

표면 근전도 신호 피이크 검출을 위한 디지털 분수 차수 저역통과 미분기

Digital Fractional Order Low-pass Differentiators for Detecting Peaks of Surface EMG Signal

이진[†] · 김성환^{*}
(Jin Lee · Sung-Hwan Kim)

Abstract - Signal processing techniques based on fractional order calculus have been successfully applied in analyzing heavy-tailed non-Gaussian signals. It was found that the surface EMG signals from the muscles having neuro-muscular disease are best modeled by using the heavy-tailed non-gaussian random processes. In this regard, this paper describes an application of digital fractional order lowpass differentiators (FOLPD, weighted FOLPD) based on the fractional order calculus in detecting peaks of surface EMG signal. The performances of the FOLPD and WFOLPD are analyzed based on different filter length and varying MUAP wave shape from recorded and simulated surface EMG signals. As a results, the WFOLPD showed better SNR improving factors than the existing WLPD and to be more robust under the various surface EMG signals.

Key Words : Fractional order filtering, Surface EMG, MUAP peak detection, Low-pass differentiator

1. 서론

전극(electrode)으로 검출되는 근전도(EMG: electromyogram) 신호에서 개개의 운동단위 활동전위(MUAP: motor unit action potential)를 정확히 분리해내는 연구는 근 신경계(neuro-muscular system)의 작용기전에 관한 생리학적 정보를 밝히기 위하여 필수적이다[1-5]. 최근에는 피검자에게 불편함을 끼치는 침(needle) 혹은 선(wire) 전극보다는 표면전극을 사용한 분리 알고리즘(decomposition algorithm)의 개발이 주된 관심을 끌고 있다[4,5].

다수의 MUAP들이 시 공간에서 임의적으로 복합, 중첩되어 검출되는 표면 근전도 신호로부터 개개의 MUAP들로 분리 하기위한 첫 번째 단계로, 배경잡음(내부 및 외부 부가잡음)과 MUAP들 간의 간섭에 의한 과형왜곡 잡음)과 함께 기록되는 근전도 신호 속에서 배경잡음들과 MUAP 피이크(peak)들의 구별성(distinguishability)을 높여주어, MUAP 피이크 검출을 용이하게 해주는 신호 필터링(filtering) 방법의 적용이 요구된다.

지금까지 이러한 역할을 위하여 다양한 저역통과 미분(lowpass differentiation) 필터링 기법들이 제안되었으며[6,7], 최근 들어 본 연구팀은 기존에 제안된 저역통과 필터링 기법들의 성능을 정량적으로 평가하여 정상인의 표면근전도 신호에는 가중 저역통과 미분기(WLPD: weighted

lowpass differentiator)의 적용이 효과적임을 보고하였다[8]. 이들 기존의 미분기들은 가우시안(Gaussian) 신호 모델(model)을 바탕으로 통계적 정상성(stationarity)이 만족된다는 가정 하에서 유도된 신호처리 알고리즘(algorithm)들이다.

그러나 실제 임상에서 척수(spinal cord)의 손상으로 인하여 운동병령이 신경을 통하여 근섬유(muscle fiber)들을 정상적으로 자극하지 못하는 환자들의 표면근전도 신호는 대단히 미약하며, 마치 운동신경의 활동으로 인식하기 쉬운 충격성 잡음(impulsive noise)이 첨가되어 가우시안 확률과정(random process)에서 많이 벗어나는, 비 가우시안(non-Gaussian) 신호로 검출되는 것으로 보고된 바 있다[9,10].

이와 같은 비 가우시안 확률과정 신호를 대상으로 기존의 가우시안 신호 모델을 바탕으로 유도된 알고리즘을 적용하였을 경우, 그 성능의 안정성(stability)을 보장할 수 없다는 연구 결과들이 꾸준히 제기되어져 오고 있으며[11-18], 최근 들어 분수차수 미, 적분법(fractional order calculus)을 바탕으로 하는 신호처리 기법이 비가우시안 신호의 미분기로 적합하게 적용될 수 있음이 보고되었다[16-18].

