

표면 운동단위 활동전위 스파이크 검출을 위한 최적의 디지털 저역통과 미분기 선정 방법

논 문
60-10-21

A Selection Method of Optimal Digital Low-pass Differentiator for Spike Detection of Surface Motor Unit Action Potential

이 진[†] · 김 성 환^{*}
(Jin Lee · Sung-Hwan Kim)

Abstract - The objective of this study is to analyze the performance of digital low-pass differentiators(LPD) and then to provide a method to select effective LPD filter, for detecting spikes of surface motor unit action potentials(MUAP). The successful spike detection of MUAPs is a first important step for EMG signal decomposition. The performances of simple and weighted LPD(SLPD and WLPD) filters are analyzed based on different filter lengths and varying MUAPs from simulated surface EMG signals. The SNR improving coefficient and effective MUAP duration range from the analysis results can be used to select proper LPD filters under the varying conditions of surface EMG.

Key Words : Surface EMG, MUAP spike detection, LPD filtering

1. 서 론

운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)의 분석을 통해 얻어지는 정보들은 생리학적으로 중추신경계에 의하여 조절되는 근섬유(muscle fiber)의 발화(firing)에 대한 기전을 규명하는데, 임상적으로 근육의 노화(aging)와 근 신경계 질환(neuro-muscular diseases)의 원인을 밝히는데 중요한 수단으로 이용될 수 있다[1]. 그러므로 전극(electrode)으로 측정되는 근전도(EMG: electromyogram) 신호로부터 그 기본 구성요소인 개개의 운동단위 활동전위들을 분리(decomposition)해 내고자 하는 연구는 꾸준히 지속되어 오고 있다[2-7].

다수의 MUAP들이 복합, 중첩되어 검출되는 근전도 신호로부터 개개의 MUAP들로의 성공적 분리를 위한 첫 번째 중요한 단계로, 배경잡음(내부 및 외부 부가잡음과 MUAP들 간의 간섭에 의한 과형왜곡 잡음)과 함께 기록되는 근전도 신호 속에서 배경잡음들과 MUAP 피크(peak)들의 구별성(distinguishability)을 높여준 후, MUAP 스파이크(spike)들만을 검출하는 것이 필요하다.

이를 위해서 초기 연구들에서는[2-5] 근육의 국소부분에 직접 접근할 수 있어 선택성(selectivity)이 우수한 침(needle) 혹은 선(wire) 전극으로 근전도 신호를 수집하였다. 다음으로 이렇게 수집된 신호를 1차(first order) 혹은 2차의 간단한 구조의 디지털 저역통과 미분기(SLPD:simple low-pass differentiator)[8]로 필터링(filtering)하였다. 이런 과정을 통

하여 수집한 근전도 신호에서 배경잡음은 줄이고 MUAP 피크의 구별성을 향상시켜 MUAP 스파이크 검출에 사용하였다. 그러나 이러한 전극을 사용한 관혈적(invasive)인 측정 방법은 피검자에게 불쾌감을 주며, 감염의 위험이 있다는 것 등의 요인으로 인해 사용이 점차 지양되고 있는 실정이다.

비관혈적 방법으로 사용이 편리한 표면전극(surface electrode)으로 검출되는 근전도 신호는 침 근전도 신호에 비하여 신호 대 잡음비(SNR: signal-to-noise ratio)가 매우 낮은 복잡한 간섭패턴(interference pattern)으로 구성되기 때문에 개개의 MUAP들로의 분리가 더욱 어렵다. 그러므로 이러한 특성을 갖는 표면근전도 신호로부터 MUAP 분리 기술의 성능향상을 위하여 새로운 표면근전도 수집 기술 및 신호처리 기술 개발에 대한 연구가 현재까지 활발하게 진행되고 있다[6-7,9-10].

최근에 Lee와 그의 동료들은[9] 표면전극으로 수집되는 MUAP들의 구별성을 높여주기 위하여 공간필터링 기법을 적용한 4-채널(channel) 표면전극 배열(array)을 제안하였고, 이를 이용한 표면 MUAP 분리 방법[7]을 보고하였다. 또한 Xu와 Xiao[10]는 기존의 침 근전도 신호의 스파이크 검출에 사용되었던 SLPD 필터가 표면근전도 신호에는 부적합함을 지적하고, 20차 이상의 높은 차수를 요하는 정현 함수(sinusoidal function) 가중 저역통과 미분기(WLPD: weighted low-pass differentiator)를 적용한 표면 MUAP 스파이크 검출 방법을 제안하였으며, Garcia와 그의 동료들은[6] 8-채널 표면전극으로 수집한 표면근전도 신호에 WLPD 필터를 적용하여 MUAP 분리를 시도한 결과를 보고하였다.

위에서 언급한 바와 같이 LPD 필터링은 근전도 신호의 배경 잡음(저, 고주파 대역을 포함하는 광대역 잡음)은 줄이고 MUAP 피크를 강조시키는 효과를 나타내어, MUAP

† 교신저자, 정회원 : 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수
E-mail : jlee@kangwon.ac.kr

* 정 회 원 : 서울시립대학교 전자전기컴퓨터공학부 교수
접수일자 : 2011년 6월 28일
최종완료 : 2011년 8월 31일

스파이크 검출을 위해 효과적인 기법으로 MUAP 분리를 시도한 연구들에서 사용되어져 왔으며, 표면근전도 신호의 경우에는 WLPD 필터의 적용이 효과적인 것으로 보고되었다. 그러나 WLPD 필터의 적용을 제안한 Xu와 Xiao[10]의 연구에서는 MUAP 파형의 모양을 2극 표면전극(bipolar surface electrode)을 부착하고 차동 증폭으로 수집하였을 때 주로 나타나는 2상 모양(bi-phasic shape)으로 고정하고, MUAP의 지속시간(duration)만을 필터의 성능을 좌우하는 요인으로 선정하여 성능평가를 시도하였다. 그러나 본 연구팀은 다양한 표면전극 구성 방법에 따라서(공간필터링 기법을 적용한 7가지 다른 구성법[9]) 2상 또는 3상 모양(tri-phasic shape)의 MUAP들이 검출될 수 있음을 이전 연구[9]에서 보고하였으며, 이러한 경우 LPD 필터의 성능이 MUAP 신호의 모양에 따라서 크게 좌우되는 특성을 실험을 통해 발견하였다.

