시간이 길어질수록 보다 크기가 큰 근섬유(typeII 근섬유)들이 발화에 참여하게 되고 이러한 근 섬유들은 진폭이 큰 MUAP를 발생 시킨다고 지적하였다. 이러한 생리적인 근 섬유의 발화특성에 관한 정보를 추정하는 결과이다.

다음으로 그림 4에 MUAP의 지속시간 추정변수 2개 상승시간(rising time) 추정변수 1개에 관한 동일한 선형회귀 분석 결과를 나타내었다.

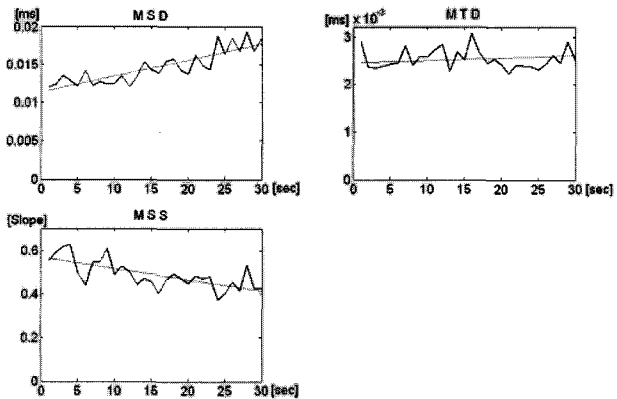


그림 4 2개 지속시간 및 1개 상승기울기 변수로 추정된 선형회귀 직선
 Fig. 4 Linear regression line estimated with 2 duration and 1 rising slope variables

위 그림으로부터 MUAP의 지속시간은 시간이 지남에 따라 상승하며, MUAP 파형의 상승 기울기는 줄어든다는 것을 알 수 있다. 이는 모두 근육의 수축이 지속되면 근육을 구성하고 있는 수많은 근 섬유들 중 지속시간이 보다 긴 활동전위를 발생시키는 근 섬유들의 활성화에 의하여 MUAP가 형성되기 때문이며, 이 또한 typeII 근 섬유의 낮은 발화 참여와 관련이 있는 것으로 알려져 있다.

위 그림 2,3,4을 통해서 제시한 바와 같이 본 연구에서 시도한 11개 변수 추정기들의 선형회귀 분석 결과는 모두 기존에 밝혀진 생리학적 근 신경계의 변화에 관한 정보를 정확히 반영하며, 30초간 지속적인 일정 자의 수축 시 SEMG 신호에 대하여 각각 실제 임상적으로 의미 있는 변수 추정기로서 적용할 수 있음을 알 수 있다.

4.1 선형회귀 직선 기울기의 일관성

본 연구에서는 위에서 제시한 선형회귀 분석의 결과를 바탕으로 먼저, 11개 변수 각각을 70개 서로 다른 SEMG 신호에 적용하여 구한 선형회귀 직선의 기울기 변화의 일관성을 분석하였다.

다음 표 1,2에 5개의 다른 %MVC 근육 수축 시 기록한 70개 SEMG 신호(각 %MVC별 14개)의 선형회귀 직선을 모두 계산한 후 그 직선의 기울기에 대한 +/- 일관성을 조사한 결과를 나타내었다. 앞에서 언급한 바와 같이 선형회귀 직선의 기울기 변화는 지속적인 근육 수축 시에 일어나는 근 신경계의 시간에 따른 생리적 변화에 관한 정보를 내포하고 있는 것으로 일관적인 변화의 검출은 실제 임상적으로 중요한 근육상태 진단 지표로 사용될 수 있는 결과이다.

표 1은 각 %MVC별로 14개 SEMG 신호를(이두박근, 배측굴간근, 단모지의전근으로부터 14명의 피검자로부터 수집) 대상으로 분석 구간을 1초로 고정하고 30초 동안 추정된 각 변수의 선형회귀 직선 기울기의 증가/감소 일관성을 구하고 높은 일관성을 보이는 순서대로 각 변수의 순위를 나타낸 결과이다.