이러한 관점에서 본 연구에서는, 정상인과 근질환자의 표면근전도 신호 모두에 강건(robust)하게 사용할 수 있는 미분 필터링 기법으로 분수차수 저역통과 미분기(FOLPD: fractional order lowpass differentiator)와 가중 분수차수 저역통과 미분기(WFOLPD: weighted FOLPD)를 운동단위 활동전위 피이크 검출에 처음으로 적용하였다. 제안된 방법의 성능 평가를 위하여 이두박근에서 수집한 표면근전도 신호와 모의적으로 발생시킨 표면근전도 신호에 대한 운동단위 활동전위 피이크 강조 성능을 기존의 미분기(WLPD)와 정

[†] Corresponding Author : Dept. of control&instrumentation Eng., Kangwon National Univ., at samcheok, Korea
Email : jlee@kangwon.ac.kr

^{*} School of electrical and computer Eng., Univ. of Seoul, Korea

Received : March 28, 2013; Accepted : June 19, 2013

량적으로 비교, 분석하여 제시하였다.

2. 본 론

신호 $x(t)$ 의 분수차수 미분의 일반적인 정의는 식(1)로 나타낼 수 있다[18].

$$D^\alpha x(t) = \frac{d^\alpha x(t)}{dt^\alpha} \quad (1)$$

위 식에서 D 는 미분 연산자, α 는 실수로 정수 차수(order) 미분을 확장한 것이다. 이 정의로부터 디지털 분수차수 저역통과 미분기는, $-1 < \alpha < 0$ 일 때 식(1)의 분수차수 미분 계산을 바탕으로 다음 식(2)로 구현할 수 있음이 증명되었다[16~18].

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h_\alpha(k)x(n-k) \quad (2)$$

여기서 $x(n), y(n)$ 은 입력, 출력 신호를 각각 나타내며, $h_\alpha(k)$ 는 필터의 임펄스 응답으로 다음 식(3)과 같이 이항계수 a_k 와 표본화 주파수 T_s 의 항만으로 표현되며, 이항계수는 식(4)와 같이 회귀적으로 계산할 수 있다.

$$h_\alpha(k) = \begin{cases} -h_\alpha(-k) = -a_k/T_s, & k=1,2,3,\dots \\ 0, & k=0 \end{cases} \quad (3)$$

$$a_0 = 1, a_k = \frac{k-\alpha-1}{k} a_{k-1}, k=1,2,3,\dots \quad (4)$$

위와 같이 계산할 수 있는 식(2)의 일반형 분수차수 미분기에 인과성(causality)과 가중함수(weighting function)[19], $w(k)$ 을 적용하면 인과적 유한 임펄스 응답(FIR:finite impulse response) 분수차수 저역통과 미분기를 식(5)와 같이 유도할 수 있다.

$$y(n) = \sum_{k=0}^L w(k)h_\alpha(k)x(n-k) \quad (5)$$

위 식에서 L 은 필터 길이(length)이며, 가중함수 $w(k)=1$ 인 사각 가중함수(rectangle weighting function)인 경우 FOLPD, 기타 가중함수인 경우 WFOLPD 필터를 각각 구현할 수 있다.

식(5)와 같이 유도할 수 있는 FOLPD에서 필터 길이 L 과 분수차수 α 는 미분기의 응답 특성을 결정하는 중요한 요소이며, $-1 < \alpha < 0$ 의 구간에서 α 값의 절대크기가 커질수록 주파수 응답 특성 곡선의 기울기와 정지대역 감쇄가 커지며, 필터 길이가 길어지면 특성곡선의 대역폭이 줄어드는 것으로 밝혀졌다[16,17]. 또한 본 연구팀의 이전 연구[8]를 통하여 미분기의 기울기와 정지대역 감쇄가 큰 미분기가 표면근전도 신호의 피이크 강조에 적합함을 제시하였었다. 그러므로 이러한 결과들을 종합하여 검토한 예비실험을 통하여, 본 연구에서는 $\alpha=-0.9$ 와 식(6)으로 정의되는 정현 가중함수(sinusoidal weighting function)로 각각 설정한 FOLPD,

WFOLPD를 표면근전도 신호 피이크 강조 미분기로 설계하였다.

$$w(k) = \sin(k\pi/L), (0 \leq k < L) \quad (6)$$

그림 1에 본 연구에서 제시한 분수차수 저역통과 미분기와 기존의 저역통과 미분기[7]의 주파수 응답 특성을 비교하여 나타내었다.