본 연구에서는 위에서 언급한 기존연구[10]의 단점을 보완하고 표면근전도 신호로부터 MUAP 분리를 위한 스파이크 검출 시에 적절한 저역통과 미분기를 선택할 수 있는 방법을 제시하기 위하여 모의실험을 실시하였다. 이를 위하여 광범위한 차수의 SLPD 및 WLPD를 적용하여 2상과 3상 모양의 MUAP들로 구성된 표면근전도 신호를 필터링하였을 경우, 각 필터가 나타내는 MUAP 피크 강조 성능을 정량적으로 평가, 분석하여 제시하였다.

2. 본 론

디지털 저역통과 미분기를 적용한 MUAP 스파이크 검출의 정량적 성능을 비교, 평가하기 위하여 첫째, 필터링 전후의 MUAP 피크들의 향상 정도를 객관적으로 비교, 분석할 수 있도록 모의 표면근전도 신호의 발생, 둘째 배경잡음과 표면 MUAP 신호의 특성에 기초한 적절한 성능평가 지표(performance criterion)의 적용이 요구된다.

2.1 모의 표면근전도 신호 발생

표면근전도 신호는 신경계의 운동단위에 의해 지배되는 다수의 근섬유에서 발화된 활동전위가 복합되어 형성되는 개개의 MUAP들이 피부표면(skin surface)까지 전도되며 중첩, 합성되어 구성된다[1]. 이러한 생리학적인 표면근전도 신호의 발생과정은 용적 전도체 모델(volume conductor model)과 운동단위의 통계적 발화 특성을 적용하여 수학적으로 모델링(modelling)[9,11,12] 할 수 있다. 본 연구자들은 이러한 수학적 모델링 기법을 적용하여 발생 시킨 모의 표면근전도 신호를 이전의 연구들[9,12]에서 사용하였으며, 본 연구에서도 다음 표 1에 나타난 주요 모델 파라메타들을 정의하여 모의 표면근전도 신호를 발생시켰다.

표면전극에서의 근전도 신호는 표 1에서 나타난 주요 파라메타를 갖는 용적 전도체 모델의 서로 다른 위치에서, 확률적[13] 간격(ISI:inter spike interval)으로 발화된 활동전위들로 이루어진 MUAP 열(train)들이 복합, 중첩되어 검출된다.

표 1 표면근전도 신호의 발생을 위한 주요 모델 파라메타

Table 1 Selected signals model parameters to generate the surface EMG signals

파라메타 설명	정의 값
용적 전도체 직경, 길이	40(mm), 200(mm)
지방, 피부 층 두께	1(mm), 1(mm)
근육, 지방, 피부 전도도	$0.1(\Omega m^{-1}), 0.05(\Omega m^{-1}), 1.0(\Omega m^{-1})$
근섬유/운동단위	50~250(개수)
근섬유 전도속도	3.125(m/s)
근섬유 길이	100 ± 20 (mm)
종판(endplate) 위치	근섬유 중앙 ± 10 (mm)
표면전극위치	종판에서 20(mm)
근섬유다발 깊이	1(mm)~15(mm)
MUAP 발화율	포와송(Poisson) 분포
MUAP 초기 위상	균등(uniform) 분포
샘플링(sampling) 주파수	10[kHz]

그림 1에 이렇게 발생시킨 모의 근전도 신호를 나타내었다.

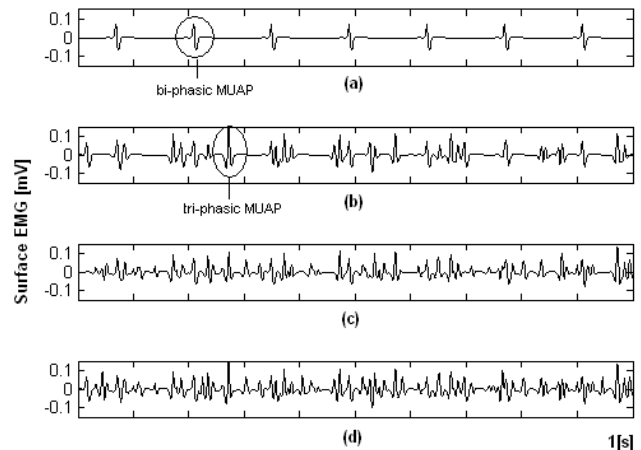


그림 1 모의 표면근전도 신호 (a) 1 MUAPT (b) 5 MUAPT 혼합 (c) 10 MUAPT 혼합 (d) 15 MUAPT 혼합

Fig. 1 Simulated surface EMG signals (a) 1 MUAPT (b) 5 MUAPT mixed (c) 10 MUAPT mixed (d) 15 MUAPT mixed

