

운동전위와 등척성 근수축력의 상관관계

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 아주대학교 의과대학 재활의학교실*

이주강 · 문재호 · 나은우* · 강성웅

=Abstract=

Relationship between the Myoelectric Signal and the Force of Isometric Contractio

Ju Kang Lee, M.D., Jae Ho Moon, M.D., Ueoun Woo Rah, M.D.*
and Seoung Woong Kang, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Yonsei University College of Medicine
*Department of Rehabilitation Medicine, Aju University College of Medicine**

The relationship between myoelectric signal and force was investigated. 16 healthy male volunteers performed isometric contraction of elbow flexor and extensor at 90 angle from the horizontal plane. The contracting force was measured at 20% maximal voluntary contraction(MVC), 40%MVC, 60%MVC, 80%MVC and 100%MVC. The myoelectric signal was detected from elbow flexor and extensor using monopolar surface electrodes at each force level. The recorded myoelectric signal was quantified according to six different parameters; zero crossings, turns, mean amplitude, turns/mean amplitude, root mean square voltage and power. The relationship between contraction force and myoelectric signal parameters was analysed.

1) The frequency sensitive parameters, zero crossings and turns were increased abruptly with force from 0 to 20%MVC and increased gradually with force from 20 to 60%MVC, but decreased slightly with force from 60 to 100%MVC.

2) The amplitude sensitive parameters, mean amplitude and root mean square voltage were increased linearly with force from 0 to 100%MVC, and power value was increased curvilinearly with force from 0 to 100%MVC.

On the basis of this study, mean amplitude and root mean square voltage were superior to other parameters when used as descriptors of contracting force in elbow flexor and extensor, and can be used as an indirect parameter of measuring force in the future.

Key Words: Myoelectric signal, Force

서 론

많은 임상적인 연구들에서 다양한 활동중에 근수축

력을 측정해야 하는 경우가 있는데 현재로서는 활동중에 직접적으로 근수축력을 측정하는 것은 불가능한 상태이다. 그러나 운동전위 신호를 통해 개개의 근육이나 여러 근육의 집단적인 활동을 측정하는 것은 가능

하다. 신경흥분에 의한 운동단위의 활동에 따라 근수축력이 결정된다고 가정하면 운동단위의 활동을 반영하는 운동전위 신호는 근수축력의 간접적인 측정에 있어서 임상적으로 유용한 지표로 사용될 수 있을 것이다. 따라서 운동전위 신호를 정확하게 정량화하는 방법, 근수축에 따른 운동전위 신호의 관계를 예측하는 방법, 그리고 그러한 정량적인 예측이 가능하도록 하는 최적조건에 대한 연구들이 필수적이다²¹⁾.

이론적으로 표면전극을 이용한 근전도기록은 다양한 파형과 크기를 가진 다양한 운동단위로부터 형성된 여러 근활동전위의 복잡한 합을 나타낸다¹⁹⁾.

근수축력은 운동신경의 firing rate, 근육내의 활동 운동단위의 수, 근육내 운동단위의 크기와 유형, 수축 시간에 의해 결정된다²⁾.

근수축에 대한 운동전위 신호는 여러가지 요인에 의해 영향받게 되는데 이들은 각각 활동운동단위로부터 발생하는 근전도요인(EMG component)의 간섭양상(interference), 근육과 전극간의 조직, 전극의 특성, 증폭기(amplifier)들이다^{2,4,23)}. 또한 근육의 종류, 근수축시의 관절각도와 위치 등의 해부학적인 요인, filtering방법, 운동전위 신호의 정량화방법도 역시 운동전위 신호에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다^{2,21)}.

근수축력과 운동전위 신호와의 관계에 대한 연구는 1952년 Lippold가 비복근과 가자미근에서 integrated EMG와의 직선적 관계를 발표한 이래 많은 연구가 있어 왔으며, 운동전위 신호의 진폭(amplitude)과 등척성 수축력의 관계는 직선적 혹은 곡선적인 비례관계를 갖고 있다고 알려져 왔다^{4,12,15,16,18,19,26,27)}.

근수축력과 운동전위 신호와의 상관성을 보기위한 연구들에서 사용되어진 운동전위 신호의 지표로는 smooth rectified amplitude²⁴⁾, mean rectified amplitude¹⁹⁾, root mean squared amplitude²⁵⁾ 등이 있고 그 외 zero crossing 수, 전환(turn)수, 평균진폭(mean amplitude), 전환수/평균진폭 등이 사용되었다^{10,22)}.

그러나 이러한 연구들에서는 사용한 근육군, 전극의 종류와 위치, 근수축시의 관절각도와 위치, 운동전위 신호의 측정, 처리, 정량화방법 등이 서로 일치하지 않았다^{2,21)}. 따라서 이러한 연구들에서 얻어진 결과를 이용하여 각 운동전위 신호 지표가 근수축력과 어느 정도의 상관성을 갖는지를 서로 직접 비교하기는 어려우

며, 동일한 실험조건에서 지표들의 근수축력과의 상관 정도를 비교한 연구도 드물다. 현재까지는 근수축력을 알아보기위한 가장 적절한 운동전위신호 지표에 대한 의견일치가 없는 상태이며 또한 운동전위 신호의 조작 및 처리방법에도 일치된 의견이 없다²¹⁾.