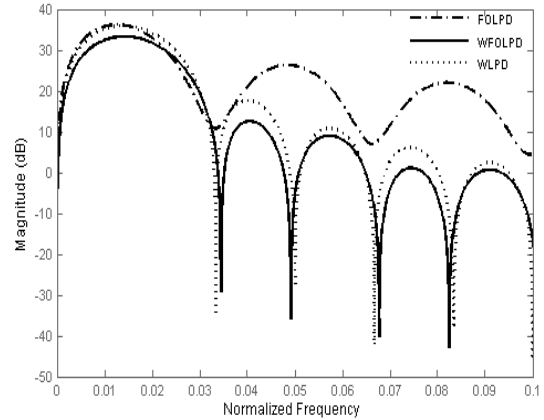


그림 1 FOLPD, WFOLPD, WLPD 필터의 주파수 응답(L=60)
Fig. 1 Frequency responses of the FOLPD, WFOLPD and WLPD filters (L=60)

신호처리의 관점에서 저역통과 미분기는 비교적 낮은 신호 대 잡음비(SNR:signal to noise ratio)로 관측되는 신호를 대상으로, 상승 및 하강 에지(edge)를 보다 날카로운 스파이크의 형태로 강조함과 동시에 저주파 및 고주파 잡음을 함께 억제시키는 역할을 수행할 수 있는 필터이다. 그림 1에 나타난 주파수 응답 특성곡선에서 주엽(main lobe)과 부엽을 형성하는 곡선의 기울기가 에지 강조성능을, 그 곡선의 대역폭과 크기감쇄 정도가 잡음 억제 성능을 각각 좌우하게 된다. 그러므로 위 그림으로부터 WFOLPD가 기존에 표면근전도 신호의 피이크 강조에 효과적인 것으로 밝혀진 WLPD[7]와 비교하여 조금 더 우수한 성능으로 강건하게 운동단위 활동전위 피이크 강조를 위한 필터링 기법으로 적용할 수 있을 것임을 알 수 있다.

그림 2에 실제 이두박근에서 수집한 표면근전도 신호를 대상으로 기존의 WLPD 및 본 연구에서 제시한 FOLPD와 WFOLPD로 필터링한 결과를 각각 나타내었다. 원래 표면근전도(raw SEMG) 신호에서 빠르게 변하는 에지(edge)부분이 미분기의 효과에 의해 강조되어 보다 날카로운 모양의 스파이크들을 형성하는 결과를 세 가지 필터 출력 신호에서 공히 확인할 수 있다.

또한 FOLPD의 경우가 좀 더 날카롭게 MUAP 스파이크들을 강조하나 낮은 진폭의 에지들까지 강조하여 더 많은 스파이크들이 존재하는 출력신호를 나타내며, WFOLPD의 경우가 작은 진폭의 에지에 의한 스파이크가 가장 적게 형성된 출력신호를 나타내는 특징을 볼 수 있다. 기존의 연구에서는 침근전도 신호보다 복잡하게 형성되는 배경잡음에 의해 생성되는 스파이크들의 처리가 표면근전도 신호로부터의 MUAP 검출에 큰 문제점이었다. 이와 같이 저역통과

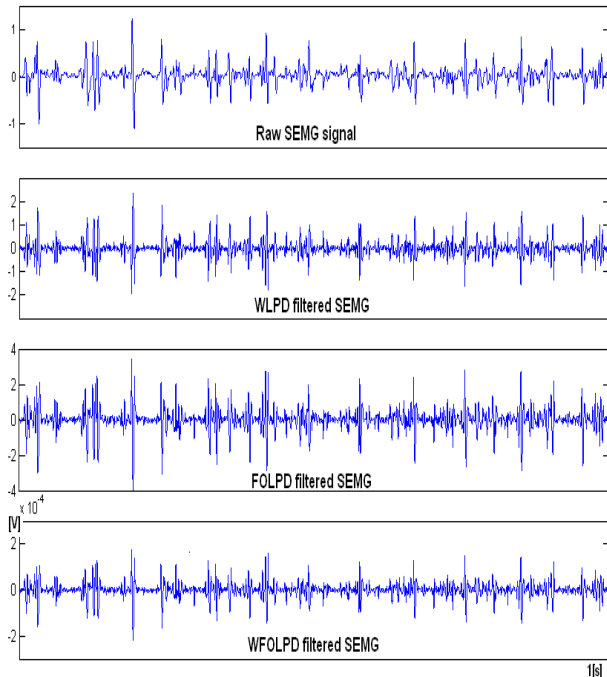


그림 2 기존 저역통과 미분필터(WLPD)와 제안한 저역통과 미분필터(FOLPD, WFOLPD)의 출력신호(이두박근, 20% MVC, 표본화주파수=8192[Hz], 필터길이(L)=10)
Fig. 2 Output signals of classical WLPD and proposed LPD(FOLPD and WFOLPD) (biceps brachii muscle, 20% MVC, sampling frequency=8192[Hz], filter length(L)=10)

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.

