

자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성

연세대학교 원주의과대학 재활의학교실

이 영 희

연세대학교 의과대학 재활의학교실

전 세 일 · 박 창 일

=Abstract=

Properties of the Human Skeletal Muscles Revealed by Frequency Analysis of Muscular Action Potentials during Voluntary Contraction

Young-Hee Lee, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Yonsei University Wonju College of Medicine

Sae-il Chun, M.D. and Chang Il Park, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Yonsei University College of Medicine

It is well documented that the frequency spectrum of myoelectric signal shifted toward lower frequency during a sustained isometric contraction, and several studies used this changes to quantify the localized muscular fatigability. However only few studies have compared fatigability of different muscles using spectrum analysis.

The aims of the present study were: (1) to compare the patterns of changes of frequency spectrum with increasing force in different muscles (2) to compare the fatigability of several muscles that are known to have different muscle fiber composition during sustained submaximal isometric contraction, and (3) to evaluate the effects of immobilization and strengthening exercise on behavior of frequency spectrum.

Four muscles (biceps brachii, triceps brachii, tibialis anterior, soleus) of control, immobilized and trained group were tested on brief contraction at four different levels (20% MVC, 40% MVC, 60% MVC, 80% MVC) and sustained isometric contraction at 80% MVC (maximal voluntary contraction). The changes of MPF (mean power frequency) and RMS (rectified mean square) voltage analyzed on each study, and the differences of those changes among muscles and groups were evaluated.

The results were as follows:

1) During the graded contraction, the significant range of frequency spectrum was below 150 Hz on the biceps brachii and triceps brachii. On the other hand, the frequency spec-

trum of the tibialis anterior and soleus were broadened to 400 Hz.

2) The MPF of the tibialis anterior and soleus were increased with increasing force level during graded contraction. On the contrary, the MPF of triceps brachii were decreased with increasing force level. These findings were influenced neither by immobilization nor strengthening exercise.

3) During sustained isometric contraction at 80% MVC, the frequency spectrums from all the muscles examined shifted toward lower frequency and the MPF were decreased. The slope of MPF changes was lowest for triceps brachii and highest for soleus, which means that the triceps has high fatigability and the soleus has low fatigability.

4) The MPF of immobilized group was significantly lower than that of control group on all the muscles studied during graded contraction.

5) The slope of MPF decrease of triceps brachii became significantly less steep by immobilization. On the other hand, the slope of soleus became steeper by immobilization. These findings suggested that the fatigability changed differently by immobilization on different muscles.

6) The strengthening exercise affects significantly neither the pattern of changes of MPF with graded increasing force nor the slope of MPF decrease during sustained isometric contraction.

From the above results, it was concluded that there were differences in fatigability, in mechanism developing additional contractility, and in changes of fatigability by immobilization of different skeletal muscles according to their muscle fiber composition.

Key Words: Skeletal muscle, Fatigue, Frequency spectrum analysis, Myoelectric signal, Immobilization, Training

서 론

치료목적 운동에서 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는데 특정 근육의 국소적 피로도는 매우 중요한 기준이 되나⁴⁶⁾ 이를 생체에서 객관적으로 평가하기는 매우 어려웠는데, 근래 일정한 시간동안의 근전성 신호(myoelectric signal)를 주파수 평면으로 변환하는 주파수 스펙트럼 분석(frequency spectrum analysis)을 이용하여 근육의 국소적 피로를 관찰하려는 연구가 많이 시도되고 있다.

근전성 신호의 주파수 스펙트럼은 그 에너지 성분을 주파수의 함수로 표시하고 있는데, 각 운동단위 전위의 특성, 즉 지속시간¹¹⁾, 다상성전위의 출현 비율⁵⁵⁾ 등과, 근막의 전도 속도⁴³⁾, 운동단위의 단위시간 당 활동 빈도²¹⁾, 새로운 운동단위의 징집²²⁾ 및 여러 운동단위의 동시활동¹⁰⁾ 등에 의하여 영향을 받기 때문에 근육 생리의 연구 및 근육신경계 질환의 진단에 다양하게 사용되고 있다^{48,57)}.