이에 본 연구에서는 비교적 많이 연구되어진 상지의 두 근육군을 이용하여, 동일한 근수축방법과 동일한 관절각도와 위치를 이용하여 운동전위 신호를 얻고, 동일한 조작 및 처리를 시행하여 얻어진 운동전위 신호 지표들을 비교함으로써 근수축력과 각 운동전위신호 지표들간의 관계를 알아내어, 앞으로의 운동역학적 연구의 기초자료로 삼고자 하였다.

재료 및 방법

1) 재 료

만 23세부터 32세까지의 근육신경계 질환이 없는 건강한 성인남자 16인의 우성측(dominant) 주관절 굴근과 신근을 대상으로 하였다.

2) 방 법

(1) 수축력의 측정과 조절 및 수축방법: 수축력의 측정은 FARO Axis Muscle Tester(FARO Technologies, Inc., Lake Mary, FL, U.S.A.)를 사용하여 feet-pound 단위로 측정하였다. 측정된 수축력은 화면을 통해 나타나도록 하여 피검자가 직접 보면서 일정한 수축력을 유지할 수 있게 하였고 동시에 인쇄기로 기록하였다.

실험을 시작하기전에 연구의 목적과 방법에 대하여 피검자에게 충분히 설명하였고, 원하지 않는 동작이 일어나는 것을 최소화하기 위하여 운동방향을 제한하는 축에 상지와 체간을 고정하였다.

주관절 굴근과 신근의 수축은 앉은 자세에서 전관절을 90° 굴곡시켜 고정하고 주관절을 90°로 유지하며 전완은 주관절 굴근 수축시는 최대한 회외상태로, 주관절 신근 수축시는 회내와 회외의 중간상태로 하였으며, 손목부위로 FARO Axis Muscle Tester의 지렛대를 밀거나 당겨 등척성 수축을 시행하였다.

각 동작마다 2~3초간의 최대수축을 3분간격으로 3회 실시하여 그 최대값을 최대수축력(MVC; maximal voluntary contraction) 값으로 하였고, 그

다음 각 근육군에서 10초씩 20%MVC, 40%MVC, 60%MVC, 80%MVC, 100%MVC로 단계적 수축을 실시하였다. 근육의 피로(fatigue)를 방지하기 위하여 매 수축마다 5분 이상 휴식을 취하도록 하였고, 순서는 무작위로 20%MVC에서 100%MVC 또는 그 역순으로 하였다.

(2) 운동전위 신호의 기록 및 처리: 근전도기는 Cadwell Excel(Cadwell Laboratories, Inc., Kennewick, Washington, U.S.A.)을 사용하였다.

기록전극은 직경 9 mm인 두 개의 silver-silver chloride 단극표면전극을 사용하였고, 두 전극의 중심간의 거리는 30 mm로 하였다.

피부는 알콜로 닦아 저항(impedence)이 5 KOhm 이하가 되도록 준비하였고 활성기록전극은 각각 상완이두근의 중간지점 팽대부에, 상완삼두근의 측두(lateral head) 팽대부에 부착하였고, 참고전극은 근섬유주행방향과 평행하도록 부착하였다.

증폭기(amplifier)의 gain은 구간(division)당 500 microvolt, sweep speed는 구간당 10 msec로 하였고 여파(filter)범위는 10 Hz에서 1000 Hz 사이로 하였다. 기록된 1000 msec의 시간 평면 운동전위 신호(time domain myoelectric signal)는 내장된 아날로그-디지털 변환기(AD converter)에 의하여 1

초에 1024개의 디지털신호로 변환된 후 Cadwell사의 분석 프로그램으로 처리하였다.

이상의 처리에 의하여 다음과 같은 운동전위 신호지표를 얻었다(Fig. 1).

- ① 단위시간당 zero crossing 수; 단위시간당 기준선을 중심으로 50 microvolt 이상의 전압차를 보이며 기준선을 통과하는 신호횟수로 정의하였다.
- ② 전환수(turn); 단위시간당 100 microvolt 이상의 전압차를 보이며 전기적 극성의 변화방향을 달리하는 극파(spike)의 수로 정의하였다(Willison, 1964).
- ③ 평균진폭(mean amplitude); 기준선부터 각 신호값까지로 표시된 진폭의 절대값을 신호수로 나눈 값의 총합으로 정의하였다.

$$\text{Mean amplitude}(m(t)) = \frac{1}{\text{total data points}} \int_0^{t+T} |m(t)| dt$$

