ISSN 1975-8359(Print) / ISSN 2287-4364(Online)
The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers Vol. 66, No. 5, pp. 843~850, 2017
http://doi.org/10.5370/KIEE.2017.66.5.843

등척성 일정 자의 수축 시에 기록한 표면근전도 신호에 대한 근전도 진폭 추정기의 정량적 분석

Quantitative Analysis of EMG Amplitude Estimator for Surface EMG Signal Recorded during Isometric Constant Voluntary Contraction

이 진*
(Jin Lee)

Abstract - The EMG amplitude estimator, which has been investigated as an indicator of muscle force, is utilized as the control input to artificial prosthetic limbs. This paper describes an application of the optimal EMG amplitude estimator to the surface EMG signals recorded during constant isometric %MVC (maximum voluntary contraction) for 30 seconds and reports on assessing performance of the amplitude estimator from the application. Surface EMG signals, a total of 198 signals, were recorded from biceps brachii muscle over the range of 20-80%MVC isometric contraction. To examine the estimator performance, a SNR(signal-to-noise ratio) was computed from each amplitude estimate. The results of the study indicate that ARV(average rectified value) and RMS(root mean square) amplitude estimation with forth order whitening filter and 250[ms] moving average window length are optimal and showed the mean SNR improvement of about 50%, 40% and 20% for each 20%MVC, 50%MVC and 80%MVC surface EMG signals, respectively.

Key Words : Surface EMG, %MVC contraction, EMG amplitude estimation

1. 서 론

표면근전도(surface EMG) 신호의 진폭(amplitude)은 대상 근육이내는 근력(muscular force)을 간접적으로 추정하는 수단으로 사용될 수 있으며[1,2], 이렇게 측정할 수 있는 근력은 각종 인공 보장구(prosthetic limbs) 및 로봇의 제어입력 등으로 활용도가 증대되고 있다[3-5].

지금까지 근력을 추정할 수 있는 근전도 신호의 진폭 측정을 위하여 이용되고 있는 신호처리 방법으로는 정류된 신호의 평균값(ARV : average rectified value)과, 근전도 신호의 실효값(RMS : root mean squre)을 사용하는 것이 대표적이다. 그러나 표면근전도 신호의 진폭은 관혈적(invasive)으로 신호원에 근접하여 측정하는 침(needle) 근전도 신호보다는 여러 가지 원인에 의한 잡음에 오염되며[1,3,4], 근섬유에서 발생한 활동전위들이 조직, 뼈 등을 거쳐 피부표면까지 전파하면서 시, 공간적으로 서로 중첩되어 검출되기 때문에 ARV, RMS로 추정할 수 있는 표면근전도 진폭 값과 실제 참값사이의 신호대잡음비(SNR: signal-to-noise ratio)가 낮다는 문제점이 있었으며, 이를 개선하는 것이 정확한 근력추정기로서의 성능을 결정하는 중요한 요인이 되고 있다.

이러한 문제점을 해결하기 위하여 많은 연구자들이 ARV, RMS를 적용한 표면근전도 진폭추정기의 신호대잡음비를 높이기 위한 연구들을 시도해오고 있다[5-11]. 1975년 Calvert 등[5]은 저역통과 필터와 정류기(rectifier) 회로를 결합한 아날로그(analog) ARV를 이용하여 근전도 진폭 추정을 시도하고, 인공 보장구 등에 실시간 제어 입력으로 사용하려면 필터의 시정수가 100[ms] 이하가 되어야함을 제시하였고, Lynn 등[6]은 근섬유에서 피부표면까지 전파하며 서로 상관되는 피부/조직 필터링(filtering) 효과를 제거해주기 위해 원(raw) 신호를 백색화(pre-whitening)하면 100 [ms]이하 신호 길이의 평활-정류 처리로도 이들이 제시한 진폭추정 회로의 신호대잡음비를 높일 수 있음을 보고하였다. Hogan과 Mann[7,8]은 위의 연구들을 바탕으로 디지털(digital) 최적 표면근전도 진폭추정기를 제시하고, 그 성능을 비교, 평가하였으며, 그 후 여러 연구자들[9-11]에 의해 표면근전도 진폭 추정을 위한 디지털 신호처리 시스템의 핵심 요소인 백색화 필터의 성능 개선을 위한 연구가 시도되었다. 하지만 지금까지 실제 근전도 검사 시 자주 이용되는 대표적 근육 수축 방법인 일정한 근력(constant force)의 등척성(isometric) %최대자의 수축(%MVC : maximum voluntary contraction) 시에 기록한 표면근전도 신호를 대상으로 백색화 필터를 적용한 ARV, RMS 처리로 구현할 수 있는 진폭추정기의 성능을 정량적으로 비교, 평가한 연구는 거의 없는 실정이다.

본 연구에서는 실제 임상에서 근전도 검사 시 일반적으로 사

* Corresponding Author : Dept. of Control & Instrumentation Engineering, Kangwon National Univ., Samcheok, Korea
E-mail : jlee@kangwon.ac.kr
Received : January 25, 2017; Accepted : April 25, 2017

Copyright ⓒ The Korean Institute of Electrical Engineers

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/)which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

용되는 일정 등척성 20%, 50%, 80%MVC 수축 시에 이두박근(biceps brachii muscle)에서 30초간 수집한 표면근전도 신호들을 대상으로, 제시한 최적 진폭추정기를 각각 적용하여 얻어진 진폭추정의 결과를 정량적으로 비교, 평가하였다. 이를 위하여 근피로도(local muscle fatigue)의 효과를 최대한 방지하며[12,13] 표면근전도 신호의 정상성이 유지되는[14] 비교적 짧은 분석 구간(5초)으로 각각 구분한 신호를 대상으로, 백색화 필터의 차수(order)와 ARV, RMS 값의 평활처리를 위한 이동평균(moving average)에 적용되는 창길이(window length) 변화를 중심으로 근전도 진폭추정기의 성능 평가지표인 신호대잡음비를 정량적으로 비교, 분석하였으며, 이러한 분석을 통하여 선정한 최적 근전도 진폭추정기를 전체 30초간 표면근전도 신호에 적용한 결과를 제시하였다.