표 1의 결과로부터 먼저, 11개 변수 모두의 경우 높은 근 수축력 일수록 근육의 종류, 서로 다른 피검자에 무관하게 일관적인 +/- 기울기로 시간에 따른 각 변수의 변화 특성을 추정하는데 유리함을 알 수 있다. 이는 근 수축력이 강할수록 각 변수 추정기의 일관성이 보장된다는 것을 의미하는 결과로, 근육과 피검자의 변화에 따라 SEMG 신호특성이 달라지는 것에 의한 영향을 적게 받으며 시간에 따른 근 신경계의 생리적 변화 특성을 추적할 수 있다는 것을 나타낸다.

다음으로 주파수 추정 변수 4개 모두의 일관성 순위가 (MNF, MDF, MTF, MSF의 순으로 90% 이상의 일관성) 지속 시간(약 80%대의 일관성)이나 진폭(약 60대의 일관성) 추정 변수들보다 높게 나타났음을 볼 수 있다. 이는 주파수 변수 추정기들이 SEMG 신호 특성의 변화에 가장 강건한 성능을 유지하는 것으로 볼 수 있으며, 그 중에서도 평균주파수(MNF) 추정기의 일관성이 가장 우수하였다. 반면에 진폭 변수 추정기 모두는 주파수 변수 추정기 보다는 30% 이상의 차이로 일관성이 떨어졌다.

표 1 근육 수축력(%MVC)에 따른 선형회귀 직선기울기의 일관성

Table 1 Consistency of the slope of linear regression line for muscle contraction level(%MVC)

%MVC 변수	20 (증/감)	40 (증/감)	60 (증/감)	80 (증/감)	100 (증/감)	합계 (증/감)	합계 (%)	순위 (일관성)
MSF	5/9	3/11	1/13	0/14	0/14	9/61	12.9/ 87.1	3
MSA	5/9	8/6	4/10	1/13	6/8	24/46	34.3/ 65.7	9
MSS	5/9	5/9	0/14	0/14	4/10	14/56	20.0/ 80.0	6
MSD	8/6	7/3	13/1	14/0	14/0	56/10	84.8/ 15.2	5
MTA	5/9	6/8	2/12	1/13	2/12	16/54	22.9/ 77.1	7
MTD	9/5	11/3	13/1	14/0	13/1	60/10	85.7/ 14.3	4
MTF	3/11	2/12	1/13	0/14	1/13	7/63	10.0/ 90.0	2
ARV	5/9	8/6	3/11	1/13	6/8	23/47	32.9/ 67.1	8
RMS	5/9	8/6	3/11	1/13	7/7	24/46	34.3/ 65.7	9
MNF	5/9	1/13	0/14	0/14	0/14	6/64	8.6/ 91.4	1
MDF	5/9	0/14	2/12	0/14	0/14	7/63	10.0/ 90.0	2

위 결과로부터 지속적인 근 수축 시에 발생하는 일관적인 생리적 변화의 추정을 위해서는 60%MVC 이상의 근 수축력을 유지하는 것이 바람직하며, 근육 수축력, 근육부위, 피검자의 변화요인에 대하여 일관적인 기울기 추정을 위해서는 MNF를 1위, MTF를 2위로 적용하는 것을 권고할 수 있다.

다음 표 2에는 각 변수 기울기의 일관성을 근육별로 조사한 결과를 나타내었다. 즉 단모지 외전근(apb) 15개, 이두박근(biceps) 30개, 배측 골간근(fdi) 25개의 SMEG 신호에 대하여 각 변수의 선형회귀 직선 기울기의 일관된 변화를 분석하여 근육에 따라 순위를 제시하였다.

표 2의 결과에서도 먼저, 3개 모든 근육에 대해 추방수 추정변수 4개의 높은 일관성 순위를 지적할 수 있다. 즉 단모지 외전근의 경우 3명의 다른 피검자로부터 5개 %MVC 수축력으로 수집한 15개 SEMG 신호에 대하여 MSF 변수의 기울기가 100% 감소하는 일관성을 나타냄을 알 수 있다. 그 다음으로는 지속시간 변수, 진폭 변수의 순으로 서로 다른 근육 및 다수의 피검자에 대한 SEMG 신호 특성의 변화에 대해서도 표 1의 결과와 같이 각 변수들의 일관성 순위가 나타났음을 알 수 있다. 또한 근육 부위에 따른 변화는 단모지 외전근의 일관성이 가장 좋게 나타났으며, 다음은 이두박근, 배측골간근의 순위로 분석되었다.

