

일정한 자의 수축 시 표면 근전도 신호에 대한 Spike 변수 해석

論 文
56-4-26

Spike Variable Analysis of Surface EMG Signal During Constant Voluntary Contraction

李 眞[†] · 洋 熙 元^{*} · 鄭 義 坤^{*}
(Jin Lee · Hee-Won Yang · Eui-Kon Joung)

Abstract - This paper presents an analysis of the SEMG signal quantitatively and automatically using spike variables : MSF, MSA, MSS, and MSD. The SEMG signals were recorded in three muscle parts, first dorsal interosseus, biceps brachii and abductor pollicis brevis, from 14 normal subjects. Emphasis was placed on the following 3 points in the experiments. 1) Suggest proper window length to estimate the spike variables 2) Investigate variation of the spike variables to varying %MVC. 3) Investigate variation of the spike variables to the sustained contraction for 30 minutes. Quantitative results were showed and examined in point of practical clinical application.

Key Words : surface EMG, spike variable, constant %MVC contraction

1. 서 론

근전도(EMG:electromyogram) 신호는 몸을 지탱하고 움직임을 실행하는 신체의 골격을 감싸고 있는 근육의 활동에 의해 발생하는 생물전기(bioelectricity)를 기록한 것으로, 근육의 기본 구성요소인 근섬유(muscle fiber)에서 신경섬유(nerve fiber)를 통해 전달된 대뇌(brain)의 제어신호에 의해 발생하는 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)의 조합으로 구성된다[1]. 그러므로 근전도 신호 속에는 대뇌에 의한 신경계통의 근섬유 제어 매커니즘에 대한 정보, 그리고 각 근섬유의 성질에 따른 활동전위 발생 및 전도 특성에 대한 정보 등이 포함되어 있으며, 적절한 해석 방법을 통하여 근전도 신호로부터 이러한 정보를 정확히 알아냄으로써 근신경계(neuro-muscular system)의 상태를 진단할 수 있다.

이러한 근전도 진단을 위해서 19세기 초부터 연구의 초창기에 시도된 대부분의 방법들은 피부 속 근섬유 다발에 직접 침 전극(needle electrode)을 꼽아 검출한 침 근전도(NEMG: needle electromyography) 신호를 바탕으로 하고 있다. 즉 최대 수축력의 0-10% 이내의 약한 최대자의 수축력(%MVC: maximum voluntary contraction)시에 소수의 근섬유만이 활성화 되어 기록되는 신호로부터 단일 운동단위 활동전위를 검출해 내어, 이의 진폭(amplitude), 위상(phase), 지속시간(duration) 등의 시 평면(time domain) 정보들과, 발화율(firing rate) 및 주파수 관련 정보를 추출하고자 하는 연구들이다[2,3]. 그러나 침 전극의 사용은 피검자에게 고통을 주며, 근섬유 세포를 파괴하고, 바이러스 감염의 위험성이

존재 하는 단점이 있으며, 이를 이용한 근전도 검사의 효과도 마치 조직 검사(biopsy)와 같이 극히 제한된 범위의 근육 활동만이 약한 근 수축력 시로만 국한되어 보다 포괄적인 근육상태의 검사를 위해서는 적당치 않다는 결점이 문제가 되고 있다.

최근 들어 실제 의료 현장에 적용하기 위해 중요한 요건 중의 하나인 피검자에게 편안하게 적용할 수 없는 침 전극의 관혈적(invasive) 방법의 문제를 해결하기 위하여 표면전극(Surface electrode)을 사용한 표면근전도(SEMG:surface electromyography) 신호로부터 근신경계통의 기능을 평가할 수 있는 신호처리 기법의 개발을 위한 연구가 계속해서 시도되어 오고 있다. 그러나 피부 표면에서 검출되는 SEMG 신호는 매우 광범위한 부분의 근섬유 활동이 복합·중첩되어 복잡하게 형성되는 신호이기 때문에, 이 신호로부터 정량적인 생리적 진단 정보를 밝혀내기 위한 신호처리 기법은 여전히 충분히 발전되지 못한 상태이며, 이 때문에 SEMG의 분석의 임상적 사용 역시 미진한 상태이다[4].

지금까지 널리 적용되고 있는 SEMG 신호처리 방법으로는 고전적인 신호처리 기법을 이용한 RMS(root mean square), IEMG(integrated EMG) 등의 진폭변수 추정기(estimator) 와 MPF(mean power frequency), MDF(median frequency), PPF(peak power frequency) 등의 주파수변수 추정기 등이 있으며[5], 최근 들어 SEMG 간섭패턴(interference pattern) 해석법인 Turn[6,7], Spike[8,9] 변수 추정기의 적용이 시도되어 지고 있다. 이들 중 Turn, Spike 해석법은 고전적인 신호처리 기법에서 요구하는 SEMG신호의 정상성(stationarity)의 조건이 필요하지 않아 정적(static), 동적(dynamic) 근육 수축에 대해 모두 적용가능하며 비교적 쉬운 알고리즘으로 자동해석(fully automatic analysis)프로그램의 구현이 용이하여 실제 임상적용에 적합하다는 장점이 있다[7,9].

이러한 장점으로 최근들어 S.D.Nandedkar 등[6]과 Lee[7]

[†] 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 : 2006年 12月 6日
最終完了 : 2007年 1月 15日

등은 일정한 % 최대자의 수축 시 기록한 정적인 NEMG와 SEMG 신호를 대상으로 각각 Turn/amplitude 분석을 시도하여 보고하였으며, D.A.Gabriel 등[8,9]은 최대 힘으로 빠르게 팔운동을 할 때 기록한 동적인(dynamic) SEMG 신호를 대상으로 spike 해석을 시도하여 근 피로도(local muscle fatigue)를 평가하고자 하였다.

