

# 복합근전도로부터 자발성분과 유발성분을 추출하기 위한 알고리즘 개발

송동진<sup>1</sup>, 황선희<sup>2</sup>, 강 곤<sup>2</sup>

<sup>1</sup>시드니대학교, 오스트레일리아 뉴사우스웨일즈 리드컴 1826,  
<sup>2</sup>경희대학교 전자정보대학, 경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지

## A New Algorithm for Extracting Voluntary Component and Evoked Component from Mixed EMG

T. Song<sup>1</sup>, S. H. Hwang<sup>2</sup>, and G. Khang<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Exercise and Sports Science, The University of Sydney, Lidcombe 1825, NSW, Australia

<sup>2</sup>College of Electronics and Information, Kyung Hee University, 1 Seocheon-dong, Giheung-gu, Yongin-si, Gyeonggi-do

(Received November 10, 2008. Accepted December 15, 2008)

### Abstract

This study was designed to develop a new algorithm to extract the voluntary EMG and the evoked EMG from a mixed EMG generated when the muscle is stimulated both voluntarily and by electrical stimulation in the FES system.

The proposed parallel filter algorithm consists of three phases: (1) Fourier transform of the mixed EMG, (2) multiplication of the transformed signal to two frequency functions, and (3) inverse Fourier transform. Four incomplete spinal cord injured patients participated in the experiments to evaluate the algorithm by measuring the knee extensor torque and the EMG signals from the quadriceps. Two functions of the algorithms were evaluated: (1) extraction of the evoked EMG and (2) the voluntary EMG from the mixed EMG. The results showed that the algorithm enabled us to separate the two EMG components in real time from the mixed EMG. The algorithm can and will be used for estimating the voluntary torque and the evoked torque independently through an artificial neural network based on the two EMG components, and also for generating a trigger signal to control the on/off time of the FES system.

Key words : FES, EMG separation, voluntary EMG, evoked EMG

### 1. 서론

근육이나 그 근육을 관장하는 신경을 일정강도 이상의 전기로 자극하면 근육이 수축하여 힘을 나타내는 현상을 사고나 질병 등으로 척수(spinal cord)가 손상되어 마비된 근육에 적용하면 잃어버린 근육의 수축기능을 불완전하나마 회복할 수 있는데, 이를 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)이라고 한다. FES를 적용하여 하반신 마비환자가 일어나거나 보행하고 사지마비 환자가 상지의 기능을 회복하는 등의 연구성과들 [1-4]이 보고되었다.

FES에 대한 연구가 발전함에 따라 자극 시스템에 미리 프로그

램되어 있는 대로 단순하게 반복적인 움직임만을 만들어내던 기존의 전기자극 방식에서 벗어나 근육의 피로현상으로 인하여 전기자극으로 유발하는 토크의 크기가 원하는 값과 달라지게 되면 FES 시스템에서 근육의 자극 강도를 적절히 변화시켜 원하는 토크를 유발하도록 하는 피드백제어(feedback control) 시스템의 필요성이 대두되었다. 일상동작 중에 전기자극으로 유발되는 토크를 제어하기 위해서는 유발되는 토크를 실시간으로 측정해야 하는데 일상동작 중에 토크를 실시간으로 측정할 수 있는 기기는 현재까지 개발되지 않았고, 일상동작 중에 토크를 실시간으로 직접 측정할 수 있는 기기가 개발되었다 하더라도, 마비환자가 FES 자극기는 물론 토크를 측정하는 기기까지 몸에 부착하여 일상생활에서 사용하기는 쉽지 않다. 그러므로 전기자극으로 유발되는 토크를 직접 측정하는 대신에 다른 생체신호에 비하여 측정이 용이하고 유발되는 토크와 연관성이 높다고 보고된 바 있는 근전도(electromyogram, EMG)를 사용하여 유발 토크를 추정함으로써 근육 상태의

Corresponding Author : 강 곤  
(446-701) 경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지 경희대학교 전자정보대학  
Tel : +82-31-201-2998 / Fax : +82-31-206-8226  
E-mail : gkhang@khu.ac.kr  
이 논문은 2005년도 정부(교육인적자원부)의 재원으로 학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2005-037-D00035).

변화 또는 외부 환경의 변화에 따라 FES 시스템으로 근육을 자극하는 강도를 조절하므로써 토크를 유지 또는 변화시키는 방법이 연구되고 있다. 전기자극에 의하여 발생하는 유발근전도(evoked EMG, EEMG)와 근력(대부분의 경우에는 관절토크)과의 연관성에 대한 연구가 수행되었다. Durfee 등[5]은 비장애인의 대퇴사두근을 자극하고, 자극에 의해 발생한 유발근전도에서 추출한 중심주파수(mean frequency)가 FES 제어 시스템에 사용될 수 있음을 시사하였다. Tepavac 등[6]은 중앙주파수(median frequency)가 근피로도의 지표로 사용될 수 있다고 제안했다. 또 다른 결과로는 Mizrahi 등[7]이 마비된 근육에서 측정된 유발근전도의 피크피크(peak-to-peak) 값이 전기자극에 의해 유발되는 토크와 연관성이 많음을 시사했다. Winslow 등[8]은 전기자극에 의해 근피로가 발생될 때 유발근전도의 모양이 특징적으로 크게 변하는 5곳의 크기와 근피로에 의해 변화하는 무릎관절의 각도와와의 관계를 뉴럴 네트워크 알고리즘으로 모델링하여 근피로에 의한 토크의 저하를 보상하는 방법을 개발했다. Hyun 등[9,10]은 EEMG 파라미터를 인공신경망(artificial neural network)의 입력으로 하여 토크를 추정하는 방법을 개발했다.

최근에는 응급처치 기술 및 의학 발전에 힘입어 근육을 전혀 수축시킬 수 없는 완전 마비환자보다는 근육을 수축시키는 능력이 일부 잔존해 있지만 본인이 원하는 동작을 원활하게 만들어내기에 부족한 불완전 마비환자의 비율이 크게 증가하고 있으므로, 불완전 마비환자의 부족한 근수축력을 보조하기 위하여 불완전 마비환자 스스로 근육을 수축시키고 동시에 수축하고 있는 근육을 전기로도 자극하여 보다 원활한 움직임을 만들어내는 FES 연구도 점차 증가하고 있다. 전기자극으로 불완전 마비환자가 유발하고자 하는 근수축력만큼 적정하게 유발하기 위해서는 본인 스스로 근육을 수축시켜 유발하는 자발토크(voluntary torque)와 전기자극으로 근육을 수축시켜 유발되는 유발토크(evoked torque)가 함께 만들어내는 전체토크(total torque)를 실시간으로 측정하여 제어해야 하는데, 전체토크를 만들어내는 자발토크와 유발토크는 서로 독립적으로 작용하므로 전체토크를 제어하기 위해서는 자발토크와 유발토크 각각을 제어해야 한다. 따라서 전체토크를 제어하기 위해서는 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 분리한 후 분리한 자발근전도와 유발근전도를 사용하여 자발토크와 유발토크 각각을 실시간으로 추정하여 제어해야만 한다. 그러나 현재까지는 복합근전도에서 유발근전도와 자발근전도를 동시에 분리하는 방법은 연구되지 않았고, 단지 복합근전도에서 자발근전도만을 추출하여 FES 시스템의 자극시점을 제어하는 트리거 신호로 사용하거나, 분리된 자발근전도에서 추출된 파라미터에 따라 자극강도를 변화시키는 방법이 보고된 바 있다[11-17]. Frigo 등[11]과 Peasgood 등[12]은 코움(Comb)필터를 사용하여 복합근전도에서 자발근전도를 추출하였다. 코움필터는 버터워스(Butterworth) 필터 등 기존의 다른 필터와는 달리 차단하는 주파수가 여러 개이므로 자극주파수의 하모닉 성분만을 갖는 유발근전도를 복합근전