2. 표면근전도 진폭추정기

2.1 표면근전도 신호 모델

표면근전도 신호는 근육 세포에서 발생하는 전기적 활동이 조직과 뼈를 거쳐 피부표면으로 전파하며 시, 공간적으로 복합, 중첩되어 형성되는 간섭 패턴(interference pattern) 신호로, 통계적으로 임의신호(random signal)로 간주할 수 있으며, 그림 1과 같이 대역 제한된 가우시안 임의 과정(band limited Gaussian random process)으로 모델링(modelling)할 수 있다[7].

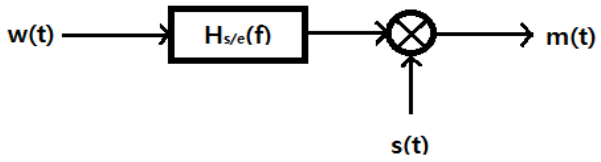

그림 1 표면 근전도 신호 모델
Fig. 1 A model of surface EMG signal

위 모델에서 $w(t)$는 넓은 의미의 정상성(wide sense stationarity)과 상호상관 에르고딕성(correlation ergodicity)을 만족하며 평균=0, 크기=1인 백색 가우시안 임의과정(white Gaussian random process)[15]이고, $H_{s/e}(f)$는 근육조직, 뼈, 피부표면을 통해 전극까지 전파되며 일어나는 필터링효과를 반영하는 피부/전극 필터(skin/electrode filter), $s(t)$는 근육계에서 발생하는 근력을 묘사하는 근전도 진폭함수, $m(t)$는 피부표면에서 측정할 수 있는 표면근전도 신호로 각각 정의할 수 있다. 그러므로 위 모델은, 표면근전도 신호는 백색 가우시안 임의신호가 인과적인 선형시불변(LTI : linear time invariant) 시스템[3], $H_{s/e}(f)$로 필터링 되고, 진폭함수 $s(t)$에 의해 진폭 변조(modulation)되어 형성되는 대역 제한된 가우시안 임의신호로 정의할 수 있음을 나타낸다. 특히 일정한 근수축력일 경우에 진폭변조 신호 $s(t)$가 상수 s로 대치될 수 있으며, 근전도 신호의 시변 특성은 오직 $H_{s/e}(f)$에 의해서만 형성됨을 알 수 있다.

2.2 최적 표면 근전도 진폭추정기

위 모델을 바탕으로 피부/전극 필터의 역 필터(inverse filter)를 설계하여 원래대로 백색화 시키고, 진폭 변조된 $w(t)$를 복조(demodulation) 시키면 수집된 표면근전도 신호로부터 근전도 진폭 함수, $s(t)$를 추정할 수 있으며, 다음 그림 2와 같이 최적 근전도 진폭추정기를 설계할 수 있다[7].

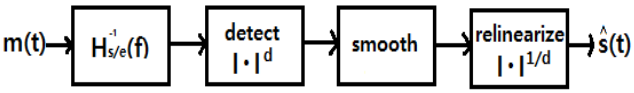

그림 2 최적 표면근전도 진폭추정기
Fig. 2 Optimal amplitude estimator for surface EMG

위 그림에서 $H_{s/e}^{-1}(f)$는 피부/조직 필터의 역 필터, $|\bullet|^d$는 백색 가우시안 임의 신호가 근력에 의하여 진폭 변조된 표면근전도 신호로부터 근력에 해당되는 진폭변조 신호를 분리하기 위한 복조기, 다음 블록(block)은 진폭추정기의 신호대 잡음비를 높여주기 위해 이동평균을 적용하는 평활기(smoothing filter), $|\bullet|^{1/d}$는 복조 단계에서 변화된 전력 단위를 원래 근전도 진폭의 단위로 되돌리는 재선형화기를 각각 나타낸다.

만약 표면근전도 신호가 피부/조직 필터에 의해서 대역 제한되지 않아 백색 전력밀도 스펙트럼(white power density spectrum)을 갖는다면, 즉 완전하게 비상관된(uncorrelated) 샘플들로 이루어진 신호라면, 그림 2에서 $\hat{s}(t)$의 최대 가능성(maximum likelihood)[16] 추정기는 ARV($d=1$인 경우)[11], RMS($d=2$인 경우)[7,9]로 각각 유도할 수 있다. 그러므로 그림 2의 추정기에서 표면전극으로 기록한 근전도 신호에서 피부/조직 필터링 효과를 제거하기 위하여 백색화 시키는 역할을 하는 필터의 전달함수인, $H_{s/e}^{-1}(f)$의 설계가 핵심 요소가 된다. 일정한 근력 수축의 경우 진폭변조 신호, 상수 s의 추정기는 수집한 표면근전도 신호, $m(t)$로부터 식 (1)과 같이 자기회귀(autoregressive) 모델 전력밀도 스펙트럼, $M(e^{j\omega})$을 구하여[16,17] 유도한 필터 계수로 식 (2)의 피부/조직 필터의 역 필터링을 수행한 후, ARV, RMS를 적용하여 구현할 수 있다.

$$M(e^{j\omega}) = a_0 \Big/ \left| 1 - \sum_{k=1}^{p} a_k e^{-jk\omega} \right| \tag{1}$$

$$m_w(n) = \frac{1}{\sqrt{a_0}} m(n) + \frac{-a_1}{\sqrt{a_0}} m(n-1) + \ldots + \frac{-a_p}{\sqrt{a_0}} m(n-p) \tag{2}$$

위 식 (1), (2)에서 $m(n)$과 $m_w(n)$은 백색화 필터의 입력신호인 이산화 된 표면근전도 신호와 백색화된 출력 신호를 각각 나타내며, p는 자기회귀 모델 차수(order), a_i는 자기회귀 계수를 각각 나타낸다.

