

주관절 근육의 활성화 유형에 대한 정량적 분석

이두형·이영석·이진*·김성환

= Abstract =

A Quantitative Analysis of Activation Pattern of Active Elbow Muscles

Du Hyoung Lee, Young Seock Lee, Jin Lee*, Sung Hwan Kim

In this paper, we analyzed the contraction patterns of active elbow muscles during isometric, concentric and eccentric contraction. The analysis parameters consist of frequency domain parameters (mean frequency, median frequency, peak frequency, peak power, skewness, kurtosis) and time domain parameters (zero crossing, positive maxima, integrated EMG). The results of this study were as follows; The BR/BB of isometric contraction appeared to be greater as the elbow joint was more extended. The BR/BB during concentric and eccentric contraction tended to increase with more extension of the elbow joint angle, but there was no significant difference between concentric and eccentric contraction. Further, the EMG power spectrum due to the type of contraction were different between eccentric and concentric contraction.

According to the results, it was found that the activation pattern in elbow flexor muscles was different during three different muscle contraction pattern. Therefore, elbow flexor muscles should not be considered a single functioning unit. Especially, at the time domain analysis, IEMG is a dominant parameter for analysis of activation patterns, and the skewness, kurtosis can be useful parameters in functional recognition for prosthesis control purpose.

Key words : Active elbow muscles, EMG, Muscle contraction pattern, Activation pattern

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 근육(active elbow muscles)은 다른 근육들에 비하여 상대적인 기여도가 크고, 관절 토크(joint torque)의 변화에 따라 근육의 상대적인 활성화 패턴(activation pattern)이 다르기 때문에 여러 연구

자들에 의해 정량적인 분석이 시도되어 왔다[1].

주관절 근육에 대한 근전도 신호와 활성화 형태에 대한 연구에 있어서 Bouisset[2]는 주관절의 굴곡 토크와 주관절 근육의 활성화 사이에는 일정한 관계가 있다고 생각하고 하나의 단일 기능 단위로서 주관절 근육의 활성화 형태를 인식하는 근육 평형(muscle equivalent)의 개념을 제안하였으나, 최근 몇몇 연구자들에 의해 이 이론에 이의를 제기하면서 Buchanan등[3]은 등척성 수축(isometric contraction)시 주관절 근육의 상대적인 활성화는 힘의 작용 방향에 의해 변한다고 제안하였으며, Howard등[4]은 상완 이두근(biceps brachii)과 완요골근(brachioradialis) 사이의 상대적인 변화는 주관절의 각도에 의존한다는 이론을 제안하였다.

서울시립대학교 전자공학과

Dept. of Electronics eng., The Univ. of Seoul

*한려산업대학교 의공학과

*Dept. of biomedical eng., Hanlyo Sanup Univ.