도에서 제거하여 자발근전도를 추출하는데 사용할 수는 있다. 반면에, 코움필터는 하모닉 주파수 성분들과 인접한 자발근전도의 주파수 성분들이 크게 감쇄시킬 뿐 아니라, 코움필터의 주파수 응답의 이득이 고주파수로 갈수록 줄어드는 특성이 있으므로, 자발근전도의 고주파수 성분의 손실을 피할 수 없는 단점이 있다. 적응필터(adaptive filter)를 사용하여 복합근전도에서 자발근전도를 추출하는 방법도 연구되었다. Sennels 등[13]이 처음으로 적응필터를 사용하여 복합근전도에서 자발근전도를 추출해 냈으며, Yeom 등[14]은 Sennels 등[13]의 아이디어에 착안하여 Gram-Schmidt 알고리즘을 기반으로 하는 적응필터를 사용하여 복합근전도에서 자발근전도를 추출해 냈다. 그러나 적응필터는 출력신호 자체를 최소화하기 때문에 시간이 지남에 따라 자발근전도의 크기조차 줄어드는 단점이 있다. 필터를 사용하지 않고 시간영역에서 복합근전도로부터 자발근전도를 분리한 후에 FES 시스템의 제어신호로 사용하는 방법도 제안되었다. Dutta 등[15]은 유발근전도는 전기자극이 시작되는 시점부터 30ms 이전에 사라지고, 이후에는 자발근전도만 남는다고 가정하였다. 따라서 20Hz 펄스열로 불완전 마비된 근육을 자극하면서 자극 펄스가 시작되는 순간부터 30ms까지는 차단신호를 사용하여 신호를 측정하지 않고, 그 이후 20ms 동안만 근전도를 측정 후 이 신호를 자발근전도라 가정하여 FES 시스템의 트리거 신호로 사용했다. 또한 그들은 이렇게 측정된 근전도를 적분한 값(integrated EMG, IEMG)이 대상자가 유발하는 근수축력과 상관관계가 있다고 가정하고, Saxena 등[16]의 연구에서처럼 IEMG의 크기에 따라 전기자극의 강도를 결정하였다. 사망 후 얼마되지 않은 사람의 근육을 자극하여 유발근전도를 측정된 Minzly 등[17]의 결과를 참조하면, 완전마비된 근육에서의 유발근전도는 자극펄스 후 대부분 30ms 이전에서 없어진다. 그러나 자발적으로 근육을 수축시키고 동시에 전기자극을 가하는 경우, 40ms 이후까지 유발근전도와 모양이 유사하고 유발근전도 크기의 70%에 이르는 신호가 하나 더 발생하기도 한다. 복합근전도에서 유발근전도와 유사한 두 번째 신호에 대해서 아직 연구가 수행되어지지 않았지만, 이 신호는 단순히 근육이 자발적 수축에 의해서만 발생한다고 가정하기 보다는 동시에 두 수축요인에 의해서 발생하는 것으로 보는 것이 더 타당하다고 판단된다.

코움필터나 기존에 사용되어 왔던 필터로는 복합근전도에서 자발근전도는 추출할 수 있지만 유발근전도는 추출하기 어렵거나 불가능하다. 따라서 2008년에 Langzam 등[18,19]은 비장애인을 대상으로 복합근전도에서 추출한 자발근전도만을 사용하여 유발토크를 추정하는 방법을 제안했으나, 이 연구에서는 전기로 근육을 수축시키는 강도가 최대자발수축(maximal voluntary contraction, MVC)의 30% 이하라는 제한조건이 있었으며, 이 제한조건 하에서도 전기자극이 없이 자발적으로 근육을 수축시킬 때 얻은 자발근전도의 포락선과 자발토크의 관계가 전기자극과 자발적 근수축이 동시에 발생한 상황에서도 변하지 않는다는 가정을 하였다. 즉, 그들은 먼저 전기자극이 없는 상태에서 얻은 자발근전도의

포락선과 자발토크와의 관계를 선형회귀(linear regression) 곡선을 이용하여 나타내었다. 그 다음 복합근전도에서 코옴필터로 자발근전도를 추출하고, 추출된 자발근전도 포락선의 순간 값을 전기자극이 없는 상태에서 얻은 선형회귀 곡선에 대입하여 토크를 추정하였다. 이렇게 얻어진 토크를 전체토크에서 자발적인 근수축만에 의해 유발된 자발토크라고 가정하고, 이 자발토크와 전체토크와의 차이가 전체토크 중에서 전기자극만에 의해 유발된 토크라고 제안했다. 그러나 그들의 연구에서는 전기로 근육을 자극하는 강도에 제한을 두고 비장애인을 대상으로 하였으므로, 근육이 마비된 후에 근육의 위축 등으로 인하여 동일한 자극펄스에도 비장애인에 비하여 근수축력이 약한 장애인을 대상으로 할 때는 그 적용범위가 크게 줄어들 것이다. 예를 들어, Frigo 등[11]이 비장애인을 대상으로 MVC의 40% 강도로 자극한 연구의 결과를 보면, 자발적으로 동일한 토크를 유발하더라도 전기자극이 없는 상태에서 측정된 자발근전도의 크기가 복합근전도에서 추출한 자발근전도의 크기보다 약 2배가량 크다. 즉, 전기자극으로 MVC의 30% 보다 큰 근수축력을 유발할 때는 전기자극이 없을 때 측정된 자발근전도와 자발토크의 관계를 복합근전도에서 추출한 자발근전도와 전체토크에서 자발적 근수축에 의한 자발토크와의 관계에 적용할 수는 없으므로, 복합근전도에서 추출한 자발근전도를 이용하여 자발토크를 추정할 수 없을 뿐 아니라 추정된 자발토크와 전체토크의 차이로 유발토크를 산출할 수는 더욱 없다. 그러므로 전체토크에서 유발토크를 추정하기 위해서는 복합근전도에서 직접 유발근전도를 추출해야 한다.

본 연구에서 개발하여 제안하고 있는 “병렬필터 알고리즘(parallel filter algorithm)”은 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 실시간으로 동시에 분리하므로, 이 알고리즘은 전체토크를 구성하는 자발토크와 유발토크를 각각 제어하는데 사용할 수 있고, 결과적으로 전체토크를 제어하는데 사용할 수 있다. 또한 자발

토크와 유발토크가 전체토크에 미치는 영향에 대한 연구에도 유용하게 사용될 수 있다.

## II. 방법

### A. 대상자

불완전 하반신마비환자(ASIA C and D) 4명이 실험에 참여하였으며, 대상자들은 실험의 목적, 과정 그리고 실험 중에 발생할 수 있는 사고에 대해 충분히 설명을 듣고, 실험 동의서(participant consent form)에 서명한 후에 실험에 참여하였다. 대상자들은 두 가지 다른 실험에 참여하였는데, 하나는 자발, 유발 그리고 복합근전도의 각기 다른 특징을 분석하여 병렬필터 알고리즘을 개발하기 위한 실험이고, 다른 하나는 개발된 병렬필터 알고리즘을 검증하기 위한 실험이다.