3. 실험 방법

제시한 디지털 분수차수 저역통과 미분기의 정량적 성능을 비교, 평가하기 위해서는 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.

이를 위하여 먼저 모의 표면근전도 신호는 운동단위 활동전위의 생리학적인 발생 기전을 정밀하게 묘사하는 수학적 모델을 이용하여 발생시킬 수 있다. 본 연구자들은 용적 전도체(volume conductor) 모델[4]을 바탕으로, 표면근전도 신호를 구성하는 기본 요소인 2상(bi-phase), 3상(tri-phase) MUAP의 발생 방법을 이전 연구들[4,8]을 통하여 제시한 바 있으며, 본 연구에서도 동일한 방법을 이용하여 모의 근전도 신호를 취득하였다. 그림 3에 이와 같이 발생시킨 모의 운동단위 활동전위들을 나타내었다.

실제 전극으로 검출되는 표면근전도 신호는 그림 2에서 제시한 모양의 단일 운동단위 활동전위들이 시, 공간적으로

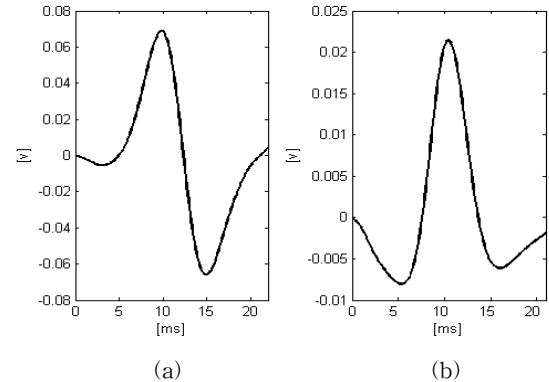


그림 3 모의 표면 운동단위 활동전위 (a) 2상 MUAP (b) 3상 MUAP
Fig. 3 Simulated surface motor unit action potentials (a) bi-phasic MUAP (b) tri-phasic MUAP

복합 중첩되어 형성되는 것이다.

다음으로 분수차수 저역통과 미분기의 성능은 표면근전도 MUAP 신호의 피크들을 최대로 강조하여 스파이크(spike)의 형태로 구별성을 높여주며, 배경잡음에 의한 오류(false) 스파이크의 발생 가능성을 최소로 줄여 줄 수 있는냐 하는 것에 의해 평가할 수 있다. 이를 위해서 본 연구에서는 식(7), 식(8)로 정의할 수 있는 필터링에 의한 정규화 성능향상 계수, IC_{nor} (IC:improving coefficient)[8]를 사용하여 각 미분기의 성능을 정량적으로 평가하였다.

$$IC = \frac{SNR_o}{SNR_i} \tag{7}$$

$$IC_{nor} = IC / IC_{max} \tag{8}$$

여기서 SNR_i , SNR_o 는 미분 필터링 전, 후의 신호 대 잡음비를 각각 나타낸다.

4. 실험 결과 및 고찰

미분기는 인접 샘플간의 진폭차이에 의해 동작하기 때문에 신호의 진폭 자체는 IC_{nor} 값에 거의 영향을 미치지 않으며, 신호의 모양(shape)과 지속시간(duration)이 필터의 특성을 좌우하는 주요한 요인들을 이전 연구[8]를 통하여 지적한 바 있다. 그러므로 본 연구에서도 표면근전도로 검출되는 대표적 모양의 2상과 3상 MUAP들을 대상으로, 지속시간을 변화시키며 제시한 필터의 특성을 정량적으로 평가, 분석하였다.

그림 4, 5에 신호 발생 모델로 취득한 모의 2상 MUAP 신호의 지속시간을 1[ms]~20[ms]로 변화시키며[1], 각 필터 길이의(L=10~110) FOLPD 및 WFOLPD로 필터링 하였을 경우에 구한 정규화 성능향상계수를 각각 나타내었다.