비정상 확률과정(non-stationary stochastic process)[10] 신호로 모델링(modelling)되는 SEMG 샘플 신호로부터 진폭과 주파수 관련 변수를 추정된 결과의 정확도는 참값(true value)과의 분산(variance)과 편차(bias)의 크기에 따라 좌우되며, 이 크기는 사용한 추정기의 형태와 분석창의 길이(window length)에 따라 크게 좌우된다[11,12]. 그러나 D.A.Gabriel 등의 연구[8,9]는 분석창 길이에 관한 고려 없이 동적인 수축의 SEMG 신호에 spike 변수를 적용한 것으로 문제가 있는 것으로 사료된다.

본 연구의 목적은 실제 근전도 검사 시 자주 이용되는 대표적 정적(static) 근육 수축 방법인 일정한 % 최대자의 수축 시 기록한 SEMG 신호에 대하여 spike 변수 해석을 통한 정량적 분석 결과를 제시하여 spike 변수의 유용성을 평가하고자 한다. 이를 위해서 먼저 8개의 서로 다른 분석창 길이에 대한 각 변수 추정의 정확성을 평가한 다음, 이를 바탕으로 20-100 %MVC 일정 수축 시 기록한 SEMG 신호의 특성을 평가하였다.

2. spike 변수들의 정의

다음 그림 1에 40% 최대자의 수축 시 이두박근(biceps brachii)에서 기록한 SEMG 신호의 예를 가지고 근전도 간섭패턴 속에서 spike의 정의를 나타내었다.

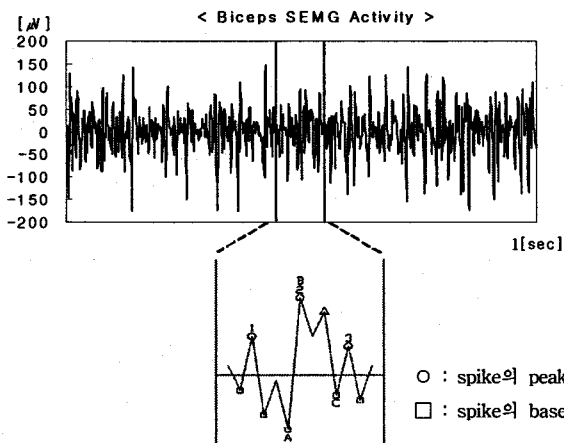


그림 1 이두박근의 표면근전도 신호와 spike의 정의
Fig. 1 SEMG signal on Biceps brachii and spike definition in the signal

1초 동안 이두박근의 활동 중 확대된 SEMG 신호는 3개의 spike(spike의 peak 위에 번호로 표시)로 구성되어 있

며 각 spike는 1개의 최대 양의 peak와 2개의 영점을 교차하는 base로 완성됨을 위 그림을 통해 확인할 수 있다. 또한 그림에서 삼각형으로 표시한 피이크는 spike를 구성하지 못하는 것임에 주의해야 한다.

이로부터 그림에서 A,B,C로 표시한 spike와 관련된 4개의 변수를 다음과 같이 각각 정의할 수 있다.

- MSF(mean spike frequency)

$$MSF = \frac{NS}{TD} \text{-----(1)}$$

(NS : 전체 spike의 수, TD : 신호 분석 구간의 전체시간)

- MSA(mean spike amplitude)

$$SA_i = \frac{(B-A) + (B-C)}{2} \text{-----(2)}$$

$$MSA = \sum_{i=1}^{NS} \frac{SA_i}{NS} \text{-----(3)}$$

(SA_i : i번째 spike의 진폭, A,B,C : 각 점에서의 진폭)

- MSS(mean spike slope)

$$SS_i = \frac{(B-A)}{(B_x - A_x)} \text{-----(4)}$$

$$MSS = \sum_{i=1}^{NS} \frac{SS_i}{NS} \text{-----(5)}$$

(SS_i : i번째 spike의 기울기, A_x, B_x : A, B점의 x축 좌표)

- MSD(mean spike duration)

$$SD_i = (C_x - A_x) \cdot t_s \text{-----(6)}$$

$$MSD = \sum_{i=1}^{NS} \frac{SD_i}{NS} \text{-----(7)}$$

(SD_i : i번째 spike의 지속시간, t_s : 표본화 시간)

3. 근전도 신호 수집 실험 및 분석 방법

본 연구에서는 20~40대의 건강한 성인남자들을 대상으로 3개의 다른 근육에 대해 이두박근(biceps brachii) 6명, 배측 골간근(first dorsal interosseus) 5명, 단모지 외전근(abductor pollicis brevis) 3명의 피검자들을 대상으로 각각 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[μV]이하가 되도록 충분한 안정화 시간을 두고 신호 취득을 실시하였다. 근육 수축 방법은 실험 도중 대상 근육의 움직임을 최소화 하기위해 피검자는 책상에 편안한 자세로 앉아 오른팔을 책상위에 올려놓은 상태에서 고정시키고, 각 근육에 힘을 주어 수축 하였을 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 각각의 피검자들로부터 이두박근, 배측 골간근, 단모지 외전근의 SEMG 신

호를 수집하여 저장하였다.

근전도 신호의 취득은 Delsys 사의 Bagnoli-2 EMG system[13] 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.

이렇게 수집된 SEMG 간섭 패턴으로부터 Spike 변수들의 자동 검출을 위한 알고리즘은 분석창(data window)을 기준으로 MSF, MSA, MSS, MSD의 변수들을 자동 계산하도록 Matlab[14] 소프트웨어를 사용하여 프로그래밍 하였다.