### B. 근전도 특성분석 실험

20Hz의 사각펄스열(rectangular pulse train)을 표면전극(95cm, Axcelgaard Mfg. Co., Ltd., Fallbrook, CA, USA)에 가하여 근육수축을 유발하였고, 은-염화은 표면전극(Noraxon USA, Inc., Scottsdale, AZ, USA)을 사용하여 근전도를 측정하였다. 근전도 측정용 전극은 두 개의 원형 전극이 하나의 몸체에 붙어있는 일체형으로, 전극 중심간의 거리는 2cm, 전도성이 있는 부분의 최소 거리는 4mm이다.

토크는 본 연구실에서 토크 측정 시스템을 제작하여 측정하였다. 토크 측정 시스템의 센서는 최대 부하가 100kg인 풀브리지(full bridge) 타입의 로드셀(SBA-100L, CAS Co., Seoul, Korea)이 사용되었고, 로드셀의 아날로그 출력 신호는 100배 증폭한 후에 신호처리 기기(USB-6259, National Instruments Co., Austin, Texas, USA)를 이용하여 16bit의 디지털 신호로 변환하였다. 디

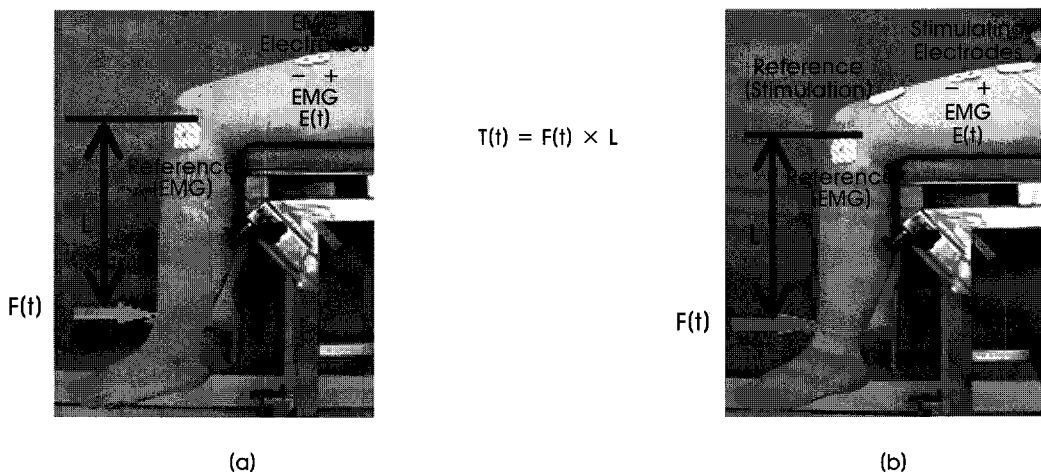


그림 1. 전극과 로드셀의 부착 위치 (a) 자발근전도 측정시, (b) 유발근전도 및 복합근전도 측정시  
Fig. 1. Placement of the electrodes and the loadcell (a) Voluntary EMG (b) Evoked EMG

지털로 변환된 로드셀의 출력 신호는 신호처리 기기와 실시간으로 연동하는 랩뷰(LabVIEW, National Instruments Co., Austin, Texas, USA) 소프트웨어에서 차단주파수가 10Hz인 저역통과 필터(low-pass filter)로 잡음이 제거된 후에 무게로 환산되고, 무릎 관절의 중심에서 로드셀까지의 거리를 곱하여 토크로 나타내어졌다. 토크 측정 시스템은 측정된 토크를 실시간으로 저장할 수 있을 뿐만 아니라 사용자가 컴퓨터 모니터를 통하여 그래프로 볼 수 있도록 제작하였다.

일정한 크기의 유발근전도를 얻기 위하여 일정한 크기의 전기자극 펄스열로 대퇴사두근(quadriceps femoris)을 자극하면서 자극에 의해 유발되는 유발근전도와 무릎신근의 유발토크를 동시에 측정하였다. 토크는 본 연구실에서 제작한 토크 측정 시스템으로 측정하였으며, 자극용 전극 중 하나는 대퇴사두근의 운동점(motor point)에 부착하고, 다른 하나는 슬개골(patella)에서 근위(proximal)방향으로 5cm 떨어진 곳에 부착하였다(그림 1 (b) 참조). 근전도 측정용 전극은 전기로 자극하는 대퇴사두근의 중심에 있는 대퇴직근(rectus femoris)의 벨리(belly) 위에 부착하였으며, 전기 자극잡음(stimulus artifact)의 영향을 적게 받게 하기 위하여[11] 자극용 전극과의 거리를 가능한 멀리 두었다. 자극 및 측정용 전극의 부착 위치는 대상자마다 항상 동일하게 하였다.

일정한 크기의 자발근전도를 얻기 위하여 대상자가 토크 측정 시스템의 모니터를 통하여 스스로 만들어내고 있는 토크를 일정하게 유지하도록 한 상태에서 자발근전도와 자발토크를 동시에 측정

하였다. 근전도 측정용 전극은 유발근전도를 측정할 때와 동일한 위치에 부착하였으며(그림 1 (a) 참조), 무릎신근의 자발토크도 유발토크를 측정할 때와 동일한 방법으로 측정하였다.

복합근전도를 측정할 때의 전극들의 위치와 측정방법은 유발근전도를 측정할 때와 동일하지만, 전기로 대퇴사두근을 자극하는 동안 대상자가 자발적으로 근육을 수축시키는 것만이 유발근전도를 측정할 때와 다르다. 복합근전도의 특성을 분석하기 위하여 자발근전도와 유발근전도를 측정했을 때와 동일하게 복합근전도의 크기를 일정하게 유지시키면서 측정하였다. 즉, 환자를 토크 측정 시스템에 앉히고 일정한 자극강도로 대퇴사두근을 전기자극하는 동안 환자가 스스로 대퇴사두근을 수축시키면서 모니터를 통하여 전체토크를 일정하게 유지하도록 하였다.

### C. 병렬필터 알고리즘 검증실험

유발근전도의 크기만 변하는 복합근전도에서 유발근전도를 분리함으로써 병렬필터 알고리즘으로 유발근전도를 분리할 수 있음을 검증하였다. 그림 2 (a)와 같이 환자에게 MVC 강도로 대퇴사두근을 수축시키도록 하여 일정한 크기의 자발근전도가 나타나도록 한 상태에서 전기자극의 강도를 변화시켜 유발근전도의 크기만 변화하는 복합근전도를 측정하였다. 이와 반대로, 그림 2 (b)과 같이 대퇴사두근에 가하는 전기자극강도를 일정하게 유지하여 일정한 크기의 유발근전도를 유발하도록 한 상태에서 환자 스스로 대퇴사두근을 임의로 수축하도록 하여 자발근전도만 변화하는 복합