2.3 표면근전도 진폭 추정기의 성능

이론적으로 통계적 추정기의 객관적인 성능 평가는 참값/추정값 의비로 정의할 수 있는 신호대잡음비를 추정기의 성능 지표로 사용할 수 있으나, 실제로는 정확한 참값을 알 수 없기 때문에 현실적으로 계산 가능한 정량적인 추정기의 성능 지표가 필요하다[16]. 앞에서 제시한 그림 2의 모델로부터 유도한 진폭추정기 ARV($d=1$인 경우), RMS($d=2$인 경우)가 이론적으로 최적 추정기가 되기 위해서는 백색화 필터를 통과한 신호가 통계적으로 서로 독립적인(independent) 샘플들로 구성되어야 하며, 즉 완전히 백색화된 표면근전도 신호가 보장되어야 하며, 이때 최적 근전도 진폭추정기의 신호대잡음비는 다음 식(3)으로 구할 수 있다[8].

$$SNR=\left[N/2\left\{\frac{\Gamma(N/2)}{\Gamma((N+1)/2)}\right\}^2-1\right]^{-1/2} \tag{3}$$

위 식에서 N은 평활 처리를 위하여 이동평균값 계산에 사용되는 데이터 샘플의 수(평활기의 창길이: smoothing window length), Γ는 감마(Gamma) 함수를 각각 나타낸다. 그러나 표면근전도 신호의 진폭은 여러 가지 불확정적인 원인에[1,3,4] 의하여 잡음에 오염되고 서로 간섭되어 검출되기 때문에 완전한 백색화는 불가능하며, 일정한 근력으로 수축되고 근 피로도가 없는 경우에 검출된 표면근전도 신호에 대해서는(그림 1의 모델에서 $s(t)=s$로 상수) 일반적인 상수 추정기에 적용할 수 있는 성능평가 지표인, 신호대잡음비=추정값의 평균/추정값의 표준편차[16]를 사용할 수 있으며, 이는 다음 식(4)와 같이 정의되는 표면근전도 신호의 특성들과 비례하여 계산 되는 성능평가 지표임이 증명되었다[8].

$$SNR=\sqrt{4\cdot B_s\cdot T} \tag{4}$$

위 식에서 B_s는 표면근전도 신호의 통계적 주파수대역(statistical bandwidth)[16], T는 평활기의 창길이를 각각 나타낸다. 즉 식(4)는 표면근전도 신호의 주파수 대역이 넓을수록, 즉 백색화 필터에 의해서 샘플사이의 상관성이 적어질수록, 평활 데이터 샘플의수가 많을수록 최적 진폭추정기의 성능이 향상될 수 있음을 나타낸다.

3. 실험 및 분석 방법

3.1 표면근전도 수집 실험

본 연구에서는 실제 근전도 검사 시 자주 이용되는 대표적 근육 수축 방법인 일정한 % 최대자의 근육 수축(%MVC)을 통해서 수집한 신호를 대상으로 표면근전도 진폭추정기의 성능을 정량적으로 분석, 평가해 보기위하여 21~28 (평균 24.3)세의 건강한 성인남자 11명을 대상으로 다음과 같은 방법으로 이두박근의 표면근전도 신호를 수집하였다.

이두박근의 수축은 실험 도중 대상 근육의 움직임을 최소화하기 위해 책상에 편안한 자세로 앉아 오른팔을 책상위에 올려놓은 상태에서 일정한 자세로 고정시키고, 근육에 힘을 주어 자의수축 하였을 때 근전도 모니터(monitor)에 나타나는 근 신호 진폭의 %MVC 레벨(level)을 피검자가 눈으로 확인하며(visual feedback) 최대한 일정하게 유지하면서, 즉 동일한 근력을 최대한 유지시키며 실시하였다. 모든 피검자들은 본격적인 실험에 앞서 최대한 일정한 수축력을 유지하는 실험방법과 근전도 신호수집 장비에 익숙해지도록 얼마간의 연습시간(약 3~5분)을 두고 준비시켰다.

신호 수집을 위하여 이두박근 위의 피부표면을 알콜 거즈로 닦아내어 전극과 피부사이의 접촉저항을 최소화한 후, 피부 인터페이스(interface) 테이프(tape)를 사용하여 1개의 표면 전극(Delsys사[18], bar type electrode, 1 cm 활성 전극간거리)을 근 섬유(muscle fiber) 다발에 평행한 방향으로 부착하였으며[1], 전극 부착 후 초기 기저선 잡음의 RMS값이 5[㎶]이하가 되도록 충분한 안정화 시간을 두고 실험을 실시하였다. 총 11명의 피검자를 대상으로 이와 같은 동일한 실험 조건하에서 20, 50, 80%MVC의 근육 수축력을 30초간 유지시키며, 각 피검자 당 6번의 동일한 실험을 반복하여 총 198(6 trials×3 %MVCs×11 subjects=198)번의 표면근전도 신호 수집 실험을 실시하였다. 이때 앞선 실험에 의한 근 피로의 영향을 차단하기 위하여 각 실험 사이에는 최소 5분 이상의 휴식 시간[12]을 갖도록 하였다.

표면근전도 신호의 취득은 Delsys사의 Bagnoli-2 EMG system, Data Translation사의 DT9804 A/D 컨버터를 사용하여 실시하였다. 또한 이두박근 표면근전도 신호의 진폭, 주파수 특성으로 고려하여[1,14], 필터 대역폭 20~450[Hz], 증폭률은 1000배, 표본화 주파수는 1024[Hz]로 각각 설정하고 실시하였으며, 수축 시작 후 약 1~5초의 안정화 시간을 거친 다음 수집한 신호를 컴퓨터에 저장하였다.

