T/A 변수를 이용한 표면근전도 간섭패턴의 정량적 해석에 관한 연구

論 文
54D-5-10

A Study on the Quantitative Analysis of Surface EMG Interference Pattern with T/A Variables

李 眞† · 姜 元 熙* · 金 成 煥**
(Jin-Lee · Won-Hee Kang · Sung-Hwan Kim)

Abstract - We have tried to analyze the SEMG interference pattern quantitatively and automatically using T/A variables ZC, TN, mSA, mSD, UCA, AIPEA, ACT and NSS. For the analysis, we have carried out experiments on 14 SEMG interference patterns recorded from the biceps brachii, first dorsal interosseus and abductor policis brevis muscles. Emphasis was placed on the following 3 points in the experiments. 1) Suitable amplitude threshold for the automatic detection of the T/A variables. 2) Variation of the T/A variables to varying %MVC. 3) Variation of the T/A variables to the sustained contraction for 30 seconds. Results of the experiments showed that T/A analysis of the SEMG interference pattern can be effective tools for diagnostic purposes instead of the conventional NEMG method.

Key Words : Surface EMG, T/A Variables, Interference Pattern and Constant % MVC Contraction

1. 서 론

침 전극(needle electrode)을 사용한 침 근전도(NEMG: needle electromyography)가 1920년대에 소개된 이래로, NEMG 분석은 근, 신경계 질환의 진단에 필수적으로 기여하며 현재까지 널리 사용되어지고 있다. 특히 0-10%의 최대수축력(MVC : maximum voluntary contraction)시에 기록한 NEMG 신호를 분리(decomposition) 하여, 근전도 신호를 형성하는 기본요소가 되는 운동단위 활동전위(MUAP : motor unit action potential)를 검출한 다음, MUAP 지속시간(duration), 진폭(amplitude), 위상(phase)과 운동단위의 발화율(firing rate)등의 정보를 알아내기 위한 MUAP 해석에 관한 연구는 보다 정밀하고 편리한 알고리즘의 개발을 위해 계속되고 있다[1,2]. 그러나 MUAP의 자동 분리를 위한 이론적 알고리즘이 복잡하여 시간 소모적이며, 그 정확성이 수동적인 관찰에 의한 방법에 비하여 신뢰성이 떨어져 실제 임상에서 편리하게 사용할 수 있는 객관적인 근육 상태 진단법으로의 적용에는 여러 가지 문제점이 여전히 존재하는 실정이다.

† 교신저자, 正會員 : 삼척대 컴퓨터제어계측공학과 교수
E-mail : jlee@samcheok.ac.kr
* 學生會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 석사과정
** 正 會 員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 교수
接受日字 : 2005年 3月 2日
最終完了 : 2005年 4月 14日

한편으로, 10% MVC 이상의 근 수축력 시 기록되는 근전도 간섭패턴(interference pattern)은 다수의 운동단위에 의해 발화된 MUAP들이 시, 공간적으로 결합되어 보다 복잡하게 형성된 근전도 신호이다. 이의 전체적인 모양 속에는 발화에 참여한 운동단위의 수, 그들 각각의 크기(size), 모양(shape), 구조(architecture) 및 각 운동단위들의 참여(recruitment), 회복과 소멸시간 및 동기(synchronization) 발화의 정도 등의 생리적 발생 기전에 대한 정보가 그대로 포함되어 있으며, 이는 근육의 건강상태, 나이, 성별, 운동정도 등과 같은 피검자 개개인의 육체적 요인에 의해 달라지게 된다. 그러므로 이러한 근전도 간섭패턴 그 자체의 분석을 통해, 근육의 생리적인 상태에 관한 객관적인 정보를 정량적으로 제공해줄 수 있는 분석법들에 대한 연구들이 실제 임상적인 효용성이 점차 증대되며 활발히 시도되고 있다[3-11].

이와 같이 근전도 신호 분석의 주된 목적은 생리적인 근, 신경계의 활동 기전을 규명하여 임상적으로 근, 신경계 상태의 진단에 관한 유용한 정보를 얻기 위한 것으로서, 무엇보다도 피검자에게 편리하게 적용할 수 있으며, 완전한 자동 알고리즘으로 구현된 객관적 정보 산출 방법을 컴퓨터에 탑재하여 의사들로 하여금 손쉽게 이용 가능 하도록 제공 될 수 있는 분석법들이 실제 임상에서의 효용 가치가 크다고 할 수 있다.

이러한 관점에서 T/A(turn and amplitude) 변수들을 이용한 근전도 간섭패턴의 분석법은 비교적 간단한 이론적 원리로 손쉽게 완전 자동 검출 알고리즘으로 구현하여 다양한 정보를

산출할 수 있기 때문에 침 전극을 사용하여 여러 연구자들에 의해 시도되고 있다.

Willison[4]은 NEMG 신호로부터 turn을 검출하여 건강한 피검자와 영양실조인 피검자의 근육 상태를 분석하였으며, Rose[5]는 근육병(primary muscle disease) 환자의 turn 수가 (NT : number of turns) 일정 측정구간 내에서 증가함을 보였고, Hayward[6]는 신경병(neuropathy) 환자의 경우 평균 turn 진폭(mTA : mean turn amplitude)이 증가함을 보고하였다. 또한 Stalberg[7]는 NT와 mTA 변수를 결합하여 그래프로 그린 구름 모양의 cloud를 가지고, 근육병 환자의 cloud는 정상인보다 아래에 신경병 환자의 경우는 위쪽에 형성됨을 제시하였다. Nandedkar[8-11]는 ACT(activity), AIPEA (automatic amplitude of the interference pattern envelope), UCA(upper centile amplitude), NSS(number of small segment)들의 T/A 변수들을 정의하고, 일정한 %MVC(최대 수축력의 퍼센트를 의미)의 근육 수축 시 기록한 NEMG 근전도 간섭패턴에 대한 각 변수들의 특성 분석을 다양한 피검자들에 적용하여 근육 상태에 관한 정량화된 객관적 진단 정보를 얻고자 시도하였다.

그러나 침 전극의 사용은 피검자에게 고통을 주며, 감염의 위험성도 존재하여 편리하게 적용할 수 없는 단점으로 인해 그 유용성에 많은 제약을 받고 있으며, 최근에는 이러한 침 전극의 단점을 보완해줄 수 있는 표면전극(surface electrode)으로 기록된 표면근전도(SEMG : surface EMG) 신호의 분석법에 대한 필요성이 점차 증대되고 있다.

본 연구에서는 SEMG 신호에 대해 T/A 변수들을 적용하여 SEMG 간섭패턴에 대한 T/A 변수들의 특성 해석을 시도하였다. 이를 위해 20-100% MVC의 근수축력을 30초간 유지하며 이두박근(biceps brachii), 배측 골간근(first dorsal interosseus), 단모지 외전근(abductor policis brevis) 근육에서 수집한 SEMG 간섭패턴에 대하여 T/A 변수들의 통계적 특성을 기존의 NEMG 신호에 대한 특성과 비교, 분석하였으며, 이로부터 얻어진 T/A 변수들의 정량적인 변화가, 보다 편리하게 피검자에게 적용할 수 있는 SEMG 간섭패턴을 바탕으로 한 객관적인 근육 상태의 진단을 위한 기초 자료로서 사용 가능함을 제시하였다.

