

# 근육 수축시 주관절 굴근의 활성화 유형에 대한 정량적 분석

이두형, 이영석, 김성환  
서울시립대학교 전자공학과

## A Quantative Analysis of activation pattern of Elbow Flexor muscles during contraction

D. H. Lee, Y. S. Lee, S. H. Kim  
Department of Electronics Engineering, Seoul City University

### ABSTRACT

In this paper, we attempted to analyze the contraction patterns of elbow flexor muscle during isometric, concentric and eccentric contraction. The analysis parameters are consisted of frequency domain parameters (mean frequency, median frequency, skewness, kurtosis) and time domain parameters (zero crossing, positive maxima, integrated EMG). As a results, the analysis parameters have specific trends for muscles, muscle contraction patterns, muscle contraction angles. Especially, at the time domain analysis, IEMG is a dominant parameter for analysis of activation patterns, and the skewness, kurtosis are useful parameters for functional recognition.

### 서 론

근전도 신호(electromyogram: EMG)는 근육이 수축할 때 발생하는 생체 전기 신호이다. 근전도 신호에 관한 연구는 근육 질환의 병변을 발견하여 임상적인 증상의 분류에 이용하는 것뿐만 아니라 얻어진 근전도 신호를 해석함에 있어 몇 가지 파라미터를 이용하여 모델링하고, 이로부터 근전도 신호의 기능을 인식하고, 이를 보철 제어에 이용하려는 시도가 지속적으로 연구되고 있다. 특히, 보철제어 분야에서 주관절 굴근(elbow flexor muscles)은 다른 근육들에 비하여 상대적인 기여도가 크고, 관절 토크(joint torque)의 변화에 따라 근육의 상대적인 활성화 패턴이 다르기 때문에 여러 연구자들에 의해 정량적인 분석이 시도되어 왔다[1]. 주관절 굴근에 대한 근전도 신호와 활성화 형태에 대한 연구에 있어서 Bouisset[2]는 주관절의 굴곡 토크와 주관절 굴근의 활성화 사이에는 일정한 관계가 있다고 생각

하고 하나의 단일 기능 단위로서 주관절 굴근의 활성화 형태를 인식하는 근육 평형의 개념을 제안하였으나, 최근 몇몇 연구자들에 의해 이 이론에 이의를 제기하면서 Buchanan등[3]은 등척성 수축(isometric contraction)시 주관절 굴근의 상대적인 활성화는 힘의 작용 방향에 의해 변한다고 제안하였으며, Howard등[4]은 상완 이두근(biceps brachii)과 완요골근(brachio radialis) 사이의 상대적인 변화는 주관절의 각도에 의존한다는 이론을 제안하였다. 그러나, 위의 연구들은 그 결과가 등척성 수축인 경우로 제한 되었으며, 다른 형태의 근육 수축시에는 주관절 굴근에서 활성화 유형에 관한 정량적인 해석은 아직 시도되지 않고 있다. 따라서 본 연구에서는 등척성 수축을 포함하여 굴곡(concentric) 수축과 신전(eccentric) 수축에 의하여 주관절 굴근에서 관절 토크를 발생시킬 때 한 쌍의 주관절 주동근 상완 이두근과 완요골근 사이의 상대적인 활성화에 대한 정량적인 해석을 수행하였으며, 해석 파라미터는 각각 시평면과 주파수 평면으로 나누어서 시평면에서는 영점 교차(zero crossing) 및 positive maxima 해석 그리고 IEMG(integrated EMG) 해석을 수행하였으며, 주파수 평면에서는 전력 스펙트럼 및 평균 주파수(mean frequency), 중간 주파수(median frequency) 그리고 의도(skewness) 및 첨도(kurtosis)를 이용하여 분석을 수행하였으며, 분석 결과는 ANOVA 검정( $p < 0.05$ )을 통하여 검정하였다.