그림 1에서 볼 수 있는 바와 같이 표면근전도 신호는 근육의 수축에 따라서 운동단위들에 의해 발화된 활동전위들이 2상과 3상 모양으로 피부표면으로 전도되며 복합, 중첩되어 표면전극으로 검출된다. 특히 약한 근육 수축력 시에는 비교적 전극과 가까이에 위치한 소수의 운동단위들만이 발화에 참여하여 형성된 표면근전도 신호이기 때문에 개개 MUAP 스파이크의 구분이 어느 정도 가능함을 그림 1(b)에서 볼 수 있다. 그러나 이때에도 멀리서 전도되면서 진폭이 감소된(distance damping, 고주파 성분이 좀더 감소[14]) MUAP들이 중첩되면서 MUAP 파형을 왜곡 시키며 배경잡음을 형성하는 현상을 볼 수 있다. 또한 근 수축력이 증가하면 발화에 참여하는 운동단위수가 증가하게 되고[1], 보다

많은 MUAP들이 복합, 중첩되어 매우 복잡한 간섭 패턴의 근전도 신호가 검출되는 것을 그림을 통해(특히 d) 확인할 수 있으며, 이때에는 배경잡음과 개개 MUAP 스파이크들과의 구별이 더욱 어려워지게 될 것임을 짐작할 수 있다.

그림 1과 같이 발생시킨 모의 표면근전도 신호로부터 추출한 단일 MUAP 신호와 배경잡음의 전력 스펙트럼(power spectrum)을 그림 2에 나타내었다. 여기서 배경잡음은 실제 MUAP 스파이크 검출 시에 가장 문제가 되는 서로 다른 MUAP들 간의 간섭에 의한 파형왜곡만을 고려하였다.

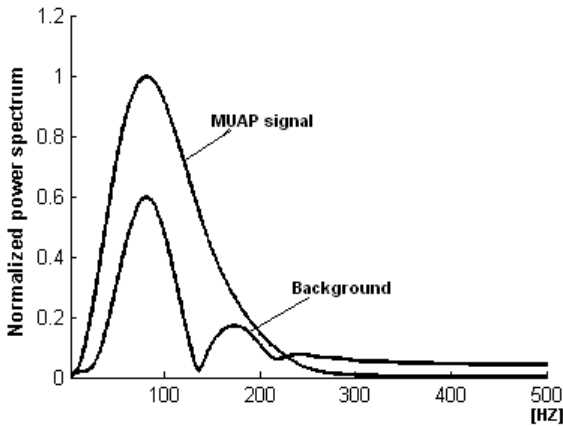


그림 2 모의 단일 MUAP 신호와 배경잡음의 정규화 전력 스펙트럼.

Fig. 2 Normalized power spectrum of a simulated MUAP signal and background noise.

표면근전도 신호는 침 근전도 신호에 비하여 비교적 강하고 넓은 대역폭의 배경잡음이 포함되어 있음을 그림을 통해 확인할 수 있다. 또한 단일 MUAP 신호의 스펙트럼은 배경잡음과 비교하여 전체 대역폭은 좁고, 주엽(main lobe)은 조금 더 고주파대역으로 치우쳐있는 특성을 나타낼 수 있다. 이러한 특성의 표면근전도 신호로부터 개개의 모든 MUAP 신호를 분리해내는 것은 불가능하며, 적절한 필터링 방법을 적용하여 비교적 뚜렷하게 나타나는 피크들을 더욱 강조하여 정확한 MUAP 스파이크들의 검출 가능성을 높여주는 것이 현실적으로 최선의 방법이다.

2.2 저역통과 미분기(LPD)

식 (1)에 본 연구에서 정량적 성능평가를 시도한 디지털 저역통과 미분기[8,10]의 일반형을 나타내었다.

$$y(k) = \sum_{n=1}^N w(n) \{x(k+n) - x(k-n)\} \quad (1)$$

여기서 x 는 입력, y 는 출력, N 은 필터길이, w 는 식 (2)로 표시되는 정현 가중함수(sinusoidal weighting function)를 각각 나타낸다.

$$w(n) = \sin(n\pi/N), (0 \leq n < N) \quad (2)$$

식 (1)의 일반형에서 $w(n) = 1$ 인 경우(rectangle weighting function) SLPD가 되며, $N=1,2$ 의 간단한 SLPD 필터가 침 근전도 신호의 MUAP 스파이크 검출에[3-4], 정현 가중치를 적용한 WLPD($N \geq 10$) 필터가 표면근전도 신호의 MUAP 분리[6,10]에 각각 효과적인 것으로 이전의 연구들에서 사용되었다.

다음 그림 3에 SLPD와 WLPD 필터의 주파수 응답 특성을 동시에 나타내었다.

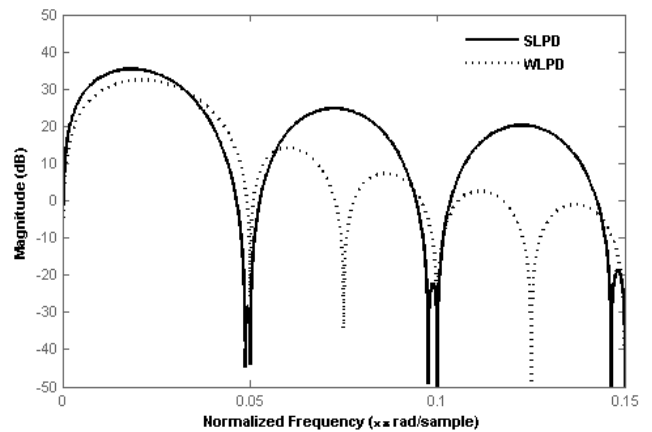


그림 3 SLPD와 WLPD 필터의 주파수 응답 (N=40).

Fig. 3 Frequency responses of the SLPD and WLPD filter (N=40).