2. T/A 변수들의 정의

근전도 간섭패턴 속에 포함되어있는 들어있는 MUAP들의 진폭, 주기, 발화 및 소멸 등의 정보를 추정하는데 사용 할 수 있는 T/A 변수들은, SEMG 간섭패턴의 영점 선과 기저선(baseline) 잡음의 영향을 제거하기 위한 진폭의 문턱치(threshold)를 조정한 후에 다음 그림 1.에 나타낸 바와 같이 기본 변수들을 정의할 수 있으며, 이들을 바탕으로 한 여러 가지 응용 변수들도 다음과 같이 정의 할 수 있다.

2.1 기본 T/A 변수들의 정의

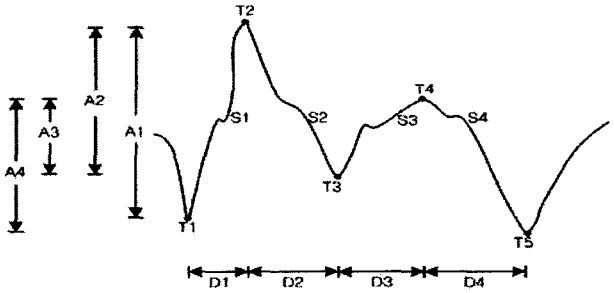

그림 1. T/A 변수들의 소개를 위한 표면 근전도 신호의 예(T1-T5 : turn, S1-S4 : segment, A1-A4 : segment 진폭, D1-D4 : segment 지속시간)

Fig. 1. A schematic of the surface EMG signal for introducing the T/A variables (T1-T5 : turns, S1-S4 : segments, A1-A4 : segment amplitudes, D1-D4 : segment durations)

(1) Turn(T) : 진폭이 문턱치를 초과하며 기울기가 바뀌는 신호의 상승, 하강 첨두치에서 발생.
(2) Segment(S) : 두개의 연속적인 turn 사이의 신호 부분.
(3) Segment Amplitude(SA) : segment의 진폭.
(4) Segment Duration(SD) : segment의 지속시간.

2.2 T/A 응용 변수들의 정의

앞에서 정의한 기본 T/A 변수들을 응용하여 다음의 변수들을 정의할 수 있으며, 일정한 분석 주기(보통 1초)에 해당하는 신호에 한정하여 그 값들을 계산하며, 본 연구에서도 1초 구간의 SEMG 간섭 패턴을 대상으로 이 응용변수들을 정의하였다.

(1) Number of zero crossings(ZC) : 규정한 문턱치 진폭 이상으로 신호의 영점을 교차하는 초당 횟수.
(2) Number of turns(TN) : 두 연속적인 turn 사이의 진폭 차이가 문턱치 보다 큰 turn의 초당 횟수.
(3) mean segment amplitude (mSA) : 1초간 분석주기 내의 SEMG 간섭 패턴 속에 존재하는 모든 segment 진폭들의 평균.
(4) mean segment duration (mSD) : 1초간 분석주기 내의 SEMG 간섭 패턴 속에 존재하는 모든 segment 들의 지속시간의 평균.

SEMG 간섭 패턴은 다수의 운동단위 활동전위(MUAP)들의 복합, 중첩으로 형성된다. 그러므로 발화된MUAP들의 수(recruited MUs) 및 , 이들의 발화율(firing rate), MU의 크기 및 구조, 동기 발화(synchr-

onization) 의 정도 등의 생리적 요인에 의해 간섭패턴 신호 모양의 복잡성(complexity)이 결정된다. 그러므로 위의 변수들은 분석 대상 근전도 신호의 형성에 참여한 MUAP들의 수, 진폭 및 지속시간에 대한 정량화된 정보들을 제공해줄 수 있다.

(5) upper centile amplitude (UCA) : SEMG 간섭 패턴 속에 존재하는 모든 segment 진폭들 중 상위 1%에 해당하는 segment의 진폭.

SEMG 간섭 패턴속의 아주 큰 진폭의 피이크(peak)는 수개의 작은 MUAP 진폭들의 조합에 의해서 형성되기 보다는 큰(large size) 운동단위에 의해 발화된 MUAP에 의해서 형성될 가능성이 높다[8]. 그러므로 이 변수는 최대 peak-to-peak MUAP 진폭에 대한 정보를 반영하기 위하여 정의 되었다.

(6) activity (ACT) : 지속시간이 5[msec] 보다 작은 모든 segment들의 지속시간의 총합.

NEMG 간섭패턴 속에서 MUAP들의 활동에 의해 점유된 시간만을 표현하기위한 정량적 변수로서 정의한 Nandedkar[9]는 신호의 기저선(baseline) 변동의 영향에 의한 오차를 제거하기 위해 3단계로 진폭과 지속시간 조건을 만족하는 segment들의 지속 시간의 총합으로 추정한 이 변수의 값으로 간섭패턴의 "충만도(fullness)"를 제시하였다. 그러나 본 연구의 SEMG 간섭패턴에 대해서는 다음의 이유들로 Nandedkar[9]의 정의가 적당치 않았으며, 위와같이 간단히 정의 하였다.

첫째, 실제 SEMG 간섭 패턴에 대해 반복된 실험을 통해 가장 광범위 하게 변수의 의미를 반영할 수 있도록 검출 조건을 설정하였다. 왜냐하면 대상 근육에 속해있는 좁은 범위의 근 섬유(muscle fiber)들의 활동이 직접 침 전극으로 기록되는 NEMG 신호보다는, 넓은 근섬유 다발로부터 발생되는 MUAP들이 피부 표면까지 전도되어 더욱 복잡하게 형성되는 SEMG 간섭패턴의 진폭과 모양은 신호 수집시스템의 설정에 따라 달라질 수 있으며, 이 경우 많은 검출 조건은 일관적인 변수의 특성을 보장할 수 없는 것으로 나타났다.

둘째, 자동 검출 방법으로 근전도 간섭패턴 속에서 실제 정확한 MUAP들의 활동에 의해서 점유된 시간만을 정확히 구하기는 거의 불가능하였고, 본 연구에서의 정의가 대부분의 MUAP들에 의해서 형성된 모든 segment들을 포함하며 SEMG 간섭패턴에 대하여 변수 본래의 의미를 반영 하였다.

(7) automatic amplitude of IP envelops (AIPES) : 5번째로 작은 segment 진폭과 5번째로 큰 segment 진폭과의 차이 진폭.

UCA와 동일한 의미의 변수로 간섭패턴 속에 아주 큰 MUAP의 진폭(상위 1-10%,[8])을 정량화하기 위한 변수.

(8) Number of small segment (NSS) : 지속시간이 2.5[msec] 보다 작은 모든 segment 들의 지속시간의 총합.

하나의 MUAP 파형(waveform) 속에서 발생 되는 전압의 변동에 의한 segment들에 대한 정량적 정보를 위해 정의되었으며, 이는 간섭패턴 속에 존재하는 낮은 진폭의 고주파 성분 segment의 수를 반영한다. 발화된 MUAP 들 간의 복합, 중첩에 의한 다상(poli- phasic) MUAP들의 수가 많아질수록 NSS는 커진다. activity 변수의 경우와 마찬가지로 본 연구에서는 SEMG 간섭패턴에 맞게 새롭게 정의하였다.