### 실험 방법 및 분석

#### 1. 실험 방법

근육의 수축력은 일반적으로 10Hz 가량 되는 운동 신경 펄스의 발생 비율에 대한 변화와 작용하는 운동 단위(motor unit) 수의 변화에 의하여 조정된다. 따라서 수축 정도가 작을 때에는 적은 수의 운동 단위가 작용하고, 수축 정도가 큰 경우에는 운동 신경 펄스의 발생 비율이 증가하면서 이에 따라 운동 단위의 수도 증가한다. 주관절 굴근의 수축 형태에는 등척성 수축 및 굴곡

수축, 신전수축등 3가지로 분류될 수 있으며 이 중 등척성 수축은 근육의 길이가 변하지 않는 상태에서 동일한 부하(load)에 의해 발생하는 근육 수축이고, 굴곡 수축은 주관절에서 근육에 의한 전인 모멘트(extension moment)가 작용하여 외부의 힘이 관절을 굴곡 수축시킬 때 발생한다. 또한 신전 수축은 주관절에서 근육에 의해 굴곡 (flexion) 모멘트가 작용하면서 외부의 힘이 주관절 아래 부분을 펼 때 발생하는 수축을 의미한다.

본 연구에서는 위의 3가지 근전도 활성화 형태로부터 근전도 신호를 추출하기 위해 정상적인 오른손잡이의 피실험자 5인에 대하여 그림 1과같이 실험을 수행하였다. 실험 장치는 줄과 지렛대에 의해 10Kg의 추와 연결된 손잡이를 가진 weight-loading 장치가 사용되었으며, 피실험자의 손에 작용한 장력은 피실험자들의 악력 MVC(maximum voluntary contraction)의 약 15%에 해당하는 3.5Kg이며, 근전도 신호를 수집하기 위해 두쌍의 표면 전극을 상완 이두박근과 안요골근에 4cm의 간격으로 부착하였다.

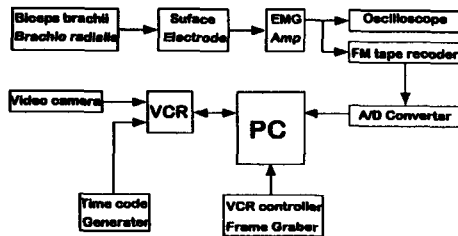


그림 1. 근전도 신호 수집 실험 장치  
Fig. 1. Experimental equipment for acquisition of EMG signal

표면 전극을 통하여 발생한 근전도 신호는 근전도 신호 전용 전치 증폭기(AM601)를 이용하여 200배 증폭시킨 다음 FM tape recorder(HP 3968A)를 이용하여 기록하였고 굴곡 및 신전 수축시 발생하는 각도 변화에 따른 근전도 신호의 활성화 형태를 분석하기 위하여 비디오 카메라 (Panasonic D-5100)를 이용하여 상완과 카메라가 수평을 이루도록 하고 실험 장면을 비디오 녹화기(Panasonic AG-7400)로 녹화하였다. FM tape recorder에 기록된 근전도 신호는 1024Hz로 표본화되었으며, 비디오 카메라로 촬영된 영상은 VCR(Panasonic AG-6400)과 비디오 콘트롤러 보드(BCD-1000) 및 frame grabber가 내장되어 있는 컴퓨터를 이용한 분석 프로그램(PEAK DF-1)으로 각도 변화를 분석하였다.

등척성 수축 실험은 상완과 하완이 각각 10도, 45도, 90도를 이루고 있을 때 수행하였으며, 피실험자는 의자에 앉은 후 상완이 수평이 되게 하고 정면 측과 상완의 각도가 90도가 되도록 하였다. 굴곡과 신전 주관절 굴곡 운동에 대한 각각의 움직임은 근육의 안정 상태에서 활성화 근전도 신호를 얻도록 약 2초간 지속시키기 위하여 주기적인 메트로놈의 소리에 맞추어 0도와 90사이에서 주관절을 움직이도록 하였다. 피험자는 이와 같은 동작을 3번 반복하여 근전도 신호를 수집하였으며, 각 실험에서의 평균값이 분석에 사용되었

다.

## 2. 데이터 분석

근전도 신호는 체외 전극에 의해 검출되는 복합 중첩 파형이고 근육의 종류 및 전극의 실험 조건에 따라 다양한 종류의 특성을 갖고 있기 때문에 이러한 파형 들로부터 정량적인 해석을 수행하기 위해서는 다양한 신호 처리 알고리즘이 필수적인 요소이다[5]. 따라서, 본 연구에서는 해석 방법을 시평면 해석과 주파수 평면 해석으로 나누어 주관절 굴근의 수축 형태에 따른 해석을 수행하였다.