통신저자 : 이두형, (130-743) 서울시 동대문구 전농동 90번지 서울시립대학교 전자공학과,

Tel. (02)210-2318, Fax. (02)249-6802

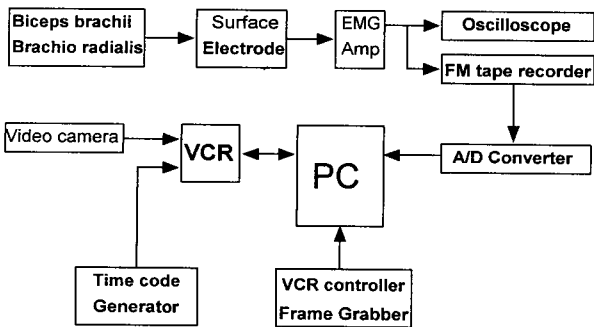


그림 1. 전체 실험 시스템의 블록선도
Fig. 1. Block diagram of overall experimental system

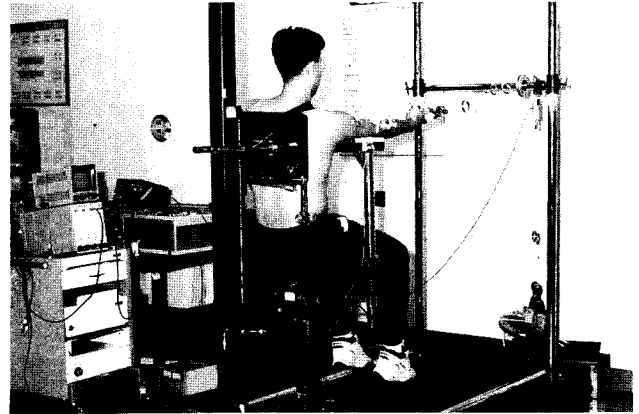


그림 2. 실험 장치
Fig. 2. Experimental apparatus

그러나, 위의 연구들은 그 결과가 등척성 수축인 경우로 제한되었고, 다른 형태의 근육 수축시에는 주관절 근육에서 활성화 유형에 관한 정량적인 해석은 아직 시도되지 않고 있다.

따라서 본 연구에서는 등척성 수축을 포함하여 동심(concentric) 수축과 편심(eccentric) 수축에 의하여 주관절 근육에서 관절 토크를 발생시킬 때 한 쌍의 주관절 주동근 상완 이두근과 완요골근 사이의 상대적인 활성화 관계를 명확히 하기 위해 정량적인 해석을 수행하여 활성화 유형에 영향을 미치는 특정 파라미터를 찾는 시도를 하였다.

실험 방법 및 분석

1. 실험 방법

근육의 수축력은 일반적으로 10Hz 가량 되는 운동신경 펄스의 발생 간격(interpulse interval)에 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 운동신경펄스의 발생 간격이 증가하면서 이에 따라 운동 단위의 수도 증가한다[5,6]. 주관절 근육의 수축 형태에는 등척성 수축 및 굴곡 수축, 신전수축등 3가지로 분류될 수 있으며 이중 등척성 수축은 근육이 전체길이를 일정하게 유지하면서 발생하는 현상이고, 동심 수축은 주관절에서 근육의 전체길이가 줄어들면서 작동하는 현상이며 또한 편심수축은 외부에서 작용하는 힘에 의하여 근육의 전체길이가 늘어나면서 작동하는 현상을 의미한다.

본 연구에서는 위의 3가지 근전도 활성화 형태로부터 근전도 신호를 추출하기 위해 정상적인 오른손잡이의 남자 피실험자 5인이 실험에 동원되었고 오른팔을 실험하

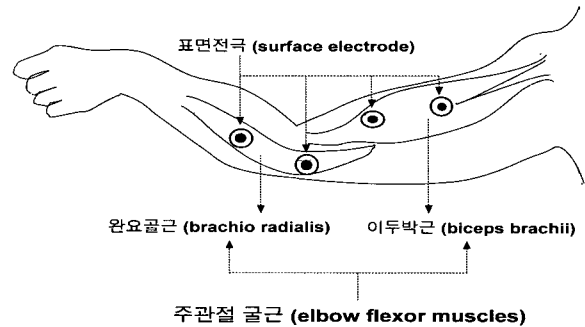


그림 3. 전극의 부착 위치
Fig. 3. Surface electrode location

였다. 실험에 사용한 전체 시스템의 블록선도는 그림 1과 같다.

그림 2와 같은 줄과, 지렛대에 의해 10kg 추에 연결된 손잡이를 가진 Weight-loading 장치가 사용되었으며, 피험자들의 손에 적용한 장력은 근섬유 길이에 의한 영향을 배제하기 위해 피실험자들의 악력 MVC(maximum voluntary contraction)의 약 15%에 해당하는 3.5kg 이다. 두쌍의 표면전극(Ag/AgCl, 0.5-cm diameter)을 상완 이두근과 완요골근에 4cm의 전극 간격을 가지고 그림 3과 같이 부착하였다.