표 2 3개 다른 근육(단모지외전근, 이두박근, 배측골간근)에 대한 선형회귀 직선 기울기의 일관성

Table 2 Consistency of the slope of linear regression line for 3 different muscles(abduct policis brevis, biceps brachii, first dorsal interosseus)

근육 변수	apb 증/감(%)	순위	biceps 증/감(%)	순위	fdi 증/감(%)	순위
MSF	0/15 (0/100)	1	4/26 (13.3/86.7)	2	7/18 (28/72)	3
MSA	6/9 (40/60)	5	9/21 (30/70)	7	11/14 (44/56)	6
MSS	2/13 (13.3/86.7)	3	6/24 (20/80)	4	8/17 (32/68)	4
MSD	15/0 (100/0)	1	25/5 (83.3/16.7)	3	18/7 (72/28)	3
MTA	2/13 (13.3/86.7)	3	7/23 (23.3/76.7)	5	9/16 (36/64)	5
MTD	13/2 (86.7/13.3)	3	24/6 (80/20)	4	23/2 (92/8)	1
MTF	1/14 (6.7/93.3)	2	3/27 (10/90)	1	3/22 (12/88)	2
ARV	6/9 (40/60)	5	7/23 (23.3/76.7)	5	12/13 (48/52)	7
RMS	5/10 (33.3/66.7)	4	8/22 (26.7/73.3)	6	13/12 (52/48)	7
MNF	1/14 (6.7/93.3)	2	4/26 (13.3/86.7)	2	2/23 (8/92)	1
MDF	1/14 (6.7/93.3)	2	3/27 (10/90)	1	3/22 (12/88)	2

다음으로 각 변수의 특성을 살펴보면 단모지 외전근의 경우 MSF의 100% 감소와 MSD의 100% 증가가, 이두박근의 경우 MTF와 MDF 공히 90% 감소가 배측골간근의 경우 MNF의 92% 감소와 MTD의 92% 증가가 각각 1순위의 일관성으로 시간에 따른 변화특성을 추정하였음을 표를 통해 알 수 있다. 이 결과를 통해서 근육 부위의 변화에 대한 SEMG 신호에 대해서는 지속시간 변수 추정기의 높은 일관성을 주목할 수 있다.

이와 같은 변화의 원인은 서론에서 언급한 바와 같이 피검자 별로 해부학적인 근 신경계의 차이에 따라 근육 활성화도의 생리적 기능이 다를 수 있으며, 근육 부위에 따라 인접한 근 신호와의 혼선(cross-talk), 피부 필터링, 신호 감쇄 등의 효과가 피부 표면의 전극에 미치는 영향이 각기 다르기 때문에 발생하는 것이라 사료된다.

그러므로 표 2의 결과는 위에서 언급한 변화 요인들에 강건하게 3개 서로 다른 근육의 SEMG 신호로부터 일관되게 수축 시간에 따른 변화를 추정할 경우 적절한 변수 추정기의 선택에 도움을 줄 수 있을 것이다.

4.2 선형회귀 직선 기울기와 절편 값의 변화

다음 표 3에는 전체 70개 SEMG 신호를 대상으로 각 변수로 추정된 기울기와 절편의 평균값을 %MVC에 따라 나누고 표시하고, 전체 평균이 큰 기울기를 보이는 순으로 변수 추정기의 순위를 함께 나타내었다.