4. 실험 결과 및 고찰

본 연구에서는 건강한 성인 남자 14명으로부터 30초간 일정 %MVC의 근 수축력으로 피부 표면에서 수집한 SEMG 신호를 대상으로 각 Spike 변수의 특성을 정량적으로 평가 분석하기 위하여 다음 3가지 사항에 중점을 두어 실험을 시도하고 고찰하였다.

4.1 Spike 변수 해석을 위한 분석창의 길이 고찰

분석창의 길이가 달라짐에 따른 각 Spike 변수 해석의 영향을 평가하기 위하여 다음과 같은 실험을 시도하고 결과를 분석하였다. 분석창 길이의 선정은 지금까지 근전도 신호의 해석을 위해 주로 적용되어온 방법들을 고려하여[12] 8개의 길이, 즉 0.25초~2초에서 0.25초씩 증가시킨 8개 분석창 길이로 정하여 실험하였다.

4.1.1 분석창의 길이에 따른 각 Spike 변수 값 추정치의 변화 고찰

먼저 서로 다른 분석창의 길이에 따라 SEMG 신호로부터 추정된 각 Spike 변수 값들의 편차가 어떻게 달라지는가를 다음 식(8) 로 정의한 변화계수(Coefficient of variation : CoV)를 바탕으로 평가, 분석하였다.

$$CoV = \frac{\text{표준편차}(\sigma)}{\text{평균}(\mu)} \quad (8)$$

다음 그림 2에 분석창 길이의 변화에 따른 각 Spike 변수의 변화계수를 20, 40, 60, 80 %MVC 의 SEMG 신호를 대상으로 각각 구한 실험 결과의 예를 나타내었다. 그림에서 각 Spike 변수의 변화계수는 피검자 1명의 30초간 SEMG 신호로부터 2번째 ~ 6번째 데이터 블록으로부터 계산한 5개의 변수 값들만을 가지고 계산하였으며, 이는 짧은 구간 동안의 근전도 신호는 생리적 변화가 미세하여 비교적 일정한 값으로 추정되어야 한다는 가정에[1] 근거하여 정한 것이다.

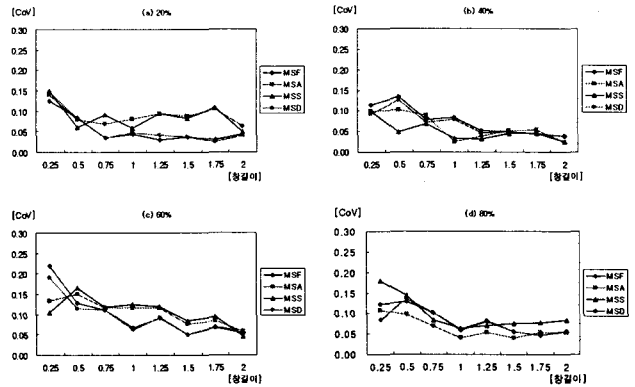


그림 2 분석창 길이 변화에 대한 각 Spike 변수의 변화계수 (1명 배측골간근, 2-6번째 분석 블록 Spike 변수 값의 변화계수)

Fig. 2 CoV of each spike variable to varying window length(1 subject's f.d.i. muscle, CoV calculated by the variable values at 2-6th window block data)

위 그림 2의 (a)는 20% MVC 수축 시 배측골간근에서 수집한 SEMG 신호를 대상으로 계산한 4개 spike 변수들의 변화계수를 분석창 길이의 변화에 대해 각각 다른 형태의 그래프로 나타낸 것이다. 본 연구에서는 위의 실험을 세 개의 다른 근육과 여러 피검자에 대해 시도하여 위와 유사한 결과를 확인하였다.

위 결과의 모든 그림에서 분석창 길이가 증가할수록 CoV가 감소하는 추세를 나타내고 있으며 1초 이상의 창 길이부터는 그 차이가 미세하게 나타났다. 즉 분석창 길이가 1초(2048 데이터 포인트) 이상이면 4개 변수 모두 CoV가 0.05 이하로 떨어져 각 변수의 추정 값들이 평균을 중심으로 편차가 5% 이하로 작아졌다. 이는 일정 수축 시 기록한 SEMG 신호를 대상으로 제시한 4개 spike 변수들을 추정할 때 1초 이상의 분석창 길이의 사용이 권고됨을 나타내는 결과이다.

또한 4개 변수 중 MSA와 MSS의 그래프가 요동이 심하게 나타나 창 길이의 변화에 민감하게 반응하는 변수임을 볼 수 있다. 이에 반하여 MSF와 MSD가 창 길이에 강건하게 SEMG 신호에 대하여 정량적으로 추정할 수 있는 spike 변수임을 위의 결과를 통해 알 수 있다.

실제 SEMG 신호로부터 각종 통계적 변수들을 추정할 때 적절한 분석창 길이의 설정은 중요한 요소로 작용한다 [11,12]. 본 연구의 4개 spike 변수들의 경우에 1초 이상의 창 길이의 설정이 안정적인 각 변수 값의 추정을 위해 요구되며, 그 이하 길이에서는 변화계수가 최고 약 0.1~0.2(평균의 10~20% 편차)의 차이를 보이므로 실제 응용 분야에 따라 이를 고려하여 선택해야 할 것이다.