2.3 T/A 변수의 자동 검출을 위한 문턱치 설정

관례적인 근전도 간섭 패턴의 분석은 오실로스코프의 화면을 보거나 스피커를 통해 소리를 듣는 등, 전문가의 직접적 관찰에 의한 방법이 이용되었으나 이는 전적으로 주관적인 판단에 의존하며 분석시간이 많이 걸리는 단점이 있다. 그러므로 본 연구에서는 자동 검출 프로그램을 작성하여 T/A 변수들을 추정하였다.

앞 절에서 기본 T/A 변수들을 정의한 바와 같이 turn의 발생은 문턱치의 설정에 크게 좌우되며, 이들의 자동 검출을 위해서는 적절한 문턱치의 설정이 필수적 요소이다. 왜냐하면 자동 검출 프로그램은 미리 설정한 문턱치를 초과하는 segment들만을 검출하여 이를 바탕으로 기타 응용 변수들의 값을 추정하기 때문이다.

자동 검출법을 NEMG 간섭패턴에 대해 적용한 Nandedkar [8-11]의 경우 이 값을 100[μV]로 설정 하였으나 이는 본 연구에서 시도한 SEMG 간섭패턴에는 적당하지 않았다. Lindstrom과 Rosenfalck 등은[14] 발화된 근섬유와 검출 전극 사이의 거리 차이에 따른 조직 필터링(tissue filtering) 효과에 의해 근 섬유 활동전위(muscle fiber action potential)의 진폭이 감소하는 현상을 정량적으로 묘사하기 위해 "감소함수(decrement function)"를 모델링(modelling) 하려고 시도하였다. 그러나 감소의 정도가 방향에 따라 달라지며(비등방성), 주파수에도 크게 의존하는 등 많은 요인에 의해 각각 다른 특성을 나타내기 때문에 정확한 수학적 모델에 의해 그 감소의 정도를 정량적으로 알아내기는 어려운 것으로 밝혀졌다. 이러한 연구 결과에 의하면 SEMG 신호는 NEMG 신호보다 어느 정도 진폭이 감소하여 기록될 것이나, 전극의 부착 위치에 따른 정확한 감소의 정도를 계산하기는 불가능 하다는 사실을 알 수 있다.

그러므로 Nandedkar[8-11]의 100[μV] 문턱치는 근 섬유에

직접 삽입하는 침 전극으로 기록된 NEMG와 표면전극의 사용에 의해 피부 표면에서 기록되는 SEMG 신호의 진폭차이 때문에 다소 크게 설정된 것으로 생각된다. 그러나 아무런 기준 없이 고정된 문턱치는 실험 조건에 따라 매번 달라질 수 있으므로 자동 검출을 위해서는 합리적인 기준에 의한 문턱치의 설정 방법이 보다 효과적인 방법 이라고 판단된다.

이러한 사실을 바탕으로 본 연구에서는 MUAP의 활동에 의한 모든 segment를 포함할 수 있는 합리적인 문턱치로, 신호 취득 시스템의 RMS(root mean square) 기저선 잡음의 크기를 매번 실험 시 자동측정 하여 이 값(보통 5[μV])을 문턱치로 설정 하여 자동 검출 프로그램에 사용하였다.

3. 실험 방법

본 연구에서는 20-40대의 건강한 성인남자들을 대상으로 3개의 다른 근육에 대해 이두박근 6명, 배측 골간근 5명, 단모지 외전근 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, 전극부착 후 초기 기저선잡음의 RMS값이 4[μV] 이하가 되도록 충분한 안정화 시간을 두고 신호 취득을 실시하였다.

근전도 신호의 취득은 Delsys사의 Bagnoli-2 EMG System과 Data Translation사의 DT9804 A/D 컨버터를 사용하여, 필터 대역폭 20-450[Hz], 증폭률은 1000배, 표본화 주파수는 2048[Hz]로 각각 설정하여 수행하였으며, 실험 도중 대상 근육의 움직임을 최소화 하기위해 피검자는 책상에 편안한 자세로 앉아 오른팔을 책상위에 올려놓은 상태에서 고정시키고, 각 근육에 힘을 주어 근 신호의 RMS(root mean square) 값을 보며 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 신호를 수집하여 저장하였다.

저장된 SEMG 간섭 패턴으로부터 제시한 T/A 변수들의 자동 검출을 위한 알고리즘은 Matlab[13] 소프트웨어를 사용하여 프로그래밍 하였다.

4. 실험 결과 및 고찰

다음 그림 2에 본 연구에서 고안된 T/A 변수들의 자동 검출 프로그램의 출력 예를 나타내었다.

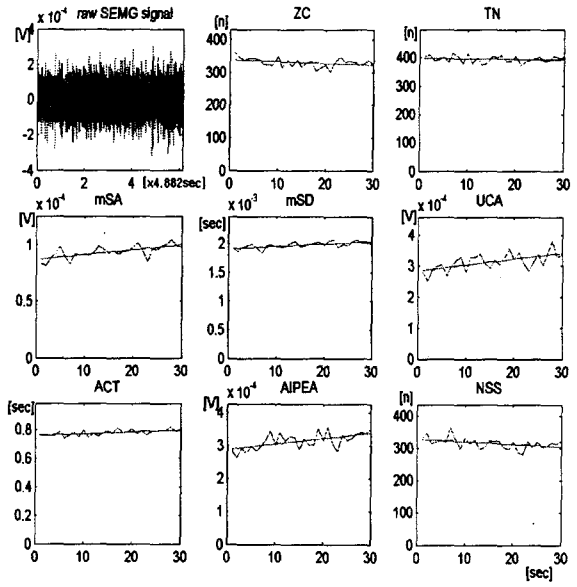

그림 2. T/A 변수 자동 검출 프로그램의 출력 예. (20% MVC, 단모지 외전근)

Fig. 2. A typical output of the automatic analysis program (20% MVC, a.p.b muscle)

위의 결과는 단모지 외전근 으로부터 30초간 20% MVC의 수축으로 기록한 우측 최상단의 SEMG 간섭 패턴에 대하여 1초 블록(block)의 분석 구간을 기본으로 30블록에 대한 8개의 각 T/A 응용 변수들의 값들을 구하고, 이들의 시간에 따른 변화를 선형회귀(linear regression) 직선과 동시에 나타낸 것이다. 본 연구에서는 이 프로그램을 바탕으로 다음의 3가지 실험에 중점을 두고 SEMG 간섭 패턴의 정량적 분석을 수행하였다.