상완 이두근과 완요골근에서 발생하는 근전도 신호는 근전도 증폭기(AM-601G, Nihon kohden)를 사용하여 2000배 증폭하여 10Hz-2KHz 필터를 거쳐 우선 FM tape recorder(3968A, Hewlett Packard)에 기록한다음, FM tape recorder에 기록된 근전도 신호를 A/D 변환하였다. 근전도 신호의 샘플링 주파수(sampling frequency : f_s)를 결정하기위하여 power spectrum 분석을 한 결과 주파수 스펙트럼이 거의 200Hz 미만에 분포하였으

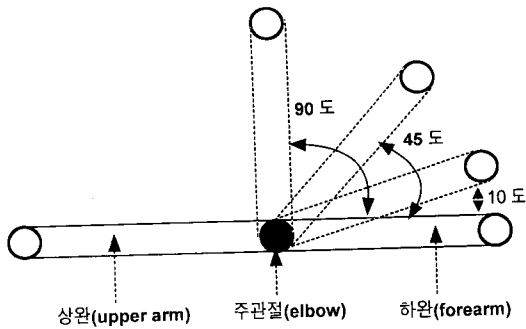


그림 4. 주관절 각도 정의
Fig. 4. Elbow angle definition

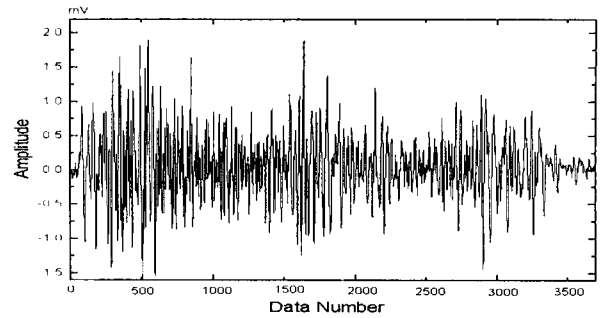
므로 본 연구에서는 1024Hz로 샘플링하였다. 동심 수축 시와 편심 수축시 각도 변화를 분석하기 위하여 비디오 카메라(D-5100, Panasonic)를 사용하여 상완과 카메라가 수평이 되게 하고 실험장면을 비디오 녹화기(AG-7400, Panasonic)로 녹화하였다. 비디오 카메라로 촬영된 영상은 VCR(AG-6400, Panasonic)과 비디오 컨트롤러 보드(BCD-1000)와 Frame grabber(DT-2801)가 내장되어 있는 컴퓨터를 이용 비디오 분석 프로그램(Peak DF-1)으로 각도 변화를 분석하였다. 실험된 운동은 등척성, 동심, 편심 주관절 운동이다. 등척성 수축은 그림 4와 같이 세가지 다른 각도 10°, 45°, 90° (0° 완전히 팔이 펴진 상태)에서 수행하였다. 피실험자는 의자에 앉은 후 상완을 수평이 되게 하였으며 이때 정면축과 상완의 각도가 90°가 되도록 하였다. 동심과 편심 주관절 운동에 대한 각각의 움직임은 약 2초간 지속되어야 하기 때문에 주기적인 메트로놈 소리에 맞추어 0°와 90° 사이의 주관절 각도 사이에 앞팔을 움직이라고 지시했다. 피실험자는 같은 조건에서 세 번의 동작을 행하였고 각 실험의 평균 값이 분석에 사용되었다.

2. 데이터 분석

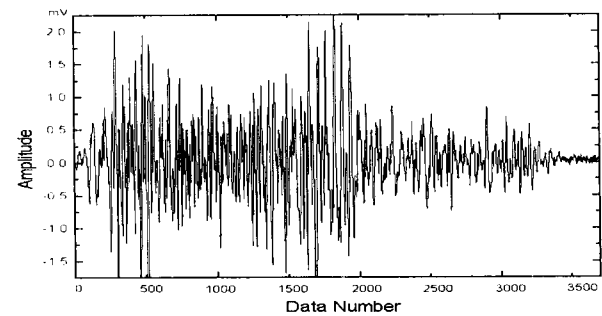
표면전극에 의해 검출되는 근전도 신호는 복합 중첩 파형이고 근육의 종류 및 전극의 실험조건에 따라 다양한 종류의 특성을 갖고 있기 때문에 이러한 파형들로부터 정량적인 해석을 수행하기 위해서는 다양한 신호 처리 알고리즘이 필수적인 요소이다[7].