4.1.2 분석창의 길이에 따른 각 변수의 시간적 변화 추정의 특성 고찰

다음으로 30초간 일정한 %MVC를 유지하며 수축을 지속했을 때, 시간에 따른 Spike 변수의 변화 양상을 보여주는 선형회기(linear regression) 직선[10]의 기울기가 8개의 다른

분석창 길이에 대해 어떻게 달라지는 가를 나타내는 분석 결과를 제시하였다. 이를 위하여 20~100%MVC별로 배측골간근 5명, 이두박근 6명, 단모지의전근 3명의 각 Spike 변수들의 30초간 변화의 기울기를 각각 구하여 평균을 중심으로 그 값의 범위를 분석하였으며, 그 중 단모지의전근의 결과를 그림 3에 나타내었다.

이러한 선형회귀 직선의 기울기는 실제 임상에서 이용되는 근피로도[9] 검사 등을 위한 근전도 신호 해석에 중요한 수단으로 사용되고 있는 방법이다.

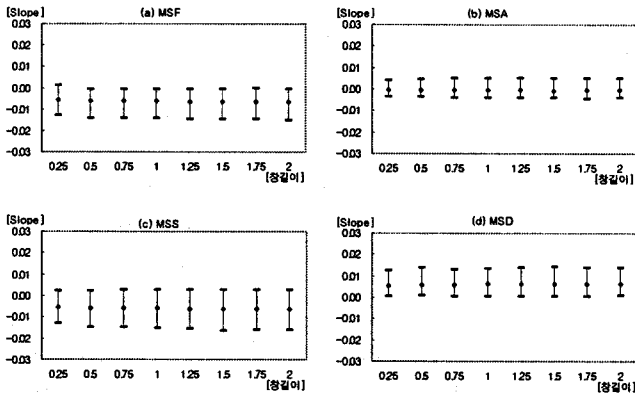


그림 3 분석창 길이에 따른 선형회귀 직선의 기울기 변화 (단모지의전근, 3명5개 %MVC = 15개 기울기의 평균과 범위로 표시)

Fig. 3 Variation of slope of linear regression line to different window length (a.p.b., graphed by mean and range of 3subjects all %MVC = 15 slopes)

위 그림에서 기울기는 30초간의 SEMG 신호를 대상으로 하나의 분석 블록(0.25초창= 120블록*2초창=15블록)씩 각 Spike 변수들을 모두 구하여 이들의 변화를 시간에 따라 나타낸 곡선을 연결하는 선형회귀 직선의 기울기를 의미한다. 또한 4개 spike 변수들 간의 비교를 용이하게 하기 위하여 모든 그래프는 정규화 기울기로 구하였으며, 동일한 변수들은 축 범위를 통일시켜 평균을 중심으로 전체의 범위를 표시한 그림으로 나타낸 것이다.

먼저 위 결과로부터 분석창 길이가 증가할수록 각 변수의 시간에 따른 변화를 나타내는 기울기의 평균을 중심으로 한 전체 값의 범위가 증가함을 공히 볼 수 있다. 그리고 그 기울기 변화의 분석창에 따른 전체 범위 차이는 모든 경우 약 0.005 이하로 작게 나타났으며 1초 이하 창 길이의 경우 그 차이는 약 0.0005 이하로 더욱 미세하였다. 이는 기울기 추정 시의 경우 분석창 길이가 작을수록 기울기 추정의 변동 폭이 줄어든다는 것을 의미하며, 변수 값들 자체의 변화 특성인 그림 2의 결과와는 다르게 나타남을 제시하는 결과이다.

또한 MSF와 MSD 변수의 시간에 따른 변화 기울기의 값이 약 0.008 이하로 창 길이에 가장 작은 변동 폭을 나타내었으며, 이는 그림 2의 결과와 마찬가지로 기울기 추정에서도 이 두 변수가 분석창 길이의 변화에 강건한 변수임을 제시하는 결과이다.

3개 근육에 대한 모든 실험 결과에서 위와 동일한 특성을 보였으며, 전체 기울기의 변동 폭이 약 이두박근은 0.012 이

하, 배측골간근은 0.013 이하, 단모지의전근은 0.009 이하로 각각 나타나 단모지의전근의 경우 가장 작은 편차를 나타내는 것으로 나타났다. 이는 단모지의전근의 경우 30초간 지속적인 수축 시 근육의 생리적 변화 자체가 다른 근육보다는 미세하여[1] 그 범위가 작게 나타난 것으로 생각된다. 근 수축력, 즉 %MVC의 변화에 대한 특성은 기울기 자체 값의 크기 변화 이외에 분석창 길이에 따른 특별한 차이 특성은 보이지 않았다.

위에서 제시한 2가지 실험 결과를 종합해보면 4개 spike 변수 값 자체의 정확한 추정을 위해서는 분석창의 길이가 길수록 안정적이지만 지속적인 근육 구축 시 시간에 따른 SEMG 신호의 변화를 추정하기 위해서는 짧은 분석창 길이가 보다 안정적이라는 사실을 알 수 있다. 이 결과를 바탕으로 본 연구에서는 1초의 분석창 길이를 적절한 설정으로 제안하며, 제시한 실험 결과는 실제 적용 시 보다 적절한 선택을 위한 정량적 자료로 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

4.2 근 수축력(일정 %MVC)에 따른 Spike 변수들의 변화 고찰

본 연구에서는 첫 번째 실험을 통하여 선정한 1초의 분석창 길이를 바탕으로 20,40,60,80,100 %MVC의 근 수축력으로 수집한 SEMG 신호에 대하여 근 수축력에 따른 spike 변수의 정량적 해석을 시도하였다.

