

Spike와 Turn 변수를 이용한 표면근전도 신호의 진폭 추정

Surface EMG Amplitude Estimation by using Spike and Turn Variables

이 진*
(Jin Lee)

Abstract - The EMG amplitude estimator, which has been investigated as an indicator of muscle force, is of high relevance not only in biomechanical studies but also more and more in clinical applications. This paper presents a new approach to estimate surface EMG amplitude by using the mean spike and mean turn amplitude(MSA and MTA) variables. Surface EMG signals, a total of 198 signals, were recorded from biceps brachii muscle over the range of 20-80%MVC isometric contraction and performance of the MSA and MTA variables applied to amplitude estimation of the EMG signals were investigated. To examine the performance, a SNR(signal-to-noise ratio) was computed from each amplitude estimate. The results of the study indicate that MSA and MTA amplitude estimations with first order whitening filter and 300[ms]-350[ms] moving average window length are optimal and show better performance(mean SNR improvement of 6%-15%) than the most frequently used variables(ARV and RMS).

Key Words : Surface EMG, Spike and turn variables, Amplitude estimation

1. 서 론

표면근전도(surface EMG : electromyogram) 신호는 피검자에 게 편리하게 비관혈적(noninvasive)으로 측정할 수 있기 때문에 근,신경계(neuromuscular system)의 생리적 제어작용에 관한 정보들을 분석, 이해하는데 널리 이용되고 있다[1]. 특히 신체의 움직임을 담당하는 골격근(skeletal muscle)으로부터 측정된 표면근전도 신호의 진폭(amplitude)은 대상 근육이내는 근력(muscular force)을 간접적으로 추정하는 수단으로 사용될 수 있기 때문에, 각종 인공 보장구(prosthetic limbs) 및 로봇의 제어 입력, 생체역학(biomechanics) 등의 연구에 활용도가 증대되고 있다[2,3].

1970년대 Milner-Brown[4], Calvert등이[5] 아날로그(analog) 정류기(rectifier)를 사용하여 근전도 신호로부터 근력 추정을 시도한 방법을 시작으로 지금까지 많은 연구자들[6-11]에 의해 정류된 근전도 신호 진폭의 평균값(ARV: average rectified value)과 실효값(RMS:root mean square)을 측정하여 정확한 근력 추정을 위한 시도들이 계속 진행되어오고 있다. 1980년대 Hogan과 Mann[6,7]은 ARV, RMS를 적용한 최적 디지털 표면근전도 진폭 추정기를 제시하고 성능을 평가하였으며, Clancy 등은[8,9] 이들이 제시한 최적 진폭추정기의 신호대잡음비(SNR: signal-to-noise ratio)를 높이기 위하여 백색화 필터(whitening filter)와

평활창길이(smoothing window length)의 효과를 정량적으로 분석하였다. 최근 들어 Clancy 등은[10] 관혈적(invasive)으로 신호원에 근접하여 측정하는 침(needle) 근전도 신호에 비하여 표면 근전도 신호에 부가될 수 있는 다양한 잡음의 원인들에 대처하여 진폭추정기의 SNR을 개선하는 방법을 고찰하였으며, Lee[11]는 위의 연구들을 종합한 ARV, RMS 진폭추정기를 최대자의수축(MVC:maximum voluntary contraction) 시에 기록한 표면근전도 신호에 적용한 분석 결과를 제시하였다.

지금까지 진폭추정을 위하여 주로 사용되고 있는 근전도 특성 변수들은 다음의 두 가지 범주로 분류할 수 있다. 첫째는, 위에서 언급한 연구들에서 적용한 것과 같은, 고전적인 확률과정(random process) 이론을 토대로 유도된 1차(ARV), 2차(RMS) 모멘트(moment)[12]들이다. 둘째로는, 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)들의 복합, 중첩에 의하여 복잡한 간섭 패턴(interference pattern)으로 형성되는 표면근전도 신호의 해석에 적합한 간섭패턴 해석 변수들인 Spike와 Turn변수들[13-15]이며, 이 변수들은 이론적으로 닫힌 형태 해(closed form solution)로 유도하기는 어렵지만 고전적인 신호처리 기법에서 요구하는 신호 정상성(stationarity)의 조건이 필요하지 않아 정적(static), 동적(dynamic) 근육 수축에 대해 모두 적용가능하며 비교적 쉬운 알고리즘(algorithm)으로 구현이 용이하여 실제 임상 적용에 적합하다는 장점을 가지고 있다.

본 연구에서는 간섭패턴 해석 변수들인 MSA(mean spike amplitude)와 MTA(mean turn amplitude)를 적용한 표면근전도 진폭추정을 처음으로 시도하여 그 성능을 비교, 평가하였다. 이를 위하여 일정 등척성(constant isometric) 20%, 50%, 80%MVC

* Corresponding Author : Dept. of Control & Instrumentation Engineering, Kangwon National Univ., Samcheok, Korea
E-mail : jlee@kangwon.ac.kr
Received : August 23, 2017; Accepted : December 2, 2017

수축 시에 이두박근(biceps brachii muscle)에서 수집한 198개의 표면근전도 신호들을 대상으로 MSA, MTA 변수를 적용하여 진폭추정을 시도하였으며, 이를 통하여 나타난 새로운 진폭추정기의 성능을 기존의 진폭추정기와 정량적으로 비교, 평가한 결과를 제시하였다.