3.2 표면근전도 분석 방법

그림 2에서 제시한 표면근전도 추정기인 ARV, RMS(식 (5)로 정의)의 성능은 식 (4)에 나타낸 신호대잡음비에 의해서 좌우된다. 그러므로 본 연구에서는 백색화 필터의 차수(식 (2)에서 p)와 평활기의 창길이(식 (5)에서 N) 변화에 중점을 두고, 이두박근에서 수집한 총 198개의 원래 표면근전도 신호, $m(n)$과 백색화된 신호, $m_w(n)$들을 대상으로 각각 진폭추정한 결과로부터 신호대잡음비(=추정값의 평균/추정값의 표준편차)를 구하여 분석, 평가하였다.

$$\text{ARV}=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}|m(n)|,\ \text{RMS}=\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}m^2(n)} \tag{5}$$

근수축이 지속되면 수축 근육에 젖산(latic acid)이 축적되어 국부 근피로가 발생하게 되며[1], 이러한 근피로는 표면근전도 신호의 진폭, 주파수 특성을 변화시키는 요인으로 작용할 수 있으며

[12,13], 이로 인해 그림 1의 신호모델링에서 발생되는 표면근전도 신호 정상성의 보장이 어려워진다. 즉, 일정한 근력으로 %MVC 수축을 유지하더라도 일정근력의 보장이 어려워지며, 이는 그림 1의 모델에서 상수근력, s의 추정에 오차로 작용하게 될 것이다. 그러므로 이러한 오차의 원인을 가능한 방지하기 위하여 백색화 필터는, 먼저 30초간 수집한 전체 표면근전도 신호들을 5초간의 데이터 샘플 구간으로 각각 분리한 다음(일정자의 수축의 비교적 짧은 구간(약 1~5초)에서는 근피로도의 발생 가능성 저하[12],14]), 이를 대상으로 자기회귀 전력밀도 스펙트럼 유도 알고리즘(algorithm) [16,19]을 적용하여 식 (1)을 구한 후, 여기서 얻어진 자기회귀 모델 계수를 가지고 식 (2)의 이동 평균 필터를 구현하는 절차로 유도하였다. 또한 기존 연구의 백색화 필터계수 조정방법[9]을 참고하여, 피검자 마다 동일한 %MVC 수축으로 6번씩 시도하여 기록한 신호들로부터 식 (1)의 자기회귀 스펙트럼을 각각 유도한 다음, 이들을 평균하여 동일한 피검자의 6개 표면근전도 신호에 공통적으로 적용할 수 있는 식 (2)의 필터 계수를 최종적으로 유도하였다.

위에서 제시한 모든 분석 알고리즘은 Matlab 소프트웨어(software)[19]를 이용하여 프로그래밍(programming) 하였으며, 다음 그림 3에 위에서 제시한 분석 방법으로 그림 2의 진폭추정기인 RMS 진폭추정 결과의 예를 나타내었다.

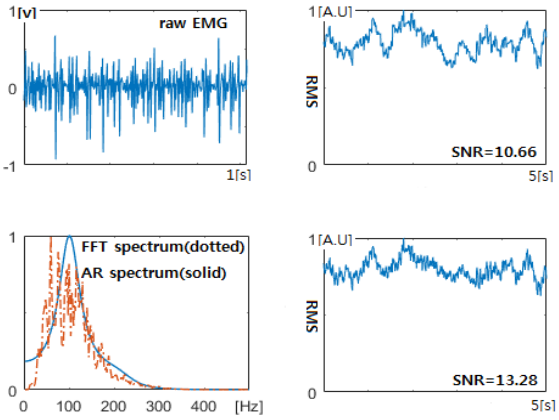

그림 3 RMS 진폭추정에 대한 백색화의 효과

Fig. 3 Effect of pre-whitening on the RMS amplitude estimation

그림 3에는 위 칸 왼쪽부터, 50%MVC로 이두박근에서 수집한 1초 동안의 원 신호(raw signal), 동일한 원 신호 5초 구간으로부터 구한 RMS 진폭추정 결과(250[ms] 창길이), 백색화 필터의 유도를 위해서 필요한 이 신호의 전력밀도 스펙트럼(FFT spectrum과 AR spectrum을 동시 표현), 자기회귀 모델계수로 구현한 필터로 백색화(식 (2)의 4차 필터)한 신호에서 구한 RMS 진폭추정 결과(250[ms] 창길이)를 각각 나타내었다. 이 그림의 결과는 백색화된 신호에 대한 RMS 진폭추정기의 신호대잡음비가 원 신호로부터 RMS 추정한 것과 비교하여 약 25% 상승했음을 보여주고 있다.

4. 결과 및 검토

본 연구에서는 식 (4)에 나타낸 진폭추정기 신호대잡음비에 중요한 영향을 끼치는 두 가지 요인인 백색화 필터의 차수와 평활기의 창길이에 대하여 각각 먼저 분석한 후, 적절한 필터와 창길이를 적용한 최적 진폭추정기를 전체 표면근전도 신호에 적용하기 위하여 다음과 같은 순서로 분석하였다.

4.1 백색화 필터 차수 분석

본 연구에서 수집한 신호에 효과적인 백색화 필터링을 위하여, 먼저 백색화 필터의 차수를 0~10차(0차는 백색화 필터를 적용하지 않는 것을 의미)로 변화시키며 ARV, RMS 진폭추정기의 신호대잡음비를 각각 비교, 분석하여 그림 4에 나타내었다. 이 결과는 식 (5)에 나타낸 ARV, RMS 처리의 창길이, N=250[ms]로 설정하고 11명의 피검자가 각각 6번씩 20%MVC로 수축하여 이두박근에서 30초간 수집한 총 66개의 표면근전도 신호로부터 처음 5초 구간의 데이터로 구한 진폭추정 결과의 신호대잡음비를 평균(가운데 작은 네모)과 표준편차(오차막대)로 각각 표현하여 나타낸 것이다. 백색화 필터의 계수는 수집한 5초간의 표면근전도 원신호 각각으로부터, 3.2절에서 제시한 분석방법으로 정해진 차수의 자기회귀 전력밀도 스펙트럼을 구하여 유도하였다.