표 3 각 변수로 추정된 선형회귀 직선의 %MVC 별 평균 기울기와 절편

Table 3 The average slope and intercept per %MVC of linear regression line estimated with each variable

변 수	%MVC	20	40	60	80	100	평균 (순위)
		기울기	-0.0001	-0.0006	-0.0012	-0.0012	
MSF	절편	87.2	98.0	96.9	92.7	90.5	
	[μV]	200	400	600	800	1100	-0.0003 (6)
MSA		-0.0002	0	-0.0004	-0.0003	-0.0005	-0.0010 (1)
	[$vsec^{-1}$]	0.045	0.106	0.171	0.195	0.249	
MSS		0.0001	0.0007	0.001	0.001	0.0019	0.0009 (2)
	[ms]	11.7	10.7	10.9	11.5	11.4	
MSD		-0.0001	-0.0002	-0.0005	-0.0005	-0.0012	-0.0005 (4)
	[μV]	160	200	300	300	600	
MTA		0.0002	0.0004	0.0003	0.0003	0.0009	0.0004 (5)
	[ms]	2.1	1.9	1.9	2.0	26	
MTD		-0.0002	-0.0004	-0.0004	-0.0004	-0.0011	-0.0005 (4)
	[Hz]	431.8	380.9	325.6	308.5	400.5	
MTF		-0.0001	-0.0001	-0.0004	-0.0003	-0.0008	-0.0004 (5)
	[μV]	40	100	100	200	300	
ARV		-0.0001	-0.0001	-0.0003	-0.0003	-0.0007	-0.0003 (6)
	[μV]	65	100	200	200	400	
RMS		-0.0001	-0.0006	-0.0005	-0.0006	-0.0017	-0.0007 (3)
	[Hz]	119.2	106.5	93.5	89.3	114.3	
MNF		-0.0001	-0.0006	-0.0004	-0.0007	-0.0017	-0.0007 (3)
	[Hz]	103.8	94.4	81.3	79.0	100.1	

위 표 3의 결과로부터 먼저, 모든 변수 추정기의 경우 동일하게 높은 %MVC의 SEMG 신호일수록 시간에 따른 변화를 나타내는 선형회귀 직선의 기울기가 커짐을 알 수 있다. 이는 강한 근 수축력을 유지할수록 30초 동안 근 신경계의 해부, 생리적 기전에 의해 발화되는 MUAP의 특성 변화가 커진다는 것을 의미하는 결과이다.

다음으로 추정된 각 변수 선형회귀 직선의 기울기 순위에서도 주파수 변수 추정기들이 비교적 큰 기울기 순위(MSF 2, MNF와 MDF 3, MTF 4의 순위)를 나타냄을 알 수 있으며, 선형회귀 직선 평균 기울기의 크기는 다수의 서로 다른 SEMG 신호에 대하여 추정된 해당 변수의 시간에 따른 일

관적인 증가/감소 변화 추세에 많은 영향을 받는다는 것을 표 1, 표 2의 결과와 종합하여 유추해볼 수 있다.

또한 MSS 1위, MSD 2위의 기울기 크기를 주목해보면, 두 변수 모두 지속적인 근육 수축이 유지될 때 시간에 지남에 따라 지속시간이 긴 MUAP의 발화에 기인하여 발생하는 생리적 변화를 MSD는 증가, MSS는 감소하는 추세로 반영하는 것으로, 이 지속시간의 증가가 여타의 변수들이 나타내는 시간에 따른 변화와 비교해서 크게 나타난다는 것을 알 수 있다. 하지만 각 변수들 사이의 최대 기울기 차이는 0.0007로 작게 나타났다. 표 3에는 선형회귀 직선의 기울기와 함께 최초 절편으로 추정된 각 변수의 첫 번째 분석 구간 값을 동시에 나타내었으며, 이는 %MVC에 따라 해당 변수의 정량적 값의 범위를 알아볼 수 있는 결과로 유용할 것이다.

표 3의 결과로부터 지속적인 근 수축 시 근육 수축력, 근육부위, 피검자의 변화요인에 대하여 시간에 따라 큰 변화의 검출이 요구될 때 지속시간 추정변수(MSS=-0.001, MSD=0.009의 기울기)와 주파수 추정변수(MSF=-0.0009, MNF=-0.0007, MDF=-0.0007의 기울기)들의 적용이 바람직함을 알 수 있다.