T, t=time
m(t)=amplitude of data point

- ④ 전환수/평균진폭
- ⑤ Power 값; 기준선부터 신호값까지로 표시된 진폭을 제곱하여 지속시간(duration)으로 나눈 값의

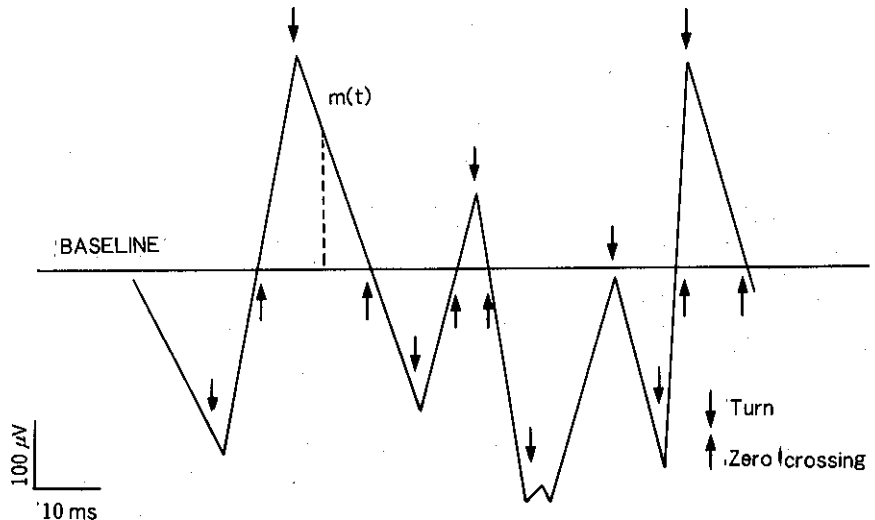


Fig. 1. Schematic presentation of the myoelectric signal parameters(m(t); amplitude of data point).

총합으로 정의하였다.

$$\text{Power}\{m(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^{T} m^2(t) dt$$

T, t = time

m(t) = amplitude of data point

⑥ **Root mean square(RMS) 값**(De Luca 및 van Dyk, 1975); Power 값의 제곱근으로 정의하였다.

$$\text{RMS}\{m(t)\} = \left\{ \frac{1}{T} \int_0^{T} m^2(t) dt \right\}^{1/2}$$

T, t = time

m(t) = amplitude of data point

(3) **자료의 분석 및 통계처리**: 개인용 컴퓨터의 SPSS/PC 프로그램을 이용하여 피검자 1인당 각 근육군의 20%MVC, 40%MVC, 60%MVC, 80%MVC, 100%MVC 시 기록된 각 운동전위 신호 지표당 4개의 값으로 각 지표의 평균값을 계산하고, 개체간, 근육군간의 비교를 위하여 100%MVC시의 각 지표값에 대한 백분율로 normalization을 시행하였다.

Normalization을 시행하여 얻어진 16인의 운동전위 신호 지표값들을 근육군별로 근수축력에 대해 산포도를 그린 후 근수축력과 각 지표와의 Pearson상관분석을 시행하여 근수축력에 대한 운동전위 신호 지표들간의 상관성 정도를 비교하였다.

결 과

1) 주관절 굴근과 신근의 최대수축력

피검자 16인의 평균연령은 27세이었으며 모두 오른손잡이었다. 주관절 굴근의 최대수축력의 평균은 52.12 ± 10.58 ft-lbs, 신근의 최대수축력의 평균은 40.50 ± 7.14 ft-lbs로 두 군간에 유의한 차이가 있었다(p < 0.001, Table 1).

2. 수축단계에 따른 운동전위 신호 지표

주관절 굴근과 신근에서 수축단계별로 얻어진 운동전위 신호 지표들을 각각의 100%MVC에 대한 백분율로 normalization을 시행한 후 평균과 표준편차를

Table 1. Age and Maximal Voluntary Contraction Force of Elbow Flexors and Extensors

Subject	Age(yr)	Maximal voluntary contraction force(ft-lbs)	
		Elbow flexor	Elbow extensor
1	25	41	35
2	23	56	50
3	28	39	35
4	25	38	36
5	29	43	38
6	29	66	39
7	29	50	36
8	27	62	56
9	32	52	34
10	29	55	40
11	26	69	46
12	26	59	48
13	29	60	44
14	28	33	28
15	24	56	38
16	23	55	40

구하였다(Table 2, 3). 각 지표들의 수축단계에 따른 증가양상은 주관절 굴근과 신근에서 차이가 없었다. 이들의 평균진폭, RMS 값, power 값은 0~100% MVC 전 수축단계에서 증가하는 양상을 보였고, zero crossing 수와 전환수는 0~60%MVC 범위에서 증가하였으나, 그 이후 점차 감소하는 양상을 보였다. 전환수/평균진폭은 수축력이 증가함에 따라 감소하는 양상을 보였다.