1) 시평면 분석

시평면 파라미터 해석은 동심과 편심 수축시 주관절 굴근의 근전도 신호가 원점을 교차하는 횡수를 측정하는 영점 교차 해석과 동심과 편심 수축시 주관절 굴근 근전도 신호의 정(positive)의 기울기 변화 값들의 수를 측정하는 positive maxima 해석 방법 그리고, 등척성 수축시



(a)



(b)

그림 5. 동심과 편심 수축시 이두근(a)과 완요골근(b)의 근전도 신호
Fig. 5. EMG signal of biceps brachii(a) and brachio radialis (b) during concentric and eccentric contraction

10°, 45°, 90°에서와 동심과 편심 수축시 30°의 각도 범위 안(0-30°), (30-60°), (60-90°)에서 정류된 값들의 평균치를 해석하여 이두근의 IEMG와 완요골근의 IEMG의 비율인 상대적 활성화율(BR/BB)을 해석하였으며, 그림 5는 분석을 위하여 사용한 근전도 신호의 일례이다.

2) 주파수 평면 분석

주파수 평면 파라미터 해석은 주관절의 각도가 0-45°, 45-90°로 동심과 편심 수축시 1024Hz 샘플링할 때 각각 0.5초간의 근전도 데이터가 해석에 사용되었다. 근전도 신호를 식(1)과 같이 AR(autoregressive) 모델링하고, 추정된 모델 계수를 이용한 전력 스펙트럼을 식(2)와 같이 구하여 전력 스펙트럼의 평균값을 나타내는 주파수인 평균(mean)주파수를 식(3)과 같이 구하여 해석하였으며, 전력 스펙트럼의 면적을 2로 나누는 주파수로서 근전도 신호의 특성을 나타내는데 우수한 파라미터인 중간(median) 주파수를 식(4)을 이용하여 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, a_i : AR 계수, $e(n)$: 추정 오차

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

Δt : 표본화 주기, a_i : AR 계수, p_e : 백색잡음의 분산

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

$Y(\omega)$: power spectrum

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

전력 스펙트럼의 최대값(peak value)을 나타내는 주파수인 피크 주파수와 피크 주파수에서의 전력 값이 근전도 신호 활성화와의 연관성을 알아보기 위하여 해석되었다. 또한 전력 스펙트럼 형태의 치우침 정도를 나타내는 식(5)의 의도(skewness) 및 첨예 정도를 나타내는 첨도(kurtosis)를 식(6)을 이용하여 해석하였으며, 그림 6은 동심(a)과 편심(b)수축시 이두근의 전형적인 전력 스펙트럼을 보여 주고 있다.

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

m_3 : 통계적 3차 모멘트, s : 표준편차

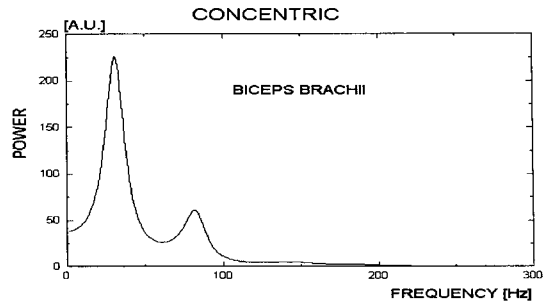
$$kurtosis = \frac{m_4}{s^4} - 3 \quad (6)$$

m_4 : 통계적 4차 모멘트

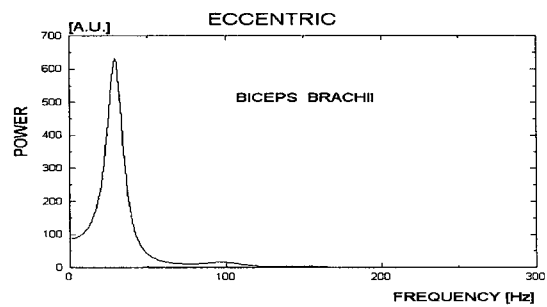
또한 본 논문에서는 등척성 수축시, 동심과 편심 수축시 각 파라미터상의 주관절 각도의 효과를 결정하기 위해 ANOVA 분석을 사용하였고, 동심 수축시와 편심 수축시에 어떤 중요한 차이점을 검증하기 위해 T-검정을 사용하였다. 일반적으로 유의수준 α 는 0.1, 0.05, 0.01 등의 값을 이용하며 본 논문에서는 0.05를 이용하였다.