주파수 영역의 관점에서 저역 통과 미분기의 특징은 근전도 신호의 전체 주파수 대역(frequency band)에서 MUAP의 피크 부분이 주로 포함되어 있는 중간 대역을 강조시키고 저, 고주파 대역에 걸쳐 존재하는 배경잡음을 억제시키는 대역통과 필터의 역할을 한다. 여기서 필터길이 N 에 의해 정지대역의 차단주파수가 결정되며, N 이 증가할수록 차단주파수는 낮아지고 Gibbs 현상[15]에 의한 부엽(side lobe)의 발생이 심해지며, WLPD 필터의 경우가 부엽에너지가 좀 더 빠르게 감소됨을 그림 3을 통해 확인할 수 있다.

그림 4에 실제 이두박근에서 수집한 표면근전도 신호를 비교적 낮은 차수의($N=5$) SLPD 및 WLPD로 필터링한 결과를 각각 나타내었다. 전체 근전도 신호에서 빠르게 변하는 에지(edge)부분이 미분기의 효과에 의해 강조되어 보다 날카로운 모양의 스파이크들을 형성하는 결과를 SLPD 및 WLPD 출력 신호에서 공히 확인할 수 있다. 또한 SLPD의 경우가 WLPD 보다 좀 더 날카롭게 MUAP 스파이크들을 강조하나, 낮은 진폭의 에지들까지 강조하여 더 많은 스파이크들이 존재하는 출력신호를 나타내는 특징을 볼 수 있다. 이와 같이 저역통과 미분기에 의해 강조된 스파이크들 중에는 MUAP 스파이크들과 배경잡음에 의해서 잘못 형성된 스파이크들이 동시에 존재하며, 이러한 상황에서 적합한 미분기의 적용은 MUAP 스파이크 검출 가능성을 높여줄 수 있다.

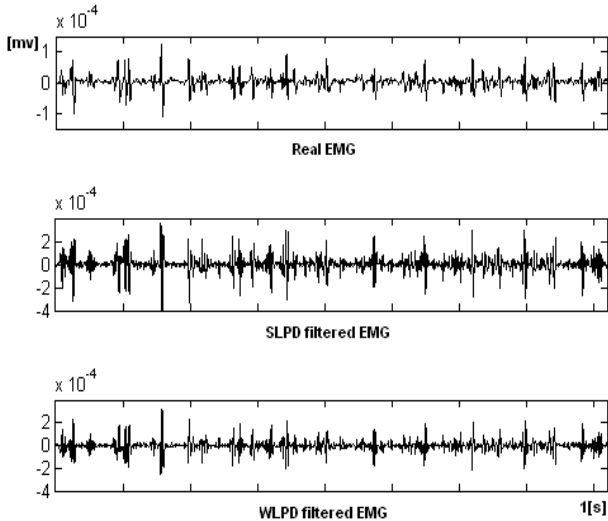


그림 4 실제 표면근전도 신호와 저역통과 미분 필터링 신호 (이두박근, 20 %MVC, 표본화주파수=8192 Hz, N=5).

Fig. 4 A real surface EMG signal and it's LPD filtered outputs(biceps brachii muscle, 20 %MVC, sampling frequency=8192 Hz, N=5)

2.2 성능평가 지표

MUAP 스파이크 검출을 위해 적용하는 필터의 성능은 MUAP 신호의 피크들을 최대로 강조하여 구별성을 높여 주며, 배경잡음에 의한 오류(false) 스파이크의 발생 가능성을 최소로 줄여 줄 수 있으나 하는 것에 의해 평가할 수 있다. 여기서 오류 스파이크들은 전극으로부터 먼 거리에 위치한 근 섬유에서 발화되어 마치 잡음과 같이 약한 진폭으로 기록되는 MUAP들과, 인접한 MUAP들 간에 꼬리(tail) 부분에서 일어나는 간섭에 의한 파형 왜곡에 의해서 대부분 발생된다(그림 1 참조).

이러한 상황에서 기록되는 표면근전도 신호는 다음 식 (3)과 같이 정의할 수 있다.

$$emg(t) = s(t) + b(t) \quad (3)$$

여기서 $s(t)$ 는 MUAP 신호, $b(t)$ 는 배경잡음을 각각 나타낸다. 식 (3)으로부터 P_s 를 신호 전력, P_b 를 배경잡음 전력으로 정의하면 신호 대 잡음비는 식 (4)로 나타낼 수 있다.

$$SNR = P_s / P_b \quad (4)$$

이로부터 필터링에 의한 성능향상 계수(IC:improving coefficient)를 식 (5)로 정의하면, 이를 이용해 필터의 성능을 정량적으로 평가할 수 있다.

$$IC = SNR_o / SNR_i \quad (5)$$

여기서 SNR_i , SNR_o 는 필터링 전, 후의 신호대 잡음비를 각각 나타낸다.

이와 같은 신호검출 문제에서 IC값이 최대가 되는 최적(optimum) 필터는 정합필터(matched filter)[15]로 알려져 있으며, 주어진 일정 시 구간, T에서만 존재하는 MUAP 신호와 백색 배경잡음(white background noise)을 가정하면, 이때 정합필터의 임펄스 응답(impulse response)은 식 (6)으로 나타낼 수 있다.

$$h_o(t) = \begin{cases} s(T-t+t_0), & 0 < t-t_0 < T \\ 0, & \text{그외} \end{cases} \quad (6)$$

위의 정합필터는 $t_0 + T$ 시점에서 최대 SNR을 나타내게 되며, 이때 최대 IC 값은 식 (7)로 구할 수 있다.

$$IC_{max} = E / P_o \quad (7)$$

$$E = \int_{t_0}^{t_0+T} s^2(t) dt \quad (8)$$

위 식에서 E는 식 (8)로 정의되는 신호 $s(t)$ 의 에너지, P_o 는 $s(t)$ 의 최대 전력 값을 각각 나타낸다. 그러나 현실적으로는 신호 $s(t)$ 를 알 수 없으며, 백색 배경잡음이 아니기 때문에, 이러한 최적 정합필터의 설계는 불가능하며, 실제 필터는 최대 IC값을 나타낼 수 없다.