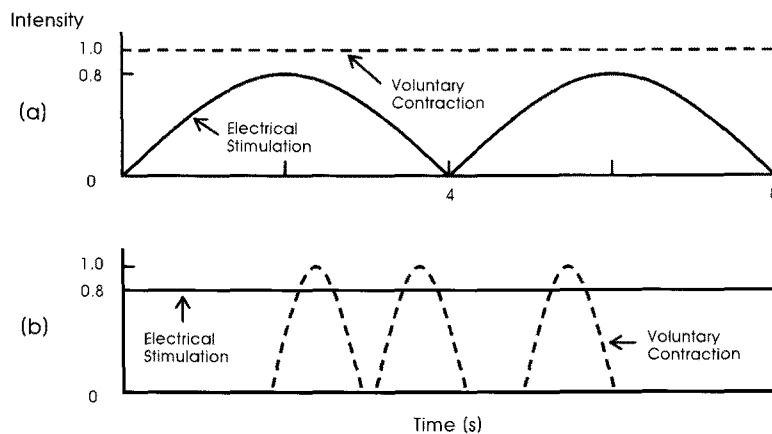


그림 2. 병렬필터 알고리즘을 검증하기 위한 근육의 수축강도 변화

- (a) 복합근전도에서 유발근전도의 분리를 검증하기 위한 근육의 전기자극강도 자발적인 근수축을 일정하게 하고 전기자극강도를 0-0.8까지 주기적으로 변화
- (b) 복합근전도에 자발근전도의 분리를 검증하기 위한 근육의 수축강도 일정한 전기자극으로 근육을 수축시키는 동안 대상자가 임의로 자발적인 근수축을 유발

Fig. 2. Variation of the muscle activation intensity for testing the parallel filter algorithm

- (a) Extraction of the evoked EMG from the mixed EMG; the voluntary muscle activation was kept constant and the stimulation intensity was changed between 0 and 0.8.
- (b) Extraction of the voluntary EMG from the mixed EMG; the stimulation intensity was kept constant and the voluntary muscle activation was changed arbitrarily.

근전도를 측정하였다. 즉, 자발근전도만 변하는 복합근전도에서 자발근전도를 분리함으로써 병렬필터 알고리즘으로 자발근전도를 분리할 수 있음을 검증하고자 하였다. 이 실험에서는 실시간으로 병렬필터 알고리즘을 동작시켜 결과를 얻었으며, 복합근전도와 함께 토크도 동시에 측정하였다.

**D. 신호처리**

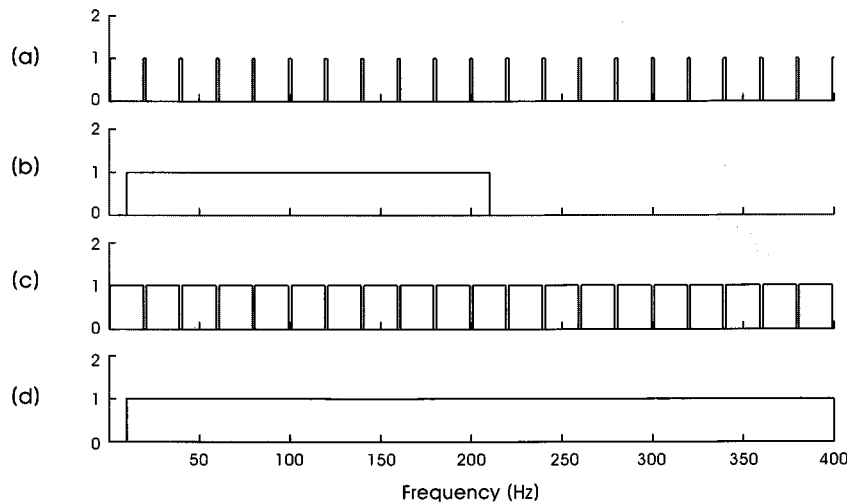
아날로그 신호처리 부분은 신호증폭 부분과 DC 오프셋을 제거하는 회로만으로 구성하여 휴대용 시스템에 적용하기 쉽도록 하였다. 근전도 측정용 전극에서 측정된 신호는 20배 증폭한 후, 아날로그 고역통과 필터(high-pass filter)로 DC 성분을 제거하였다. 이때 사용한 고역통과 필터는 2차 버터워스필터로 구현하였고, 차단 주파수(cut-off frequency)는 0.1Hz로 하였다. DC 성분만 제거된 신호는 차동 증폭기(differential amplifier)로 다시 증폭한 후에 신호처리 기기를 이용하여 16bit의 디지털 신호로 변환하였다. 근전도와 토크는 모두 4,000samples/s 로 샘플링하였다.

유발근전도와 복합근전도에 섞여있는 전기자극잡음을 하드웨어로 제거하던 이전의 방법과는 달리 소프트웨어로 제거하는 방법을 개발하여 본 실험에 사용하였다. 유발근전도는 전기자극에 의하여 유발되므로 전기자극에 의한 잡음이 매 자극펄스마다 존재하고, 크기가 유발근전도에 비하여 10배 이상 크다. Freeman[20]이 하드웨어로 샘플앤홀드(sample and hold) 회로를 구성하여 최초로 전기자극에 의해 발생된 잡음을 제거한 이래로, Roby 등[21], Babb 등[22], Knaflitz 등[23] 그리고 Minzly 등[17]이 개선하고 발전시킨 방법이 현재까지 사용되고 있다. 대부분의 연구에서 샘플앤홀드 회로를 구성하여 전기자극이 발생하는 구간동안은 신호를 측정하지 않고(hold mode), 잡음이 없어진 이후부터 신호를 측정(sample mode)한다. 그러나 하드웨어로 샘플앤홀드 회로를 구성하면 모드를 변경하는 순간에 큰 잡음이 발생할 수 있고, 환자 또는 자극하는 근육에 따라 적용하는 전기자극강도가 달라지면 잡음이 존재하는 기간도 달라진다. 전기자극잡음을 제거하는 홀드모드의 기간을 하드웨어로 설정한 경우에는 그 기간을 변경하기 쉽지 않다. 그러므로 본 연구에서는 샘플앤홀드 회로를 랩뷰 소프트웨어로 구현하여, 전기자극 잡음을 제거하는 홀드 모드의 기간을 손쉽게 변경하고, 하드웨어에서처럼 홀드 모드를 변경할 때 발생하는 잡음이 발생하는 것을 방지하였다.

여러 개의 대역차단(band-stop)필터와 하나의 대역통과(band-pass)필터가 한번에 동작하는 병렬필터 알고리즘을 구현하였다. 이 알고리즘은 측정된 데이터가 여러 대역차단 필터들과 대역통과 필터를 순차적으로 통과하지 않고, 푸리에 변환의 장점을 살려 한번의 처리과정으로 여러 필터를 통과한 것과 같은 효과를 나타내기 때문에 병렬필터라고 명명하였다.

**E. 병렬필터 알고리즘**

측정되는 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 실시간으로 분리하기 위하여 병렬필터에 사용되는 4개의 주파수 함수들은 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시킬 때 사용한 신호처리 기기와 실시간으로 연동하는 랩뷰 소프트웨어로 구현하였다. 그림 3 (a)의 복합근전도에서 유발근전도를 분리하기 위한 주파수함수의 크기는 전기자극주파수의 하모닉주파수들에서는 1이고, 나머



**그림 3.** 병렬필터 알고리즘에 사용된 주파수함수

- (a) 복합근전도에서 유발근전도성분만 추출하기 위한 주파수함수, (b) 유발근전도의 저주파수와 고주파수성분을 차단하기 위한 주파수함수,
- (c) 복합근전도에서 자발근전도성분만 추출하기 위한 주파수 함수, (d) 자발근전도의 저주파수와 고주파수성분을 차단하기 위한 주파수함수

**Fig. 3.** Frequency functions used in the parallel filter algorithm

- (a) Extraction of the evoked component from the mixed EMG, (b) Removal of the low and high frequency components of the evoked EMG,
- (c) Extraction of the voluntary component from the mixed EMG, (d) Removal of the low and high frequency components of the voluntary EMG

### III. 결과

#### A. 근전도 신호의 푸리에변환

지 주파수에서는 0이다. 이와 반대로, 복합근전도에서 자발근전도를 분리하기 위한 그림 3 (c)의 주파수함수의 크기는 전기자극주파수의 하모닉주파수들에서는 0이고, 나머지 주파수에서는 1이다. 그림 3 (b)의 주파수함수는 유발근전도의 주파수성분이 포함된 영역, 즉 10-200Hz에서는 크기가 1이고, 나머지 주파수영역에서는 0이다. 그림 3 (d)의 주파수함수는 자발근전도성분이 포함된 영역(10-400Hz)에서는 크기가 1이고, 나머지 주파수영역에서는 0이다.