실험 결과 및 고찰

본 연구에서 시평면과 주파수 평면 파라미터들을 이용



(a)



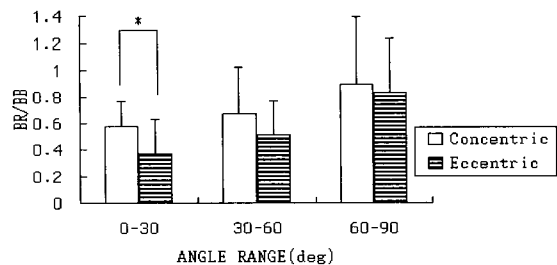
(b)

그림 6. 전형적인 이두근의 전력 스펙트럼 (a)동심수축 (b)편심수축

Fig. 6. Typical power spectrum of biceps brachii (a)concentric contraction (b)eccentric contraction



(a)



(b)

그림 7. 이두근과 원요골근의 활성화율 (a) 등척성 수축 (b) 동심 및 편심 수축

Fig. 7. Activities of biceps brachii and brachio radialis(BR/BB) (a) isometric contraction (b) concentric and eccentric contraction

이두형 외 : 주관절 근육의 활성화 유형에 대한 정량적 분석

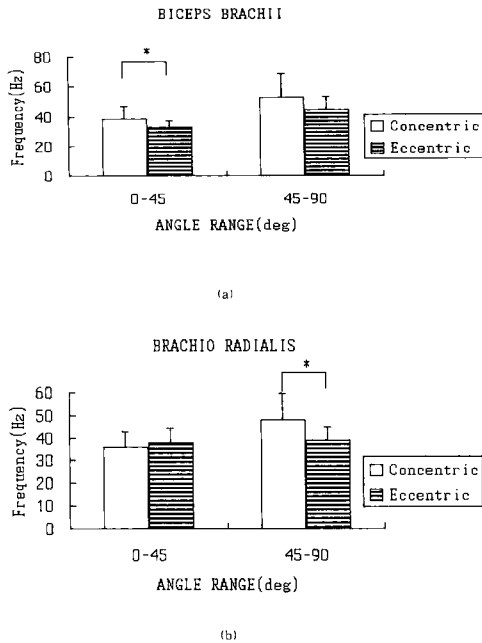


그림 8. 동심 및 편심 수축시 평균 주파수 해석 (a) 이두근 (b) 완요골근
 Fig. 8. Mean frequency analysis during concentric and eccentric contraction (a) biceps brachii (b) brachio radialis

하여 등척성 및 동심, 편심 수축시 이두근과 완요골근에서 발생하는 파라미터들의 변화는 그림 7-11과 같이 나타낼 수 있다.

위의 그림에서 “*”는 유의 수준이 0.05를 넘지 않는 것으로서 파라미터가 유의할 만한 수준에 있음을 나타내고 있고 각 막대는 이두근과 완요골근의 평균값을 나타내며 막대 위의 “T”는 표준편차를 나타낸다. 그림 7의 (BR/BB)는 이두근과 완요골근간의 상대적 활성화율로서 완요골근의 IEMG와 이두근의 IEMG의 비율이다. 그림 7의 결과로부터 등척성 수축시 주관절의 활성화율은 주관절이 신전될수록 더 크게 나타나는 경향을 알 수 있었고 10°일 때 보다 90°일 때 더 크게 나타났다($p < 0.05$). 이것은 주관절 각이 신전되었을때 이두근의 상대적인 활성화는 완요골근의 활성화 보다 더 많이 증가된다는 것을 의미한다. 동심 수축시는 각도 변화에 따른 유의할 만한 활성화율의 변화를 발견할 수 없었으며 등척성 수축시와 마찬가지로 편심 수축시 주관절 각이 신전될수록 (BR/BB)가 감소하였다. 0°에서 30°로 변화할 때 (BR/BB)는 편심 수축시 동심 수축시보다 유의할 만한 활성화율을 나타내었다($p < 0.05$). 이것은 동심 수축시 이두근과 완요골근의 활성화는 각도 변화 따른 차이를 보이지 않으나 편심 수축시 이두근은 주관절 각이 신전될수록 완요골근 보다 더 큰 활성화가 이루어짐을 알 수 있다. 동심과 편심 수축시 영점교차 해석 결과와 positive maxima 해

석에서는 주관절각의 크기에 따라 통계적인 차이는 나타나지 않았다.