4.1 SEMG 간섭 패턴을 위한 새로운 문턱치 고찰

먼저 SEMG 간섭패턴에 대한 새로운 문턱치의 설정을 위해 20, 40, 60, 80, 100% MVC의 수축시 수집한 SEMG 신호를 대상으로 수행한 분석 결과를 표 1에 요약하여 나타내었다. 표 1의 결과는 동일한 피검자의 배측 골간근 근육으로부터 20%, 60%, 100% MVC 수축시 수집한 SEMG 간섭 패턴을 대상으로 최초 5초간 5 블록의 각 T/A 변수들의 값들을 5, 20, 100[μV]의 다른 문턱치를 설정하고 구하여 중간값(median)과 범위(range)로 나타낸 것이다(40%와 80%의 결과는 표의 구성상 편의를 위해 생략하였으며 분석 결과는 언급하였음). 20[μV][4,12], 100[μV][8-10]의 문턱치는 기존의 NEMG 분석에 주로 적용 되었던 값이며, 5[μV]의 문턱치는 반복된 실험을 통해 측정한 SEMG 신호 수집 시스템의 RMS

기저선 잡음, 4[μV] 이하를 고려하여 본 연구에서 설정한 값이다.

근전도 신호 발생의 생리적 기전으로 유추해볼 때, 일정한 % MVC를 유지하며 최초 5초간 기록된 SEMG 신호는 발화된 운동단위의 수 및 MUAP의 활동 특성에는 큰 변화가 없을 것이므로[14] 적절한 문턱치에 의해 1초 블록 단위로 검출되는 각 T/A 변수들은 이러한 특성을 반영하여야 할 것이다.

표 1. 문턱치의 변화에 따른 각 T/A 변수들의 특성

Table 1. Characteristics of the T/A variables to the various thresholds

	20% MVC median(range)			60% MVC median(range)			100% MVC median(range)		
	5 [μV]	20 [μV]	100 [μV]	5 [μV]	20 [μV]	100 [μV]	5 [μV]	20 [μV]	100 [μV]
ZC [n]	266 (263 -273)	109 (98 -115)	2 (0 -5)	316 (294 -318)	280 (261 -287)	112 (93 -115)	274 (260 -280)	259 (235 -263)	140 (127 -175)
TN [n]	499 (497 -518)	317 (296 -319)	88 (77 -93)	531 (518 -558)	472 (462 -482)	328 (303 -337)	479 (457 -505)	444 (414 -452)	341 (312 -368)
mSA [mV]	0.1 (0.1 -0.1)	0.1 (0.1 -0.1)	0.2 (0.2 -0.2)	0.2 (0.2 -0.2)	0.2 (0.2 -0.3)	0.3 (0.3 -0.4)	0.4 (0.3 -0.5)	0.5 (0.4 -0.5)	0.6 (0.5 -0.6)
mSD [msec]	1.8 (1.7 -1.8)	2.2 (2.2 -2.3)	3.0 (2.9 -3.2)	1.8 (1.7 -1.9)	2.0 (1.9 -2.0)	2.3 (2.2 -2.4)	2.0 (1.9 -2.1)	2.1 (2.1 -2.3)	2.5 (2.3 -2.6)
UCA [mV]	0.4 (0.3 -0.5)	0.4 (0.3 -0.5)	0.4 (0.3 -0.5)	1.1 (1.0 -1.3)	1.1 (1.0 -1.3)	1.1 (1.0 -1.3)	2.0 (1.8 -2.7)	2.0 (1.8 -2.7)	2.0 (1.8 -2.7)
ACT [sec]	.87 (.86 -.88)	.67 (.65 -.68)	.24 (.22 -.27)	.94 (.93 -.95)	.89 (.88 -.90)	.71 (.66 -.74)	.88 (.84 -.91)	.85 (.81 -.88)	.73 (.69 -.79)
AIPEA [mV]	0.3 (0.3 -0.4)	0.3 (0.3 -0.4)	0.3 (0.3 -0.4)	1.1 (1.1 -1.2)	1.1 (1.1 -1.2)	1.1 (1.1 -1.2)	1.9 (1.8 -2.5)	1.9 (1.8 -2.5)	1.9 (1.8 -2.5)
NSS [n]	421 (409 -443)	242 (214 -243)	38 (29 -45)	429 (404 -461)	367 (348 -385)	228 (206 -242)	370 (340 -393)	335 (297 -341)	236 (199 -263)

분석 주기 내 SEMG 간섭패턴에 대한 초당 횟수로 검출되는 ZC와 TN 변수들이 문턱치의 설정에 따라 가장 크게 영향을 받는 변수들임이 표에 나타나 있으며, 문턱치가 클수록 이 변수들의 값이 작아지며 turn에 의해서 형성되는 segment에 따라서 결정되는 ACT 및 NSS의 값도 TN과 비례하여 작아짐을 알 수 있다. 20% MVC의 경우 측정된 이 변수들의 값들을 수동적인 검사를 통해 검토해본 결과 5[μV]의 문턱치가 가장 근접하게 실제 간섭패턴 속에 존재하는 turn과 영점교차의 값을 추정하는 것으로 확인되었으며, NEMG의 T/A 분석[8-10]에 주로 적용되었던 100[μV]의 문턱치는 이 경우의 SEMG 간섭 패턴에 대해 ZC=2의, TN=88의 중간값을 각각 나타내 그림 2에 나타낸 간섭 패턴의 모양과 비교해 보면 전혀 다른 값으로 추정되었음을 확인할 수 있다. 40, 60, 80, 100% MVC의 경우도 이러한 추세는 일치 하였으며, 단지 근수축력의 증가에 따라 큰 진폭의 MUAP들이 많이 기록되어 ZC는 59-175, TN은 246-368의 범위로 각각 측정되었다. 또한 mSA와 mSD는 문턱치의 값에 비례하여 조금씩 증가하는 것으로 나타났으며, UCA와 AIPEA가 문턱치의 변화에 가장 영향을 적게 받으며 모든 % MVC에 대해 일정한 값으로 측정되었다.

위 실험을 통해 실제 이들 변수들의 자동 검출을 위해서는 약간의 오차의 허용은 불가피하다는 것을 알 수 있었다. 측정 시스템의 기저선 잡음 수준의 문턱치는 모든 MUAP의 활동을 포함하여 이들 변수들의 값을 비교적 정확하게 추정할 수 있는 반면에 여러 가지 환경적 요인에 의해 발생할 수 있는 잡음에 의한 변동을 계산할 가능성이 있었다. 또한 이 보다 큰 문턱치의 적용은 특정한 진폭 이상의 MUAP들 만의 활동을 바탕으로 T/A 변수들을 추정 하게 되므로 잡음에 의한 변동을 제거할 수 있는 가능성이 커지게 된다. 그러므로 영양실조 환자의 근육상태 진단[4], 근 신경계 질환의 진단[12] 등과 같은 응용 분야에 따라 적절한 문턱치의 설정이 고려될 수 있을 것이다.

4.2 근 수축력(% MVC)에 따른 T/A 변수들의 변화 고찰

표 2, 3, 4에 % MVC에 따른 각 T/A 변수들의 특성을 알아보기 위하여 분석한 결과를 각각 나타내었다. 표 2는 피검자 6명의 이두박근으로부터 수집한 SEMG 간섭패턴의 처음 5초간 신호를 대상으로 5개의 분석 블록씩, 전체 30 블록(피검자6명×5블록)에 대한 각 T/A 변수들의 값들을 그 중간값과 범위로 표시하여 구성한 것이다. 표 3은 피검자 5명의 배측 골간근, 표 4는 피검자 3명의 단모지 외전근에 대하여 동일하게 실험한 결과를 각각 나타낸 것이다.