3) 평균진폭, RMS 값, power 값의 수축력 증가에 따른 변화양상

평균진폭, RMS 값, power 값의 수축력 증가에 따른 증가양상을 보기 위하여 normalization을 시행한 운동전위 신호 지표들의 평균값을 주관절 굴근과 신근의 수축단계에 따라 도면에 나타내었다. 그 결과 평균진폭과 RMS 값은 0~100%MVC 전 범위에서 직선적으로 증가하는 양상을 나타내었고, power 값은 곡선적인 증가양상을 보였다(Fig. 2, 3).

4) 수축력과 운동전위 신호 지표들의 상관관계

(1) **주관절 굴근에서 수축력과 운동전위 신호 지표들의 상관관계**: 16개의 주관절 굴근에서 수축단계에

Table 2. Normalized Myoelectric Signal Parameters Versus Normalized Force in Elbow Flexor

Force(%MVC) ³	Myoelectric signal parameters ¹					
	Z-cross ⁴	Turns	Mean-V ⁵	Turns/Mean-V ⁵	RMS ⁶	Power
0	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00
20	94.01 ± 11.43	94.44 ± 14.58	17.61 ± 5.38	762.23 ± 280.64	19.93 ± 5.93	4.32 ± 2.56
40	112.75 ± 20.49	122.67 ± 25.03	41.17 ± 13.08	348.46 ± 120.23	45.61 ± 13.96	22.73 ± 14.42
60	117.71 ± 14.77	128.56 ± 19.12	63.77 ± 10.79	204.94 ± 47.32	68.43 ± 10.59	47.93 ± 14.56
80	103.84 ± 9.25	108.75 ± 14.38	87.20 ± 10.62	128.05 ± 32.61	89.46 ± 0.09	80.00 ± 15.69
100	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00

Values are given as mean ± standard deviation.

1. Myoelectric signal parameters are normalized as percentage of the value at 100%MVC.

2. Maximal voluntary contraction

3. Force are normalized as percentage of MVC.

4. Zero crossings

5. Mean amplitude

6. Root mean square voltage

Table 3. Normalized Myoelectric Signal Parameters Versus Normalized Force in Elbow Extensor

Force(%MVC) ³	Myoelectric signal parameters ¹					
	Z-cross ⁴	Turns	Mean-V ⁵	Turns/Mean-V ⁵	RMS ⁶	Power
0	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00
20	95.69 ± 17.98	91.88 ± 16.74	23.45 ± 8.88	499.86 ± 271.73	25.50 ± 10.87	8.11 ± 6.09
40	112.76 ± 19.21	102.42 ± 15.42	45.31 ± 11.84	260.55 ± 65.59	49.18 ± 13.48	25.88 ± 14.08
60	115.05 ± 19.01	107.13 ± 10.66	70.02 ± 15.11	162.08 ± 47.92	73.08 ± 14.66	55.39 ± 20.07
80	109.52 ± 15.64	103.94 ± 9.45	82.90 ± 9.98	124.30 ± 26.57	86.15 ± 8.38	74.85 ± 14.40
100	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00	100.00 ± 0.00

Values are given as mean ± standard deviation.

1. Myoelectric signal parameters are normalized as percentage of the value at 100%MVC.

2. Maximal voluntary contraction

3. Force are normalized as percentage of MVC.

4. Zero crossings

5. Mean amplitude

6. Root mean square voltage

다른 운동전위 신호 지표들을 100%MVC 시의 값에 대한 백분율로 normalization을 시행하고, 이들과 수축력에 대한 Pearson 상관분석을 시행하여 상관계수를 구하였다(Table 4). Zero crossing 수와 전환수의 수축력과의 상관계수는 0.4371과 0.4215로 상관성이 낮았다($p < 0.001$). 평균진폭과 RMS 값, power 값의 수축력과의 상관계수는 0.8729, 0.8705, 0.8630으로 모두 높은 상관성을 보였다($p < 0.001$). 전환수/

평균진폭은 상관계수 -0.4060 으로 수축력과 낮은 역상관관계를 보였다($p < 0.001$).

(2) 주관절 신근에서 수축력과 운동전위 신호 지표들의 상관관계: 16개의 주관절 신근에서 수축단계에 다른 운동전위 신호 지표들을 100%MVC 시의 값에 대한 백분율로 normalization을 시행하고, 이들과 수축력에 대한 Pearson 상관분석을 시행하여 상관계수를 구하였다(Table 4). Zero crossing 수와 전환

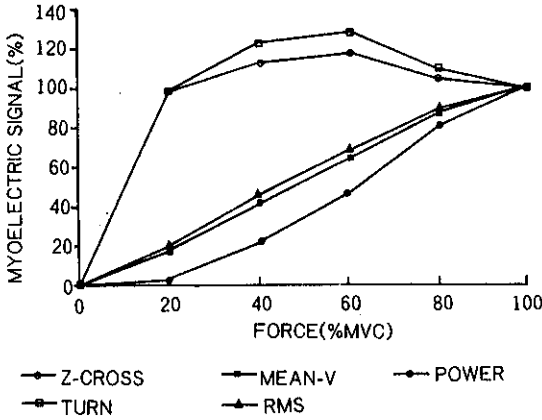


Fig. 2. Normalized mean myoelectric signal parameters versus force in elbow flexor(Z-CROSS; zero crossings, TURN; turns, MEAN-V; mean amplitude, RMS; root mean square).