2. MSA, MTA 진폭추정기

2.1 Spike, Turn 변수

표면근전도 신호는 근육을 구성하는 다수의 근섬유(muscle fiber)들에서 각각 발화(firing)된 MUAP들이 조직과 뼈를 거쳐 피부표면으로 전파하며 시, 공간적으로 복합, 중첩되어 형성되는 복잡한 간섭 패턴 신호이다. 그림 1에 이두박근에서 기록한 표면 근전도 신호의 예를 가지고 근전도 간섭패턴 속에서 spike와 turn의 정의를 나타내었다[15].

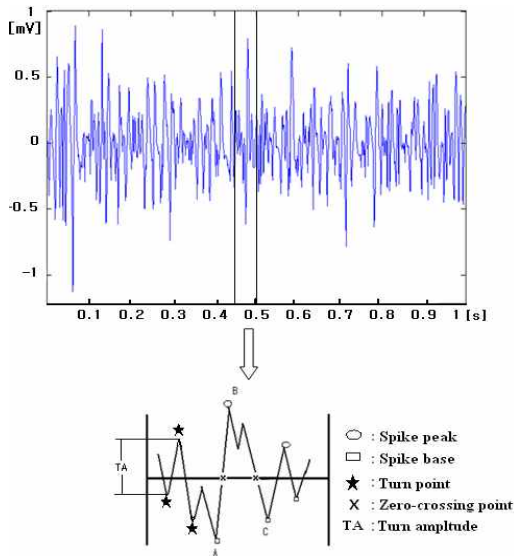


그림 1 표면근전도 신호에서 Spike와 Turn의 정의
Fig. 1 Spike and Turn definition in the surface EMG signal

1초 동안 기록한 이두박근의 활동 중, 확대시킨 표면근전도 신호 부분에 도식적으로 나타낸 그림 1을 통해서, 영교차점(zero-crossing point)과 turn 점(turn point)은 정해진 문턱치(threshold voltage) 이상의 진폭변화로 나타나는 부호역전(sign reversal) 점과 기울기역전(slope reversal) 점을 각각 의미하며, spike는 1개의 최대 양의 peak와 영점을 교차하는 2개의 base로 완성됨을 확인할 수 있다. 여기서 문턱전압은 표면근전도 수집시스템(system)의 기저선 잡음(baseline noise)의 실효값을 고려하여 설정하는 것이 일반적이다[14,15]. 이로부터 평균 spike 진폭(MSA)과 평균 turn 진폭(MTA)은 다음식과 같이 각각 정의할 수 있다.

$$MSA = \sum_{i=1}^{NS} \frac{SA_i}{NS} \quad (SA_i = \frac{(B-A) + (B-C)}{2} : \text{Spike amplitude}, \quad (1)$$

NS : Number of spike)

$$MTA = \sum_{i=1}^{NT} \frac{TA_i}{NT} \quad (TA_i : \text{Turn amplitude}, \quad NT: \text{Number of turn}) \quad (2)$$

표면근전도 간섭패턴 신호의 진폭 분석을 위하여 적용할 수 있는 이 변수들은 특별한 이론적 제약조건 없이 정적, 동적 근육 수축에 대해 모두 적용가능하며 비교적 쉬운 알고리즘으로 구현이 용이하기 때문에 실제 임상적용에 적합하다는 장점을 가지고 있다[13-15].

2.2 Spike, Turn 진폭 추정기

표면근전도 신호($m(t)$)는 백색 가우시안 임의 과정(white Gaussian random process)[16]이 피부, 조직 필터링을 거치고 근력에 해당하는 진폭변조 함수($s(t)$)에 의해 변조(modulation)되어 대역 제한되는 신호로 모델링(modelling) 할 수 있다[6]. 이 모델을 바탕으로 표면전극으로 측정된 근전도 신호로부터 진폭변조 함수, $s(t)$ 의 최적추정기(optimal estimator)는 그림 2와 같이 설계할 수 있다[6,11].