표 4 각 변수로 추정된 선형회귀 직선의 근육 별 평균 기울기와 절편

Table 4 The average slope and intercept per muscle of linear regression line estimated with each variable

변 수	근 육	apb	순위	biceps	순위	fdi	순위
		기울기	-0.0016	1	-0.0009	2	-0.0009
MSF	절 편	113.2		91.6		82.5	
	[μV]	400	8	500	4	900	6
MSA		-0.0001		-0.0007		0.0001	
	[$vsec^{-1}$]	0.107	2	0.121	1	0.218	3
MSS		0.0016		0.0008		0.0008	
	[ms]	8.8	1	11.1	3	12.9	2
MSD		-0.0007		-0.0008		-0.0003	
	[μV]	200	6	300	3	400	5
MTA		0.0009		0.0004		0.0005	
	[ms]	2.0	5	2.5	7	2.3	4
MTD		-0.001		-0.0005		-0.0005	
	[Hz]	464.6	4	383.6	6	436.2	4
MTF		-0.0003		-0.0008		0.0001	
	[μV]	100	7	100	3	200	6
ARV		-0.0003		-0.0007		0.0001	
	[μV]	100	7	200	4	300	6
RMS		-0.0014		-0.0006		-0.0009	
	[Hz]	135.3	3	106.0	5	124.8	1
MNF		-0.0015		-0.0006		-0.0009	
	[Hz]	122.5	2	90.6	5	111.2	1

위 표 4에는 표 3과 동일한 분석 방법으로 근육별로 구한 평균 기울기와 절편을 각각 나타내었다.

근육별로 나타낸 결과에서도 각 변수의 기울기 크기 순위는 표 3의 결과와 일치함을 위 표를 통해 볼 수 있다. 즉 서로 다른 근육의 SEMG 신호에서 추정된 11개 변수의 선형 회귀 직선의 평균 기울기 특성도 분석대상 모든 근육에 대하여 지속시간과 주파수 관련 변수가 크게, 진폭 관련 변수가 작게 나타났음을 확인할 수 있다.

위 표에서 주목할 사항은 단모지 외전근의 경우에 지속시간과 주파수 관련 변수 모두는 다른 두 근육에서 보다 큰 평균기울기로 추정되었으나 진폭 관련 변수의 경우는 반대로 작게 추정되는 것으로 나타났다. 이는 단모지 외전근의 지속적인 수축 시간에 따른 근육 생리적 변화가 MUAP의 지속시간은 증가로 주파수는 감소로 타 근육에 비하여 빠르게 변화하나 진폭의 변화는 느리게 발생함을 의미하는 결과이다. 이 결과는 아마도 각 근육을 구성하고 있는 근 섬유해부학적 구조 및 특성 차이에 의한 것으로 생각되며, 향후 집중적인 연구를 통해 밝힐 필요가 있을 것으로 사료된다.

또한 근육에 따라 각각 나타낸 선형회귀 직선의 절편을 통해 서로 다른 근육 신호에 대해 달라지는 각 변수의 정량적 추정 값 특성을 알아볼 수 있다.

4.3 분석 구간 길이의 변화에 따른 선형회귀 직선 추정의 강건성

본 연구에서는 정해진 일정 구간의 SEMG 신호를 대상으로 일괄처리(batch processing) 방식으로 통계적 변수 추정 시 주요한 요인으로 작용하는 분석 구간 길이의 변화에 대하여 11개 각 변수의 특성에 관한 정량적 자료를 제공하기 위하여 다음의 분석을 시도하였다.

표 5에 기울기 추정에 가장 일관성을 보인 80%MVC로 수집한 14개 SEMG 신호에 대하여 분석구간을 0.25초~2초 사이에서 0.25초씩 변화시킨 8개 서로 다른 분석구간에 대하여 각각 추정된 정규화(normalize) 선형회귀 직선을 각 변수에 대하여 추정한 후, 그 정규화 직선의 기울기와 절편의 변화계수(CoV)를 구한 결과를 각각 비교해서 나타내었다. 이 14개 신호만의 선택은 %MVC의 변화요인을 제거하고 분석구간의 길이변화 외에 기타 요인에 의한 영향을 최소화하기 위하여 선택하였다.