우선 시평면 파라미터 해석은 굴곡과 신전 수축시 주관절의 굴근 신호가 원점을 교차하는 횡수를 측정하는 영점 교차 해석과 동일한 수축시 주관절 굴근의 정(positive)의 기울기 변화 값들의 수를 측정하는 positive maxima 해석 방법 그리고, 등척성 및 굴곡, 신전 수축시 30도의 각도 범위 안에서 정류된 값들의 평균치를 해석하였으며, 주파수 평면에서는 굴곡과 신전 수축시 수집한 근전도신호를 식(1)과같이 AR(autoregressive) 모델링하고, 추정된 모델 계수를 이용한 전력 스펙트럼을 식(2)와같이 구하여 식(3)과같은 평균 주파수 및 식(4)와같은 중간 주파수를 해석하였다. 식(1)에서 모델 차수는 FPE(final prediction error) 방법을 이용하여 최적으로 결정하였다.

$$y(n) = \sum_{i=1}^K a_i(t-n) + e(n) \quad (1)$$

K : 모델 차수,  $e(n)$  : 추정 오차

$$p(\omega) = \frac{\Delta t \cdot p_e}{|1 + \sum_{i=1}^K a_i \cdot e^{j\omega i \Delta t}|^2} \quad (2)$$

$\Delta t$  : 표본화 주기  $p_e$  : 백색잡음의 분산

$$f_{mean} = \frac{\int_0^{\infty} \omega Y(\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} Y(\omega) d\omega} \quad (3)$$

$$\int_0^{f_{mid}} Y(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} Y(\omega) d\omega \quad (4)$$

또한 주파수 평면에서는 전력 스펙트럼의 치우침 정도를 나타내는 식(5)의 의도 및 식(6)의 첨도를 해석하였다.

$$SK = \frac{m_3}{s^3} \quad (5)$$

$m_3$  : 3차 모멘트,  $s$  : 표준편차

$$KT = \frac{m_4}{s^4} - 3 \quad (6)$$

$m_4$  : 4차 모멘트

실험 결과 및 고찰

본 연구에서 시평면과 주파수 평면 파라미터들을 이용하여 등척성 및 굴곡성, 신전성 수축시 이두근과 완요골근에서 발생하는 파라미터들의 변화는 다음 그림과 같이 나타낼 수 있다.

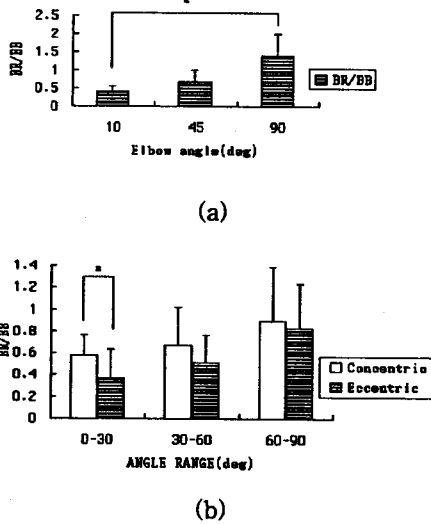


그림 2. 이두근과 완요골근의 활성화율  
(a) 등척성 수축 (b) 굴곡 및 신전 수축  
Fig. 2. Activities of biceps brachii and brachio radialis  
(a) isometric contraction  
(b) concentric and eccentric contraction

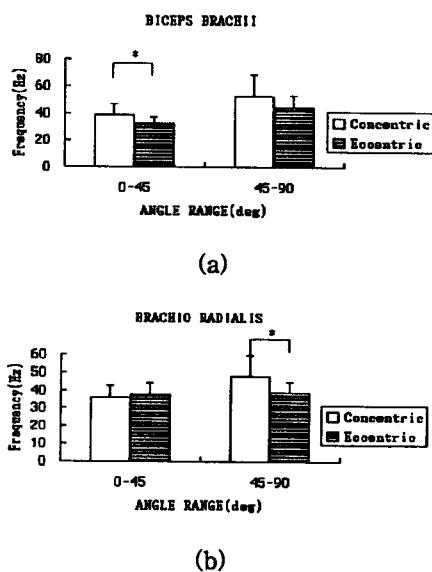


그림 3. 굴곡 및 신전 수축시 평균 주파수 해석  
(a) 이두근 (b) 완요골근  
Fig. 3. Mean frequency analysis during concentric and eccentric contraction  
(a) biceps brachii (b) brachio radialis