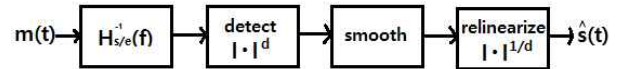


그림 2 최적 표면근전도 진폭추정기
Fig. 2 Optimal amplitude estimator for surface EMG

위 그림에서 $H_{s/e}^{-1}(f)$ 는 피부/조직 필터의 역(inverse) 필터, $| \cdot |^d$ 는 근력에 해당하는 진폭변조 신호를 분리하기 위한 복조기, 다음은 이동평균을 적용하는 평활기, $| \cdot |^{1/d}$ 는 복조 단계에서 변화된 전력 단위를 원래 근전도 진폭의 단위로 되돌리는 재선형화기를 각각 나타낸다. 이 모델에서 진폭함수, $\hat{s}(t)$ 의 최대 가능성(maximum likelihood)[12] 추정기는 ARV($d=1$ 인 경우), RMS($d=2$ 인 경우)로 각각 유도할 수 있으며, 진폭추정 결과의 SNR(식(3))은 피부/조직 필터링 효과를 제거하기 위하여 수집된 표면 근전도 신호를 백색화시키는 역할을 하는 피부/조직 역 필터의 전달함수, $H_{s/e}^{-1}(f)$ 의 성능과 이동평균 계산을 수행하는 평활기의 창길이에 의해 좌우됨이 증명되었다[6,8].

$$SNR = \sqrt{4 \cdot B_s \cdot T} \quad (B_s : \text{statistical bandwidth}, \quad T : \text{smoothing window length}) \quad (3)$$

위의 추정기 모델에서 $d=1$ 인 경우, 표면근전도 신호에 대하여 ARV와 유사한 특성을 나타내는 진폭 변수로 사용할 수 있음이 밝혀져 있는[15], 다른 형태의 정류된 진폭 추정 변수인 MSA(식(1)), MTA(식(2))를 적용하여 새로운 진폭추정기를 구현할 수 있다. 즉, 그림 2의 모델에서, 특히 일정 근수축력일

(constant force contraction) 경우에 진폭변조 신호 $s(t)$ 가 상수 s 로 대체될 수 있으며, 상수 s 의 추정기는 수집한 표면근전도 신호, $m(t)$ 로부터 자기회귀(autoregressive) 모델 전력밀도 스펙트럼(power density spectrum)을 구하여 식 (4)와 같이 유도할 수 있는 필터[8]로 피부/조직 필터의 역 필터링(whitening)을 수행한 후, 이들 변수를 적용하면 MSA, MTA 진폭추정기를 구현할 수 있다.

$$m_w(n) = \frac{1}{\sqrt{a_0}}m(n) + \frac{-a_1}{\sqrt{a_0}}m(n-1) + \dots + \frac{-a_p}{\sqrt{a_0}}m(n-p) \quad (4)$$

위 식에서 $m(n)$ 과 $m_w(n)$ 은 백색화 필터의 입력 신호인 이산화 된 표면근전도 신호와 백색화된 출력 신호를 각각 나타내며, p 는 자기회귀 모델 차수(order), a_i 는 자기회귀 모델 계수를 각각 나타낸다.

3. 실험 및 분석 방법

3.1 표면근전도 수집 실험

본 연구에서는 실제 근전도 검사 시에 대표적 등척성 근육 수축 방법인 일정한 근력의 %최대자이수축(%MVC)을 통해서 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 제시한 진폭추정기의 성능을 정량적으로 분석, 평가하였다. 이를 위하여 21-28(평균 24.3)세의 건강한 성인남자 11명을 대상으로 5초간(근피로도에 의한 진폭 변화를 방지하기 위한 수축 시간[1,3]) 20, 50, 80%MVC를 유지시키며, 6회 실험/1인을 각각 실시하여, 총 198(3%MVCs × 6 trials × 11 subjects=198)개의 표면근전도 신호를 수집, 저장하였다.

이두박근의 %MVC 수축 실험은 고정된 자세 유지를 위한 보조도구(의자, 발판 등)와 피검자가 자신의 근력을 눈으로 확인하는(visual feedback) 방법을 이용하여 동일한 근력(그림 2의 모델에서 상수 진폭 s)을 최대한 유지시키며 실시하였다. 표면근전도 신호의 취득은 Delsys사의 Bagnoli-2 EMG system[16], Data Translation사의 DT9804 A/D 컨버터를 사용하여, 필터 대역폭 20-450[Hz], 증폭률은 1000배, 표본화 주파수는 1024[Hz]로 각각 설정하고 실시하였다(보다 자세한 표면근전도 수집 실험 방법은 [11] 참조).

3.2 표면근전도 분석 방법

본 연구에서 제시한 spike, turn 진폭변수인, MSA, MTA를 적용한 진폭추정기의 성능은 추정결과의 SNR(신호대잡음비)을 구하여 정량적으로 평가할 수 있다. 이를 위해서 먼저, %MVC 수축으로 이두박근에서 수집한 총 198개의 표면근전도 신호를 대상으로 MSA, MTA 진폭 추정을 각각 실시하였으며, 식 (3)의 SNR은 상수 추정기의 경우에 근사화 성능평가 지표인, SNR=추정값의 평균/추정값의 표준편차[12]를 적용하여 결과를 평가하였

다. 이때 spike, turn 검출 문턱전압(그림 1 참조)은 수집 EMG 시스템 기저선 잡음의 실효값 $\leq 5 \sim 7[\mu V]$ 임을 고려하여 $10[\mu V]$ 로 설정하였다[14,15].