알고리즘을 검증하기 위하여 측정된 복합근전도를 디지털신호로 변환한 후에 복사하여 동일한 두 신호로 만들고, 용이하게 구별하기 위하여 복합근전도 1과 복합근전도 2로 명명하였다. 복합근전도 1을 푸리에변환한 후에 전기자극에 의해 발생한 주파수성분들 즉, 유발근전도의 주파수성분들만을 추출하기 위하여 그림 3 (a)의 주파수함수와 곱하고, 이와 동시에 유발근전도성분이 존재하지 않는 고주파수성분과 저주파수성분을 제거하기 위하여 그림 3 (b)의 주파수함수와 곱하였다. 이렇게 얻어진 신호를 푸리에역변환하여 전기자극에 의해 발생한 유발근전도를 얻었다.

복합근전도에서 유발근전도를 분리한 과정을 복합근전도 2에 적용하여 자발근전도를 얻었다. 즉, 복합근전도 2를 푸리에변환한 후 대상자 스스로 근육을 수축할 때 발생한 주파수성분들을 추출하기 위하여 그림 3 (c)의 주파수함수와 곱하고 이와 동시에 저주파수성분과 400Hz 이상의 성분을 제거하기 위하여 그림 3 (d)의 주파수함수를 곱하였다. 이 신호를 푸리에역변환하여 자발근전도를 얻었다.

자발, 유발 그리고 복합근전도 각각의 신호의 주파수영역에서 분석한 결과 중에서 대표적인 결과를 그림 4에 나타냈었고, 이 특징을 이용하여 복합근전도로부터 유발근전도와 자발근전도를 분리하는 알고리즘을 개발하였다. 그림 4 (b)와 (c)에서 보이는 것과 같이 유발근전도와 복합근전도의 주파수스펙트럼은 20, 40, 60Hz 등 전기자극주파수의 하모닉 주파수에서 특징적으로 커다란 성분이 나타났고 두 경우에 모두 최대값이 0.1을 넘는다. 이에 비하여 자발근전도의 주파수성분은 모든 주파수 영역에서 나타나고, 최대 크기가 0.04를 조금 넘는 정도를 나타내고 있다. 또한 유발근전도의 주파수성분은 전기자극주파수의 하모닉주파수에서만 나타나지만, 복합근전도의 경우는 유발근전도의 주파수성분과 자발근전도의 주파수성분을 산술적으로 더한 것처럼, 하모닉주파수에서 커다란 성분이 나타났고, 작지만 하모닉주파수 이외의 모든 주파수 영역에서도 성분이 나타났다. 이 특징을 이용하여 복합근전도에서 전기자극에 의해 발생하는 주파수성분, 즉, 유발근전도성분과 나머지 성분인 자발근전도성분을 분리하는 알고리즘을 도출하였다.

#### B. 병렬필터 알고리즘의 검증

그림 5는 불완전 마비환자가 그림 2 (a) 와 같이 최대로 근육을 수축하는 동안 FES 시스템에서 근육을 수축시키는 강도를 변화시킬 때 실시간으로 병렬필터 알고리즘을 이용하여 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 분리한 결과 중에서 대표적인 결과로써, 특히 복합근전도에서 유발근전도가 분리됨을 확인할 수 있다.

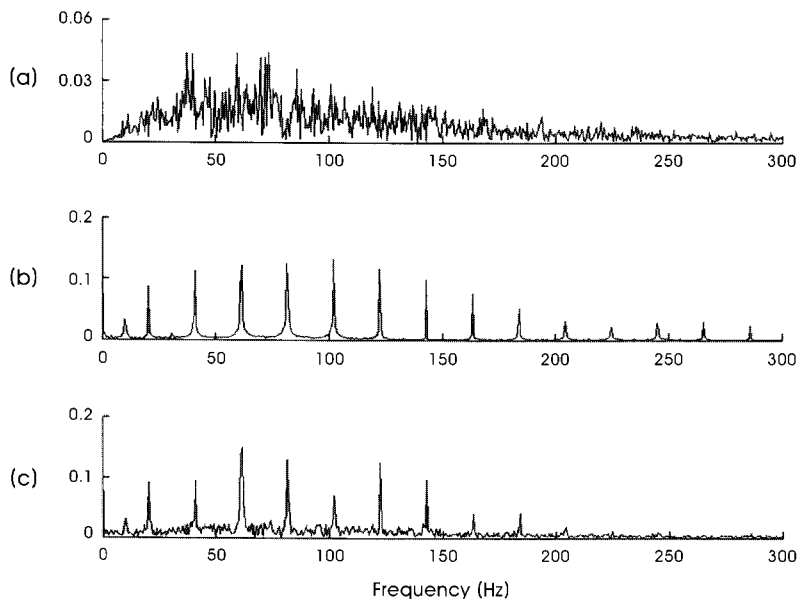


그림 4. 주파수스펙트럼 (a) 자발근전도, (b) 유발근전도, (c) 복합근전도  
 Fig. 4. Frequency spectrums (a) Voluntary EMG, (b) Evoked EMG, and(c) Mixed EMG

그림 5 (a)는 환자 스스로 대퇴사두근을 수축시키기 시작하여 2초에 이르러 자발적으로 수축할 수 있는 최대의 수축력에 도달한 이후에 그림 2과 같이 전기자극강도를 변화시키면서 전기로도 자극할 때 발생한 토크이다. 그림 5 (b)는 전기자극에 의한 잡음이 제거되지 않은 복합근전도이고, 이 신호에 본 연구실에서 랩뷰 소프트웨어를 사용하여 전기자극잡음을 제거한 복합근전도가 그림 5 (c)이다. 그림 5 (d)는 그림 5 (c)의 전기자극잡음이 제거된 복합근전도으로부터 병렬필터 알고리즘을 사용하여 분리한 유발근전도이다. 분리된 유발근전도(그림 5 (d))의 포락선은 그림 2의 전기자극강도의 변화와 일치함을 나타내고 있다. 복합근전도로부터 분리한 자발근전도는 그림 5 (e)에 나타내었다.

그림 6은 불완전 마비환자의 대퇴사두근을 그림 2 (b)와 같이 FES 시스템으로 근육을 일정한 강도로 수축시키는 동안 불완전 마비환자가 임의로 대퇴사두근을 수축시켰다 이완시킬 때 실시간으로 병렬필터 알고리즘을 이용하여 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 분리한 대표적인 결과로써, 특히 복합근전도에서 자발근전도가 분리됨을 확인할 수 있다. 그림 6 (a)는 1초에서 시작하여 3초까지 선형으로 전기자극강도를 증가시킨 후 동일한 자극강도를 유지시키는 동안 환자 임의로 근육을 수축시킬 때 측정된 토크이다. 그림 6 (b)-(e)의 신호는 그림 5 (b)-(e)에서 설명한

것과 같이 순서대로 전기자극잡음이 제거되지 않은 복합근전도, 전기자극잡음이 제거된 복합근전도, 복합근전도로부터 분리한 유발근전도 그리고 마지막으로 복합근전도로부터 분리한 자발근전도이다.