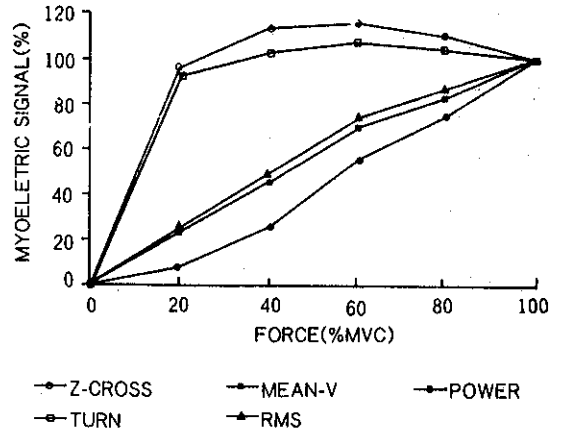


Fig. 3. Normalized mean myoelectric signal parameters versus force in elbow extensor(Z-CROSS; zero crossings, TURN; turns, MEAN-V; mean amplitude, RMS; root mean square).

Table 4. Correlation Coefficient between Normalized Force and Normalized Myoelectric Signal Parameters

Myoelectric signal parameter	Force	
	Elbow flexor	Elbow extensor
Zero crossings	0.4371*	0.4528*
Turns	0.4215*	0.4932*
Mean amplitude	0.8729*	0.8579*
Turns/mean amplitude	-0.4060*	-0.3209*
Root mean square voltage	0.8705*	0.8531*
Power	0.8630*	0.8655*

Values are correlation coefficient.

* $p < 0.001$

수의 수축력과 상관계수는 0.4528과 0.4932로 상관성이 낮았다($p < 0.001$). 평균진폭과 RMS 값, power 값의 수축력과 상관계수는 0.8579, 0.8531, 0.8655로 모두 높은 상관성을 보였다($p < 0.001$). 전환수/평균진폭은 상관계수 -0.3209 로 수축력과 낮은 역상관관계를 보였다($p < 0.001$).

고 찰

근육의 수축에 따른 근전도 신호는 여러가지 요인에

의해 영향을 받게 되는데, 근육의 종류, 근수축 방법, 근수축속도, 수축시의 관절각도, 수축력의 정도 등과 같은 근육 자체의 해부학적 및 생리학적 요인과 기록전극의 종류와 위치, 증폭기, 신호의 여과범위 등의 기계적 요인과 근전도 신호의 정량화 방법으로 나누어 볼 수 있다^{2,21)}.

주관절의 굴곡은 상완이두근, 상완근, 완요골근에 의해서 이루어지며 이들의 활동은 전완의 위치에 따라 달라진다³⁾. 본 연구에서는 완요골근의 활동이 최소가 되는 완전 회외상태를 취함으로써 상완이두근과 상완근만의 운동전위 신호를 얻고자 하였다. 주관절의 신전은 상완삼두근에 의해 이루어지며 주근(anconeus)이 보조작용을 하고 있는데 본 연구에서는 기록전극을 상완삼두근 측두의 팽대부에 부착하여 주근의 운동전위 신호의 영향을 제거하려 하였다.

운동전위 신호를 얻기 위한 전극은 표면전극과 침전극, 미세전선전극(fine wire electrode)이 주로 사용되는데 본 연구와 같은 운동역학적 연구에서는 대부분 표면전극과 미세전선전극을 이용한다. 이들은 각각 장단점을 갖고 있다. 미세전선전극의 장점은 근육간의 cross-talk가 적으며 심부에 위치한 근육도 접근할 수 있는 것이고, 단점은 전극삽입시 통증이 있으며 전체적인 근육의 활동을 반영하는데 제한이 있고 근수축에 의해 기록위치가 달라질 수 있는 것이다. 반

면 표면전극의 장점은 통증이 없고 근육의 전체적인 활동을 미세전선전극보다 더 잘 반영할 수 있는 것이며, 단점은 근육간의 cross-talk가 크고 심부에 있는 근육의 활동을 잘 반영하지 못하는 점이다^{2,20}. 상완이두근에서 등척성 수축을 시행할 때 표면전극을 사용하여 근전도 신호를 측정할 것이 침전극을 사용했을 때보다 근수축력의 반영에 신뢰성이 높았다는 보고가 있었다²². 본 연구에서는 근육의 전체적인 활동을 보기 위하여 표면전극을 사용하였으며, 길항근 등에서의 cross-talk는 자료분석시 고려하지 않았다.