식 (3)에 나타낸바와 같이, 진폭 추정기의 SNR을 좌우하는 중요한 요소인 표면근전도 신호의 통계적 대역폭을 넓혀줄 수 있는 백색화 필터의 유도는, 표면근전도 신호의 자기회귀 전력밀도 스펙트럼을 구한 후, 여기서 얻어진 자기회귀 모델 계수를 가지고 구현할 수 있다[11]. 본 연구에서는 이와 같이 유도한 다양한 차수의 필터를 적용하여 백색화한 신호와, 표면근전도 원 신호 각각을 대상으로 MSA, MTA 진폭 추정을 실시하여 백색화 필터의 효과를 비교, 평가하였다. 또한 spike와 turn의 평균 진폭을 계산하기 위한 이동평균 분석창의 길이를 변화시키며 MSA, MTA 진폭 추정을 실시하여 분석창길이 변화가 진폭 추정치에 미치는 효과를 분석하였다. 위에서 제시한 모든 분석 알고리즘은 Matlab[17] 소프트웨어(software)를 이용하여 프로그래밍(programming) 하였다.

4. 결과 및 검토

다음 그림 3에 이두박근의 표면근전도 신호로부터 본 연구에서 처음으로 시도한 MSA, MTA 변수를 적용한 진폭추정 결과의 예를 나타내었다.

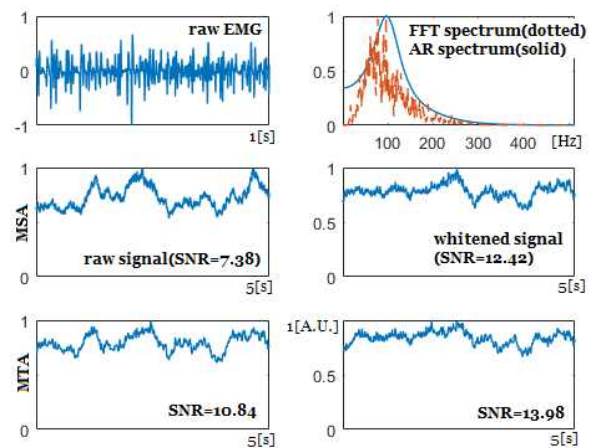


그림 3 MSA, MTA 표면근전도 진폭 추정 결과의 예
 Fig. 3 A result of surface EMG amplitude estimation with MSA, MTA

위 그림은 20%MVC 등척성 수축으로 이두박근에서 수집한 1초 동안의 표면근전도 원 신호(raw EMG), 백색화 필터계수의 유도를 위해서 필요한 근전도 신호의 전력밀도 스펙트럼(FFT spectrum과 AR spectrum을 동시 표현), 동일한 표면근전도 원 신호로부터 구한 MSA, MTA 진폭추정 결과(350[ms] 창길이), 자기회귀 모델계수로 구현한 피부/조직 역 필터로 백색화(식(4)의 1차 필터)한 신호로부터 구한 MSA, MTA 진폭추정 결과(350[ms] 창길이)를 각각 동시에 나타낸 것이다. 이 그림에 나타

본 연구 분석 결과의 예로부터 원신호와 백색화된 신호에 대한 MSA, MTA 진폭추정기의 성능평가 지표인 SNR의 변화를 확인할 수 있다.

본 연구에서는 20, 50, 80%MVC를 5초간 유지시키며 수집한 총 198개의 표면근전도 신호를 대상으로 위와 같은 분석을 모두 실시하여, 진폭추정기의 성능에 중요한 영향을 끼치는 두 가지 요인인 백색화 필터의 차수와 평활기의 창길이에 대하여 각각 비교, 분석하였다. 또한 이러한 분석을 통하여 결정된 적절한 차수의 필터와 창길이를 적용한 MSA, MTA 진폭추정의 결과를 기존의 ARV, RMS 진폭추정 결과와 비교, 분석하였다.

4.1 백색화 필터 차수

본 연구에서는 먼저 MSA, MTA 진폭추정기에 대한 백색화 필터의 효과를 분석하기 위하여 필터의 차수를 0-10차(0차는 백색화 필터를 적용하지 않는 것을 의미)로 변화시키며 MSA, MTA 진폭추정기의 성능을 각각 비교, 분석하였다. 다음 그림 4에 백색화 필터 차수 변화에 따른 진폭추정 결과의 SNR을 비교하여 나타내었다.