#### IV. 토론

그림 5의 결과로써, 전기자극잡음이 제거되었으며 복합근전도에서 유발근전도가 분리되었음을 명확히 확인할 수 있다. 전기자극잡음은 전기로 근육을 자극하는 동안에만 발생하므로, 그림 5 (b)의 전기자극잡음이 포함된 복합근전도 신호로부터 전기자극이 2초에서 시작되어 13초 부근에서 끝나는 것을 알 수 있다. 그림 5 (a)에서 2초 이전에는 전기자극이 없음에도 불구하고 토크가 커지는 이유는 대상자가 자발적으로 근육을 수축시켰기 때문이고, 그 이후의 토크는 전기자극강도의 변화(그림 2 (a) 참조)와 매우 유사하다. 그림 5 (c)의 복합근전도와 복합근전도로부터 분리된 그림 5 (d)의 유발근전도의 양극 부분의 포락선은 그림 2 (a)의 4초마다 반복되는 전기자극강도의 변화와 일치한다. 그림 5 (e)의 2초 이후의 분리된 자발근전도가 전기자극강도에 따라 변하는 것은 이 대상자의 감각신경이 일부 동작하기 때문에 전기자극강도의 변화에

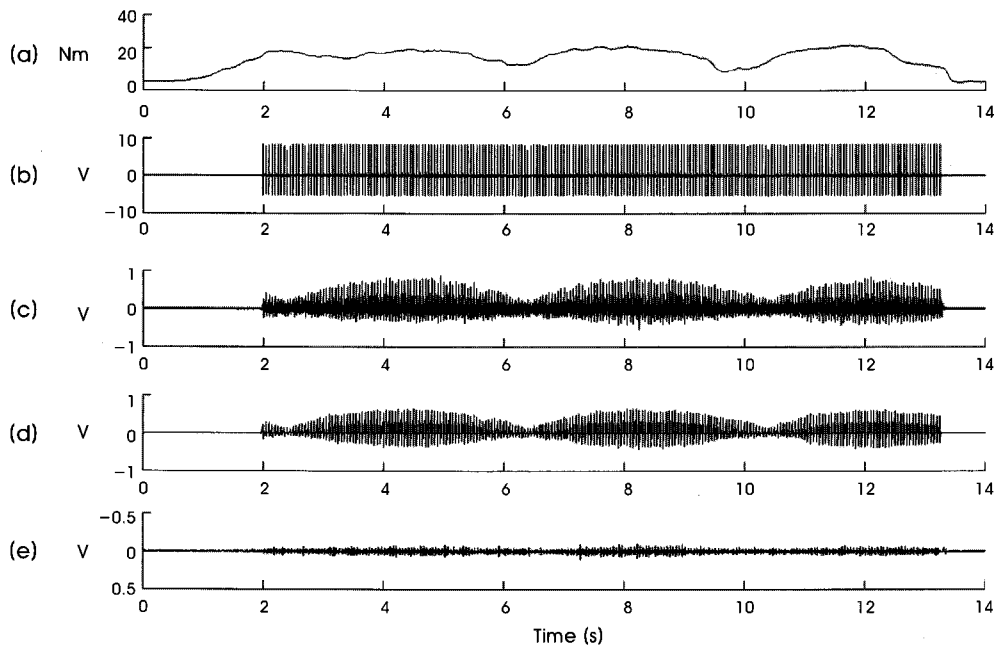


그림 5. 불완전 마비환자가 MVC로 근육을 수축시키는 동안 전기자극강도를 주기적으로 변화시킬 때 병렬필터 알고리즘을 이용하여 실시간으로 복합근전도에서 유발근전도와 자발근전도를 분리한 결과

(a) 복합근전도와 함께 실시간으로 측정된 무릎신근 토크, (b) 전기자극잡음이 제거되지 않은 복합근전도, (c) 전기자극잡음만 제거된 복합근전도, (d) 병렬필터 알고리즘으로 분리한 유발근전도, (e) 병렬필터 알고리즘으로 분리한 자발근전도

Fig. 5. Real-time extraction of the voluntary component and the evoked component from the mixed EMG employing the parallel filter algorithm when the muscle was contracted by constant voluntary activation and periodic electrical stimulation

(a) Knee extensor torque, (b) Raw mixed EMG with stimulus artifact, (c) Raw mixed EMG without stimulus artifact, (d) Extracted evoked EMG, (e) Extracted voluntary EMG

따라 자발적인 근수축도 변한 것으로 판단된다.

그림 6 (a)의 토크를 참조하면, 그림 6 (e)에서 복합근전도로부터 자발근전도가 분리되었음을 명확히 알 수 있다. 그림 6 (a)는 FES 시스템을 이용하여 하반신 마비환자의 대퇴사두근을 일정한 강도로 수축시키는 동안 대상자가 임의로 근육을 수축시켰다 이완시켰을 때 측정된 토크로, 그림 2 (b)의 수축강도 변화와 같이 대상자가 임의로 3번 대퇴사두근을 수축한 후에 이완했다. 그림 6 (e)의 분리된 자발근전도도 토크처럼 3번 크게 나타나는데, 자발근전도가 발생한 시점은 자발적인 근수축에 의해 유발되는 토크값보다 약 300ms 정도 앞서고, 자발근전도가 나타나는 기간은 토크가 발생한 기간과 유사하다. 근전도가 토크보다 먼저 측정되는 이유는 근전도의 경우에는 근육의 수축과 동시에 측정되지만 토크는 근육이 수축을 시작하고, 이 수축에 의하여 근육과 뼈를 연결하는 힘줄 (tendon)이 완전히 이완된 이후에 발생하므로 근전도가 토크보다 먼저 발생한다. 근전도가 토크보다 먼저 유발되는 현상은 자발근전도를 FES 피드백제어시스템의 트리거 신호로 사용하거나 유발근전도의 파라미터로 토크를 추정하여 FES 시스템을 제어할 때 고려해야 할 사항이다. 그림 6 (b)의 전기자극잡음이 제거되지 않은 복합근전도를 참조하면, 전기자극이 1초부터 시작되었음을 알 수 있으나 그림 6 (d)의 분리된 유발근전도는 2초 이후부터 커지기

시작한다. 1-2초 사이에도 전기로 근육을 자극하지만 2초 이후에만 유발근전도가 발생하는 이유는 1초부터 3초까지 전기자극 강도를 일정한 비율로 증가시켰는데, 2초 이전까지는 비록 전기로 근육을 자극하기는 하지만 유발근전도를 발생시킬만큼 근육이 충분히 수축되지 않았으므로 유발근전도가 발생하지 않았고, 2초 이후에는 근육이 충분히 수축되어 유발근전도가 발생했기 때문이다.