표에 주어진 최대, 최소 및 평균값은 SEMG 신호 각각에 대하여 8개 분석구간 길이를 변화시키며 기울기와 절편을 각각 추정 한 다음, 8개 추정값을 이용해 식(12)로 정의한 변화계수를 구한 후, 전체 14개 신호에 대한 결과에서 계산된 것이다. 또한 이렇게 계산된 변화계수의 평균값이 작은 순서로 각 변수의 기울기 순위를 제시하였으며 절편의 순위는 진폭, 주파수, 지속시간의 추정에서 각각 가장 강건한 1위만을 나타내었다. 변화계수 값이 작을 수록 분석구간 길이의 변화에 강건하게 일정한 추정 능력을 보인다는 것을 의미한다.

표 5의 결과로부터 기울기 추정의 평균 변화계수를 먼저 검토해 보면 MTF가 0.044로 1위, MNF가 0.048로 2위, MTD가 0.052로 3위, MSF가 0.055로 4위로 각각 작게 나타났음을 알 수 있다. 즉 분석구간 변화에 따라서 가장 강건한

(robust)한 변수 추정 성능을 보이는 것이 위에서 언급한 변수 추정기들을 제시하는 결과이다.

표 5 분석구간 변화에 대한 각 변수의 변화계수(CoV)
Table 5 Coefficient of variation(CoV) of each variable estimated with varying window length

변 수 \ CoV		최 대	최 소	평 균	순 위
MSF	기울기	0.105	0.020	0.055	4
	절 편	0.027	0.011	0.018	
MSA	기울기	1.039	0.036	0.218	9
	절 편	0.021	0.004	0.009	
MSS	기울기	0.632	0.036	0.180	8
	절 편	0.013	0.007	0.012	
MSD	기울기	0.228	0.054	0.124	6
	절 편	0.013	0.003	0.008	
MTA	기울기	1.069	0.073	0.235	10
	절 편	0.007	0.001	0.003	
MTD	기울기	0.076	0.023	0.052	3
	절 편	0.005	0.001	0.003	(1)
MTF	기울기	0.094	0.022	0.044	1
	절 편	0.005	0.002	0.003	(1)
ARV	기울기	0.426	0.059	0.139	7
	절 편	0.007	0.001	0.002	(1)
RMS	기울기	1.470	0.037	0.237	11
	절 편	0.025	0.001	0.006	
MNF	기울기	0.079	0.018	0.048	2
	절 편	0.012	0.001	0.005	
MDF	기울기	0.131	0.036	0.084	5
	절 편	0.02	0.00	0.01	

이 결과에서도 역시 주파수 관련 변수 3개가 포함되어 있음을 주목할 수 있다.

반면 진폭관련 변수들은 4개 모두 약 0.2 정도의 평균 변화계수를 나타내며 하위 순위에 해당되는 것을 볼 수 있다. 평균 변화계수를 주파수 관련 변수의 값들과 비교해보면 약 4~5배의 큰 값 차이를 보이는데, 이는 진폭 변수추정기가 주파수 변수 추정기보다 분석구간의 변화에 따라서 4~5배 편차를 보인다는 것을(식(12) 참조) 의미하는 결과이다.

다음으로 절편 추정의 변화계수는 진폭 추정의 경우 ARV가 0.002로, 주파수 추정의 경우에는 MTF가 0.003으로, 지속시간의 경우에는 MTD가 0.003으로 각각 1위를 차지하고 있음을 알 수 있다. 선형회귀 직선의 절편은 해당 분석구간의 SEMG 신호를 통계적으로 대표하는 값을 각 변수로 추정한 것임으로 서로 다른 물리량을 비교하는 것은 무의미하다. 이 결과에서도 관련 변수들 사이에서는 기울기 추정에 강건성을 보인 변수들이 절편 추정에서도 분석구간 변화에 대해 가장 강건함을 주목할 수 있다.

다음 그림 5에는 11개 변수의 기울기 추정 분석구간 변화에 대한 강건성을 용이하게 비교할 수 있도록 그림으로 제시하였다.