그림 8의 평균 주파수 해석에서는 이두근에서 동심 수축시 편심 수축시보다 평균 주파수가 유의하게 큰 것을 보였으며, 완요골근에서는 45°에서 90° 사이에 평균 주파수가 유의하게 큰 것을 보여 주었다. 그림 9의 중간 주파수 해석에서는 0°에서 45°, 45°에서 90° 모두 동심 수축시 편심 수축시 보다 중간 주파수가 유의하게 크게 나타났다. 이것은 동심 수축시의 EMG 신호는 편심 수축시보다 더 높은 주파수 성분을 포함하고 있다는 것을 가리킨다. 피이크 주파수와 피이크 전력 해석에서는 유의할 만한 결과가 나타나지 않았으며 피이크 전력값들은 커다란 편차를 가지고 있음을 알 수 있었다.

그림 10의 의도 해석에서는 이두근과 완요골근 모두에서 동심 수축시 편심 수축시보다 작은 값을 가지고 있으며 이것은 동심 수축시에 편심 수축시보다 전력 스펙트럼의 형태가 더 작은 우비대칭 즉 좌측으로 치우치는 정도가 약해져 더 높은 주파수 성분을 포함하여 큰 활성화를 얻는다는 것을 보여 준다. 그림 11의 침도 해석에서는 이두근과 완요골근 모두에서 동심 수축시 편심 수축시보다 더 큰 값을 가지고 있었으며, 특히 45°에서 90°사이의 동심 및 편심 수축에서는 이두근과 완요골근에서 유의 수준을 나타냈고 0°에서 45°사이에는 이두근에서만 유의 수준을 나타냈다. 이것은 동심 수축시 편심수축시보다 침도

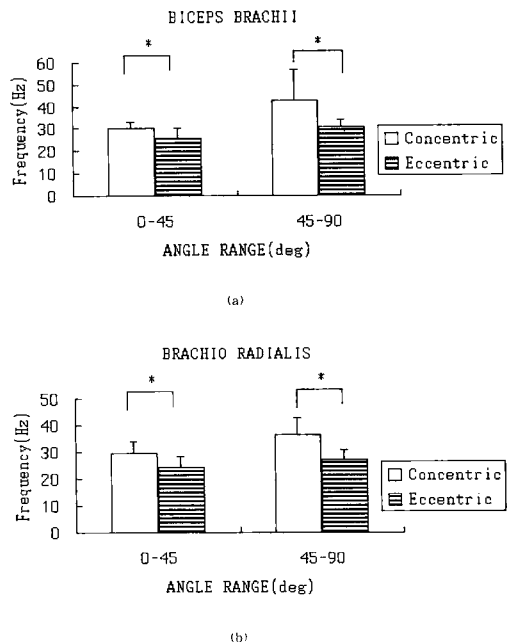
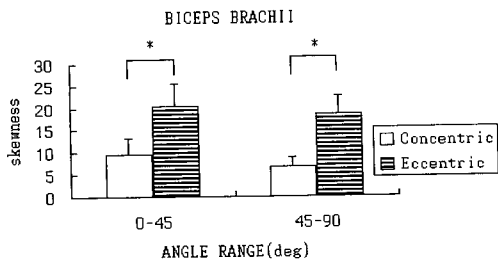
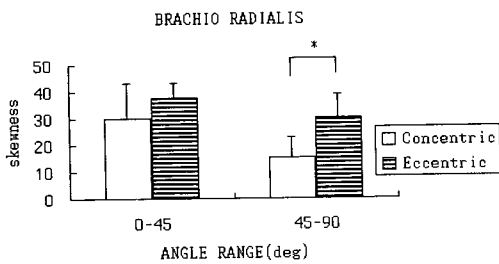