ZC는 TN의 약 2배로 변화하여 기존 연구자[3,15]들의 결과대로 추정 되었으나, 10%-100% MVC의 이두박근에 대해 분석한 Nandedkar[9]의 경우는 TN 값의 전체 범위가 약 100-700, Pattichis[15]의 경우는 3-146으로 각각 추정되어 표 2에 나타낸 본 연구의 결과, 269-516과는 차이를 보였다. 이는 서로 다른 조건(신호 수집 시스템, 문턱치(nandedkar=100 [μV], Pattichis=10[μV], 본 연구=5[μV]), 실험 참여 피검자의 각기 다른 근육의 상태 등)에 의해 이 변수들의 값을 추정한 것에 기인한 결과로서, 이는 이들 값 자체는 실험 조건에 따라 많이 다르게 검출될 수 있음을 증명하는 결과이다.

표 2. % MVC에 따른 각 T/A 변수들의 변화(6명의 이두박근, 처음 5초간 1초 블록 단위로 전체 30블록 결과, 중간값 (범위)로 표시)

Table 2. Variations of the T/A variables to varying % MVC (6 subject's biceps brachii, results of total 30 blocks computed with initial 5blocks of each subject, represented by median (range))

	20% median (range)	40% median (range)	60% median (range)	80% median (range)	100% MVC median (range)
ZC	205 (112-274)	198 (158-257)	250 (160-277)	226 (163-274)	212 (157-294)
TN	390 (327-516)	395 (284-466)	426 (330-508)	366 (300-480)	384 (269-464)
mSA	0.06 (0.03-0.14)	0.12 (0.08-0.36)	0.18 (0.06-0.52)	0.25 (0.13-0.64)	0.32 (0.09-0.98)
mSD	2.3 (1.9-2.6)	2.4 (2.1-3.3)	2.2 (1.9-2.9)	2.6 (2.1-3.3)	2.6 (1.9-3.7)
UCA	0.28 (0.1-0.61)	0.55 (0.26-1.4)	0.78 (0.26-2.3)	1.0 (0.43-3.2)	1.5 (0.35-3.4)
ACT	0.8 (0.69-0.88)	0.81 (0.71-0.89)	0.84 (0.69-0.87)	0.79 (0.62-0.87)	0.8 (0.56-0.91)
AIPEA	0.3 (0.1-0.58)	0.53 (0.28-1.3)	0.78 (0.29-2.3)	1.1 (0.46-2.8)	1.4 (0.39-3.3)
NSS	258 (202-421)	255 (96-339)	323 (159-399)	209 (127-378)	242 (91-371)

표 3. % MVC에 따른 각 T/A 변수들의 변화(5명의 배측골간근, 처음 5초간 1초 블록 단위로 전체 25블록 계산, 중간값 (범위)로 표시)

Table 3. Variations of the T/A variables to varying % MVC(5 subject's f.d.i.,results of total 25 blocks computed with initial 5blocks of each subject, represented by median (range))

	20% median (range)	40% median (range)	60% median (range)	80% median (range)	100% MVC median (range)
ZC	262 (180-327)	276 (188-356)	231 (146-327)	202 (156-326)	182 (132-280)
TN	461 (399-519)	479 (376-560)	438 (308-558)	362 (305-516)	340 (243-505)
mSA	0.12 (0.05-0.19)	0.23 (0.16-0.39)	0.36 (0.2-0.6)	0.61 (0.31-0.8)	0.87 (0.34-1.1)
mSD	2.0 (1.7-2.4)	2.0 (1.8-2.6)	2.2 (1.7-3.2)	2.7 (1.9-3.2)	2.9 (1.9-4.1)
UCA	0.66 (0.25-0.94)	1.2 (0.72-3.0)	2.0 (0.97-5.2)	3.3 (1.5-4.2)	4.3 (1.8-6.1)
ACT	0.86 (0.74-0.93)	0.91 (0.77-0.96)	0.87 (0.63-0.96)	0.77 (0.59-0.93)	0.68 (0.46-0.91)
AIPEA	0.66 (0.31-0.92)	1.1 (0.72-2.0)	1.9 (1.1-3.7)	3.0 (1.5-4.2)	3.9 (1.8-5.2)
NSS	346 (263-443)	358 (219-475)	296 (150-461)	203 (150-418)	187 (90-393)

표 4. % MVC에 따른 각 T/A 변수들의 변화(3명의 단모지 외전근, 최초 5초간 1초 블록 단위로 전체 15블록 계산, 중간값 (범위)로 표시)

Table 4. Variations of the T/A variables to varying % MVC(3 subject's a.p.b., results of total 15 blocks omputed with initial 5blocks of each subject, represented by median (range))

	20% median (range)	40% median (range)	60% median (range)	80% median (range)	100%MVC median (range)
ZC	218 (200-325)	290 (251-375)	274 (238-331)	271 (205-328)	291 (200-409)
TN	409 (368-538)	462 (399-558)	457 (415-524)	448 (365-550)	453 (353-674)
mSA	0.07 (0.05-0.09)	0.16 (0.1-0.2)	0.24 (0.14-0.30)	0.30 (0.24-0.33)	0.31 (0.2-0.44)
mSD	1.7 (1.6-2.3)	1.9 (1.7-2.4)	2.0 (1.8-2.3)	2.2 (1.8-2.7)	2.1 (1.5-2.8)
UCA	0.29 (0.19-0.37)	0.58 (0.44-0.84)	1.1 (0.61-1.2)	1.2 (1.1-1.4)	1.5 (0.81-1.8)
ACT	0.81 (0.65-0.87)	0.90 (0.83-0.95)	0.90 (0.86-0.95)	0.93 (0.81-0.99)	0.93 (0.79-0.99)
AIPEA	0.29 (0.20-0.39)	0.58 (0.42-0.82)	1.0 (0.53-1.2)	1.2 (1.0-1.4)	1.5 (0.78-1.7)
NSS	345 (240-475)	369 (251-493)	357 (267-430)	318 (197-454)	347 (195-620)

또한 이들 변수의 % MVC에 따른 변화는 Nandedkar[9]와 Pattichis[15]는 10-100%로 수축력을 증가시킴에 따라 증가한다고 하였으나, 본 연구의 결과에서는 60% MVC 까지는 증가하나 그 이상의 수축력에 대해서는 오히려 감소하는 경향이 3개 근육의 모든 실험 결과에서 공히 나타났다. 이는 50% 이하의 MVC 에서는 발화에 참여하는 운동단위의 수가 증가하여 이로부터 형성되는 MUAP 스파이크(spike)의 수가 증가하나, 그 이상의 % MVC의 수축력으로부터는 더 많은 운동단위의 발화와 동시에 이들 간의 복합, 중첩의 가능성이 커져 작은 스파이크들의 소멸이 많아진다고 주장한 Frederiksen [16][17]의 연구와 비교해볼 때 본 연구에서 나타난 변화가 의미 있는 것이다. 위 표 2,3,4의 결과에서 작은 진폭의 segment 수를 반영할 수 있는 변수인 NSS의 값의 변화를 살펴보면 이러한 MUAP의 활동 기전에 따른 간섭 패턴의 특성을 정확히 제시하고 있음을 확인할 수 있다. 즉 NSS의 값이 60% MVC까지는 증가하나 그 이상에서는 뚜렷한 감소 추세를 나타내고 있다. 그러므로 Nandedkar[9]와 Pattichis[15]의 결과는 큰 문턱치의 설정에 의해 이러한 특성을 검출하지 못한 것으로 생각된다.