본 연구에서는 MUAP 스파이크 검출을 위한 디지털 저역통과 미분기의 성능평가 지표로 식 (9)로 정의되는 정규화 필터 성능향상 계수를 적용하였다.

$$IC_{nor} = IC / IC_{max} \quad (9)$$

백색 배경잡음을 가정하면 식 (9)는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$IC_{nor} = P / E \quad (10)$$

$$P = \max(y^2(t)) / R_{hh}(0) \quad (11)$$

$$y(t) = h(t) * s(t) \quad (12)$$

여기서 $y(t)$ 는 LPD 필터의 출력 신호, $h(t)$ 와 $R_{hh}(t)$ 는 LPD 필터 임펄스 응답과 그의 자기상관 함수를 각각 나타낸다.

위 식 (7)에서 알 수 있는 바와 같이 최적의 IC값은 검출하려고 하는 신호 자체의 특성과 밀접하게 연관되어 있다. 그러나 실제의 경우에는 미리 예측할 수 없는 여러 가지 요인(정확한 신호와 잡음 모델 등)들이 IC값을 저하시키게 되며, 식 (10)으로 정의한 정규화 성능 향상계수는 이와 같이 변하는 요인 하에서 얼마나 강건(robust)하게 필터의 성능이 유지되는가를 평가하는 지표로 사용할 수 있다.

3. 결과 및 고찰

개개의 MUAP 신호의 특성은 지속시간(duration), 모양(waveform) 및 진폭(amplitude)에 의해 좌우된다. 그러나 LPD 필터는 인접 샘플간의 진폭차이에 의해 동작하기 때문

에 신호의 진폭 자체는 IC_{nor} 값에 거의 영향을 미치지 않으며, MUAP의 모양과 지속시간이 필터의 특성을 좌우하는 주요한 요인들을 식 (1)로부터 알 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 표면전극으로 검출되는 대표적 모양의 2상과 3상 MUAP들과, 이들 지속시간의 변화에 대하여 LPD 필터의 특성을 정량적으로 평가, 분석하였다.

그림 5, 6에 모의적으로(simulated) 발생시킨 2상 모양 MUAP 신호의 지속시간, T_d 를 1 ms~20 ms로 변화시키며, 각 필터길이의(N=10~60) SLPD 및 WLPD로 필터링 하였을 경우에 구한 필터 성능향상계수를 각각 나타내었다.

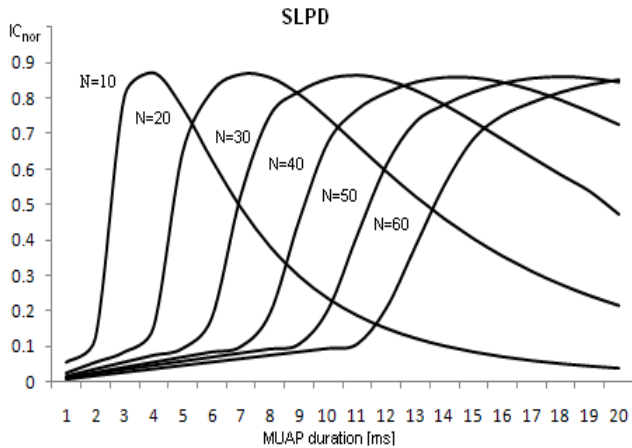


그림 5 MUAP 지속시간($T_d=1\sim 20$ ms)과 필터길이(N=10~60) 변화에 따른 SLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10 KHz의 모의 2상 MUAP).

Fig. 5 Improving coefficient of SLPD filters for varying simulated MUAP duration($T_d=1\sim 20$ ms) and filter length(N=10~60) (Simulated bi-phasic MUAP sampled at 10 KHz).

MUAP 지속시간은 근섬유 전도속도(muscle fiber conduction velocity)와 역비례 관계에 의하여 형성되며, 골격근의 경우 운동단위와 근섬유 세포의 생리적 특성에 따라서 보통 2~20 ms 범위에 분포하며 연령에 따라 조금씩 길어지는 경향이 있음이 밝혀져 있다[1]. 또한 전극으로 기록되는 MUAP의 지속시간, 진폭, 모양의 특성은 사용하는 전극의 기하학적인 구조에 의해 좌우된다[9]. 이러한 특성을 반영하여 본 연구에서는 그림 5, 6에 나타낸 바와 같은 모의 성능평가 범위를 선정하였으며, 앞에서 제시한 이론적 모델에 의해 발생시킨 모의 2상 MUAP의 시간을 신장시켜 지속시간을 변화시키며 위의 결과를 산출하였다.