근수축에 의한 운동전위 신호를 각 개체간과 근육간에 비교하기 위해서는 각 개체간, 근육간의 신호차이와 신호측정시에 전극의 위치등에 의해 발생하는 변화요인을 극복할 수 있어야 하는데, 이러한 변화요인은 normalization에 의해서 제거될 수 있다. Normalization 방법은 가장 큰 근전도 신호값이나 최대수축시의 근전도 신호값에 대한 백분율로 근전도 신호값을 처리하는 것이 일반적으로 쓰여지고 있다^{2,19,21,26}. 본 연구에서는 최대수축시의 운동전위 신호값에 대한 백분율로 각 수축단계별 신호값을 normalization하였다. 이와같은 방법은 근수축력과 운동전위 신호와의 관계를 알아보기위한 여러 연구들에서 사용되어 왔으며 개체간과 근육간 비교를 가능하게 하는 필수적인 처리로 알려져 있다^{9,19,22,26}.

근육의 수축력 증가는 세가지 현상에 의해 이루어지는데 첫째는 운동단위의 점중(recruitment)이고, 둘째는 운동단위의 firing rate의 증가이고, 셋째는 운동단위의 동기화(synchronization)이다^{2,21}. 운동단위의 점중은 'size principle'에 따르게 되는데 이는 점중이 일어나는 순서가 전도속도가 느린 작은 직경의 근섬유부터 전도속도가 빠른 큰 직경의 근섬유 순으로 일어나는 것이다¹¹. 이는 근육에 따라 달라지게 되는데 그 이유는 근육마다 근섬유의 구성비율이 다르기 때문이며 상완이두근에서는 80%MVC까지, 상완근에서는 70%MVC까지 점중이 일어나는 것이 보고되었다¹⁴. Firing rate는 근수축의 증가에 따라 점차 증가한다고 알려져 있는데 상완이두근에서 등척성 수축을 시킬 때 가장 초기에 점중되는 운동단위의 firing rate는 초당 7에서 12회이었으며 수축력이 증가함에 따라 초당 20회까지 증가하였으나 100%MVC시에도 그 이상 증가하지는 않았으며 새 운동단위의 점중도

75%MVC 이상에서는 일어나지 않았다고 보고되었다⁵. 수축력 증가를 일으키는 세 가지 현상은 수축력의 정도에 따라 주도적 역할이 달라지게 되는데 최대 수축력의 30%까지는 운동단위의 점중이 주도적 역할을 하고 30%에서 75%까지는 운동단위의 firing rate가 주도적 역할을 하며, 그 이상의 수축력범위에서는 운동단위의 동기화가 주도적 역할을 한다²². 따라서 이러한 세가지 현상에 따라 운동전위 신호도 영향을 받게 되며 운동전위 신호 지표도 어떤 현상을 민감하게 반영하느냐에 따라 나타나는 양상이 달라지게 된다.

한편 수축력증가에 따른 운동전위 신호의 변화양상은 근육내의 근섬유 구성에 가장 큰 영향을 받는다는 연구가 있었는데²⁷, 주관절 굴근과 신근은 I형 근섬유와 II형 근섬유가 약 50%씩 섞여 있는 비슷한 근섬유 구성을 가진다^{13,27}. 따라서 주관절 굴근과 신근에서의 각 운동전위 신호 지표들의 수축단계에 따른 변화양상이 서로 비슷하게 나타난 것은 이들 두 근육간의 근섬유구성이 비슷했기 때문으로 설명할 수 있다.

본 연구에서 주파수에 민감하다고 알려진 zero crossing 수와 전환수는 주관절 굴근과 신근에서 모두 60%MVC에서 최대값을 나타냈고 그 이상에서는 감소하는 양상을 보였다. 이러한 결과는 운동단위의 점중과 firing rate가 높은 수축력에서는 더 이상 증가하지 않는 특성이 있는 것을 고려해 볼 때 zero crossing 수와 전환수가 운동단위의 점중과 firing rate를 주로 반영한 것을 말해주며, Philipson 및 Larsson²²의 연구와도 일치한다. 80%MVC 이상에서 값이 감소한 이유는 동기화에 의해 전체 주파수가 감소한 때문으로 설명할 수 있다⁶. 또한 0~20%MVC에서의 증가폭이 20~60%MVC에서의 증가폭에 비하여 월등히 컸던 것은 운동단위의 firing rate가 수축력 증가에 따라 갑자기 초당 7~12회로 출현하는 현상으로 설명할 수 있을 것이며⁵, 이 또한 zero crossing 수와 전환수가 운동단위의 firing rate를 민감하게 반영한 것을 나타낸다. 따라서 zero crossing 수와 전환수는 0~20%MVC 범위에서 급격한 증가를 보이고, 60%MVC 이상에서는 수축력 증가에 비례하지 않는 결과로 보아 근수축력의 간접지표로 쓰기에는 적당하지 않음을 알 수 있었다.