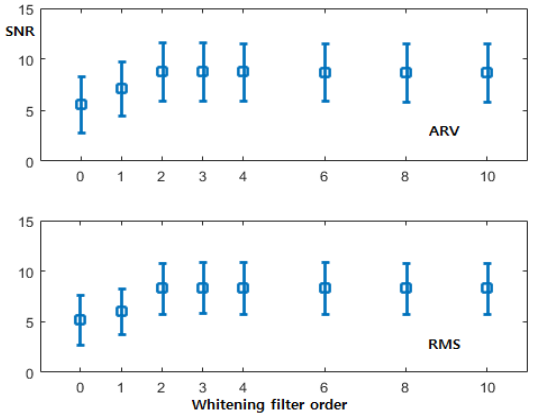

그림 4 백색화 필터 차수 변화에 대한 SNR 성능

Fig. 4 SNR performance for whitening filter orders

백색화 필터를 적용하지 않은 0차에서부터 10차의 백색화 필터에 대해서, 차수를 변화시키며 적용한 결과를 살펴보면 ARV와 RMS 진폭추정기의 신호대잡음비가 4차까지는 조금씩 상승하다가 그 이상 차수에서는 유사한 값으로 수렴하는 경향을 나타냄을 위 그림을 통해 확인할 수 있다. 이는 특수 제작한 의자를 이용하여 동일한 팔꿈치(elbow) 각도를 유지시키며 일정한 자세로 이두박근을 수축시키며 5초 동안 기록한 표면근전도 신호를 대상으로 백색화 필터의 효과를 평가한 이전의 연구[9]와 같은 결과를 나타내는 것으로, 표면근전도 진폭추정치의 정확성이 백색화 필터링에 의해서 향상된다는 것을 증명하는 결과이다.

다음 표 1에 3가지 %MVC 수축으로 구분하여 수집한 전체

198개의 신호에 대하여 백색화 필터의 효과를 차수에 따라서 분석한 정량적인 결과를 나타내었다. 표 1은 그림 4에서와 동일한 분석 방법을 전체 신호에 적용하여 얻어진 신호대잡음비를 평균±표준편차로, 0차의 결과에 비하여 증가한 평균의 %비율을 수치로 각각 나타내어 구성한 것이다. 즉 20% MVC로 수집한 총 66개의 표면근전도 신호를 대상으로 RMS를 적용한 진폭추정기의 신호대잡음비가 백색화 필터의 차수에 따라, 5.19±2.42로 0%(0차) -8.31±2.51로 60.1% 증가(2차) -8.35±2.54로60.9% 증가(4차) 등으로 변화함을 이 표의 내용을 통하여 알 수 있으며, 0차~10차로 1차씩 변화시키며 분석한 전체 결과들 중에서 편의상 짝수 차수의 결과들만 표에 제시한 것이다. 표 1에 나타낸 분석 결과는 3가지 %MVC의 모든 신호에 대하여 ARV, RMS 추정기 모두의 성능이 백색화 필터링에 의해서 향상됨을 나타내며, 그 신호대잡음비와 평균의 %증가율은 수축력이 증가할수록 공히 조금씩 감소하고, 4차 필터의 적용이 처리속도와 성능 모두를 고려하여 효과적일 수 있음을 제시한다. 또한 모든 경우의 추정 결과에서 ARV의 신호대잡음비가 RMS 보다 조금 높게(20 %MVC, 4차의 결과의 경우; ARV 평균=8.75 > RMS 평균=8.31) 나타나는 결과를 볼 수 있다.

표 1 백색화 필터 차수에 대한 SNR 성능
Table 1 SNR performance for whitening filter orders

차수 / %MVC		0 평균±표준편차(%증가)	2	4	6	8	10
20	ARV	5.57±2.74 (0%)	8.76±2.86 (57.3%)	8.75±2.84 (57.1%)	8.73±2.84 (56.7%)	8.71±2.83 (56.4%)	8.71±2.83 (56.4%)
	RMS	5.19±2.42 (0%)	8.31±2.51 (60.1%)	8.35±2.54 (60.9%)	8.34±2.53 (60.7%)	8.33±2.52 (60.5%)	8.32±2.52 (60.3%)
50	ARV	5.36±2.20 (0%)	7.52±2.27 (40.3%)	7.70±2.55 (43.7%)	7.68±2.42 (43.3%)	7.70±2.57 (43.7%)	7.55±2.51 (40.9%)
	RMS	5.06±2.08 (0%)	7.19±2.07 (42.1%)	7.56±2.63 (49.4%)	7.46±2.67 (47.4%)	7.56±2.65 (49.4%)	7.41±2.60 (46.4%)
80	ARV	5.13±2.28 (0%)	6.17±2.38 (20.3%)	6.14±2.33 (19.7%)	6.13±2.32 (19.5%)	6.13±2.30 (19.5%)	6.13±2.30 (19.5%)
	RMS	4.98±2.15 (0%)	6.01±2.25 (20.7%)	5.99±2.21 (20.3%)	5.99±2.20 (20.3%)	5.98±2.19 (20.1%)	5.98±2.19 (20.1%)

이러한 결과들은 모의 표면근전도 신호를 대상으로 진폭추정기 성능향상을 위하여 3~5차의 백색화 필터의 적용이 효과적임을 제시한 기존의 연구[11] 결과가 등척성 %MVC 수축으로 기록한 표면근전도 신호에 대해서도 동일하게 나타남을 제시한다. 또한 표면근전도 신호의 진폭 분포(distribution)를 가우시안 분포로 가정하고 유도한 최적추정기인 RMS만을 분석한 연구들[7-9]과 비교하여 ARV 추정기의 성능이 RMS 보다 약간 우수함을 보여준다. 이는 실제 이두박근에서 %MVC 수축으로 기록한 표면근전도 신호는 진폭의 확률분포함수가 가우시안 분포를 벗어나는 라플라시안(Laplacian) 분포에 가까우며, 이때는 ARV를 최적 진폭추정기로 사용할 수 있음[11]을 뒷받침하는 결과로 볼 수 있다.