4.2.1 최초 5초간 Spike 변수 값의 변화

먼저 각 일정 %MVC의 근 수축력 시 3개 서로 다른 근육의 SEMG 신호에 대한 Spike 변수들의 정량적 값의 범위를 알아보기 위한 실험을 시도하여, 그중 이두박근에 대한 분석 결과를 표 1에 나타내었다. 표 1은 피검자 6명의 이두박근으로부터 수집한 SEMG 신호의 처음 5초간을 대상으로 5개의 분석 블록씩, 전체 30 블록(피검자6명×5블록)에 대한 각 Spike 변수의 값들을 구하고 그 평균값과 범위로 표시하여 구성한 것이다.

표 1 일정 %MVC에 따른 각 Spike 변수 값의 범위(6명의 이두박근, 처음 5초간 1초 블록 단위로 전체 30 블록 결과, 평균값(범위)로 표시)

Table 1 Range of the spike variables to varying constant %MVC(6 subject's biceps brachii muscle, results of total 30 blocks computed with initial 5blocks of each subject, represented by mean (range))

	20% MVC mean (range)	40% MVC mean (range)	60% MVC mean (range)	80% MVC mean (range)	100% MVC mean (range)
MSF [Hz]	84.4 (118-62)	88.97 (126-65)	101.4 (124-68)	94.05 (114-63)	88.4 (123-53)
MSA [mV]	0.15 (0.26-0.05)	0.28 (0.56-0.10)	0.47 (1.1-0.10)	0.70 (1.2-0.20)	0.79 (1.6-0.17)
MSS [Vsec ⁻¹]	0.03 (0.06-0.02)	0.06 (0.13-0.02)	0.11 (0.25-0.04)	0.16 (0.35-0.06)	0.20 (0.64-0.05)
MSD [msec]	11.91 (15.7-8.3)	11.43 (14.9-7.8)	9.94 (14.4-7.9)	10.87 (15.3-8.7)	11.44 (18.1-7.9)

20~100%MVC에 대한 전체 실험결과를 종합해보면, MSF의 평균은 배측골간근의 경우 69.3[Hz]~91.7[Hz], 이두박근은 88.4[Hz]~101.4[Hz], 단모지의외전근의 경우는 105.5 [Hz]~117.2 [Hz]로 각각 나타나 3개의 서로 다른 근육에 대하여 약 70[Hz]~120[Hz]의 범위에서 변화함을 알 수 있었다. 각 근육에 대하여 이와 같은 MSF 평균값의 차이는 근육을 구성하는 근 섬유들의 해부학적 구성 요인에 가장 크게 기여하는 것으로 생각되며[1], 보다 심한 차이를 보이는 MSF 값의 전체 범위는 서로 다른 피검자의 근육 특성과 피검자의 시각적 제한(visual feedback)에 의한 %MVC의 유지에 따른 실험 조건의 특성까지 반영되어 나타난 결과로 생각된다. 또한 %MVC의 증가에 대해 MSF는 일정한 증가 혹은 감소 경향을 보이지 않는 것을 표들을 통해 알 수 있었다.

MSA의 경우, 배측골간근은 0.28[mV]~1.72[mV], 이두박근은 0.15[mV]~0.79[mV], 단모지의외전근은 0.12[mV]~0.59[mV]로 평균값의 분포를 보이며 %MVC의 증가에 따라 3근육 모두 일정한 증가 추세를 나타내었다. 이는 기존 연구자들의 진폭관련 변수 해석에서[5,6,9] 나타난 결과와 일치하는 것으로 수축력에 비례하여 운동단위 활동전위의 진폭이 증가하는 현상을 MSA 변수를 통해서도 확인할 수 있다. 또한 MSF와의 상관성을 검토해보면 MSF 값이 작을 수록 높은 MSA 값을 나타내는 것을 볼 수 있는데, 이는 큰 진폭의 운동단위 활동전위는 인접해서 발화되는 여러 개의 활동전위들의 중첩에 일부 기인하는 것으로 생각된다.

MSS의 평균값의 분포는 배측골간근은 0.07[Vsec⁻¹]~0.37 [Vsec⁻¹], 이두박근은 0.03[Vsec⁻¹]~0.20[Vsec⁻¹], 단모지의외전근은 0.04[Vsec⁻¹]~0.17[Vsec⁻¹]로 각각 나타났으며, 이 변수 역시 수축력의 증가에 따라 일정하게 증가하는 추세를 보임을 알 수 있다. 즉 운동단위 활동전위를 형성하는 spike의 기울기가 수축력의 세기에 비례하여 커지는 현상을 입증하는 결과이다.

마지막으로 MSD의 평균값의 경우는 배측골간근은 11.5[msec]~14.9[msec], 이두박근은 9.9[msec]~11.9[msec], 단모지의외전근은 8.2[msec]~9.5[msec]의 분포를 각각 보였으며, %MVC에 따라 비례하여 증가 혹은 감소하는 추세를 일정하게 확인할 수 없음을 표를 통해 확인할 수 있었다. 또한 이와 같은 spike의 지속시간은 복잡한 MUAP 분리 알고리즘[2,3]을 통해 얻어지는 단일 운동단위 활동전위의 지속시간과 유사하게 나타난 결과로, 1개의 spike가 마치 단일 운동단위 활동전위처럼 간주될 수 있는 가능성을 보여주는 것으로 생각할 수 있다.

4.2.2 30초간의 전체 신호에 대한 Spike 변수 값의 변화

다음으로 그림 4,5,6에 30초간의 지속적인 수축을 유지하며 수집한 전체 신호를 대상으로 1초 데이터 블록씩 30 블록의 각 Spike 변수들을 모두 계산하여 %MVC에 따라 평균값을 중심으로 범위를 표시한 그래프를 3개 근육에 대하여 각각 나타내었다. 또한 각 그래프는 서로간의 용이한 비교를 위하여 축 단위를 통일하였다.