위의 그림에서 \*는 유의 수준이 0.05를 넘지 않는 것으로서 파라미터가 유의할 만한 수준에 있음을 나타내고 있다. 그림 2의 (BR/BB)는 이두근과 완요골근간의 상대적 활성화율로서 완요골근의 IEMG와 이두근의 IEMG의 비율이다. 그림 2의 결과로부터 등척성 수축시 주관절의 활성화율은 주관절이 신장될 수록 더 크게 나타나는 경향을 알 수 있었고 10도와 90도 각도에서 매우 유의하게 나타났다. 굴곡 수축시는 각도 변화에 따른 유의할 만한 활성화율의 변화를 발견할 수 없었으며 등척성 수축시와 마찬가지로 신전 수축시 주관절 각도의 신장이 커짐에 따라 (BR/BB)가 감소하였다. 0도에서 30도로 변화할 때 (BR/BB)는 신전 수축시 굴곡 수축시보다 유의할 만한 활성화율을 나타내었다. 영점교차 해석 결과 완요골근이 0도에서 45도로 변화할 때 이외에는 유의할 만한 결과가 나타나지 않았으며, positive maxima 해석에서는 이두근이 0도에서 45도로 굴곡 및 신전수축시에만 유의 수준이 나타나지 않았고 나머지 경우는 유의할 만한 파라미터의 변화를 보였다.

그림 3의 평균 주파수 해석과 그림 4의 중간 주파수 해석에서는 이두근에서 굴곡 수축시 신전 수축시보다 유의하게 큰 것을 보였으며, 완요골근에서는 45도에서 90도 사이에 유의하게 큰 것을 보여 주었다. 이것은 굴곡 수축시의 EMG 신호는 신전 수축시보다 더 높은 주파수 성분을 포함하고 있다는 것을 가리킨다.

그림 5의 의도 해석에서는 이두근과 완요골근 모두에서 굴곡 수축시 신전 수축시보다 작은 값을 가지고 있다. 그림 6의 첨도 해석에서는 이두근과 완요골근 모두에서 굴곡 수축시 신전 수축시보다 더 큰 값을 가지고 있었으며, 특히 45도에서 90도 사이의 굴곡 및 신전 수축에서는 이두근과 완요골근에서 유의 수준을 나타냈고 0도에서 45도 사이는 이두근에서만 유의 수준을 나타냈다. 이는 굴곡 수축시 신전 수축시보다 더 큰 활성화를 얻는다는 것을 보여준다.

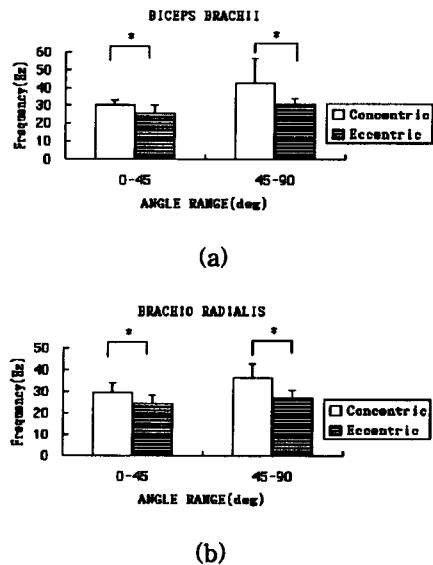


그림 4. 굴곡 및 신전 수축시 중간 주파수 해석

근육 수축시 주관절 굴근의 활성화 유형에 대한 정량적 분석

(a) 이두근 (b) 완요골근  
 Fig. 4. Median frequency analysis during concentric and eccentric contraction  
 (a) biceps brachii (b) brachio radialis

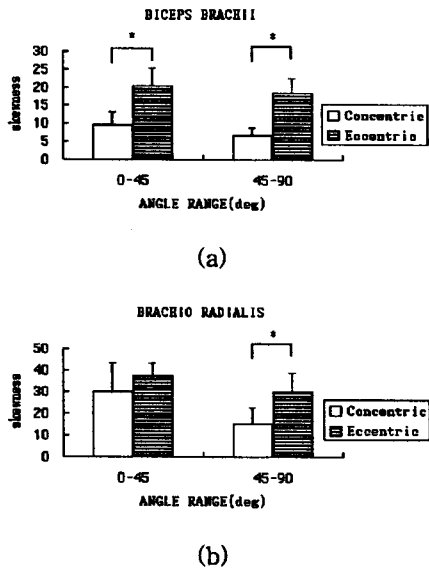


그림 5. 굴곡 및 신전 수축시 의도 해석  
 (a) 이두근 (b) 완요골근

Fig. 5. Skewness analysis during concentric and eccentric contraction  
 (a) biceps brachii (b) brachio radialis