그림 5, 6의 결과를 통해 SLPD 및 WLPD 필터 모두 N 값이 증가할수록 지속시간이 보다 긴 MUAP에 대하여 효과적인 피크 강조성능을 보이며, 강건하게 동작하는 지속시간의 범위가 넓어지는 특성을 알 수 있다. 또한 2상 MUAP 신호에 대하여 강건하게 스파이크 강조 성능을 나타낼 수 있는 지속시간의 범위가 두 필터 모두 유사하게 나타남을 확인할 수 있다. 또한 근전도 신호는 저주파 대역(주로 500 Hz 이하)에 존재하므로 비교적 작은 데이터 표본에 의해 표현하는 것이 바람직한 경우(예를 들면 실시간 데이터처리

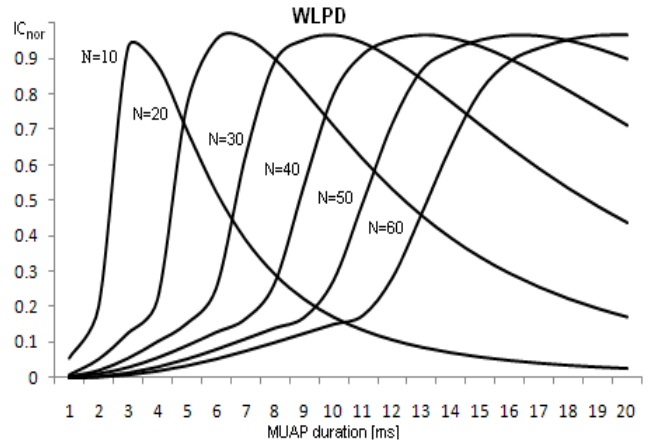


그림 6 MUAP 지속시간($T_d=1\sim 20$ ms)과 필터길이(N=10~60) 변화에 따른 WLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10 KHz의 모의 2상 MUAP).

Fig. 6 Improving coefficient of WLPD filters for varying simulated MUAP duration($T_d=1\sim 20$ ms) and filter length(N=10~60) (Simulated bi-phasic MUAP sampled at 10 KHz).

등)가 종종 있다. 이런 경우 많은 수의 데이터를 가지고 연산하는 것이 요구되는 고차 알고리즘이나, 복잡한 부동소수점 연산을 필요로 하는 WLPD 필터의 적용 보다는 빠른 데이터 처리속도를 장점으로 하는 가능한 저차 알고리즘이나 SLPD 필터의 적용이 효과적일 수 있다.

그러므로 본 연구에서는 N=1~60의 광범위한 필터길이 변화에 대하여 LPD 필터의 강건성을 정량적으로 평가하여, 효과적인 지속시간 범위, T_{3db} 를 IC_{nor} 값이 0.707 이상 되는 지속시간 범위, T_{op} 는 IC_{nor} 값이 최대인 지속시간으로 각각 정의하고 표 2에 그 결과를 종합하여 나타내었다.

표 2 SLPD 및 WLPD 필터링에 효과적인 MUAP 지속시간 범위(N=1~60, 2상 MUAP)

Table 2 Effective range of MUAP duration for the SLPD and WLPD filters (N=1~60, bi-phasic MUAP)

	SLPD			WLPD		
	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	IC_{nor} (max)	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	IC_{nor} (max)
N=1	~1.0	X	X	~1.0	X	X
N=2	~1.0	X	X	~1.0	X	X
N=3	~1.8	X	X	~1.4	X	X
N=4	1.7-2.5	2.1	0.86	X	2.0	0.67
N=5	1.7-3.0	2.3	0.92	1.7-2.6	2.1	0.88
N=10	2.6-5.3	3.9	0.88	2.6-5.0	3.1	0.95
N=20	5.1-10.4	7.4	0.88	4.9-9.9	6.4	0.97
N=30	7.6-15.3	10.9	0.86	7.2-14.9	9.8	0.96
N=40	10.3-19.9	14.2	0.85	9.5-20.0	12.8	0.96
N=50	12.8~	17.6	0.84	11.9~	16.1	0.96
N=60	15.4~	X	X	14.4~	X	X

* X는 실험범위 내에서 값이 정의 되지 않음을 나타낸다.

표 2를 통해 N=5인 SLPD 필터가 효과적으로 동작하는 MUAP 지속시간 범위는, $T_{3db}=1.7\sim 3.0$ ms이며, IC_{nor} 값이 최대($IC_{nor}(\max)=0.92$)가 되는 MUAP 지속시간은 2.3 ms임을 알 수 있다. 일반적으로 필터 길이, N이 증가함에 따라서 T_{3db} 의 범위는 넓어지고, T_{op} 은 길어지는 현상이 나타남을 위 결과를 통하여 확인할 수 있었다. 또한 짧은 길이의 LPD 필터의 경우는 필터 계수에 대한 정현 가중의 효과가 미미하여 SLPD 필터의 성능이 WLPD의 경우보다 다소 우수함을 위의 실험 결과를 통해 알 수 있다.

표면 근전도 신호는 근육 세포 조직의 저역통과 필터링 효과[1], 넓은 전극 접촉면적에 의한 평활화(smoothing) 효과 [14], 전극위치와 근 섬유와의 거리차이에 의한 고주파 성분의 감쇄전달 효과[11] 등에 의하여 침 근전도 신호에 비하여 진폭은 1/5~1/10배, 지속시간은 3~5배로 정도로 기록되는 특성을 가지고 있다. 그러므로 침 근전도 신호의 스파이크 검출을 위해서는 낮은 차수의 SLPD 필터의 적용이 효과적일 수 있음을 표 2의 결과를 통해 확인할 수 있다.

다음 그림 7, 8에 3상 모양의 MUAP신호에 대하여 위와 동일한 실험을 하여 얻어진 필터 성능향상계수를 나타내었다. 그림 5, 6의 결과 분석에서 언급한 바와 같이 N이 증가함에 따라서 T_{3db} 의 범위는 넓어지고, T_{op} 은 길어지는 현상이 동일하게 나타났으나, IC_{nor} 값이 SLPD 및 WLPD 필터 모두 3상 MUAP의 경우에는 2상 MUAP에 비하여 많이 떨어지는 결과를 그림을 통해서 확인할 수 있다.