그림 4와 그림 5의 결과를 통해 FOLPD 및 WFOLPD 필터 모두 필터길이가 증가할수록 지속시간이 보다 긴 MUAP에 대하여 효과적인 피크 강조성능을 보이며, 높은 IC_{nor} 값을 나타내는 지속시간의 범위가 넓어지는 특성을 볼 수 있다. 또한 2상 MUAP 신호에 대하여 스파이크 강조 성능

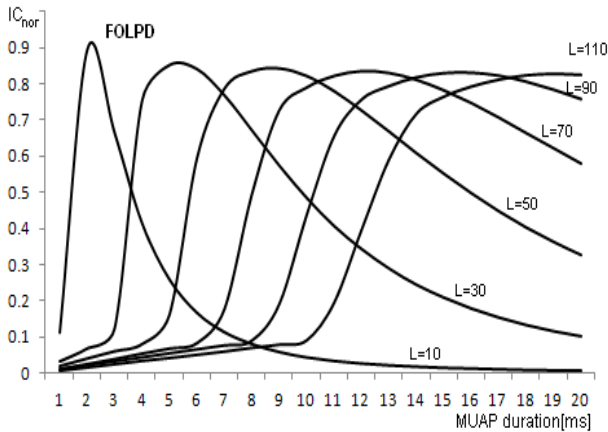


그림 4 MUAP 지속시간과 필터길이(L=10~110) 변화에 따른 FOLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10[KHz]의 모의 2상 MUAP 신호).

Fig. 4 Improving coefficient of FOLPD filters on varying MUAP duration and filter length(L=10~110) (simulated bi-phasic MUAP sampled at 10[KHz]).

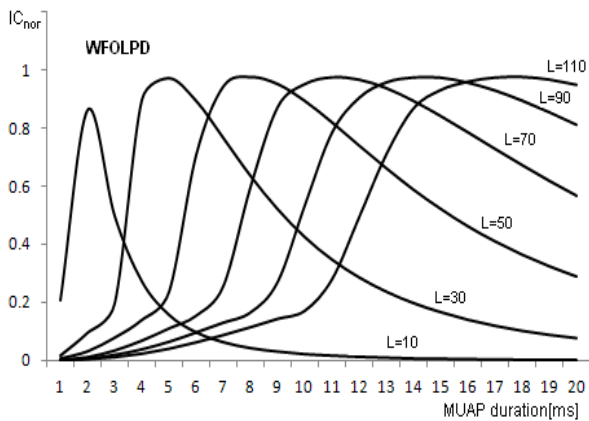


그림 5 MUAP 지속시간과 필터길이(L=10~110) 변화에 따른 WFOLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10[KHz]의 모의 2상 MUAP 신호).

Fig. 5 Improving coefficient of WFOLPD filters on varying MUAP duration and filter length(L=10~110) (simulated bi-phasic MUAP sampled at 10[KHz]).

을 보여주는 IC_{nor} 곡선의 전체적인 모양은 두 필터 모두 유사하게 나타나나, FOLPD 보다는 WFOLPD의 성능이 우수함(IC_{nor} 값의 크기에 비례)을 확인할 수 있다. 이러한 결과를 보다 정량적으로 알아 보기 위하여, 본 연구에서는 L=10~110의 광범위한 필터길이 변화에 대하여 제시한 미분기의 성능을 평가하여, MUAP 피크 강조에 효과적인 지속시간 범위, T_{3db} 를 IC_{nor} 값이 0.707 이상 되는 지속시간 범위, T_{op} 는 IC_{nor} 값이 최대인 지속시간 으로 각각 정의하고 표 1에 그 결과를 종합하여 나타내었다.

표 1을 통해 L=50인 FOLPD 필터가 효과적으로 동작하는 MUAP 지속시간 범위는, $T_{3db}=6.4\sim 12.3$ [ms]이며, IC_{nor} 값이 최대($IC_{nor(max)}=0.84$)가 되는 MUAP 지속시간은

표 1 FOLPD 및 WFOLPD에 효과적인 MUAP 지속시간 범위(L=10~110, 2상 MUAP)

Table 1 Effective range of MUAP duration for the FOLPD and WFOLPD filters (L=10~110, bi-phasic MUAP)