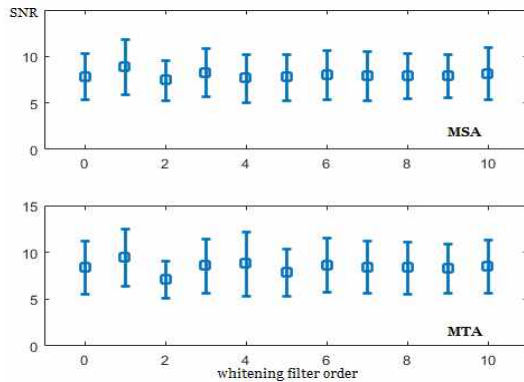


그림 4 백색화 필터 차수 변화에 대한 MSA, MTA 진폭추정기의 SNR

Fig. 4 SNR of MSA, MTA amplitude estimators for whitening filter orders

표 1 백색화 필터 차수에 대한 SNR 성능

Table 1 SNR performance for whitening filter orders

%MVC	차수	0					
		평균±표준 편차 (%증가)	1	3	5	7	9
20	MSA	7.87±2.49 (0%)	8.95±2.97 (13.7%)	8.29±2.61 (5.30%)	7.79±2.47 (-1.0%)	7.96±2.62 (1.10%)	7.89±2.32 (0.30%)
	MTA	8.40±2.80 (0%)	9.49±3.03 (13.0%)	8.59±2.89 (2.30%)	7.86±2.54 (-6.4%)	8.45±2.77 (0.60%)	8.31±2.61 (-1.10%)
50	MSA	7.52±2.41 (0%)	8.80±3.61 (17.0%)	7.76±2.41 (3.20%)	7.31±1.98 (-2.8%)	7.54±2.37 (0.30%)	7.64±2.48 (1.60%)
	MTA	8.04±2.79 (0%)	8.92±3.16 (10.9%)	8.16±2.54 (1.50%)	7.55±2.06 (-6.1%)	8.09±2.78 (0.60%)	8.06±2.83 (0.20%)
80	MSA	6.27±2.37 (0%)	6.53±2.86 (4.10%)	6.53±3.02 (4.10%)	6.09±2.14 (-2.9%)	6.30±2.43 (0.50%)	6.38±2.41 (1.80%)
	MTA	6.49±2.75 (0%)	6.55±2.75 (0.90%)	6.40±2.51 (-1.4%)	6.33±2.33 (-2.5%)	6.49±2.78 (0%)	6.44±2.48 (-0.80%)

위 결과는 spike, turn 검출을 위한 분석창길이를 350[ms]로 설정하고, 11명의 피검자가 각각 6번씩 20%MVC로 수축하여 이 두박근에서 5초간 수집한 총 66개의 표면근전도 신호를 대상으로 식 (1),(2)에 나타낸 MSA, MTA를 적용하여 진폭추정한 결과의 SNR(=추정값의 평균/추정값의 표준편차)을 평균(가운데 작은 네모)과 표준편차(오차막대)로 각각 표현하여 나타낸 것이다. 백색화 필터의 계수는 66개의 분석대상 표면근전도 원 신호들로부터, 3.2절에서 제시한 분석방법으로 정해진 차수의 자기회귀 전력 밀도 스펙트럼을 구하여 유도하였다.

그림 4의 결과를 살펴보면 MSA, MTA 진폭추정기의 SNR은 백색화 필터를 적용하지 않은 0차에서부터 10차의 백색화 필터링에 대해서 큰 차이의 변화를 보이지 않는 것을 확인할 수 있다. 이는 이두박근에서 기록한 표면근전도 신호를 대상으로 기존의 ARV, RMS 진폭추정기에 대한 백색화 필터의 효과를 평가한 이전의 연구들[8,11]과는 다른 결과를 나타내는 것이다. 즉 기존 진폭추정기의 성능은 백색화 필터링에 의해서 크게 향상되는 것으로(약 50% 이상의 SNR 상승[11]) 증명되었으나, 본 연구의 MSA, MTA 진폭추정기의 경우는 1차 필터링의 경우에만 약 13% SNR 상승을 보였다.

다음 표 1에 3가지 %MVC 수축으로 구분하여 수집한 전체 198개의 표면근전도 신호에 대하여 백색화 필터의 효과를 차수에 따라서 분석한 정량적인 결과를 나타내었다. 표 1은 그림 4에서와 동일한 분석 방법을 전체 신호에 적용하여 얻어진 SNR의 변화를 평균±표준편차로, 백색화 하지 않은 0차의 결과에 비하여 증가한 평균의 %비율을 수치로 각각 나타내어 구성한 것이다. 즉 20% MVC로 이두박근에서 수집한 총 66개의 표면근전도 신호를 대상으로 MSA를 적용한 진폭추정기의 신호대잡음비가 백색화 필터의 차수에 따라, 7.87±2.49로 0%(0차)-8.95±2.97로 13.7% 증가(1차)등으로 변화함을 이 표의 내용을 통하여 알 수 있으며, 0차-10차로 1차씩 변화시키며 분석한 전체 결과들 중에서 편의상 홀수 차수의 결과들만 표에 제시한 것이다.

표 1에 나타낸 분석 결과는 3가지 %MVC의 모든 신호에 대하여 MSA, MTA 추정에 대한 백색화 필터링의 효과가 크지 않으며(SNR 변화 범위: 약 -6%~13%, 5차의 경우 SNR 감소), 1차 필터의 적용이 빠른 처리속도로 최대 SNR의 진폭추정에 적합함을 제시한다.

또한 모든 경우의 추정 결과에서 MTA의 SNR이 MSA 보다 조

금 높게(20%MVC, 1차의 결과의 경우; MTA 평균=9.49 >MSA 평균=8.95) 나타나는 것을 알 수 있으며, 수축력이 증가할수록 공히 평균 SNR이 감소하는 결과를 나타냄을 확인할 수 있다.