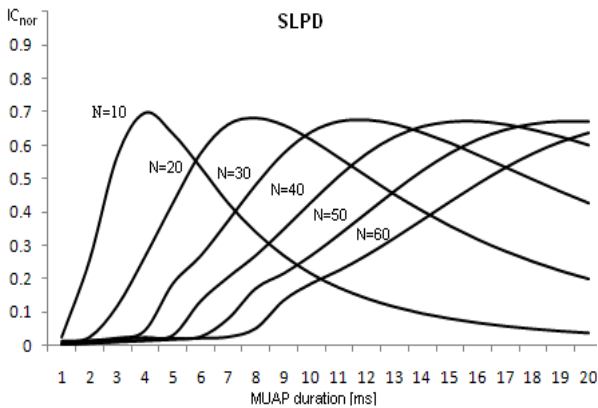


그림 7 MUAP 지속시간($T_d=1\sim 20$ ms)과 필터길이(N=10~60) 변화에 따른 SLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10 KHz의 모의 3상 MUAP).

Fig. 7 Improving coefficient of SLPD filters for varying simulated MUAP duration($T_d=1\sim 20$ ms) and filter length(N=10~60) (Simulated tri-phasic MUAP sampled at 10 KHz).

또한 MUAP 지속시간의 변화에 대한 SLPD 및 WLPD 필터의 성능을 나타내는 IC_{nor} 곡선의 전체적인 모양은 그림 5, 6의 결과와 거의 유사한 패턴을 나타내고 있으나 3상 MUAP에 대하여는 SLPD 필터의 성능이 특히 많이 떨어져, $IC_{nor}(\max)>0.707$ 인 경우가 존재하지 않음이 위 결과에 나타나있다.

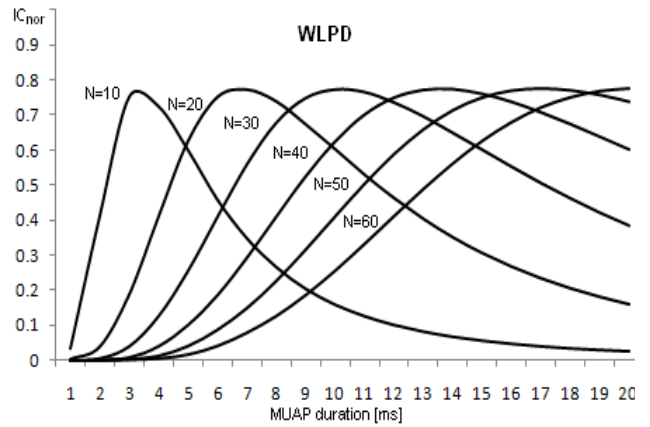


그림 8 MUAP 지속시간($T_d=1\sim 20$ ms)과 필터길이(N=10~60) 변화에 따른 WLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10 KHz의 모의 3상 MUAP).

Fig. 8 Improving coefficient of WLPD filters for varying simulated MUAP duration($T_d=1\sim 20$ ms) and filter length(N=10~60) (Simulated tri-phasic MUAP sampled at 10 KHz).

표 3 SLPD 및 WLPD 필터링에 효과적인 MUAP 지속시간 범위(N=1~60, 3상 MUAP)

Table 3 Effective range of MUAP duration for the SLPD and WLPD filters (N=1~60, tri-phasic MUAP)

	SLPD			WLPD		
	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor}(\max)$	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor}(\max)$
N=1	X	X	X	~1.0	X	X
N=2	~1.0	X	X	~1.0	X	X
N=3	X	1.7	0.59	~1.4	X	X
N=4	X	2.1	0.69	X	2.0	0.67
N=5	X	2.3	0.7	1.7~2.6	2.1	0.88
N=10	X	4.1	0.7	2.7~4.3	3.1	0.75
N=20	X	7.5	0.69	5.4~8.6	6.8	0.77
N=30	X	11.6	0.68	8.2~12.9	10.5	0.78
N=40	X	15.4	0.68	10.9~17.2	13.7	0.77
N=50	X	X	X	13.6~	17.2	0.78
N=60	X	X	X	16.6~	X	X

* X는 실험범위 내에서 값이 정의 되지 않음을 나타낸다.

N=1~60의 SLPD 및 WLPD 필터를 3상 모양 MUAP에 적용하였을 때 얻어진 T_{3db} , T_{op} , $IC_{nor}(\max)$ 값들을 표 3에 정리하여 나타내었다. 표 3을 통해 N=40인 경우, WLPD 필터가 강건하게 동작하는 MUAP의 지속시간 범위가 $T_{3db}=10.9\sim 17.2$ ms 이며, 최적의 피크 강조 효과가 나타나는 MUAP 지속시간은 $T_{op}=13.7$ ms 이고, $IC_{nor}(\max)=0.77$ 로 나타났으며, 이때 WLPD 필터가 가장 넓은 범위의 MUAP 지속시간에 대하여 강건하게 피크 강조 성능을 나타낼 수 있음을 확인할 수 있다. 이는 10 KHz로 표본화한 표면근전도 신호의 스파이크 검출을 위해서는 N=40인 WLPD 필터

의 적용이 바람직함을 증명하는 결과라 할 수 있다. LPD 필터의 길이 N 은 미분 동작으로 차분 되는 입력 신호의 동작 범위(operation window)를 결정하며, N 값이 큰 고차의 필터링을 위해서는 높은 표본화 주파수가 요구됨을 식 (1)을 통해 알 수 있다. 그러므로 LPD 필터링에 효과적인 MUAP 지속시간의 범위는 표본화 주파수에 따라 변하게 되며, 10 KHz 표본화 인 경우 $N=40$ 인 LPD 필터를 기준으로 하여, 표본화 주파수와 적절한 LPD 필터 길이와의 관계는 다음 식 (13)으로 나타낼 수 있음을 실험을 통해 알 수 있었다.

$$N_s = N_o f_s / f_o \quad (13)$$

여기서 N_s, N_o 는 각각 f_s, f_o 의 표본화주파수에 해당하는 LPD 필터의 길이 이다.