병렬필터 알고리즘은 자발근전도의 고주파수성분을 감쇄시키지 않을 뿐 아니라 신호처리 속도가 빨라서 실시간시스템에 적용하기 적합하다. Frigo 등[11]이 복합근전도에서 자발근전도만을 분리하기 위하여 제안한 코움필터는 복합근전도에서 자발근전도를 추출하는데 사용할 수 있지만, 자발근전도의 주파수성분들이 감쇄되는 것을 피할 수 없다. 일반적으로 사용하는 필터로 주파수성분의 감쇄없이 복합근전도에서 자발근전도를 분리하기 위해서는 (1) 자발근전도성분의 감쇄를 방지하기 위하여 버터워스필터와 같이 주파수응답의 이득이 일정한 필터로, (2) 주파수응답이 일정한 필터로 각 하모닉주파수를 차단하기 위하여 대역차단필터들을 하모닉의 개수만큼 만든 후에 (3) 차단주파수에 인접한 주파수성분이 감쇄하는 것을 줄이기 위하여 대역차단필터들의 차수를 충분히 높이고, (4) 측정된 복합근전도를 대역차단필터들에 순차적으로 통과시키는 것이다. 그러나 이와 같이 대역차단필터를 순차

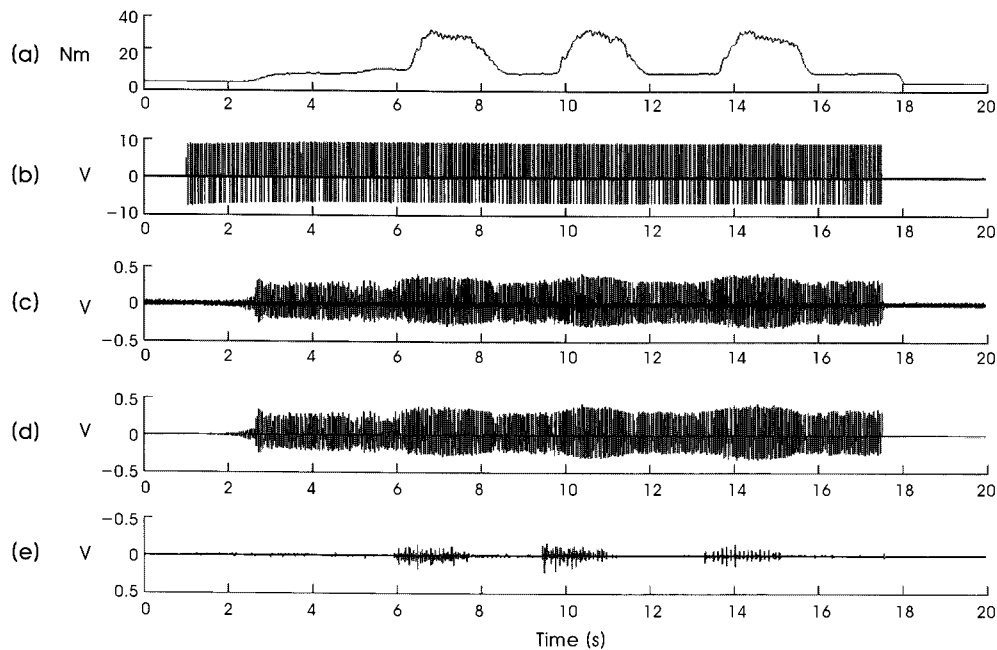


그림 6. 불완전 마비환자가 일정한 전기자극강도로 대퇴사두근을 자극하는 동안 임의의 시간에 자발적으로 근육을 수축시킬 때 병렬필터 알고리즘을 이용하여 실시간으로 복합근전도에서 유발근전도와 자발근전도를 분리한 결과

(a) 복합근전도와 함께 실시간으로 측정된 무릎신근 토크, (b) 전기자극잡음이 제거되지 않은 복합근전도, (c) 전기자극잡음만 제거된 복합근전도, (d) 병렬필터 알고리즘으로 분리한 유발근전도, (e) 병렬필터 알고리즘으로 분리한 자발근전도

Fig. 6. Real-time extraction of the voluntary component and the evoked component from the mixed EMG employing the parallel filter algorithm when the muscle was contracted by constant electrical stimulation and arbitrary voluntary activation

(a) Knee extensor torque, (b) Raw mixed EMG with stimulus artifact, (c) Raw mixed EMG without stimulus artifact, (d) Extracted evoked EMG, (e) Extracted voluntary EMG



적으로 여러 번 적용하면 처리속도가 느려지기 때문에 실시간으로 신호를 처리하기 어렵다. 본 연구에서 개발한 병렬필터 알고리즘은 전 주파수영역에서 주파수응답의 이득이 같은, 그림 3 (c)의 주파수합수를 사용하기 때문에 감쇄되는 주파수성분이 없다. 또한 이 알고리즘은 (1) 복합근전도를 푸리에변환한 후에 (2) 푸리에변환된 신호와 2개의 주파수합수들을 동시에 곱하고 (3) 푸리에역변환하는 3단계의 신호처리과정만으로 구성되어 있어, 20Hz 즉, 50ms마다 펄스로 자극하고, 4000samples/s로 샘플링하여 매 자극펄스마다 200개의 데이터가 측정되는 경우에, 이 데이터를 처리하는 평균속도가 14.5ms이다. 그러므로 이 알고리즘은 실시간으로 신호를 처리하는데 적합하다.

병렬필터 알고리즘은 복합근전도로부터 자발근전도 뿐만 아니라 유발근전도도 분리할 수 있는 장점이 있다. 유발근전도의 주파수성분은 그림 4 (b)에 나타낸 것과 같이 전기자극 주파수의 하모닉 성분으로 이루어져 있으므로, 복합근전도로부터 유발근전도를 분리하기 위해서는 전기자극주파수와 전기자극주파수의 하모닉 성분들만 남기고 나머지 성분은 제거해야 한다. 코옴필터는 반복되는 주파수성분들을 제거할 수는 있지만 반대로 반복되는 주파수 성분만 남기는데 적용하기 어렵고, 기존의 다른 필터들로도 유발근전도를 추출하기 위해 반복되는 주파수성분만 남기는 어렵다. 기존에 알려진 필터로 전기자극주파수의 하모닉성분들만을 남기기 위해서는 여러 개의 대역통과필터를 사용해야 하는데, 하나의 대역통과필터는 하나의 통과대역만 남고 나머지 주파수성분들은 모두 제거하므로, 대역통과필터를 순차적으로 사용할 수는 없다. 또한 복합근전도를 전기자극주파수의 하모닉 개수만큼 복사한 후에 각 신호를 대역통과필터에 통과시키면, 하나의 하모닉성분만 남은 신호들은 얻을 수는 있으나 이 신호들을 재구성하여 유발근전도를 얻기는 더욱 힘들다. 이에 비하여 병렬필터 알고리즘으로 복합근전도에서 유발근전도를 분리하는 방법은 복합근전도에서 자발근전도를 얻은 것과 같은 과정에 주파수합수만 다른 것을 사용하므로 손쉽게 실시간으로 얻을 수 있다.

복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 독립적으로 분리해야만 전체토크를 제어하거나 자발적 근수축과 전기자극에 의한 근수축의 상호작용이 전체토크에 미치는 영향을 연구할 수 있다. 전기자극이 없는 상태에서 측정된 자발근전도의 파라미터와 자발토크와의 관계, 전기자극만에 의해서 근육이 수축될 때 측정되는 유발근전도의 파라미터와 유발토크와의 관계 그리고 유발근전도의 파라미터와 근피로의 관계 등에 대해서는 이미 많은 연구가 수행되었다. 그러나 자발적 근수축과 전기자극에 의한 근수축이 동시에 유발될 때 자발적 근수축과 전기자극에 의한 근수축이 전체토크에 미치는 영향에 대한 연구는 이제 시작단계에 있다. Langzam 등[18,19]은 복합근전도에서 추출한 자발근전도만으로 전체토크에서 전기자극에 의해 유발되는 유발토크까지 산정하는 방법을 제안했으나, 이 방법은 유발토크가 독립적으로 변하는 상황에서는, 가령, 전기자극에 의해 근피로가 발생하여 전기자극에 의해 유발되는 유발토크가 자발토크보다 크게 감소하는 등 유발토크가