특히 수축을 지속할 때 근육의 피로에 따른 전기생리학적 소견은 주파수 스펙트럼의 저주파대로의 이동과 근전성 신호의 진폭(integrated EMG amplitude)의 증가가 특징인데^{3,5,10,14,42,50,59)}, 이때 평균주파수(mean power frequency)나 중앙주파수(median power frequency) 등의 대표값의 시간 경과에 따른 변화가 국소적인 근육의 피로도 평가에 사용되고 있다^{64,67)}.

한편 상기 대표값들은 근섬유의 상대적 분포 상태나 운동단위의 징집 양상 및 활동 빈도에 따라 다양하게 변화한다고 보고되고 있으나^{10,21,23,24,35,46)}, 지속적 수축시 주파수 스펙트럼의 변화에 대한 서로 다른 근육간의 비교 연구는 Sato⁵⁹⁾, Fallentin 등¹⁹⁾, 그리고 Gerdle 등²³⁾에 의해서 부분적으로 보고되었으며, 국내에서는 박과 이¹¹⁾가 단무지굴근에 대하여 서로 다른 수축력에서의 평균주파수의 변화를 비교하였을 뿐이다.

또한 수축력 증가에 따른 주파수 스펙트럼의 변화는 더 큰 근육을 내기 위하여 근섬유에서 일어나는 생리적 변화를 분석하기 위한 한 방법으로 여러 학자들에

의하여 연구되었다. 이때 일부 학자들은 수축력 증가에 따라 평균주파수가 직선적으로 증가한다고 하였으나^{10, 49)}, 다른 학자들은 이와 다른 여러 가지 다양한 결과를 보고하였다^{22, 26, 53)}. 이같이 상이한 결과를 Moritani 및 Muro⁴⁹⁾는 연구된 근육군, 전극의 크기, 전극간의 거리, 수축의 방법, 그리고 자료처리 및 분석방법 등의 차이에 따라 생긴 것으로 설명되었는데, 동일한 실험 조건하에서 여러 근육에 대한 비교 연구는 드물다.

한편 인체의 각 골격근은 주된 기능에 따라 근섬유의 구성 비율이 상이하다고 알려져 있는데, Johnson 등³²⁾은 가자미근이나 전경골근과 같이 일상 생활에서 활동의 빈도가 높은 근육들은 지근섬유(slow twitch fiber)의 비율이 높고, 상완삼두근이나 상완이두근과 같이 상대적으로 활동의 빈도는 낮으나 순간적으로 큰 수축력을 요하는 근육들은 속근섬유(fast twitch fiber)의 비율이 높다고 보고하였으며, 이들의 구성 상태는 장기간의 고정^{13, 40)}이나 훈련^{2, 58)} 등에 의하여 다양하게 변화한다고 보고되었다.

본 연구에서는 근섬유 구성 상태가 다르다고 알려진 상하지의 네 근육으로부터 자발적 수축시 근전성 신호와 주파수 스펙트럼을 구하여 각 근육의 전기생리적 특성을 다음과 같이 비교하고자 하였다.

1) 각 근육에서 단계적 수축력 증가시 근전성 신호와 주파수 스펙트럼의 변화 양상을 비교하여 더 높은 근육을 발생시킬때 나타나는 전기생리적 변화에 각 근육간 차이가 있는지를 살펴보고자 하였다.

2) 일정한 수축력을 유지하면서 수축을 지속할 때 주파수 스펙트럼의 변화를 관찰하여, 각 근육간에 피로도의 차이가 있는지 여부와, 고정이나 강화훈련에 따른 피로도의 변화를 살펴보고자 하였다.

대상 및 방법

1) 연구 대상

대조군으로는 건강한 오른손잡이 성인 남자 지원자 50명의 우측 상완이두근(41례), 상완삼두근(38례), 전경골근(46례) 및 가자미근(40례)을 대상으로 하였다. 고정군에 대한 실험은 근육신경계 이상 없이 골관절계의 외상으로 우측 상지나 하지를 1개월 이상 석고로 장상지고정, 또는 장하지고정하였던 오른손잡이 환자

에 대하여 고정 제거 후 5일 이내에 실시하였는데 대상 환자 수는 31명 이었다. 그 중 동통 또는 가동범위 제한 등으로 적절한 자료를 얻지 못한 경우를 제외하여 자료의 수는 상완이두근 10례, 상완삼두근 10례, 전경골근 18례, 그리고 가자미근 17례였다. 훈련군은 2년 이상 근력 강화운동을 지속적으로 한 오른손잡이 17명을 대상으로 하였는데, 실험 전 12시간 동안은 운동을 하지 않도록 하였으며 우측의 상기 네 근육에 대하여 실시하였다.