위 표 1에 나타난 결과에서 주목할 만한 특징은 본 연구에서 처음으로 시도한 MSA, MTA 진폭추정기는 기존의 ARV, RMS 진폭추정기와 비교하여 백색화 필터링에 의한 SNR 상승효과는 크지 않으나 분석대상 3가지 %MVC의 198개 신호 모두에 대한 추정 결과에서 전체적으로 높은 SNR 성능을(20% MVC 신호에 대한 최적 SNR: ARV=8.75±2.84([11] 참조)), MTA=9.49±3.03; 50.80% MVC의 경우도 동일한 결과) 보였다는 사실이다. 이와 같은 결과의 이유는 MSA, MTA 자체가 원래 표면근전도 신호에 대하여 일종의 비선형 필터링 역할을 하는 spike, turn에 의한 진폭 검출이기(그림 1 참조) 때문일 것으로 생각되며, 이러한 spike, turn 진폭이 진폭추정기의 성능 향상에 기존의 백색화 필터링에 의한 효과 보다 우수하게 적용될 수 있음을 제시하는 결과라 할 수 있다.

4.2 MSA, MTA 분석 창길이

위 절의 분석 결과에서 밝혀진 최적필터링 조건인 백색화 필터의 차수를 1차로 설정하고, 진폭추정기의 SNR에 영향을 미치는 두 번째 요인인 평활창길이(smoothing window length)를 변화시키며 수행한 분석 결과를 그림 5에 나타내었다. 이 그림은 MSA, MTA 평균 진폭을 계산하기 위한 이동평균 분석창의 길이를 100[ms]-500[ms]로 변화시키며, 20%MVC로 이두박근에서 수집한 총 66개의 표면근전도 신호들 각각으로부터 진폭 추정 결과의 SNR을 평균을 연결한 곡선과 표준편차를 오차막대로 각각 표현하여 그래프로 나타낸 것이다.

그림 5의 결과로부터 식 (3)에 나타난 이론적 최적 진폭추정기 SNR의 정의대로 MSA, MTA 추정기의 SNR이 분석창길이에 비례하여 증가함을 알 수 있으며, 100[ms]를 시작으로 창길이가 길어질수록 SNR의 증가폭은 줄어들며 편차의 폭은 커지는 경향을 볼 수 있다. 이는 기존의 ARV, RMS 진폭추정기의 특성 [9,11]과 일치하는 결과이다.

다음 표 2에 198개의 전체 표면근전도 신호에 대하여 MSA, MTA 각각으로 동일한 분석을 실시하여 얻은 SNR을 평균±표준편차의 정량적인 수치로 나타내었다.

3가지 %MVC의 표면근전도 신호를 대상으로 얻어진 진폭추정

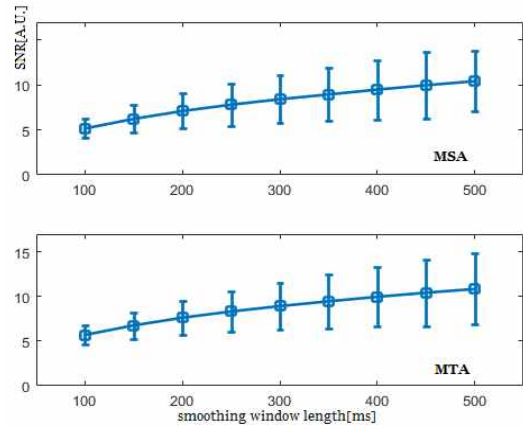


그림 5 평활창길이 변화가 SNR에 미치는 효과
Fig. 5 Effect of smothing window length on the SNR

결과 모두가 창길이에 비례하여 SNR이 커지며, MSA, MTA에 대한 증가폭 변화의 양상이 유사함을 표 2를 통해서 정량적인 값들로 확인할 수 있다. 20% MVC 신호에 대한 MSA의 경우를 살펴보면 50[ms]-350[ms] 구간에서는 각 단계마다 SNR의 평균은 15% 이상으로 증가하며 평균에 대한 표준편차(추정치의 변동폭)의 비율은 32% 이하이나, 350 [ms] 이상의 구간에서는 평균의 증가는 10% 이하, 표준편차의 비율은 37% 이상으로 각각 나타났다. 또한 150 [ms] 이상의 창길이를 적용하면 모든 경우에 근 수축력이 증가할수록 진폭추정의 SNR이 떨어지며, MTA가 MSA보다 조금 우수한 성능을 보이는 현상을 확인할 수 있다.