평균진폭과 RMS 값, power 값은 진폭에 민감하

다고 알려진 운동전위 신호 지표들로서 본 연구에서는 모두 수축력과 상관관계수 0.8 이상의 높은 상관관계를 갖는 것으로 나타났다. 이들은 zero crossing 수나 전환수와는 달리 60%MVC 이상에서도 수축력과 비례적으로 증가하여 동기화에 의한 운동전위의 summation도 잘 반영하는 것으로 나타났으며, 낮은 수축력에서도 수축력과 비례관계가 잘 나타났다. 이는 역시 진폭에 민감한 지표인 Average rectified value, RMS, WAMPL(amplitude according to Wilison)이 수축력의 전범위에서 비례적으로 증가했다는 연구결과와 일치한다²²⁾.

수축력 증가에 따른 평균진폭과 RMS 값, power 값의 증가양상을 비교해 보면 power 값은 근수축력이 증가함에 따라 곡선적인 증가를 나타냈으나 평균진폭과 RMS 값은 전 수축단계에서 직선적으로 증가하여 근수축력의 예측에 power 값보다 우수한 지표로 쓰일 수 있음을 알 수 있었다. 이러한 결과는 power 값이 RMS 값의 제곱인 것을 고려하면 RMS 값이 근수축력 증가에 대해 직선적 비례관계를 보일 때 power 값은 그 제곱에 해당하는 이차곡선의 형태로 나타난 것으로 볼 수 있을 것이다. 본 연구에서와 같은 power 값의 증가양상은 Woods 및 Bigland-Ritchie²⁷⁾가 상완이두근에서 intergated EMG 지표를 이용하여 연구한 결과와 일치하였다. 그러나 Lawrence 및 De Luca¹⁵⁾의 연구에 의하면 상완이두근에서 RMS 값이 곡선적인 증가양상을 보인다고 보고하여 본 연구와는 달랐는데, 이는 이들의 연구에 사용한 기록전극이 본 연구에서 사용한 단극기록전극이 아니라 쌍극기록전극이었기 때문으로 추정해 볼 수 있으며, Moritani 및 deVries¹⁹⁾는 상완이두근에서 단극기록전극을 사용한 경우 integrated EMG가 수축력 증가에 따라 직선적인 증가를 보였으나 쌍극기록전극을 사용한 경우 곡선적인 증가를 보였다고 보고하였다. 그러나 Woods 및 Bigland-Ritchie²⁷⁾는 쌍극기록전극과 단극기록전극을 사용한 연구에서 차이가 없었다고 상반된 보고를 하였으므로 앞으로 이에 대한 연구가 더 필요할 것으로 사료된다.

운동전위 신호는 근육의 피로에 의해서도 영향을 받는 것으로 알려져 있다^{2,20)}. 근육의 피로를 측정하기 위하여 주파수 스펙트럼 분석이 많이 이용되어 왔는데, 근육피로의 전기생리학적 소견은 주파수 스펙트럼

의 저주파대로의 이동과 진폭의 증가가 특징이다^{1,2,4,6,17)}. 본 연구에서는 주파수 스펙트럼 분석은 시행하지 않았으나, 근육의 피로를 최대한 방지하기 위하여 각 수축단계사이에 5분 이상의 휴식시간을 두었고 수축의 순서를 20%MVC에서 100%MVC 또는 그 역순으로 하였다. 앞으로의 연구에서는 근육의 피로에 의한 영향을 배제하기 위하여 주파수 스펙트럼 분석을 동시에 시행하는 것이 바람직할 것이다.

본 연구는 동작중의 근수축력 측정에 쓰이기 위한 지표로서의 운동전위 신호의 특성을 알아본 것으로서, 이의 효과적인 임상응용을 위해서는 근수축방법, 근육의 종류 및 근전도 신호 측정방법 등에 따른 변화요인에 대한 더 많은 연구가 이루어져야 할 것이며, 또한 침근전도를 이용한 운동단위의 활동양상에 대한 기초 연구가 동시에 이루어져야 할 것으로 사료된다.

결 론

근수축력의 간접적인 지표로 운동전위 신호를 이용하기 위하여 건강한 성인남자 16인의 우성측 주관절 굴근과 신근의 단계적 등척성 수축을 시행하고 수축단계별로 운동전위 신호를 얻은 후 수축단계에 따른 운동전위 신호 지표들을 비교분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 주관절 굴근과 신근에서 진폭에 민감한 운동전위 신호 지표인 평균진폭, RMS 값, power 값은 0~100%MVC 전 수축단계에서 수축력과 비례하여 증가하였으며, 평균진폭과 RMS 값은 0~100%MVC 전 범위에서 직선적인 증가를 보였고, power 값은 곡선적인 증가를 보였다.

2) 주관절 굴근과 신근에서 주파수에 민감한 운동전위 신호 지표인 zero crossing 수와 전환수는 수축력이 증가함에 따라 0~20%MVC 범위에서 급격한 증가를 보였고, 20~60%MVC 범위에서 서서히 증가하였으며 그 이상의 수축단계에서는 점차 감소하였다.