독립적으로 변하는 경우에는 적용할 수 없다. 특히 FES의 가장 큰 단점이 전기자극에 의해 피로가 빠르게 축적되어 전기자극에 의해 유발되는 토크가 빠르게 감소하는 것임을 감안하면, 복합근전도에서 유발근전도를 직접 추출하고 이미 연구된 유발근전도의 파라미터와 근피로의 관계 등을 이용하여 근피로가 발생했을 때 FES 시스템에서 근육을 자극하는 강도를 제어하도록 해야 한다. 즉, 자발적 근수축과 전기자극에 의한 근수축은 독립적으로 작용하여 전체 토크를 만들어 낼 수 있으므로, 전체토크를 산정하거나 제어하기 위해서는 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 독립적으로 추출하고, 추출된 두 근전도로 자발토크와 유발토크를 추정한 후에 전체토크를 산정하거나 각각의 토크를 독립적으로 이용하여 전체토크를 제어해야 한다. 그러므로, 복합근전도에서 자발근전도와 유발근전도를 동시에 분리하는 병렬필터 알고리즘은 전체토크를 제어하거나 자발적인 수축과 전기자극에 의한 수축이 전체 수축에서 차지하는 각각의 비중 및 두 수축요인의 상호작용을 연구하는데 적합하다고 판단된다.

## V. 결론

우리가 제안한 “병렬필터 알고리즘”은 불완전 마비된 근육이 자발적 수축과 동시에 전기자극에 의해 수축될 때 발생하는 복합근전도로부터 자발근전도와 유발근전도를 실시간으로 분리한다. 그러므로 병렬필터 알고리즘은 자발적 근수축과 전기자극에 의한 근수축이 전체토크에서 차지하는 각각의 비중 및 상호작용을 연구와 전체토크를 제어하는데 유용하게 사용될 것이다. 나아가 이 알고리즘은 앞으로 진행할 FES 훈련 또는 움직임 회복을 위한 임상실험에 사용될 것이다.

## 참고문헌

- [1] A. Kantrowitz, *Electrophysiologic aids: A Report of the Maimonides Hospital*, Brooklyn, NY, USA: Maimonides Hospital, 1960, pp.4-5.
- [2] A. Kralj and T. Bajd, *Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury*, Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 1989, pp.49-188.
- [3] P.H. Pecham, E.B. Masolais, and J.T. Mortimer, “Restoration of Key Grip and Release in the C6 Tetraplegic Patient Through Functional Electrical Stimulation,” *J. Hand Sur.*, vol. 5, no. 5, pp. 462-469, 1980.
- [4] R.R. Riso, A.R. Ignagni, and M.W. Keith, “Cognitive Feedback for Use with FES Upper Extremity Neuroprosthesis,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 1, pp.29-38, 1991.
- [5] W.K. Durfee and J.T. Dennerlein, “EMG as a Feedback Signal in Surface FES Applications: Issues and Preliminary Results,” *in Proc. 11th Int. Conf. IEEE/EMBS*, Seattle, WA, USA, Nov. 1989, pp.1009-1010.
- [6] D. Tepavac and L. Schwirtlich, “Detection and Prediction of FES-induced Fatigue,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 7, no. 1,

- pp.39-50, 1997.
- [7] J. Mizrahi, O. Levin, A. Aviram, E. Isakov, and Z. Susak, "Muscle Fatigue in Interrupted Stimulation: Effect of Partial Recovery on Force and EMG Dynamics," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 7, no. 1, pp.51-65, 1997.
- [8] J. Winslow, P.L. Jacobs, and D. Tepavac, "Fatigue Compensation During FES Using Surface EMG," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 13, pp.555-568, 2003.
- [9] B.R. Hyun, T. Song, S.H. Hwang, G. Khang, G.M. Eom, M.S. Lee, and B.S. Lee, "EMG-based Neural Networks for Muscle Torque Estimation," in *Proc. 11th Ann. Conf. IFESS*, Zao, Japan, Sep. 2006, pp.240-242.
- [10] B.R. Hyun, T. Song, S.H. Hwang, G. Khang, G.M. Eom, M.S. Lee, and B.S. Lee, "EMG-based Muscle Torque Estimation for Control System Design," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 28, no. 1, pp.29-35, 2007.
- [11] C. Frigo, M. Ferrarin, W. Frasson, E. Pavan, and R. Thorsen, "EMG Signals Detection and Processing for On-line Control of Functional Electrical Stimulation," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 10, pp.351-360, 2000.
- [12] W. Peasgood, T. Whitlock, A. Bateman, M.E. Fry, R.S. Jones, and A. Davis-Smith, "EMG-controlled Closed Loop Electrical Stimulation Using a Digital Signal Processor," *Electronics Letters*, vol. 36, no. 22, pp.1832-1833, 2000.
- [13] S. Sennel, F. Biering-Sørensen, O.T. Andersen, and S.D. Hansen, "Functional Neuromuscular Stimulation Controlled by Surface Electromyographic Signals Produced by Volitional Activation of the Same Muscle: Adaptive Removal of the Muscle Response from the Recorded EMG-signal," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 5, no. 2, pp.195-206, 1997.
- [14] H.J. Yeom, Y.C. Park, Y.R. Yoon, T.M. Shin, and H.R. Yoon, "An adaptive M-wave Canceller for the EMG Controlled Functional Electrical Stimulator and its FPGA Implementation," in *Proc. 26th Int. Conf. IEEE/EMBS*, San Francisco, USA, Sep. 2004, pp.4122-4125.
- [15] A. Dutta, R. Kobetic, and R.J. Triolo, "Ambulation after Incomplete Spinal Cord Injury with EMG-triggered Functional Electrical Stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 2, pp.791-794, 2008.
- [16] S. Saxena, S. Nikolić, and D. Popović, "An EMG-controlled Grasping System for Tetraplegic," *J. Rehab. Res. Dev.*, vol. 32, no. 1, pp.17-24, 1995.
- [17] J. Minzly, J. Mizrahi, N. Hakim, and A. Liberson, "Stimulus Artefact Suppressor for EMG Recording During FES by a Constant-current Stimulation," *Med. Biol. Eng. & Comput.*, vol. 31, pp.72-76, 1993.
- [18] E. Langzam, Y. Nemirovsky, E. Isakov, and J. Mizrahi, "Partition Between Volitional and Induced Forces in Electrically Augmented Dynamic Isometric Muscle Contractions," *IEEE Trans. Neural System Rehab. Eng.*, vol. 14, no. 3, pp.322-335, 2006.
- [19] E. Langzam, Y. Nemirovsky, E. Isakov, and J. Mizrahi, "Muscle Enhancement Using Closed-loop Electrical Stimulation: Volitional Versus Induced Torque," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 17, pp.275-284, 2007.
- [20] J.A. Freeman, "An Electronic Stimulus Artifact Suppressor," *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 31, pp.170-172, 1971.
- [21] R.J. Roby and E. Lettich, "A Simplified Circuit for Stimulus Artifact Suppression," *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 39, pp.85-87, 1975.
- [22] T.L. Babb, E. Mariani, G.M. Strain, J.P. Lieb, H.V. Soper, and P.H. Crandall, "A Sample and Hold Amplifier System for Stimulus Artifact Suppression," *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 44, pp.528-531, 1978.
- [23] M. Knaflitz and R. Merletti, "Suppression of Stimulation Artifacts from Myoelectric-evoked Potential Recordings," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 9, pp.791-794, 1988.