이전의 연구에서도 [11] 지적하였듯이 정해진 시간구간의 신호를 대상으로 어떤 변수를 추정하는 추정기의 정확성은 참값에 대한 추정값의 분산 오차(variance error)와 바이어스 오차(bias error)에 의해서 좌우되며 이동평균 추정기의 창길이는 이 두 오차 사이에 상충(trade-off) 관계가 존재한다. 그러므로 최적의 창길이 설정 문제는 실제 수집된 신호의 특성에 반영되는 여러 가지 특성들, 근육 수축 방법, 근피로도, 구간 정상성(stationarity) 등을 고려하여 실험적으로 설정하는 것이 필요하다. 이러한 기존의 연구에서 밝혀진 결과들과 표 2에 나타낸 본 연구의 실험 결과인 SNR 평균의 증가율과 편차의 감소율을 고려하면, 본 연구에서 시도한 MSA, MTA 진폭추정기는 300[ms]-350[ms] 구간을 적절한 창길이로 선정할 수 있다.

표 2 분석 창길이 변화가 SNR에 미치는 효과

Table 2 Effect of smothing window length on the SNR

%MVC	창길이	창길이					
		50[ms] 평균±표준편차	100[ms]	150[ms]	250[ms]	350[ms]	450[ms]
20	MSA	3.13±0.52	5.16±1.07	6.23±1.54	7.81±2.33	8.95±2.97	9.98±3.68
	MTA	3.82±0.57	5.70±1.04	6.77±1.49	8.33±2.30	9.49±3.03	10.4±3.73
50	MSA	3.28±0.59	5.13±1.10	6.23±1.68	7.80±2.74	8.80±3.61	9.66±4.47
	MTA	3.90±0.61	5.51±1.09	6.54±1.63	8.02±2.49	8.92±3.16	9.72±3.82
80	MSA	3.09±0.45	4.24±1.19	4.94±1.59	5.88±2.27	6.53±2.86	7.05±3.39
	MTA	3.29±0.69	4.44±1.16	5.06±1.53	5.93±2.20	6.55±2.75	7.09±3.24

4.3 진폭추정 결과 비교, 분석

앞 절의 분석을 통해서 밝혀진 최적성능조건(1차 백색화 필터와 350[ms] 평활창 길이)으로 각각 설정한 MSA, MTA 진폭추정기를 전체 198개의 표면근전도 신호들에 적용하여 진폭 추정 결과의 SNR을 기존의 ARV, RMS와 비교하여 그림 6에 나타내었다.

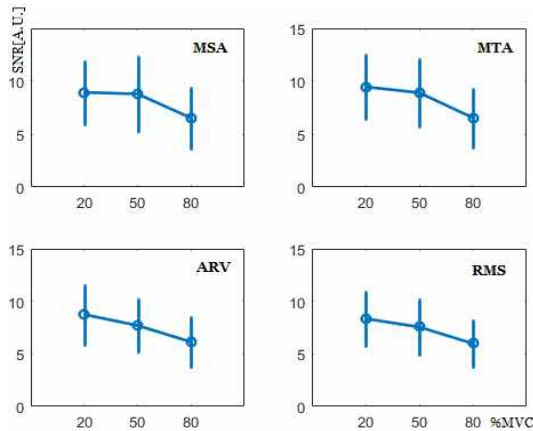


그림 6 4개 변수 진폭추정 결과 비교

Fig. 6 Comparison of the amplitude estimation results for the four variables.

위 그림은 11명의 피검자가 각각 6번씩 20, 50, 80%MVC로 이두박근을 수축하여 수집한 전체 198개 표면근전도 신호들(66개 /%MVC)을 대상으로 본 연구에서 처음으로 시도한 MSA, MTA 진폭추정기와, 동일한 최적성능조건(4차 백색화 필터와 250[ms] 창길이)[11]으로 설정한 기존의 ARV와 RMS로 각각 진폭 추정 결과의 SNR을 평균(가운데 작은 네모)과 표준편차로 표현하여 %MVC 별로 비교하여 나타난 그래프이다.

그림 6의 결과에서 등척성 20, 50, 80%MVC 수축시의 표면근전도 신호에 대하여 조금 더 우수한 성능을 보이는 기존의 ARV와 본 연구의 MTA를 평균±표준편차의 정량적인 값으로 비교해보면, ARV의 경우(4차 백색화필터와 250[ms] 평활창길이 적용)는 20%MVC: 8.75 ± 2.84 , 50%MVC: 7.7 ± 2.55 , 80%MVC: 6.14 ± 2.33 와 MTA(1차 백색화필터와 350[ms] 평활창길이 적용)는 20%MVC: 9.49 ± 3.03 , 50% MVC: 8.92 ± 3.16 , 80%MVC: 6.55 ± 2.75 로 각각 나타나 MTA 진폭추정기의 성능이 동일한 최적추정조건(10%대의 평균SNR 증가와 30%대의 편차 비율)에서 약 6%-15%(20%MVC: 8.4%, 50%MVC: 15.8%, 80%MVC: 6.7)의 평균 SNR 상승을 보이는 것으로 밝혀졌다. 또한 그동안 다수의 연구들에서[2,10,11] 밝혀진 결과와 마찬가지로, 근수축력이 증가할수록 4개 추정기 모두에서 SNR이 떨어지는 결과를 확인할 수 있으며, 본 연구에서 제시한 MSA, MTA 추정기가 근수축력의 변화에 좀 더 강건(robust)하게(그림 6에서 각 %MVC 평균 SNR을 연결한 직선의 기울기 참조) 표면근전도 진폭추정이 가능함을 확인할 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 표면근전도 간섭패턴 해석 변수들인 MSA와 MTA를 이용한 표면근전도 진폭추정을 처음으로 시도하여 그 성능 평가하였다. 이를 위하여 일정 등척성 20%, 50%, 80%MVC 수축 시에 이두박근에서 수집한 표면근전도 신호들을 대상으로 MSA, MTA 변수를 적용하여 진폭추정을 시도하였으며, 이를 통하여 얻어진 진폭추정기의 SNR을 기존의 진폭추정기들과 비교, 평가하였다.