	FOLPD			WFOLPD		
	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor(max)}$	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor(max)}$
L=10	1.7-3.0	2.2	0.93	1.6-2.5	2.1	0.86
L=30	3.9-7.7	5.3	0.86	3.6-7.4	4.9	0.97
L=50	6.4-12.3	8.8	0.84	5.7-12.2	7.4	0.97
L=70	8.8-16.9	12.2	0.82	8.3-17.2	10.8	0.97
L=90	11.2-	15.7	0.82	10.5-	12.6	0.97
L=110	13.7-	19.3	0.83	12.9-	18.1	0.97

8.8[ms]임을 알 수 있다. 또한 필터 길이, L이 증가함에 따라서 T_{3db} 의 범위는 넓어지고, T_{op} 은 길어지는 현상이 나타남을 위 결과를 통하여 확인할 수 있다. 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[4]. 이러한 특성을 반영하여 본 연구에서는 모의 성능평가 범위를 선정하였으며, 제시한 표 1은 다양한 실험 조건에서 적절한 미분기를 선정하는데 유용한 정보로 사용할 수 있을 것이다.

다음 그림 6과 그림 7에 3상 모양의 MUAP신호에 대하여 위와 동일한 실험을 하여 얻어진 필터 성능향상계수를 나타내었다. 그림 4, 5의 결과 분석에서 언급한 바와 같이 L이 증가함에 따라서 T_{3db} 의 범위는 넓어지고, T_{op} 은 길어지는 현상이 동일하게 나타났으나, IC_{nor} 값이 제시한 두 필터

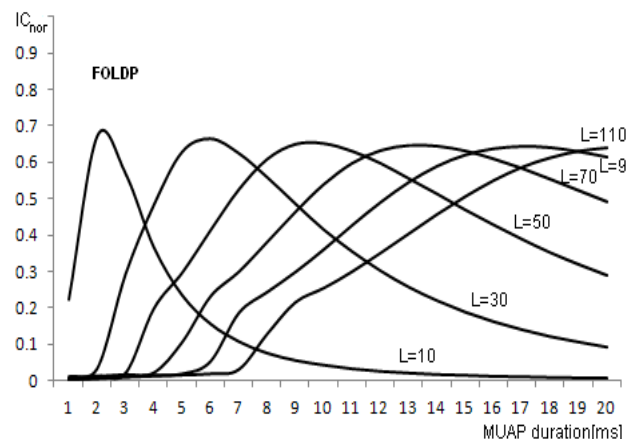


그림 6 MUAP 지속시간과 필터길이(L=10~110) 변화에 따른 FOLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10[KHz]의 모의 3상 MUAP 신호).

Fig. 6 Improving coefficient of FOLPD filters on varying MUAP duration and filter length(L=10~110) (simulated tri-phasic MUAP sampled at 10[KHz]).

모두 3상 MUAP의 경우에는 2상 MUAP에 비하여 많이 떨어지는 결과를 그림을 통해서 확인할 수 있다. 이러한 결과는 MUAP들 간의 복잡한 중첩으로 형성되는 다상 (polyphase) MUAP 일수록 피이크 검출이 어려워짐을 제시하는 것이라 할 수 있다.

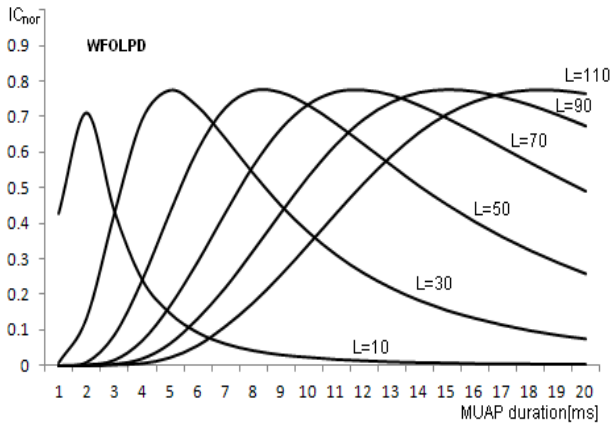


그림 7 MUAP 지속시간과 필터길이(L=10~110) 변화에 따른 WFOLPD 필터의 성능향상계수(표본화주파수 10[KHz]의 모의 3상 MUAP 신호).

Fig. 7 Improving coefficient of WFOLPD filters on varying MUAP duration and filter length(L=10~110) (simulated tri-phasic MUAP sampled at 10[KHz]).