간섭 패턴의 진폭 관련 변수들, mSA, UCA, AIPEA는 NEMG 간섭패턴에 대한 Nandedkar[9]의 연구 결과와 동일하게 % MVC에 따라 증가하는 추세를 나타내었다. 즉 근육 수축력이 100% MVC로 증가할수록 다음의 3가지 생리적 운동단위의 활동 기전[3,11], (1) 큰 진폭의 MUAP를 생성하는 크기가 큰 운동단위의 참여 가능성이 커진다(운동단위에 관한 사이즈원칙). (2) 기록 전극 가까이에 위치한 운동단위의 활성

화 가능성이 커진다. (3) 발화된 MUAP들 사이의 중첩에 의해 큰 스파이크의 형성 가능성이 증가한다. 이와같은 원리들에 의해 간섭 패턴의 진폭이 증가하는 특성이 본 연구에서 시도한 SEMG 간섭 패턴의 분석에서도 확인되었다.

간섭 패턴의 시간 관련 변수들, mSD, ACT는 % MVC에 따라 약간의 증가 양상을 볼 수 있었으나 그 값의 변화는 미세하였다. 그러나 Nandedkar[9]의 결과에서는 ACT의 값이 10% MVC에서 0.2[sec]로부터 100% MVC의 경우 0.95[sec]까지 분포하며 증가하는 것으로 나타났으며, 50% MVC 이상에서만 "full activity"를 보였으나, 본 연구의 SEMG 간섭패턴은 20% MVC 에서부터 0.8[sec] 이상으로 "full activity"를 나타내었다. 이는 침 전극을 근육내로 삽입하여 좁은 범위의 근 섬유의 활동으로 형성되는 NEMG 간섭 패턴과 표면전극에 의해 피부표면에서 기록되는 SEMG 간섭 패턴과의 근본적인 특성 차이에 의한 것으로 생각된다.

근육의 종류에 따른 표2,3,4의 결과를 살펴보면 이두박근, 단모지 외전근, 배측 골간근의 순으로 모든 T/A 변수 값들의 절대적인 크기가 약간 증가하였다. Sanders[11]는 근육을 구성하고 있는 근 섬유의 집적도에 따라 TN, AIPEA 변수가 증가한다고 하였으나, 이에 대해서는 앞으로 더 많은 연구가 진행 되어야 할 것으로 생각된다.

다음으로 그림 3에 위 실험 결과들 중 % MVC에 따라 일정하게 증가 특성을 나타내는 경향의 변수들만 뽑아서 중간값을 중심으로 상, 하한 변화폭을 표시한 그래프로 알기 쉽게 나타내었다. 그래프는 각각의 변수에 대해 3 개의 근육에 대한 결과를 겹쳐서 나타내었다.

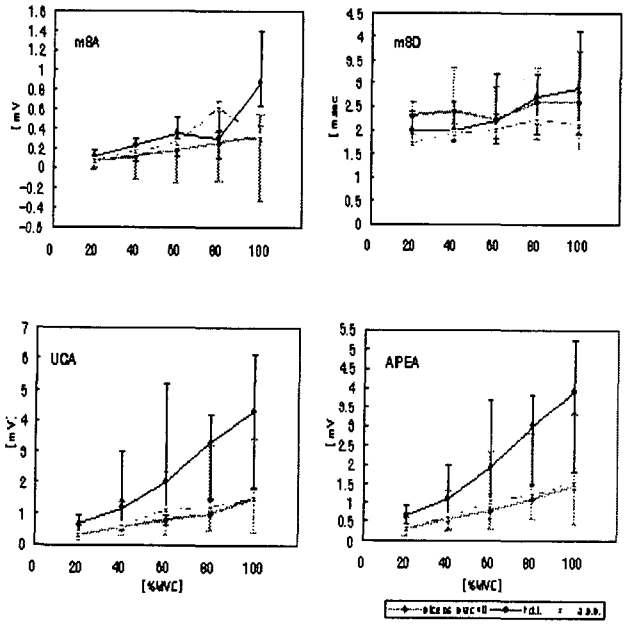

그림 3. % MVC에 따라 증가하는 4개 T/A 변수들
Fig. 3. Four T/A variables increased as to % MVC level

앞에서 언급했던 3개의 진폭 관련 변수들, mSA, UCA, AIPEA와 더불어 평균 segment 지속시간을 나타내는 mSD가 % MVC에 따라 증가 추세를 나타냄을 위 그림을 통해 알 수 있으며, 그중 UCA와 AIPEA 변수의 변화가 가장 뚜렷하게 일정한 증가 특성을 나타내는 것을 볼 수 있다. 특히 배측 골간근의 경우 그 증가 폭이 가장 크게 나타났으며, 높은 % MVC의 근 수축력일수록 서로 다른 피검자에 대한 각 변수들의 변동 폭이 크게 나타남을 알 수 있다.

이러한 일관적인 변화 패턴은 근육의 상태에 관한 객관적인 정보의 제공을 위해 보다 유용하게 사용될 수 있을 것이며, 계속적인 연구를 통해 이러한 변화의 원인을 정확하게 규명하는 것이 필요할 것이다.

4.3 30초간 지속적인 수축에 대한 T/A 변수들의 시간에 따른 변화 고찰

일정한 근 수축력을 유지하며 기록한 30초간의 SEMG 간섭패턴을 대상으로 각 T/A 변수들의 시간에 따른 변화를 알아보기 위한 실험 결과를 표 5,6,7에 나타내었다. 이 결과들은 30초간의 SEMG 간섭 패턴을 1초 블록씩 각 T/A 변수들을 구하여 30블록 결과들의 변화를 선형회귀 직선으로 표현한 다음(그림 1 참조), 그들의 기울기와 y-절편으로 나타낸 것이다. 3개의 근육에 대하여 모든 피검자들의 분석 결과를 % MVC 별로 중간값으로 각각 표시한 것이다.