2) 수축력의 측정과 조절 및 수축 방법

수축력의 측정은 등척성 강선 장력계를 제작하여 사용하였으며, 측정된 수축력은 숫자로 표시하여 피검자로 하여금 직접 보면서 일정한 수축력을 유지할 수 있게 하고 동시에 테이프 기록기에 기록하였다.

상지 두 근육의 수축은 누운 자세에서 상박은 체간에 밀착시키고 주관절은 90°로 유지하였으며 전완은 회내와 회외의 중간 상태로 하여 손목부위의 가죽띠에 강선을 연결하여 실시하였다. 하지 두 근육의 수축은 누운 자세에서 고관절과 슬관절을 약 60°구부린 상태에서 중족골두 부위 가죽띠에 강선을 연결하여 실시하였다.

각 동작마다 1~2초간의 최대수축을 1분 간격으로 3회 실시하여 그 평균값을 MVC(maximal voluntary contraction)값으로 하였으며, 그 다음 각 근육에서 15초씩 20% MVC, 40% MVC, 60% MVC 순으로 단계적 수축을 실시하였는데 매 수축 사이에 1분 이상의 휴식을 취하도록 하였다. 각 근육의 단계적 수축 실험이 끝난 후에는 5분간 휴식한 뒤 80% MVC로 지속적 수축을 하였는데 최초 수축력의 90% 이하로 수축력이 떨어지면 수축을 중단시켰다.

3) 근전성 신호의 기록 및 신호 처리

근전도기는 미국 Cadwell사의 Excel을 사용하였다. 근육으로부터의 전기신호의 기록은 양극간의 거리가 3 cm, 직경 9 mm인 쌍극 막대 표면전극을 사용하였으며, 상완이두근은 상완 중간 지점 팽대부에서, 상완삼두근은 삼각근 종지부 후방의 측두에서, 전경골근은 하퇴의 상부 1/3지점 경골봉의 1~2 cm 외측에서, 그리고 가자미근은 내측 비복근 하연 약 5 cm 하방의 경골과 아킬레스건 중간 부위에서 각각 근섬유 방향에

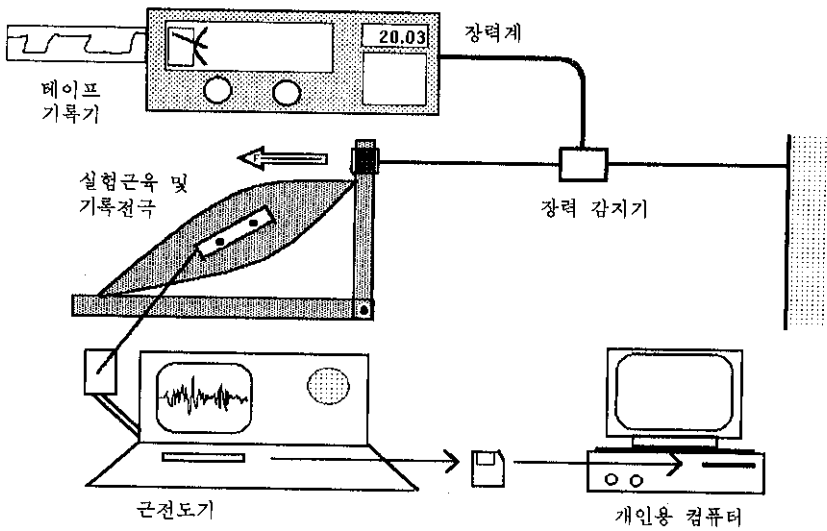


그림 1. 수축력의 측정 및 조절, 근전성신호의 기록 및 처리. 압축신장 센서를 통해 측정된 수축력은 숫자로 표시하여 피검자로 하여금 보면서 일정한 수축력을 유지할 수 있게 하였고 동시에 테이프 기록기에 기록하였다. 근전성 신호로부터 얻은 데이터는 ASCII 파일로 저장하여 개인용 컴퓨터로 옮겨 처리하였다.