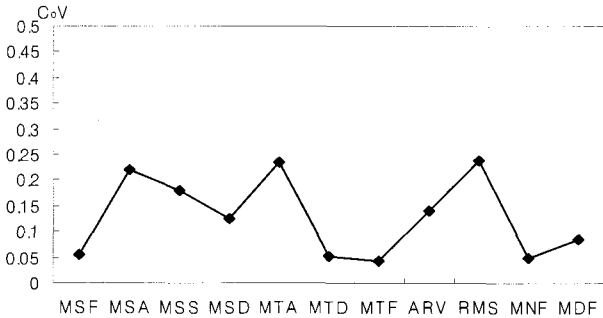


그림 5 분석구간 변화에 따른 각 변수의 변화계수 특성
Fig. 5 Characteristic of the CoV of each variable for varying window length.

위 그림을 통하여 동일한 근육 수축력으로, 지속적인 근육 수축 시 발생하는 생리적 변화를 추정할 때 MTF 1위, MNF 2위의 변수추정기가 분석구간의 길이에 가장 영향을 적게 받으며 적용할 수 있음을 알 수 있다

다음 표 6에는 표 5의 분석대상과 동일한 14개의 SEMG 신호를 대상으로 서로 다른 피검자와 근육에 각 변수 추정기를 적용하였을 때, 어떤 분석구간 길이(window length)가 작은 추정 편차를 보이는지 분석한 결과를 나타내었다. 표에 나타난 값은 분석구간 길이를 고정하고 신호 각각에 대하여 기울기를 추정한 다음, 추정된 14개 선형회귀 직선의 기울기를 대상으로 변화 계수를 구하여 8개 분석구간에 대한 최대, 최소를 나타낸 것이다.

MSF 변수의 예를 들어 위 표의 내용을 설명하면, 선형회귀 직선의 기울기 추정에 있어서 14명의 피검자 신호에 대하여 0.25초의 분석구간으로 추정한 값이 0.511의 최대 변화계수를 나타내며 1.5초 분석구간으로 추정한 값이 0.486의 최소 변화계수를 나타낸다는 것을 알려주는 것이다. 또한 각 변수들 사이의 평균 변화계수도 비교하여 표시하였다.

표 6을 통해서 최소 변화계수를 보이는 각 변수의 분석구간 길이를 알 수 있다. 또한 이 결과로부터 동일한 신호에 대하여 분석구간의 길이를 변화시키며 측정한 변화계수 보다 약 10배 이상으로 큰(표 5 참조) 변화계수 값으로 나타난 것을 볼 수 있다. 이는 서로 다른 피검자 및 근육에 대한 SEMG 신호 특성의 변화가 분석구간 길이의 변화에 대한 영향보다는 훨씬 크게 작용함을 지적할 수 있다. 그러므로 이러한 사실의 바탕위에서 서로 다른 피검자를 대상으로 지속적인 근육 수축 시에 발생하는 SEMG 신호의 시간에 따른 변화를 추정할 경우에 위에서 분석된 분석구간의 길이대로 강건한 추정이 가능함을 제시하는 결과라 할 수 있다.

4개 진폭 추정 변수의 경우에는 변화계수가 모두 1.0 이상으로 나타나 추정된 값의 편차 범위가 평균보다 큰 것을 알 수 있다.