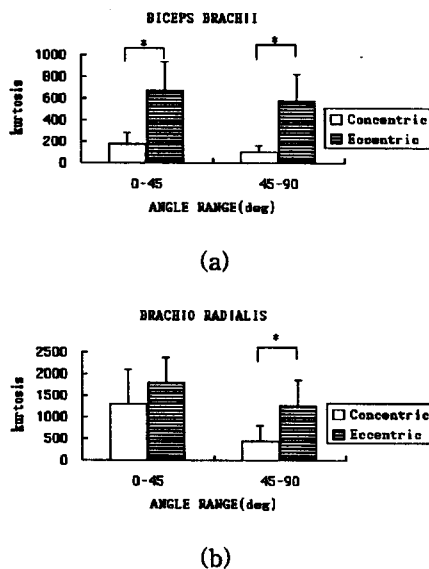


그림 6. 굴곡 및 신전 수축시 첨도 해석  
 (a) 이두근 (b) 완요골근

Fig. 6. Kurtosis analysis during concentric and eccentric contraction  
 (a) biceps brachii (b) brachio radialis

결론

본 연구에서는 주관절 굴근의 3가지 활성화 유형에 대하여 이두근 및 완요골근에 대하여 각도별로 분석하여 시간 평면 및 주파수 평면에서 해석함으로써 활성화 유형에 영향을 미치는 특정 파라미터를 찾는 시도를 하였다. 실험 결과, 다른 근육 수축시 주관절 굴근의 활성화 형태는 다르다는 것을 발견하였고 주관절 굴근은 다른 유형의 근육 수축시 하나의 기능 단위로 생각할 수 없다. 등척성 수축시와 신전 수축시 주관절 각이 신장 될 때 이두근의 상대적 활성화는 완요골근의 활성화 보다 더 많이 증가되었음을 알 수 있었다. 굴곡 수축시에는 신전 수축시보다 더 큰 활성화를 얻고 있음을 알 수 있었으며, 특히 시 평면 파라미터에서 각도별 각 근육의 활성화 유형을 분석하기에는 IEMG 해석이 우수한 성능을 나타냄을 알 수 있었다. 그리고 의도 및 첨도 해석에서는 이두근과 완요골근의 각도별 해석 값이 굴곡 수축과 신전 수축시 큰 차이를 나타내기 때문에 기능 인식 문제에 직접 접근할 수 있는 파라미터로서 해석이 가능하다. 평균 주파수와 중간 주파수 해석에서는 서로 유사한 경향을 나타내었으며, 중간 주파수의 경우 각 근육의 각도별 파라미터 분석에서 매우 유의 수준을 나타냄으로서 굴곡 수축시 신전 수축시보다 더 높은 활성화를 얻는 것을 알 수 있었다. 결론적으로, 본 연구에서 분석한 시간 평면 및 주파수 평면에서의 파라미터 해석은 각도별, 근육별, 수축 형태별로 유의할 만한 파라미터 추세를 보이고 있다는 점을 알 수 있었으며, 이와 같은 결과는 보철제어 및 근전도 신호의 모델링에 있어 근육의 수축 각도 및 움직임에 따라 발생하는 움직임 패턴을 해석하는데 유용하리라 사료된다.

참고 문헌

- [1] D. Graupe, "Functional separation of EMG signals via ARMA identification methods for prosthesis control processes," IEEE Trans., Syst. Man, cybern., vol. SMC-5, pp. 252-259, 1975
- [2] Bouisset. S, "EMG and muscle force in normal motor activities," EMG & clinical neurophysiology, Desmedt ed., pp. 547-583, 1973
- [3] Buchanan, "Strategies of muscle activation," J. of Neuropy., vol. 62, pp. 1201-1212, 1989
- [4] Hward JD, "Relative activation of two human elbow flexors under isometric conditions," Exp Brain Res. vol. 62, 1988
- [5] K.B.Englehart, P.A.Paker, "Single motor unit myoelectric signal analysis with nonstationary data," IEEE Trans., BME, vol. 41, No. 2, pp. 168-179, 1994