평행하게 전극을 부착하여 기록하였다.

중폭기의 gain은 구간 당 1~2 mV, filter는 3 Hz에서 1,000 Hz 사이로 하였다. Sweep speed는 구간당 50 msec로 하였으며, 기록된 500 msec의 시간 평면 근전성 신호는 내장된 아나로그-디지털 변환기에 의하여 1초에 1,024개의 디지털 신호로 변환된 후 Cadwell사의 myofrequency analysis program으로 처리하였다.

이와 같이 얻은 주파수 스펙트럼의 대표값으로 다른 값에 비하여 민감도가 높다고 알려진 평균 주파수를 사용하였고, 각 단위 시간의 근전성 신호의 진폭의 대표값으로는 RMS voltage를 사용하였다.

각 수축력에서 이상과 같이 얻어진 수 개 내지 수십 개의 평균주파수와 RMS voltage를 ASCII code로 변환시켜 보조기록장치에 저장한 후 개인용 컴퓨터로 옮겨 각 단계에서 필요한 값을 구하였다.

4) 자료의 분석 및 통계 처리

(1) 단계적 수축력 증가에 따른 근육간, 세 군간 평균주파수 및 RMS voltage의 비교: 대조군에서 각 근육의 20% MVC, 40% MVC, 그리고 60% MVC 시 기록된 5~7개의 자료와 80% MVC 수축시 초기

3~5개 자료의 평균주파수 및 RMS voltage의 평균 값을 계산하여 각 수축력에서 근육간 차이가 있는지 비교하였으며, 각 근육의 수축력 증가에 따른 두 값의 변화 양상을 비교하였다.

또한 각 근육에서 대조군, 고정군, 그리고 훈련군 간에 상기 값을 비교하였다.

(2) 80% MVC의 수축을 지속할 때 근육간, 세 군간 평균주파수 및 RMS voltage 변화율의 비교: 80% MVC 지속적 수축시 시간 경과에 따른 평균주파수의 변화를 회귀분석하여 그 slope를 피로지수로 삼았으며(Moritani 등, 1986; Merletti 등, 1990), 대조군에서 각 근육간의 피로도의 차이가 있는지 비교하였다. 또한 각 근육에서 대조군, 고정군, 그리고 훈련군 간에 상기 값의 차이가 있는지 비교하였다. 이와 함께 RMS voltage의 시간에 따른 변화도 같은 방법으로 비교하였다.

자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 SAS를 이용하여 분산분석으로 유의성을 검정하였으며 각 군에서 근육간, 수축력간의 비교를 위하여 Duncan's multiple range test를 실시하였다. 각 분석에서 p 값이 0.05 미만일 때 유의한 차이가 있는 것으로 간주하였다.

결 과

각 동작에서 최대수축(MVC)시 측정된 토크는 모든 동작에서 훈련군, 대조군 그리고 고정군 순이었으며 세 군간에 유의 있는 차이가 있었다($p < 0.05$)(표 1).

1) 대조군에서 단계적 수축력 증가에 따른 주파수 스펙트럼의 특성

상완삼두근과 상완이두근에서 기록한 근전성 신호로

부터 얻은 주파수 스펙트럼은 주로 150 Hz 이하에 분포되어 있으며 수축력 증가에 따른 뚜렷한 변화는 보이지 않았다(그림 2). 반면 가자미근에서의 주파수 스펙트럼은 400 Hz까지의 넓은 범위에 걸쳐 분포되어 있었으며 수축력 증가에 따라 고주파수대로 이동하는 양상을 관찰할 수 있었다(그림 3).