4.2 평활기 창길이 분석

다음으로 백색화 필터의 차수를 4차로 설정하고 평활창길이를 변화시키며 수행한 분석 결과를 그림 5에 나타내었다.

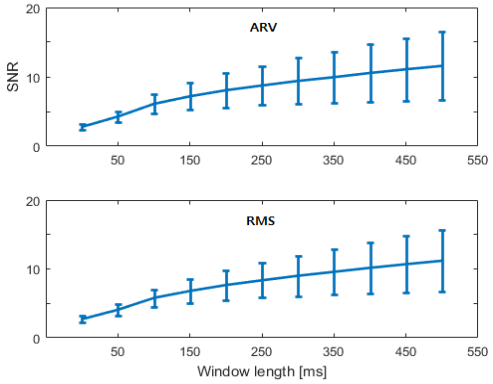

그림 5 평활창길이 변화가 SNR에 미치는 효과
Fig. 5 Effect of smothing window length on the SNR

이 그림은 식 (5)에 나타낸 ARV, RMS 처리의 창길이, N을 25[ms]~500[ms]로 변화시키며, 11명의 피검자로부터 20% MVC로 이두박근에서 수집한 총 66개의 신호들 각각으로부터 처음 5초 구간의 데이터를 가지고 진폭 추정한 결과의 신호대잡음비를, 평균을 연결한 곡선과 표준편차를 오차막대로 각각 표현하여 그래프로 나타낸 것이다. 그림 5의 결과로부터 식 (4)에 나타낸 이론적 최적 진폭추정기의 신호대잡음비 정의대로 RMS 추정기의 신호대잡음비가 창길이(식 (4)에서 T 값)에 비례하여 증가함을 알 수 있으며, 25[ms]를 시작으로 창길이가 길어질수록 신호대잡음비 증가폭은 줄어들며 편차의 폭은 커지는 경향을 볼 수 있다.

다음 표 2에 198개의 전체 표면근전도 신호에 대하여 ARV, RMS 각각으로 동일한 분석을 실시하여 얻은 신호대잡음비를 평균±표준편차의 정량적인 수치로 나타내었다.

표 2 평활창길이 변화가 SNR에 미치는 효과
Table 2 Effect of smothing window length on the SNR

창길이 / %MVC		25[ms] 평균±표준편차	50[ms]	150[ms]	250[ms]	350[ms]	450[ms]
20	ARV	2.81±0.44	4.27±0.79	7.19±1.92	8.75±2.84	9.95±3.66	11.1±4.52
	RMS	2.73±0.47	4.07±0.81	6.80±1.74	8.35±2.54	9.58±3.29	10.7±4.08
50	ARV	2.95±0.36	4.25±0.88	6.57±1.91	7.70±2.55	8.53±3.09	9.02±3.38
	RMS	2.90±0.35	4.08±0.77	6.35±1.88	7.56±2.63	8.50±3.32	9.11±3.80
80	ARV	2.84±0.49	3.79±0.83	5.37±1.67	6.14±2.33	6.71±2.89	7.14±3.25
	RMS	2.79±0.49	3.69±0.79	5.20±1.58	5.99±2.21	6.55±2.73	6.99±3.09

그림 5에서 일부 시각적으로 나타낸 결과와 마찬가지로, 3가지 %MVC의 경우에 대하여 ARV, RMS로 추정한 결과 모두가 창길이에 비례하여 신호대잡음비가 커지며, 그 증가폭 변화의 양상이

동일함을 표 2를 통해서 정량적인 값들로 확인할 수 있다. 즉 20% MVC 신호에 대한 ARV의 경우를 살펴보면 25[ms]~150[ms] 창길이 구간에서는 각 단계마다 신호대잡음비의 평균은 52% 이상으로 증가하며 평균에 대한 표준편차(추정치의 변동폭)의 비율은 27% 이하이나, 250[ms] 이상의 구간에서는 평균의 증가는 12% 이하, 표준편차의 비율은 32% 이상으로 각각 나타났다. 또한 백색화 필터의 차수 변화에 대한 표 1의 분석 결과에서 나타난바와 동일하게, 모든 경우에 ARV가 RMS보다 조금 우수한 성능을 보이며, 50[ms] 이상의 창길이를 적용하면 모든 경우에 근 수축력이 증가할수록 진폭추정의 신호대잡음비가 떨어지는 현상을 확인할 수 있다.

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 이두 오차 사이에 상충(trade-off) 관계, 즉 창길이가 길어지면 분산오차는 줄어들지만 바이어스 오차는 증가하는 관계가 존재한다[16]. 근전도 신호에 대하여 ARV와 RMS를 적용한 기존의 연구들[10,11]에서도 이러한 관계를 분석하여 표면근전도 신호에 대한 최적의 창길이 설정 문제는 실제 수집된 신호의 특성에 반영되는 여러 가지 특성들, 근육 수축 방법, 근피로도, 구간 정상성 등을 고려하여 실험적으로 설정하는 것이 필요함을 지적하였다. 특히 모의 정상, 비정상 표면근전도 신호를 발생시켜 진폭추정기의 오차를 변화계수(coefficient of variation)를 이용하여 분석한 Farina 등[11]의 연구에서는 분산오차와 바이어스 오차에 기인하여 나타나는 추정값의 편차가 추정기의 전체 오차를 좌우하는 주요한 요인임을 지적하였다. 이러한 기존의 연구에서 제시된 결과들과 표 2에 나타낸 본 연구의 실험 결과인 신호대잡음비 평균의 증가율과 편차의 감소율을 고려하여, ARV와 RMS 공히 150[ms]~250[ms] 구간을 적절한 창길이 선정 구간으로 설정하였다.