3) 주관절 굴근과 신근에서 평균진폭, RMS 값, power 값은 수축력에 대하여 모두 상관관계수 0.8 이상으로 높은 상관성을 보였다($p < 0.001$).

4) 주관절 굴근과 신근에서 zero crossing 수와 전환수는 수축력에 대하여 모두 상관관계수 0.5 미만으로 상관성이 낮았다($p < 0.001$).

5) 주관절 굴근과 신근에서 전환수/평균진폭은 수축력이 증가함에 따라 감소하는 양상을 보였으며 상관계수는 -0.5 미만으로 상관성이 낮았다($p < 0.001$).

이상의 결과로 보아 진폭에 민감한 운동전위 신호 지표인 평균진폭과 RMS 값은 다른 지표들보다 근수축력을 우수하게 반영하였으며 근수축력 측정의 간접적인 지표로 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- 1) 이영희, 전세일, 박창일: 자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성. 대한재활의학회지 1994; 18: 311-327
- 2) Basmajian JV, De Luca CJ: *Muscles Alive, Their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore, Williams and Wilkins, 1985
- 3) Basmajian JV, Latif A: *Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: a detailed electromyographic study*. *J Bone Joint Surg* 1957; 39: 1106-1118
- 4) Broman H, Bilotto G, De Luca CJ: *Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time*. *J Appl Physiol* 1985; 58: 1428-1437
- 5) Clamann HP: *Activity of single motor units during isometric tension*. *Neurology* 1970; 20: 254-260
- 6) De Luca CJ: *Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue in humans*. *CRC Biomed Eng* 1985; 11: 251-279
- 7) De Luca CJ, van Dyk EJ: *Derivation of some parameters of myoelectric signals recorded during sustained constant force isometric contractions*. *Biophys J* 1975; 15: 1167-1180
- 8) DeVries HA: *Efficiency of electrical activity as a physiological measure of the functional state of muscle tissue*. *Am J Phys Med* 1968; 47: 10-22
- 9) Edwards RG, Lippold OC: *The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle*. *J Physiol* 1956; 132: 677-681
- 10) Fuglsang-Frederikson A, Mansson A: *Analysis of electrical activity of normal muscle in man at different degrees of voluntary effort*. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1975; 38: 683-694
- 11) Henneman E, Olson CB: *Relation between structure and function in the design of skeletal muscles*. *J Neurophysiol* 1965; 28: 581-598
- 12) Inman VT, Ralston HJ, Saunders JBCM, Feinstein B, Wright EW Jr: *Relation of human electromyogram to muscular tension*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1952; 4: 187-194
- 13) Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D: *Data on the distribution of fiber type in thirty-six human muscles: an autopsy study*. *J Neurol Sci* 1973; 18: 111-129
- 14) Kukulka CG, Clamann PH: *Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contraction*. *Brain Res* 1981; 219: 45-55
- 15) Lawrence JH, De Luca CJ: *Myoelectric signal vs. force relationship in different human muscles*. *J Appl Physiol* 1983; 54: 1653-1659
- 16) Lippold OCJ: *The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension*. *J Physiol* 1952; 117: 492-499
- 17) Merletti R, De Luca CJ: *New techniques in surface electromyography*. In Desmedt JE, eds. *Computer-aided electromyography and expert system*. Amsterdam, Elsevier Science Publishers, 1989, pp 115-124
- 18) Milner-Brown HS, Stein RB: *The relation between the surface electromyogram and muscular force*. *J Physiol* 1975; 246: 549-569
- 19) Moritani T, deVries HA: *Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram and force of isometric contraction*. *Am J Phys Med* 1978; 57: 263-277
- 20) Perry J: *Gait analysis, Normal and pathologic function*. 1st ed. New Jersey, SLACK, 1992, pp 381-411
- 21) Perry J, Bekey GA: *EMG-force relationships in skeletal muscle*. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering* 1981: 1-22
- 22) Philipson L, Larsson PG: *The electromyographic signal as a measure of muscular force: a comparison of detection and quantification techniques*. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1987; 28: 141-150
- 23) Stalberg E: *Propagation velocity in human muscle fibers in situ*. *Acta Physiol Scand* 1966; 287 (suppl): 1-112
- 24) Stephens JA, Taylor A: *Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man*. *J Physiol*

- 1972; 220: 1-18
- 25) Stulen FB, De Luca CJ: *The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant force isometric contraction. Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1978; 45: 681-698
- 26) Weir JP, Wagner LL, Housh IJ: *Linearity and reliability of the IEMG v torque relationship for the forearm flexors and leg extensors. Am J Phys Med* 1992; 71: 283-287
- 27) Woods JJ, Bigland-Ritchie B: *Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. Am J Phys Med* 1983; 62: 287-299
- 28) Zuniga EN, Trung XT, Simons DG: *Effect of skin in electrode position on averaged electromyographic potentials. Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51: 264
-