(1) 수축력 증가에 따른 평균주파수의 변화: 가자미근에서의 평균주파수는 모든 수축력에서 다른 세 근육에 비하여 의미있게 높았으며, 전경골근은 상완이두근의 20% MVC 시를 제외한 모든 경우에서 상완이두근이나 상완삼두근보다 의미있게 높은 값을 보였다

표 1. 각 동작의 최대수축(MVC)시 토크(torque)와 80% MVC에서의 지속시간¹⁾

실험동작	최대 토크			80%MVC에서의 지속 시간		
	대조군	고정군	훈련군	대조군	고정군	훈련군
주관절(elbow)						
신 전	31.5±6.8	16.7±4.6	42.3±2.8	24.9±5.3	16.8±4.3	35.1±4.4
굴 곡	37.0±5.8	20.7±4.9	47.7±9.8	39.9±12.2	21.7±7.0	40.5±7.3
족관절(ankle)						
신 전	25.2±3.3	19.3±4.0	34.6±3.8	48.4±19.5	38.4±11.4	46.7±22.7
굴 곡	30.4±5.7	20.0±3.5	37.8±6.8	65.6±22.1	51.3±22.7	91.5±15.4

토크의 단위는 Nm, 지속 시간의 단위는 초이고 그 값은 평균±표준편차로 나타냄.

1. 지속 시간은 수축력이 최초 수축력의 90%가 될 때까지의 시간으로 하였다.

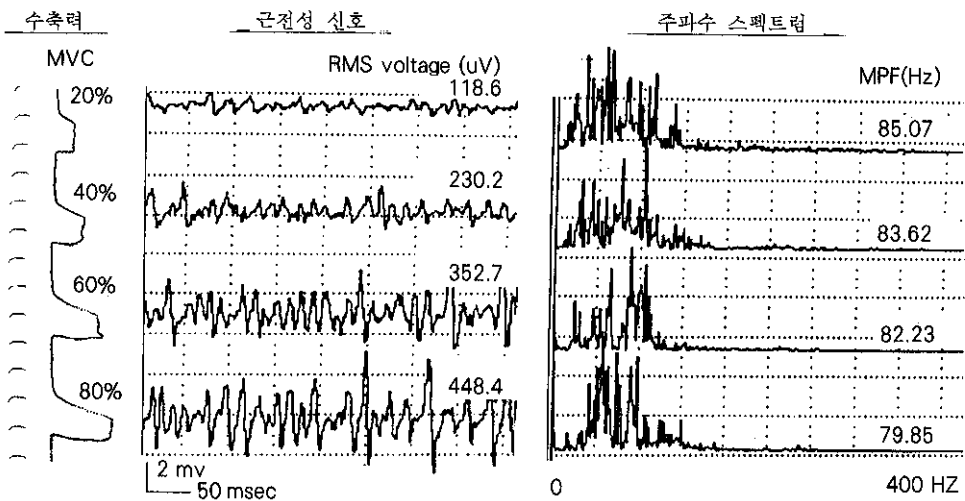


그림 2. 단계적으로 수축력을 증가시킬때 대조군 상완삼두근 1례의 수축력, 근전성 신호 및 주파수 스펙트럼의 변화. 주파수 스펙트럼은 150 Hz이하에 분포되어 있으며 수축력 증가에 따른 뚜렷한 변화는 보이지 않았다.

($p < 0.05$).

수축력이 증가함에 따라 가자미근과 전경골근의 평균주파수는 점차 증가한 반면, 상완삼두근의 평균주파수는 수축력 증가에 따라 점차 감소하였는데 의미있는 변화는 아니었다(표 2).

(2) 수축력 증가에 따른 RMS voltage의 변화: 가자미근의 RMS voltage는 모든 수축력에서 다른 세 근육에 비해 유의있게 낮았고, 20% MVC에서는 나머지 세 근육간에 의미있는 차이가 없었으나 40% MVC 이상에서는 상완이두근의 RMS voltage가 다른 세 근육에 비해 유의있게 높았으며 60% MVC와 80% MVC에서 상완삼두근은 전경골근에 비해 유의있게 높았다($p < 0.05$). 수축력 증가에 따라 각 근육의

RMS voltage는 모두 의미있게 증가하였는데 ($p < 0.001$), 상완이두근과 상완삼두근은 80% MVC에서의 값이 20% MVC에서의 값에 비해 각각 443%, 399%까지 증가하였으나 가자미근에서는 224%로 그 증가가 완만하였다(표 3).