4.3 최적 진폭추정 결과 분석

앞에서 실시한 분석 결과를 바탕으로, 백색화 필터 차수는 4차, ARV와 RMS 평활처리의 창길이를 250[ms]로 각각 설정한 진폭추정기를 30초간 %MVC 수축으로 수집한 표면근전도 전체 198개의 신호들에 적용하여 다음과 같은 분석을 시도하였다. 먼저 %MVC의 변화에 따른 진폭추정기의 신호대잡음비 분석 결과를 그림 6에 나타내었다.

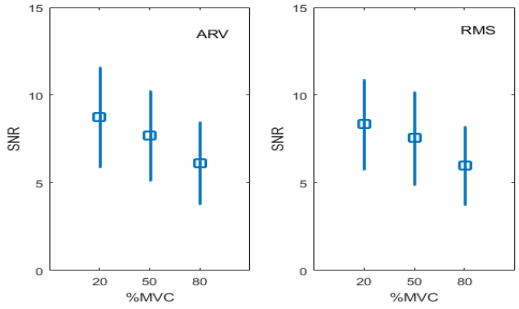

그림 6 %MVC에 대한 신호대잡음비 성능
Fig. 6 SNR performance at each %MVC level

그림 6의 결과는 11명의 피검자가 각각 6번씩 20, 50, 80% MVC로 이두박근을 수축하여 30초간 수집한 전체 198개 신호들(66개/%MVC)로부터, 처음 5초 구간의 데이터로 구한 진폭추정 결과의 신호대잡음비를 평균(가운데 작은 네모)과 표준편차로 표현하여 %MVC 별로 나타낸 그래프이다.

%MVC가 증가할수록 ARV와 RMS 모두에서 신호대잡음비가 떨어지는 결과를 위 그림을 통해서 확인할 수 있으며, 이는 그동안 다수의 연구결과들에서 밝혀진 높은 근육 수축력일수록 근 섬유 다발 자체의 떨림(tremor)[1]의 빈도가 증가하는 현상이 일정한 수축력에서 벗어나는 결과를 초래하며, 또한 근피로 가능성 증가[12], 자의적인 일정 %MVC 유지의 어려움 등의 불확정적인 원인들에 기인하여 근력 추정의 신호대잡음비가 떨어지는 것으로 볼 수 있다.

다음 그림 7에는 30초 동안 기록한 신호를 시간구간을 나누어 ARV와 RMS로 진폭추정한 결과를 각각 나타내었다.

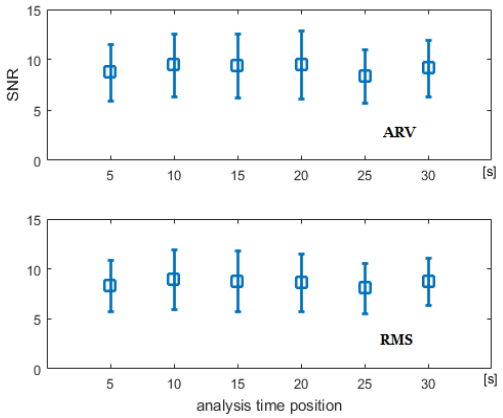

그림 7 전체 30초 시간구간에 대한 SNR 결과
Fig. 7 SNR results for the total 30 seconds duration

그림 7의 결과도 20%MVC로 30초간 수집한 66개의 표면근전도 신호들을 0~5초에서 25~30초까지 각 5초 구간 데이터로 나누어 진폭추정한 결과의 신호대잡음비를 평균과 표준편차를 표현한 그래프로 나타낸 것이다. 지금까지 진폭추정을 시도한 모든 연구들은 근피로도를 우려하여 5초 이내의 짧은 시간동안 기록한 근전도 신호를 대상으로만 시도되었으나, 본 연구 그림 7의 결과는 30초 지속수축의 표면근전도 신호에 대해서도 5초 구간으로 각각 나누어 ARV와 RMS 진폭추정을 적용하면, 신호대잡음비가 최초 5초의 경우와 비교하여 유사하게 유지됨을 나타내고 있다. 다음 표 3에 전체 198개의 표면근전도 신호에 대하여 %MVC별로 동일한 구간 분석을 시도한 결과를 정량적으로 나타내었다.

표 3에 그림 7에서와 동일한 분석 방법을 전체 신호에 적용하여 얻어진 신호대잡음비를 평균±표준편차와 백색화 하지 않은 각 구간신호에 적용한 결과와 비교하여 평균이 증가한 %비율을 각각 나타내었다. 즉 66개의 20%MVC 최초 5초 구간신호들을 4

표 3 전체 30초 시간구간에 대한 SNR 결과
Table 3 SNR results for the total 30 seconds duration

구간 / %MVC		0-5[s] 평균 ± 표준편차(%증가)	5-10[s]	10-15[s]	15-20[s]	20-25[s]	25-30[s]
20	ARV	8.75 ± 2.84 (57.1%)	9.50 ± 3.11 (51.8%)	9.4 ± 3.18 (50.4%)	9.53 ± 3.42 (49.1%)	8.38 ± 2.66 (60.2%)	9.18 ± 2.79 (52.2%)
	RMS	8.35 ± 2.54 (60.9%)	8.96 ± 2.96 (55.6%)	8.77 ± 3.04 (56.3%)	8.65 ± 2.93 (57.8%)	8.10 ± 2.52 (63.6%)	8.76 ± 2.41 (57.0%)
50	ARV	7.70 ± 2.55 (43.7%)	7.02 ± 2.27 (41.5%)	7.15 ± 2.00 (40.5%)	7.60 ± 1.95 (38.2%)	7.23 ± 2.34 (39.6%)	7.44 ± 1.91 (37.3%)
	RMS	7.56 ± 2.63 (49.4%)	6.77 ± 2.25 (43.7%)	6.93 ± 1.82 (42.3%)	7.52 ± 1.92 (39.0%)	6.95 ± 2.03 (42.1%)	7.26 ± 1.82 (40.2%)
80	ARV	6.14 ± 2.33 (19.7%)	6.10 ± 1.70 (19.8%)	6.08 ± 2.08 (19.4%)	5.69 ± 1.63 (21.3%)	5.87 ± 1.60 (20.3%)	5.60 ± 1.98 (22.0%)
	RMS	5.99 ± 2.21 (20.3%)	5.93 ± 1.70 (20.3%)	5.92 ± 2.01 (20.6%)	5.62 ± 1.54 (21.9%)	5.72 ± 1.52 (20.9%)	5.49 ± 1.84 (22.0%)