표면근전도 신호를 구성하는 개개의 MUAP들을 분리해 내기 위해, MUAP 스파이크 검출에 적용할 수 있는 LPD 필터의 구조는 MUAP의 모양과 지속시간 특성에 따라서 적절하게 선택할 수 있음을 위의 실험 결과들을 통해서 확인할 수 있었다. 실제 표면근전도 MUAP의 모양과 지속시간은 다양한 조건(피검자, 사용전극, 근섬유의 위치 및 길이, 전극과 근육위치의 기하학적 구성 등)에 의하여 좌우될 수 있다. 그러므로 MUAP의 지속시간이 10~20 ms로 비교적 길며 2상 모양으로 나타나는 근육에서 10 KHz 표본화로 수집한 표면근전도 신호에는 $N \geq 40$ 의 SLPD 및 WLPD 필터의 적용이, 3상 모양의 MUAP에 대하여는 $N \geq 40$ 의 WLPD 필터의 적용이 바람직한 선택임을 위 결과들을 통해 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 표면근전도 신호에서 MUAP 스파이크들의 검출 가능성을 높여주기 위해 적용할 수 있는 SLPD 및 WLPD 필터의 성능 평가를 시도하였다. 이를 위하여 용적전도체 모델을 기반으로 모의 표면근전도 신호를 발생시키고, 이를 필터 길이 $N=1\sim 60$ 의 SLPD 및 WLPD로 필터링한 결과를 정량적으로 평가, 분석하여 다음 사항을 제시하였다.

- 1) 표면 MUAP의 모양과 지속시간의 변화에 따라서 적절한 LPD 필터의 적용이 필요하며
- 2) 표면 MUAP의 지속시간이 길어질수록 고차의 LPD 필터가 적합하고
- 3) 3상 모양의 표면 MUAP 신호의 경우에는 WLPD 필터의 적용이 바람직하다.

제시한 결과는 다양한 조건하에서 수집한 표면근전도 신호로부터 MUAP 스파이크 검출 가능성을 높여주기 위한 적절한 디지털 저역통과 미분기의 선정을 위한 방법으로 사용될 수 있을 것이다.

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. DeLuca, "A procedure for decomposing myoelectric signal into its constituent action potentials. Part I," *IEEE Trans. BME*, vol. BME-29, 149-157, 1982.
- [3] K.C. McGill, K.L. Cummins, L.J. Dorfman, "Automatic decomposition of the clinical electromyogram," *IEEE Trans. BME*, vol. 32, 470-477, 1985.
- [4] 이 진, 조일준, 변윤식, 홍완희, 김성환, "SMUAP의 패턴 분류를 위한 근신호 처리 알고리즘," *대한전자공학회지*, 제 26 권, 제 7 호, 106-111, 1989.
- [5] 이진, 김종원, 김성환, "Decomposition of EMG Signal using MAMDF Filtering and Digital Signal Processor," *의공학회지*, 제15권, 제3호, 281-287, 1994.
- [6] G.A. Garcia, R. Okuno, K. Akazawa, "A decomposition algorithm for surface electrode-array electromyogram," *IEEE Engineering in Medicine & Biology Magazine*, July/August, 63-72, 2005.
- [7] S.H. Nawab, S.S. Chang, C.J. De Luca, "High-yield decomposition of surface EMG signals," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 121, Issue 10, 1602-1615, 2010.
- [8] S. Usui and I. Amidror, "Digital low-pass differentiation for biological signal processing," *IEEE Trans. BME*, vol. BME-29, 686-693, 1982.
- [9] J. Lee, A. Adam, C.J. DeLuca, "A simulation study for a surface EMG sensor that detects distinguishable motor unit action potentials," *J. of Neuroscience method*, vol. 168, No.1, 54-63, 2008.
- [10] Z. Xu and S. Xiao, "Digital filter design for peak detection of surface EMG," *J. of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, 275-281, 2000.
- [11] J.H. Blok, D.F. Stegeman, A.V. Oosterom, "Three-layer volume conductor model and software package for applications in surface electromyography," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 30, 313-326, 2002.
- [12] 이진, "골격근의 표면근전도 신호 발생 모델에 관한 연구," *삼척대학교 산업과학기술연구소 논문집*, 제 9 권, pp.73-81, 2004.
- [13] A. Papoulis, *Probability, random variables and stochastic processes*, McGraw-Hill, NY, 1965.
- [14] A.J. Fuglevand, D.A. Winter, A.E. Parla, D. Stashuk, "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and space," *Biol. Cybernet.*, vol. 67, 143-153, 1992.
- [15] V. Oppenheim and R.W. Schaffer, *Digital signal processing*, Englewood Cliffs, NJ:Prentice-Hall, 1975.

저 자 소 개



이 진 (李眞)

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

1999년-현재 강원대학교 삼척캠퍼스 제어계측공학과 교수.

주관심분야 : 의용신호처리



김 성 환 (金成煥)

1975년 연세대학교 전기공학과 학사. 1977년 연세대학교 전기공학과 석사.

1980년 연세대학교 전기공학과 박사.

1982년-현재 서울시립대학교 전자 전기컴퓨터공학부 교수.

주관심분야 : 의용전자, 신호처리, 자동제어