표 5. 30초간의 지속적인 근 수축에 대한 각 T/A 변수들의 변화(6명의 이두박근, 선형 회귀 직선의 기울기와 y-절편, 중간값으로 각각 표시)

Table 5. *Variations of the T/A variables to the sustained* muscle contraction for 30 econds(6 subject's biceps brachii, slope and y-intercept of the linear regression line, represented by median)

	20% slope intercept	40% slope intercept	60% slope intercept	80% slope intercept	100% MVC slope intercept
ZC	-.65 208	-.14 197	-0.21 245)	-0.5 241	-1.1 197
TN	-.5 377	-0.32 390	-.68 415	-.81 360	-2.0 344
mSA	≃0 0.06	≃0 0.12	≃0 0.19	≃0 0.25	≃0 0.32
mSD	≃0 2.4	≃0 2.4	≃0 2.3	≃0 2.6	≃0 2.9
UCA	≃0 0.29	≃0 0.58	≃0 0.75	≃0 1.1	≃0 1.3
ACT	-.0011 0.81	-.0007 0.79	-.0005 0.83	-.0005 0.81	-.0035 0.73
AIPEA	≃0 0.3	≃0 0.57	≃0 0.74	≃0 1.0	≃0 1.3
NSS	-.5 239	-0.28 252	-1.0 298	-0.66 205	-2.1 188)

표 6. 30초간의 지속적인 근 수축에 대한 T/A 변수들의 변화(5명의 배측 골간근, 선형 회귀 직선의 기울기와 y-절편, 중간값으로 각각 표시)

Table 6. Variations of the T/A variables to the sustained muscle contraction for 30 seconds(5 subject's f.d.i., slope and y-intercept of the linear regression line, represented by median)

	20% median	40% median	60% median	80% median	100% MVC median
ZC	-0.02 262	-0.8 281	-1.2 238	-1.2 205	-0.9 187
TN	.004 470	-1.42 483	-1.34 443	-.69 370	-.6 352
mSA	≃0 0.11	≃0 0.22	≃0 0.42	≃0 0.56	≃0 0.86
mSD	≃0 2.0	≃0 2.0	≃0 2.2	≃0 2.6	≃0 2.8
UCA	≃ 0.67	≃0 1.1	≃0 2.4	≃0 3.1	≃0 4.2
ACT	0.0005 0.86	-.0002 0.9	-.0017 0.88	-.0022 0.78	-.0015 0.72
AIPEA	≃ .66	≃ 1.1	≃0 2.2	≃0 2.8	≃0 3.9
NSS	-.19 355	-1.93 366	-1.7 303	-.73 211	-0.6 198

표 7. 30초간의 지속적인 근 수축에 대한 각 T/A 변수들의 변화(3명의 단모지 외전근, 선형 회귀 직선의 기울기와 y-절편, 중간값으로 각각 표시)

Table 7. Variations of the T/A variables to the sustained muscle contraction for 30 seconds(3 subject's a.p.b., slope and y-intercept of the linear regression line, represented by median)

	20% median	40% median	60% median	80% median	100% MVC median
ZC	-.15 214	-1.8 290	-2.2 276	-1.4 271	-2.9 278
TN	-.01 406	-1.3 468	-2.2 460	-1.7 458	-3.7 453
mSA	≃0 0.1	≃0 0.16	≃0 0.24	≃0 0.29	≃0 0.31
mSD	≃0 1.9	≃0 1.9	≃0 2.0	≃0 2.1	≃0 2.1
UCA	≃0 0.28	≃0 0.6	≃0 1.0	≃0 1.2	≃0 1.5
ACT	-.0004 0.8	-.0009 0.89	-.004 0.91	-.003 .92	-.0023 .92
AIPEA	≃0 .28	≃0 0.6	≃0 0.9	≃0 1.2	≃0 1.5
NSS	0.03 350	-1.9 379	-2.7 359	-2.0 362	-3.6 334

위 결과에서 3개의 서로 다른 근육에 대한 각 변수들의 기울기 값 자체는 차이를 보이지만(이는 앞에서 언급했던 각 근육의 해부, 생리적인 특성에 기인하는 것으로 생각된다) 전체적인 기울기의 변화 추세는 모두 일치하였으며, 선형 회귀 직선의 y-절편은 이 추세에 따라 변화하며 앞의 표 2,3,4의 실험 결과와 유사한 값으로 나타났다.

먼저 앞의 실험 결과에서(표 2,3,4) % MVC에 따라 증가하는 추세를 보였던 4 개의 T/A 변수, mSA, mSD, UCA, AIPEA 들은 모든 % MVC에서 기울기가 0에 근접한 값으로 나타났다. 선형 회귀 직선의 기울기가 0 이라는 것은 30초간 1초 블록으로 계산한 변수들의 값들이 거의 일정하다는 것을 의미하는 것으로 일정한 근 수축력을 유지하며 기록한 SEMG 간섭 패턴에 대해 이 변수들은 시간에 따른 변화 없이 일관된 값으로 추정됨을 나타낸다.

ZC와 TN의 경우 모든 % MVC에서 대부분의 피검자의 간섭 패턴에 대해 음의 기울기를 나타내며 시간에 따라 떨어지는 추세(단모지 외전근의 경우 기울기의 중간값의 변화가 ZC는 -0.15~-2.9로, T/N은 -0.01~-3.7로 가장 크게 나타났다)를 나타냈으며, NSS도 비교적 큰 음의 기울기를(단모지 외전근의 경우 0.03~-3.6) 보였으나 피검자에 따른 편차가(양과 음의 기울기로 바뀌는 결과) ZC와 TN의 결과에 비하면 크게 나타났다는 것을 위 표들의 결과로부터 확인할 수 있으며, 이는 30초간의 일정한 근 수축력을 유지하며 기록된 SEMG 간섭 패턴은 시간의 흐름에 따라 이 변수들의 수가 작아지는 특성을 나타내는 것을 의미한다. 또한 ACT도 시간에 따라 감소하는 전반적인 경향을 나타냈으나 그 기울기가 작았고 일관성도 떨어지는 결과를 보였다.

결과적으로 ZC와 TN 변수의 시간에 따른 변화가 가장 일관되게 감소하는 추세를 나타냈으며 이는 지속적인 근 수축력 시에도 시간이 지남에 따라 운동단위의 참여와 소멸, 발화율의 변화, MUAP들의 복합,중첩, 정도, 근 섬유 전도속도의 변화 등의 생리적 현상이 발생하며[3,18] 이에 따라 SEMG 간섭 패턴의 특성이 달라지는 것에 기인하는 것으로 생각된다.

다음으로 그림 4에 위 표들의 결과에서 지속적인 근육 수축 시 시간의 흐름에 따라 전반적으로 음의 기울기를 나타내는 4개 T/A 변수들의 % MVC에 따른 변화를 중간값을 중심으로 범위를 표시한 그래프로 나타내었다.

4개 변수 모두 % MVC가 증가할수록, 즉 근육 수축력의 세기가 커질수록 선형 회귀 직선의 기울기가 음의 값으로 커지며 그 범위의 폭도 함께 증가하는 경향을 볼 수 있으며, 단모지 외전근의 경우가 이러한 추세를 가장 잘 나타내고 있음을 그림을 통해 볼 수 있다(ACT의 경우 다른 변수들과 비교해 작은 y축 눈금으로 나타나 있음을 주의하자). 큰 값의 음의 기울기는 해당 T/A 변수가 시간에 따라 빠르게 감소함을 의미하며, 큰 범위 폭은 피검자에 따라 그 기울기 값의 차이가 크게 나타남을 가리키는 것이다. 그러므로 이 결과는 높은 %MVC의 지속적인 수축 시에 형성되는 SEMG 간섭 패턴은 시간에 따라 ZC 및 turn에 의한 segment의 수가 빠르게 감소하며 이에 따라 활성도(activity)도 줄어드는 특성을 보인다는 것을 나타내는 것이다.