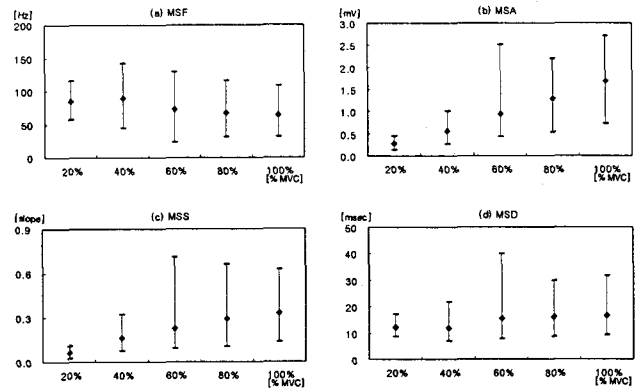


그림 4 각 Spike 변수의 범위(5명 배측골간근, 30초간 전체 신호의 결과, 평균값과 범위로 표시)

Fig. 4 Range of each spike variable(5 subject's f.d.i. muscle, results of the whole signal for 30 minutes, graphed by mean and range)

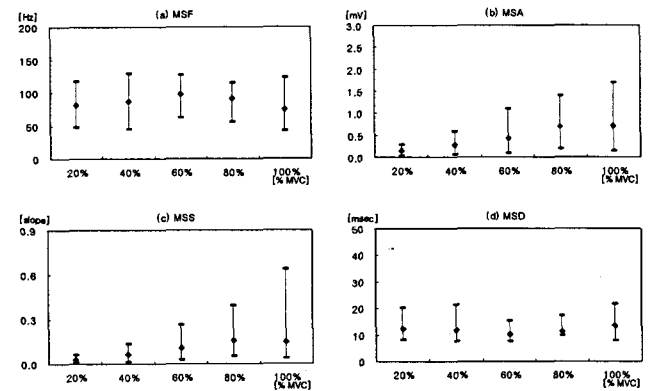


그림 5 각 Spike 변수의 범위(6명 이두박근, 30초간 전체 신호의 결과, 평균값과 범위로 표시)

Fig. 5 Range of each spike variable(6 subject's biceps brachii muscle, results of the whole signal for 30 minutes, graphed by mean and range)

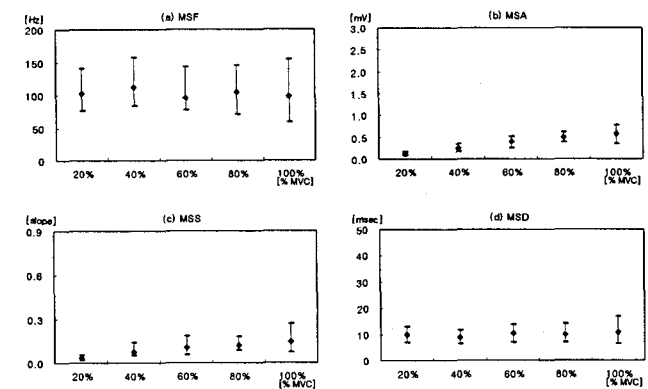


그림 6 각 Spike 변수의 범위(3명 단모지의외전근, 30초간 전체 신호의 결과, 평균값과 범위로 표시)

Fig. 6 Range of each spike variable(3 subject's a.p.b. muscle, results of the whole signal for 30 minutes, graphed by mean and range)

3개 근육 모두 1초간의 분석창 으로부터 하나씩 30개의 변수를 피검자 각각에 대하여 계산한 결과를 종합하여 나타낸 그림임으로 앞의 표에 비하여 넓은 범위의 값으로 분포함을 볼 수 있으며, 이 결과를 통해 20~100%의 일정 MVC 수축 시 3개 근육에 대한 표면 근전도 신호 spike 변수들의 정량적 분포 범위를 알 수 있다. 위 그림으로부터 배측골간근의 4개 spike 변수의 값들 모두가 다른 근육의 것들보다 크게 나타남을 볼 수 있으며(예: 배측골간근의 MSD는 약 10~40,기타근육은 약 10~25[msec]), 이는 3개 근육 중 배측골간근의 운동단위 활동전위가 가장 많은 발화(firing) 활성도를 가지고 있음을 암시하는 결과이다.

%MVC의 변화에 따른 각 변수들의 특성을 살펴보면 첫째, 3개 근육 모두 높은 %MVC 수축일수록 각 변수 값의 범위가 크게 벌어지는 경향을 보였다. 이는 수축력이 강한 경우 실험조건(강한 수축력으로 일정하게 30초간 유지 어려움 등)의 변동에 따른 원인에도 기인하지만, 근 신경계의 진기.생리적 활동이 강한 수축력일수록 30초간 많은 변화를 나타냄을 증명하는 것으로 생각된다. 둘째, %MVC가 높아질수록 MSA와 MSS 변수의 값들은 뚜렷하게 상승하는 경향을 보였고, MSF는 감소경향을 나타내었으며, MSD는 일정한 변동 추세를 보이지 않았다. 즉 일정한 근 수축력으로 30초간 유지 시, 운동단위 활동전위의 진폭과 단위 시간당 진폭의 증가 비율은 수축력이 강해질수록 커지며, 반면에 1초간의 SEMG 신호의 구성에 참여하는 단일 운동단위 활동전위의 수는 수축력이 강해질수록 감소하며, 지속시간은 가장 %MVC의 변화에 영향을 받지 않는 변수임을 나타내는 결과이다.

이와 같이 밝혀진 4개 spike 변수의 근육 수축력에 따른 변화 양상은 기존의 관계적인 진폭과 주파수 관련 변수들의 변화 특성과 동일하게 나타났으며, 신호처리 관점에서 정상, 비정상 신호를 대상으로 보다 간단한 알고리즘으로 빠른 추정이 가능하므로 실제 임상에서 기존의 변수들을 대신하여 적용될 수 있을 것으로 사료된다.