표 2에 L=10~110의 FOLPD 및 WFOLPD 필터를 3상 모양 MUAP에 적용하였을 때 얻어진 T_{3db} , T_{op} , $IC_{nor}(max)$ 값들을 정리하여 나타내었다. 표 2을 통해 FOLPD 필터의 경우는, MUAP 피이크 강조에 효과적인 지속시간 범위, 즉 $IC_{nor} > 0.707$ 인 결과를 나타내지 않으며, WFOLPD 필터에 비하여 표면근전도 신호의 피이크 강조 성능이 떨어짐을 확인할 수 있다. 또한 이러한 결과는 표면근전도 신호의 피이크 강조를 위한 미분 필터링에는 WFOLPD 필터의 적용이 바람직함을 증명하는 결과라고 할 수 있다.

다음으로 표 3에 기존에 표면근전도 신호에 효과적인 미분 필터링 방법으로 알려져 있는 WLPD 필터와 본 연구에서 제시한 WFOLPD 필터의 성능을 비교하여 나타내었다.

표 2 FOLPD 및 WFOLPD에 효과적인 MUAP 지속시간 범위(L=10~110, 3상 MUAP)

Table 2 Effective range of MUAP duration for the FOLPD and WFOLPD filters (L=10~110, tri-phasic MUAP)

	FOLPD			WFOLPD		
	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor}(max)$	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor}(max)$
L=10	X	2.1	0.67	1.8-2.1	2.0	0.71
L=30	X	5.9	0.66	3.9-6.4	5.0	0.78
L=50	X	9.6	0.65	6.6-10.5	8.3	0.77
L=70	X	13.3	0.65	9.5-14.6	11.6	0.78
L=90	X	17.1	0.64	12.4-18.5	15.0	0.78
L=110	X	X	X	15.2-	18.6	0.78

* X는 실험범위 내에서 값이 정의 되지 않음을 나타낸다.

표 3 WFOLPD와 WLPD에 효과적인 MUAP 지속시간 범위 비교

Table 3 Comparison of effective range of MUAP duration for the WFOLPD and WLPD filters

	WLPD			WFOLPD		
	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor}(max)$	T_{3db} [ms]	T_{op} [ms]	$IC_{nor}(max)$
2상MUAP						
L=20	2.6-5.0	3.1	0.95	2.6-4.9	3.1	0.94
L=40	4.9-9.9	6.4	0.97	4.7-10.0	6.3	0.97
L=60	7.2-14.9	9.8	0.96	7.2-14.7	9.4	0.97
3상MUAP						
L=20	2.7-4.3	3.1	0.75	2.5-4.1	3.2	0.78
L=40	5.4-8.6	6.8	0.77	5.3-8.4	6.4	0.78
L=60	8.2-12.9	10.5	0.78	8.0-12.6	10.1	0.78

성능 비교 실험은 필터길이, L=10~110의 범위에서 실시하였지만 그 결과의 추세가 유사하여 일부분만 표에 제시하였다. 표 3을 통하여 기존의 일반적인 미분 연산을 바탕으로 유도된 WLPD와 비교하여 분수차수 미분 연산을 통하여 유도된 WFOLPD의 표면근전도 신호 피이크 강조 성능이 거의 유사하거나, 조금 더 우수함을 확인할 수 있다. 즉 필터 길이 변화에 따른 T_{3db} , T_{op} 값의 범위는 유사하며, IC_{nor} 값은 WFOLPD의 결과가 조금 더 우수하게 나타났음을 알 수 있다. 이는 본 연구에서 제시한 WFOLPD가 정상인과 근질환자의 표면근전도 신호 모두에 보다 강건하게 MUAP 피이크 검출을 위한 필터링 방법으로 적용할 수 있음을 증명하는 결과라 할 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 비가우시안 신호에 강건하게 적용할 수 있는 분수차수 미분기인 FOLPD와 WFOLPD를 표면근전도 신호의 MUAP 피이크 검출 가능성을 높여주기 위한 새로운 디지털 필터링 방법으로 적용하고, 성능 평가를 시도하였다. 이를 위하여 용적 전도체 모델을 기반으로 모의 표면근전도 신호를 발생시키고, 이를 필터 길이 L=10~110의 FOLPD 및 WFOLPD로 필터링한 결과를 기존의 미분기인 WLPD와 정량적으로 비교, 분석하여 제시하였다. 실험 결과, WFOLPD 필터의 성능이 WLPD 필터와 비교하여 우수하게 표면근전도 신호에 적용할 수 있음을 알 수 있었다. 그러므로 본 연구에서 제시한 분수차수 미분기는 정상인 뿐 만 아니라 비가우시안 신호로 수집되는 근질환자들의 표면근전도 신호에 대해서도 강건하게 적용할 수 있을 것이라 생각된다. 향후 비가우시안 신호에 대한 정량화된 평가방법과 실제 다양한 근질환자의 표면근전도 신호를 대상으로 MUAP 검출을 시도하여 실제 임상에서의 응용 가능성을 평가하는 연구가 필요 할 것으로 사료된다.