차의 식 (2) 필터로 백색화하고, 250[ms] 창길이의 RMS를 적용하여 진폭추정한 결과 신호대잡음비들의 평균=8.35, 표준편차=2.54로 나타났으며, 백색화 필터링하지 않고 진폭추정한 결과의 신호대잡음비들의 평균값에 비하여 60.9% 증가하였음이 표 3에 각각 나타나있다.

표 3의 분석 결과로부터 3가지 %MVC 모두에 대하여 최초 5초 구간신호에 대한 ARV와 RMS 추정기의 신호대잡음비 증가율이 다른 구간신호의 증가율보다는 조금크게 나타나지만 전체 30초 구간 전반에 걸쳐서 20%MVC의 경우 50%, 50%MVC의 경우 40%, 80%MVC의 경우 20% 정도의 증가율이 유지됨을 알 수 있으며, 이는 30초간 지속된 %MVC 수축 시 기록한 신호 전 구간에 대해서 그림 2의 진폭추정기의 적용이 효과적일 수 있음을 증명하는 결과이다. 엄밀히 말하면 국부 근 피로도의 발생은 개개인의 생리적 특성에 따라 달라지며 완전한 근 피로도 방지를 보장할 수 없으며 이 때문에 일정한 근력에서 벗어나는 현상이 일어날 수 있지만, 근 피로도의 영향을 최대한 배재하여[12,13] 표면근전도 신호의 통계적 정상성이 유지되는 비교적 짧은 구간[14]을 선정하여 진폭추정을 실시한다면, 5초 이상의 지속적인 %MVC 수축으로 기록한 표면근전도 신호에 대해서도 본 연구에서 제시한 진폭추정기를 적용한다면, 보다 정확한 근력 추정 이 가능함을 표 3의 결과를 통해 알 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 등척성 20%, 50%, 80%MVC 수축 시에 이두박근에서 30초간 수집한 총 198개의 표면근전도 신호들을 대상으로 근육 수축력의 추정을 위하여 사용할 수 있는 최적 진폭추정기를 적용하여 얻어진 결과를 정량적으로 비교, 평가하였다. 이를 위하여 백색화 필터를 결합한 ARV, RMS 진폭추정기의 성능을 백색화 필터의 차수와 평활처리의 창길이를 변화시키며 실시한 추정결과의 신호대잡음비(=추정값의 평균/추정값의 표준편차)를 지표로 분석, 평가하였다. 또한 이러한 분석을 통하여 선정한 4차의 백색화 필터와 250[ms]의 창길이로 구현한 최적 표면근전도 진폭추정기를 수집한 표면근전도 신호에 적용한 진폭추정 결과를 제시하였다.

본 연구 결과, 등척성 20%MVC 표면근전도 신호를 4차 백색화 필터링하고 250[ms] 창길이의 ARV, RMS 진폭추정한 결과, 공히 약 50%의 신호대잡음비 증가, 50%MVC의 경우 약 40%, 80%MVC의 경우 약 20%의 증가율을 각각 나타내는 것으로 밝혀졌다. 또한 5초 이상 지속된 %MVC 수축으로 기록한 표면근전도 신호의 진폭추정에도 본 연구에서 나타낸 최적 진폭추정기의 적용이 보다 정확한 진폭추정에 유용함을 제시하였다. 이와 같이 본 연구에서 제시된 방법과 결과들은, 향후 표면근전도 신호를 대상으로 근력 추정을 위한 통계적 진폭추정의 정확도를 향상시키는데 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

"본 연구는 2015년도 강원대학교 학술연구조성비로 연구하였음(관리번호-201510007)."

References

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

[2] 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.

[3] E.A. Clancy and E.L. Morin R. Merletti, "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography," *J. Electromyo. Kinesiol.*, vol. 12, pp. 1-16, 2002.

[4] 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.

[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] M. I. A. Harba and P. A. Lynn, "Optimizing the acquisition and processing of surface electromyographic signals," *J. Biomed. Eng.*, vol. 3, pp. 100-106, 1981.

[7] 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.

[8] 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.
[9] E. A. Clancy and N. Hogan, "Single site electromyography amplitude estimation," *IEEE Trans. BME*, vol. 41, No. 2, pp. 159-167, 1994.
[10] 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.
[11] 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.
[12] R. Merletti, L. R. Lo Conte, C. Orizio, "Indices of muscle fatigue," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 1, pp. 20-33, 1991.
[13] G. F. Inbar and A. E. Noujaim, "On surface EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification", *IEEE Trans. BME*, vol. 31, pp. 597-604, 1984.
[14] J. Lee, "An accuracy analysis of Run-test and RA (reverse arrangement)-test for assessing surface EMG signal stationarity", *J. of KIEE*, vol. 63, no. 2, pp. 291-296, 2014.
[15] A. Papoulis, Probability, random variables and stochastic processes, Mcgraw-Hill, NY, 1965.
[16] J. S. Bendat and A. G. Piersol, Random data: analysis and measurement procedures, 2nd ed., New York: John Wiley & Sons, 1986.
[17] O. Paiss and G.F. Inbar, "Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue", *IEEE Trans. BME*, vol. 34, No. 10, pp. 761-770, 1987.
[18] http://www.delsys.com
[19] 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