4.3 Spike 변수의 시간에 따른 변화 고찰

30초간 일정한 근 수축력을 유지하며 기록한 SEMG 신호를 대상으로 각 Spike 변수들의 시간에 따른 변화 특성을 알아보기 위한 실험 결과를 그림 7,8,9에 각각 나타내었다. 이 그림들은 분석창 길이를 1초로 고정하고, 1초 마다 계산하여 얻어진 각 변수의 값 30개를 시간축에서 연결하는 선형회귀 직선의 기울기를 피검자별로 각각 계산하여 평균값을 중심으로 범위를 표시한 그래프이다. 또한 서로간의 비교가 용이하게 선형회귀 직선의 기울기는 정규화 기울기로 구하였고 각 근육별 그래프는 축 범위를 통일하여 나타내었다.

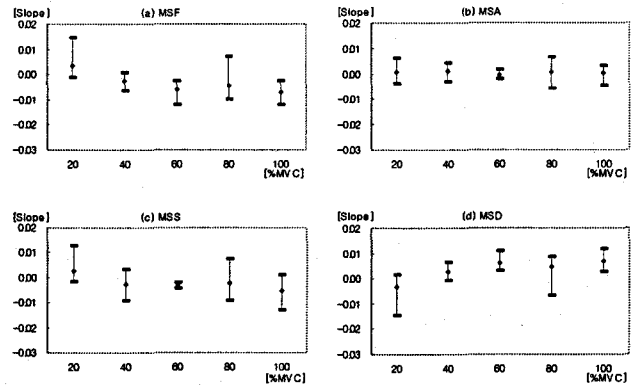


그림 7 선형회귀 직선의 기울기 범위(5명의 배측 골간근, 30초간 일정 %MVC 지속, 평균과 범위로 표시)

Fig. 7 Range of slope of linear regression line(5 subject's f.d.i. muscle, sustained %MVC for 30 seconds, graphed by mean and range)

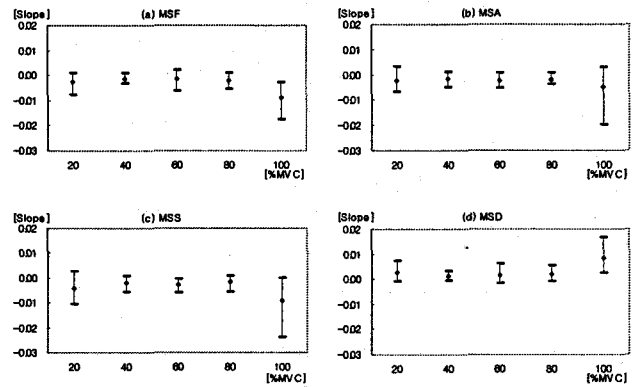


그림 8 선형회귀 직선의 기울기 범위(6명의 이두박근, 30초간 일정 %MVC 지속, 평균과 범위로 표시)

Fig. 8 Range of slope of linear regression line(6 subject's biceps brachii muscle, sustained %MVC for 30 seconds, graphed by mean and range)

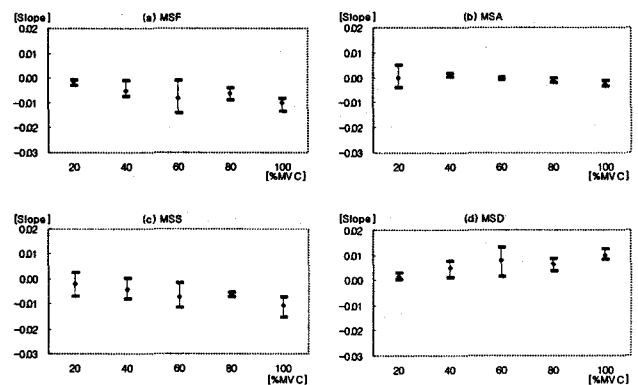


그림 9 선형회귀 직선의 기울기 범위(3명의 단모지 외전근, 30초간 일정 %MVC 지속, 평균과 범위로 표시)

Fig. 9 Range of slope of linear regression line(3 subject's a.p.b. muscle, sustained %MVC for 30 seconds, graphed by mean and range)

위 그림에서 -기울기는 해당 변수의 값이 시간에 따라 감소함을, + 기울기는 증가함을 각각 의미하는 것으로, 일정 시간동안 기록한 근전도 신호의 기울기 변화는 근 피로도[9] 등의 생리학적 근육 상태를 반영하는 중요한 지표로 사용되고 있다.

그림 7,8,9의 결과에서 MSF의 경우 모든 %MVC의 수축에 대하여 시간이 흐를수록 감소하는 추세를 나타내었으며, 높은 수축력일 수록 시간에 따른 감소 정도가 커짐을 알 수 있었다. 일정한 시간동안 지속적으로 근육이 수축될 경우 생리적으로 체내에 젖산(lactic acid)이 축적되어 근육의 피로가 유발되며, 이를 근전도 신호의 분석을 통해 정량적으로 나타낼 수 있음이 여러 선행 연구자들에 의해 밝혀졌으며, 근전도 신호 중간주파수(median frequency)의 시간에 따른 감소가 근 피로도(muscle fatigue)의 지표로[8] 지금까지 널리 이용되고 있다. MSF 변수의 감소도 이와 같은 근 피로도를 반영하는 결과로 볼 수 있다.