References

[1] JV. Basmajian and CJ. De Luca, Muscles alive : Their functions revealed by electromyography.,

- Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985.
- [2] KC. McGill, KL. Cummins, LJ. Dorfman, "Automatic decomposition of the clinical electromyogram", IEEE Trans. BME, vol. 32, 470-477, 1985.
- [3] J. Lee, IJ. Jo, YS. Byun, WH. Hong, SH. Kim, "A EMG signal processing algorithm for SMUAP pattern classification", IEEK, vol. 26, No. 7, pp. 106-111, 1989.
- [4] J. Lee, A. Adam, CJ. 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.
- [5] SH. Nawab, SS. Chang, CJ. De Luca, "High-yield decomposition of surface EMG signals", Clinical Neurophysiology, Vol. 121, Issue 10, 1602-1615, 2010.
- [6] S. Usui and I. Amidror, "Digital low-pass differentiation for biological signal processing", IEEE Trans. BME, vol. BME-29, 686-693, 1982.
- [7] Z. Xu and S. Xiao, "Digital filter design for peak detection of surface EMG" J. of Electromyography and Kinesiology, vol. 10, 275-281, 2000.
- [8] J. Lee, SH. Kim, "A study on selecting a digital low-pass differentiator for spike detection of surface motor unit action potential", KIEE, vol. 60, no. 10, 1951-1958, 2011.
- [9] R. Rouzky, M. Batista, H. Longbotham, "An application of wavelets to electro-myographic signals" SPIE, vol. 2242, 736-743, 1994.
- [10] YS. Lee, J. Lee, HD. Kim, IS. Park, HY. Ko, SH. Kim, "Muscle contraction pattern analysis of EMG signals from the patients with spinal cord injury", KOSOMBE spring conf., pp. 398-401, 1997.
- [11] G. Samorodnisky and MS. Taqqu, Stable non-Gaussian random process, New york:Chapman & Hall, 1994.
- [12] CL. Nikias and M. Shao, Signal processing with alpha-stable distributions and application, New york:John Wiley & Sons, 1995.
- [13] X. ma and CL. Nikias, "Joint estimation of time delay and frequency delay in impulsive noise using fractional lower order statistics", IEEE Trans. SP, vol. 44, No. 11, 1996.
- [14] J. Lee, JK. Jung, SH. Shin, IS. Park, HY. Ko, SH. Kim, "A measurement method of muscle fiber conduction velocity for surface EMG signal of muscle diseased patient", KOSOMB fall conf., 1997.
- [15] J. Lee, JK. Jung, YS. Lee, SH. Kim, "New methods for estimation of time delay and time-frequency delay in impulsive noise environment using FNOM and MD criterion", ASK, vol. 16, No. 5, 96-104, 1997.
- [16] A. Goutas, Y. Ferdi, JP. Herbeval, M. Boudraa, B. Boucheham, "Digital fractional order differentiation-based algorithm for P and T-waves detection and delineation", ITBM-RBM, vol. 26, No. 2, 127-132, 2005.
- [17] Y. Ferdi, "Improved lowpass differentiator for physiological signal processing", IEEE IET international symposium(CSNDSP 2010), 747-750, July 21-23, 2010, Newcastle, U.K.
- [18] B. Mathieu, P. Melchior, A. Oustaloup, CH. Ceyral, "Fractional differentiation for edge detection", Signal Processing, vol. 83, No. 11, 2421-2432, 2003.
- [19] V. Oppenheim and RW. 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 : 의용전자, 신호처리



김 성 환 (金成煥)

1975년 연세대학교 전기공학과 학사, 1977년 연세대학교 전기공학과 석사, 1980년 연세대학교 전기공학과 박사, 1982년-현재 서울시립대학교 전자 전기 컴퓨터공학부 교수
주관심분야 : 의용전자, 신호처리, 자동제어