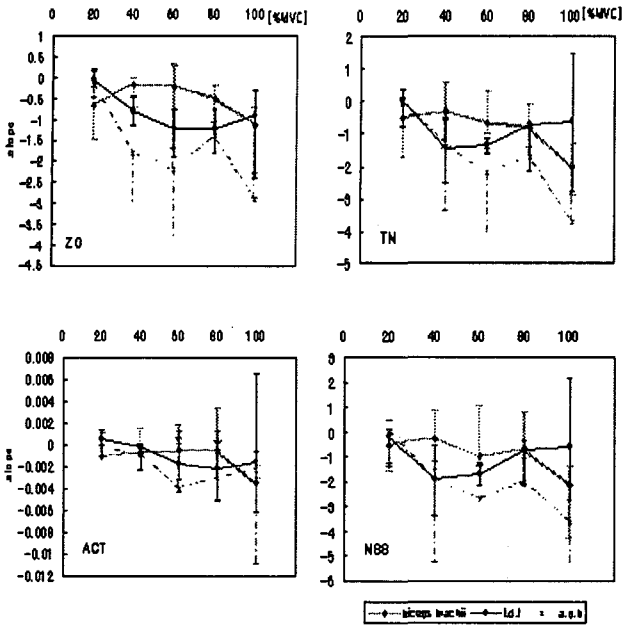

그림 4. 선형회귀 직선의 기울기의 % MVC에 따른 변화
Fig. 4. Variations of the slope of the linear regression line to % MVC

또한 ZC와 TN 변수들의 거의 모든 실험 결과(다른 피검자와 모든 % MVC에 대한 결과)가 가장 일관성 있게 음의 기울기를 나타내는 것을 알 수 있으며, 이러한 일관적인 변수들의 변화 특성이 SEMG 간섭 패턴으로부터 이를 형성하는 기본 요소인 운동단위의 생리적 활동 기전을 정량적으로 규명하는데 유용하게 사용할 수 있을 것으로 생각된다.

5. 결 론

본 연구에서는 SEMG 간섭 패턴을 대상으로 T/A 변수들의 정량적 특성 해석을 시도하였다. 이를 위해 20-100% MVC의 근수축력을 30초간 유지하며 이두박근(biceps brachii), 배측 골간근(first dorsal interosseus), 단모지 외전근(abductor policis brevis)에서 각각 수집한 SEMG 간섭패턴에서 추출한 T/A 변수들의 변화 특성을 기존의 NEMG 신호에 대한 특성과 비교, 분석하였으며, 이로부터 얻어진 중요 결과는 다음과 같다.

1. SEMG 간섭 패턴의 자동(automatic) T/A 해석을 위한 문턱치는 표면 근전도 수집 시스템의 기저선 잡음인 4[μV]의 크기를 고려하여 경우 5[μV]로 설정하는 것이 가장 정확하게 변수들의 값을 추정하는 것으로 밝혀졌다.
2. 근 수축력(% MVC)의 변화에 따라 수집한 SEMG 간섭 패턴에 대해
   1) 3개의 진폭 관련 T/A변수들, mSA, UCA, AIPEA들이 % MVC의 크기에 비례하여 일정하게 증가하는 특성을 나타내었다.
   2) ZC와 TN의 변화는 60% MVC 까지는 근 수축력에 비례하여 증가하다가 그 이상의 % MVC에 대해서는 감소하였으며, SEMG 간섭패턴의 activity는 20% MVC에서부터 "full activity"를 보였다. 이는 기존의 NEMG 간섭 패턴 분석에서 나타난 결과와는 다른 특성이다.
3. 지속적인 근 수축 시에 30초간 수집한 SEMG 간섭 패턴에 대해 ZC와 TN의 변화가 가장 일관되게 시간에 따라 감소하는 특성을 보였으며, NSS도 감소하는 경향을 나타내었다.

본 연구에서 밝혀진 위와 같은 SEMG 간섭패턴에 대한 T/A 변수들의 정량적인 변화에 대한 결과는 피검자에게 불편함을 주는 침 전극의 NEMG 분석 보다 편리하게 적용할 수 있으며 객관적인 근육 상태의 진단을 위한 기초 자료로서 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

[1] 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.

[2] 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.

[3] J. Finsterer, " EMG-interference pattern analysis," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 11, pp. 231-246, 2001.

[4] R. G. Willison, " Analysis of the electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man," J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, vol. 27, pp. 386-394, 1964.

[5] A. L. Rose and R. G. Willison, " Quantitative electromyography using automatic analysis : studies in healty subjects and patients with primary muscle disease," J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry, vol. 30, pp. 403-410, 1967.

[6] M. Hayward and R. G. Willison, " Automatic analysis of the electromyogram in patients with chronic partial denervation," J. Neurol. Sci., vol. 33, pp. 415-423, 1977.

[7] E. V. Stalberg, J. Chu, V. Bril, S. D. Nandedkar, S. Stalberg, and M. Ericsson, " Automatic analysis of the

EMG interference pattern," EEG Clin. Neurophysiol., vol. 56, pp. 672-681, 1983.

[8] 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.

[9] S. D. Nandedkar, D. B. Sanders and E. V. Stalberg," Automatic analysis of the EMG interference pattern. Part I: Development of quantitative features," Muscle Nerve, vol. 9, pp. 431-439, 1986.

[10] S. D. Nandedkar, E. V. Stalberg and D. B. Sanders," Simulation techniques in EMG," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 775-785, 1985.

[11] D. B. Sanders, E. V. Stalberg and S. D. Nandedkar," Analysis of the electromyographic interference pattern," J. Clin. Neurophysiol., vol. 13, pp. 385-400, 1996.

[12] C. A. Luciano, and M. E. Dang," Turn analysis with reduced detection thresholds in myopathy," Muscle Nerve, vol. 16, pp. 1086-1087, 1993.

[13] C. M. Thompson and L. Shure, Matlab and Simulink User's Guide, T Mathworks Inc., 2002.

[14] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, Muscles alive : Their functions revealed by electromyography., Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985.

[15] P. A. Kaplanis, C. S. Pattichis and C. V. Roberts," Influence of isometric voluntary contraction on time and frequency domain parameters of surface EMG," Proceedings of EMBS/BMES conf. in Houston TX. USA, Oct., pp. 23-26, 2002.

[16] H. Christensen and A. Fuglsang-Frederiksen," Power spectrum and turns analysis of EMG at different voluntary efforts in normal subjects," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 64, pp. 528-535, 1986.

[17] A. Fuglsang-Frederiksen," EMG-power spectrum, turns-amplitude analysis and motor unit potential duration in neuromuscular disorders," J. Neurol. Sci., vol. 97, pp. 81-91, 1990.

[18] J. Finsterer and B. Mamoli," Turn/amplitude parameter changes during sustained efforts," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 101, pp. 438-445, 1996.

저 자 소 개

이 진 (李 眞)

1964년 8월 11일생. 1987년 연세대학교 의용공학과 졸업. 1999년 서울시립대학교 전자공학과 졸업(공박). 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

강 원 희 (姜 元 熙)

2003년 서울산업대학교 자동화공학과 졸업. 2003년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정

E-mail : whkang@jiwell.com

김 성 환 (金 成 煥)

1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 2월 동 대학원 전기공학과(공박). 1977~1982년 대전 기계창. 1982년~현재 서울시립대 전자·전기공학부 교수.

Tel : 2210-2449, Fax : 2249-6802

E-mail : shkim1@uoscc.uos.ac.kr