MSS는 전반적으로 시간에 따라 감소하는 추세를 나타내는 - 기울기를 보이며 높은 %MVC의 수축일수록 기울기가 증가하는 특성을 나타내었으나, 그 양상이 MSF 보다는 뚜렷하지 않음을 볼 수 있다. 이는 일정한 %MVC로 지속적으로 근육이 수축할 때 운동단위 활동전위의 피이크(peak)를 형성하는 상승시간이 시간에 따라 빠른 변화를 보인다는 것을 의미하며, 활동전위의 발화(firing), 참여(recruitment) 및 중첩(superposition) 정도의 생리학적 변화에 따른 양상을 반영하는 결과로 사료된다.

MSD의 경우 +기울기로 시간에 따라 증가함을 나타내었으며, %MVC가 증가할수록 기울기가 커지는 것으로 나타났다. 이는 지속적인 수축 시 운동단위 활동전위의 지속시간(duration)은 길어지며 강한 수축일수록 시간이 지남에 따라 빠른 지속시간 증가의 특성을 보인다는 것을 의미한다. 이러한 변화 또한 위에서 언급한 근 피로에 의한 근 신경계의 생리적 변화를 반영하는 정량적 결과로 볼 수 있다.

MSA의 지속적인 수축 시 시간에 따른 변화 양상의 기울기는 4개 변수 중 0에 가장 근접하게 나타났으며, 그 추세가 모든 %MVC의 수축에 대해서도 거의 일정하였다. 즉 운동단위 활동전위의 진폭은 30초 동안 별 변동이 없으며, 이 현상은 모든 %MVC의 경우 동일함을 나타내는 결과이다.

3개의 다른 근육에 대한 특성을 살펴보면 배측골간근이나 단모지의전근의 경우 보다는 이두박근의 결과가 MSF, MSS, MSD의 기울기의 변화정도가 작게 나타났다. 이는 이두박근이 30초간의 지속적인 근육 수축에 대하여 근 피로도를 가장 적게 보이는 근육부위로 볼 수 있으며, 해당 근육의 해부학적 구조에 따라 근 피로도의 정도가 달라짐을 입증하는 결과이다. 또한 그림 7,8에서 볼 수 있는 80%와 100%MVC에서 각 변수 값들의 큰 범위는 강한 수축력일수록 일정한 힘으로 지속적인 수축의 어려움을 반영하는 결과이며, MSD의 경우 이러한 실험조건의 순간적 변동에 가장 강건하게 기울기를 추정할 수 있는 변수임을 볼 수 있다. 이는 MSD 변수를 기존의 근 피로도 추정에 사용되었던 변수들을 대신하여 SEMG 신호에 대해 강건하게 사용할 수 있는 가능성을 나타내는 것으로 사료된다.

5. 결 론

본 연구에서는 20,40,60,80,100 %MVC를 30초간 유지한 근육 수축 시 건강한 14명의 피검자를 대상으로 배측골간근, 이두박근, 단모지의전근에 각각 표면전극을 부착하고 수집한 SEMG 신호를 대상으로 spike 변수 해석을 시도하고, 그 결과를 통해 밝혀진 다음과 관련된 주요한 내용을 정량적으로 제시하였다.

1) spike 변수의 정확한 추정을 위한 적절한 분석창 길이에 대한 분석결과, 2) 배측골간근, 이두박근, 단모지의전근에 대한 4개 spike 변수, MSF, MSA, MSS, MSD의 정량적 값, 3) 4개 spike 변수의 근육 수축력(% MVC)에 따른 변화 특성, 4) 일정 % MVC의 30초간 지속적인 수축 시 SEMG 신호에 대한 spike 변수의 시간에 따른 변화 특성을 각각 제시하였다.

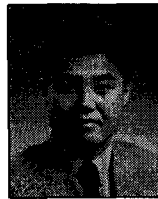
향후 본 연구에서 제시한 결과들을 바탕으로 SEMG 신호로부터 근 신경계의 생리적 변화를 밝혀내기 위한 정량적 신호처리 변수로 spike 변수의 유용성에 대하여 실제 임상에서 근골격계 질환자들을 대상으로 보다 면밀한 연구가 진행될 수 있을 것으로 사료된다.

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] R. S. LeFever and C. J. De Luca, " A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 149-153, 1982.
- [3] D. Zennaro, P. Wellig, V. M. Koch, G. S. Moschytz and T. Laubli, " A software package for decomposition of long-term multichannel EMG signals using wavelet coefficients," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-50, pp. 58-69, 2003.
- [4] R. Merletti, " Surface electromyography: possibilities and limitations," *J. Rehab. Sci.*, vol. 7, 24-34, 1994.
- [5] 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.
- [6] S. D. Nandedkar, D. B. Sanders and E. V. Stalberg, " Simulation and analysis of the electromyographic interference pattern in normal muscle. Part I: Turns and amplitude measurements," *Muscle Nerve*, vol. 9, pp. 423-430, 1986.
- [7] 이진, 강원희, 김성환, " T/A 변수를 이용한 표면근전도 간섭패턴의 정량적 해석에 관한 연구 ", *대한전기학회지*, 제54D권, 제5호, pp.348-357, 2005.
- [8] D.A. Gabriel, "Reliability of SEMG spike parameters during concentric contractions", *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 40, pp. 423-430, 2000.
- [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] 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.
- [12] 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.
- [13] <http://www.delsys.com>
- [14] 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



양 희 원 (楊熙元)

현재 한국폴리텍Ⅲ 원주캠퍼스 전기제어과 교사
2004년 3월~현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 석사과정
e-mail : yanga333@hanmail.net



정 의 곤 (鄭義坤)

현재 유덕 레미콘(주) 공장장.
2004년 3월~현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 석사과정
e-mail : 12jek@naver.com