표 6 각 변수의 최대, 최소 변화계수(CoV)를 갖는 분석구간 길이

Table 6 Window length of having maximum and minimum CoV

변 수		COV		평 균
		최대(창길이)	최소(창길이)	
MSF	기울기	0.511(0.25)	0.486 (1.5)	0.492
	절 편	0.288(0.25)	0.277(2)	0.280
MSA	기울기	1.495(0.25)	1.422(1.25)	1.463
	절 편	0.590(1.25)	0.585(0.25)	0.587
MSS	기울기	0.939(2)	0.804 (0.25)	0.878
	절 편	0.670 (2)	0.661(0.25)	0.666
MSD	기울기	0.542(0.25)	0.495(1.25)	0.516
	절 편	0.294(1.75)	0.282(0.5)	0.287
MTA	기울기	1.232(2)	1.167(0.5)	1.196
	절 편	0.569(2)	0.565(0.25)	0.567
MTD	기울기	0.743(1.75)	0.718(0.25)	0.736
	절 편	0.249 (1.75)	0.248(0.75)	0.249
MTF	기울기	0.687(1.75)	0.675(0.25)	0.681
	절 편	0.258(2)	0.257(0.25)	0.257
ARV	기울기	1.317(0.25)	1.293(0.5)	1.301
	절 편	0.533(1.75)	0.531(0.25)	0.532
RMS	기울기	1.397 (0.25)	1.360 (1.75)	1.377
	절 편	0.543(0.25)	0.541(1.5)	0.542
MNF	기울기	0.453(2)	0.408(0.25)	0.432
	절 편	0.248(2)	0.244 (0.25)	0.246
MDF	기울기	0.530 (1)	0.481(0.25)	0.510
	절 편	0.261(2)	0.24 (0.25)	0.250

이는 다른 피검자로부터 기록한 SEMG 신호에 대하여 진폭의 시간에 따른 변화 특성을 서로 비교하는 것은 신호처리 방법의 변화 보다는 피검자 개개인의 해부, 생리학적 요인에 의해 크게 달라짐을 알려주는 결과라 할 수 있다.

위 분석의 결과에서도 3개 주파수 추정 변수의 피검자 변화에 대한 강건성을 볼 수 있으며, MNF와 MDF의 경우는 0.25초의 짧은 분석구간이, MSF의 경우는 1.5초 이상의 긴 분석구간이 각 변수 추정기의 오차를 줄이는 적용 방법임을 알 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 SEMG 분석을 위해 빈번하게 사용되고 있는 11개의 변수 추정기(진폭 변수 4개, 주파수 변수 4개, 지속시간 및 기울기 변수 3개)를 대상으로 20,40,60,80,100% MVC(maximum voluntary contraction)의 일정자의 수축을 30초간 유지하며 피검자 14명으로 부터 기록한 70개의 SEMG 신호를 대상으로 선형회귀 분석을 시도하여 각 추정기의 특성에 관한 정량적 비교 결과를 제시하였다.

본 연구에서 밝혀진 주요결과는 분석구간 길이, 근육 수축력 및 근육과 피검자의 변화 요인에 대하여 선형회귀 직선 추정의 경우,

- 1) +/- 일관적인 기울기 추정을 위해서는 MNF(91.4%의 -기울기) 1위, MTF(90%의 -기울기) 2위 로
- 2) 큰 기울기 검출이 요구될 때 지속시간 추정변수(MSS=-0.001, MSD=0.009의 기울기)와 주파수 추정변수(MSF=-0.0009, MNF=-0.0007, MDF=-0.0007의 기울기) 가
- 3) 분석구간의 길이에 가장 영향을 적게 받는 변수는 MTF (평균 CoV=0.044) 1위, MNF(평균 CoV=0.048) 2위 로
- 4) 각 변수의 최소 변화계수를 보이는 분석구간 길이는 MNF=0.25초, MSF=1.5초 등(표 6 참조)으로 적용하는 것이 최소의 오차로 각 변수를 추정할 수 있는 방법임을 입증한 것이다.

그러므로 제시한 결과는 실제 임상에서 지속적인 근육 수축 시 시간의 지남에 따라 달라지는 근 신경계의 생리적 변화에 대한 정보의 추출을 위하여 SEMG 신호에 적용할 수 있는 통계적 변수 추정기의 적절한 선택에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

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 근전도 신호에 대한 Spike 변수 해석 ", 대한전기학회지, 제56권, 제4호, pp. 809-816 , 2007.
- [9] 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.
- [10] A. Papoulis, Probability, random variables and stochastic processes, Mcgraw-Hill, NY, 1965.
- [11] <http://www.delsys.com>
- [12] C. M. Thompson and L. Shure, Matlab and Simulink User's Guide, T Mathworks Inc., 2002.

저 자 소 개



이 진 (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



권 혁 목 (權 赫 穆)

현재 한국전기안전공사 원주지사 직원
2005년 3월~현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 석사과정
E-mail : kesco07@hanmail.net