본 연구 결과에서 밝혀진 주요내용은 1) 1차 백색화 필터와 300-350[ms] 분석창길이를 적용한 MSA, MTA 진폭추정기가 최적의 성능, 2) MTA 진폭추정기의 성능이 동일한 최적 조건에 기존 ARV 추정기보다 %MVC에 따라서 약 6%-15%의 평균 SNR 상승, 등으로 나타났다. 이러한 결과는 일정 등척성 %MVC 수축으로 기록한 표면근전도 신호의 진폭추정에 본 연구에서 새롭게 시도한 MSA, MTA 간섭패턴 변수들이 기존의 ARV, RMS 진폭추정기보다 우수한 성능으로 사용될 수 있음을 제시한다.

그러므로 향후, 본 연구에서 새롭게 시도한 MSA, MTA 진폭추정기에 대하여 보다 면밀한 이론적 검토에 관한 연구가 이어진다면, 표면근전도 신호를 대상으로 근력 추정을 위한 통계적 진폭추정의 정확도를 향상시키는데 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

“본 연구는 2016년도 강원대학교 학술연구조성비로 연구하였음(관리번호-620160061).”

References

- [1] J.V. Basmajian and C.J. De Luca, *Muscles alive : Their functions revealed by electromyography.*, Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985.
- [2] C. D. Klug, T.S. Rode, G. Rau, "Surface electromyography and muscle force," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, pp. 225-235, 2009.
- [3] D. Staudenmann, K. Roeleveld, D.F. Stegeman, J.H. van Dieen, "Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 20, pp. 375-387, 2010.
- [4] H.S. Milner-Brown and R.B. Stein, "The relationship between the surface electromyogram and muscular force," *J. Physiol.*, vol. 246, No. 3, pp. 549-569, 1975.
- [5] T.W. Calvert and A.E. Chapman, "The relationship between the surface EMG and force transients in muscle: simulation and experimental studies," *Proc. IEEE*, vol. 65, No. 5, pp. 682-689, 1977.

- [6] N. Hogan and R.W. Mann, "Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to EMG - part I: Derivation of the optimal myoprocessor," *IEEE Trans. BME*, vol. 27, No. 7, pp. 382-395, 1980.
- [7] N. Hogan and R.W. Mann, "Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to EMG - part II: Experimental demonstration of optimal myoprocessor performance," *IEEE Trans. BME*, vol. 27, No. 7, pp. 396-410, 1980.
- [8] E.A. Clancy and N. Hogan, "Single site electromyography amplitude estimation," *IEEE Trans. BME*, vol. 41, No. 2, pp. 159-167, 1994.
- [9] Y. St-Amant, D. Rancourt, E.A. Clancy and N. Hogan, "Influence of smoothing window length on electromyogram amplitude estimates," *IEEE Trans. BME*, vol. 45, No. 6, pp. 795-800, 1998.
- [10] E.A. Clancy and E.L. Morin R. Merletti, "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 12, pp. 1-16, 2002.
- [11] J. Lee, "Quantitative analysis of EMG amplitude estimator for surface EMG signals recorded during isometric constant voluntary contraction", *J. of KIEE*, vol. 66, no. 5, pp. 843-850, 2017.
- [12] A. Papoulis, *Probability, random variables and stochastic processes*, McGraw-Hill, NY, 1965.
- [13] J. Lee, W.H. Kang, S.H. Kim, "A study on the quantitative analysis of Surface EMG interference pattern with T/A variables", *J. of KIEE*, vol. 54, no. 5, pp. 348-357, 2005.
- [14] J. Lee, H.W. Yang, E.K. Jung, "Spike variable analysis of surface EMG signal during constant voluntary contraction", *J. of KIEE*, vol. 56, no. 4, pp. 809-816, 2007.
- [15] J. Lee, M.Y. Jung, S.H. Kim, "Reliability of spike and turn variables of surface EMG during isometric voluntary contractions of the biceps brachii muscle," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, pp. 119-127, 2011.
- [16] <http://www.delsys.com>
- [17] C. M. Thompson and L. Shure, *Matlab and Simulink User's Guide*, Mathworks Inc., 2002.

저 자 소 개



이 진 (Jin Lee)

1987년 연세대학교 의용공학과 학사. 1990년, 1999년 서울시립대학교 전자공학과 석사, 박사.

1999년~현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수.

주관심분야 : 신호처리, 의용전자