그림 9. 동심 및 편심 수축시 중간 주파수 해석 (a) 이두근 (b) 완요골근
 Fig. 9. Median frequency analysis during concentric and eccentric contraction (a) biceps brachii (b) brachio radialis



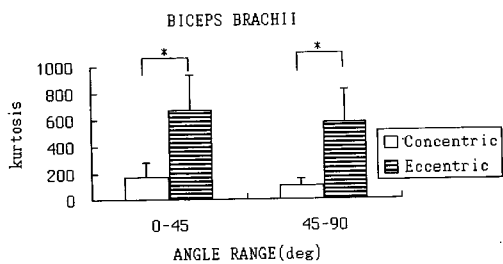
(a)



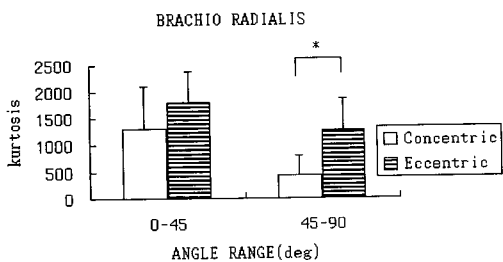
(b)

그림 10. 동심 및 편심 수축시 의도 해석 (a) 이두근 (b) 완요골근

Fig. 10. Skewness analysis during concentric and eccentric contraction (a) biceps brachii (b) brachio radialis



(a)



(b)

그림 11. 동심 및 편심 수축시 점도 해석 (a) 이두근 (b) 완요골근

Fig. 11. Kurtosis analysis during concentric and eccentric contraction (a) biceps brachii (b) brachio radialis

의 값이 표준정규분포쪽에 가까워짐을 알 수 있었고 편심 수축시에는 동심 수축시보다 더 뾰족한 것을 알 수 있었

다. 이것은 전력 스펙트럼의 형태가 편심 수축시에는 낮은 주파수 성분이 집중되어 있지만 동심 수축시에는 낮은 주파수 성분과 편심 수축시보다 더 높은 주파수 성분을 포함하고 있음을 알 수 있다. 이러한 결과는 동심 수축시에 편심 수축시보다 더 많은 근육이 동원된다고 볼 수 있다.

결 론

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, 세가지 다른 근육 수축시 주관절 굴근의 활성화 형태는 다르다는 것을 발견하였고 주관절 굴근은 다른 유형의 근육 수축시 하나의 기능 단위로 생각할 수 없다. 등척성 수축시와 편심 수축시 주관절 각이 신전 될 때 이두근의 상대적 활성화는 완요골근의 활성화 보다 더 많이 증가되었음을 알 수 있었다. 동심 수축시에는 편심 수축시보다 더 큰 활성화를 얻고 있음을 알 수 있었으며, 특히 시평면 파라미터에서 각도별 각 근육의 활성화 유형을 분석하기에는 IEMG 해석이 우수한 성능을 나타냄을 알 수 있었다. 그리고 의도 및 점도 해석에서는 이두근과 완요골근의 각도별 해석 값이 동심 수축과 편심 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 동심 수축시 편심 수축시보다 더 높은 활성화를 얻는 것을 알 수 있었다. 결론적으로, 본 연구에서 분석한 시간 평면 및 주파수 평면에서의 파라미터 해석은 각도별, 근육별, 수축 형태별로 활성화 유형이 다르다는 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.

참 고 문 헌

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. 52-259, 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. Howard JD, "Relative activation of two human elbow flexors under isometric conditions", Exp Brain Res. vol. 62, 1988.
5. G. Brody, R. N. Scott, R. Balasubramaian, "A model of for myoelectric signal generation", Med. & Biol. Eng. pp. 29-41, 1974.
6. L. Lindstrom, R. I. Magnusson, "Interpretation of myoelectric power spectra: A model and its application", Proc. IEEE, Vol. 65, pp. 653-662, 1977.
7. 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.