2) 대조군에서 80% MVC의 수축을 지속할 때 주파수 스펙트럼의 특성

80% MVC의 수축을 지속하는 동안의 주파수 스펙트럼은 모든 근육에서 저주파수대로 이동하여 평균주파수는 점차 감소한 반면 RMS voltage는 상승하였는데, 특히 상완삼두근에서 시간에 따른 상기 두 값의 변화가 현저하였으며(그림 4, 5), 가자미근에서는 그

표 2. 네 단계 수축력에서 대조군 각 근육의 평균주파수

실험 근육 (n)	20% MVC	40% MVC	60% MVC	80% MVC	F 값
상완삼두근(38)	84.11 ± 10.83	82.54 ± 11.43	81.44 ± 11.18	79.20 ± 9.92	1.272
상완이두근(41)	78.80 ± 13.59	81.47 ± 13.20	79.93 ± 11.23	82.30 ± 12.47	0.596
전경골근 (48)	89.51 ± 27.31	96.21 ± 30.57	101.91 ± 33.78	103.42 ± 33.91	1.635
가자미근 (40)	134.21 ± 31.09	144.12 ± 34.98	154.30 ± 39.29	156.01 ± 38.10	0.937
F 값	53.177*	48.399*	50.424*	53.377*	

평균주파수의 단위는 Hz이고 그 값은 평균 ± 표준편차로 나타냄.

* $p < 0.001$

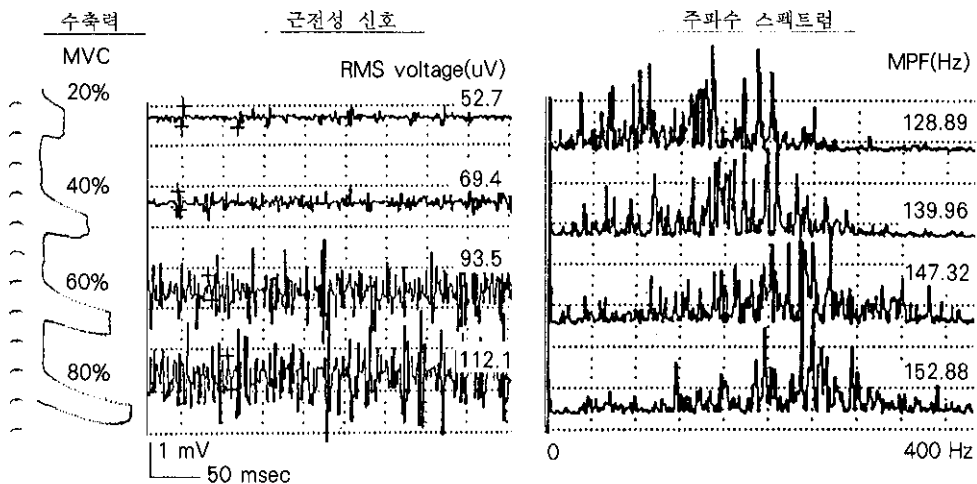


그림 3. 단계적으로 수축력을 증가시킬 때 대조군 가자미근 1례의 수축력, 근전성 신호 및 주파수 스펙트럼의 변화. 주파수 스펙트럼이 400 Hz까지의 비교적 넓은 범위에 걸쳐 분포되어 있었으며 수축력 증가에 따라 고주파수대로 이동하는 양상을 관찰할 수 있었다.

표 3. 네 단계 수축력에서 대조군 각 근육의 RMS voltage

실험 근육 (n)	20% MVC	40% MVC	60% MVC	80% MVC	F 값
상완삼두근(38)	115.2±46.3	225.3± 93.0	336.0±116.3	459.2±170.1	55.423*
상완이두근(41)	133.5±58.8	286.2±136.6	409.4±163.4	591.6±249.8	62.516*
전경골근 (48)	112.3±40.3	204.5± 71.1	282.7± 90.7	389.5±136.7	75.816*
가자미근 (40)	34.7±16.9	45.0± 23.7	60.4± 28.8	77.9± 41.6	14.051*
F 값	34.692*	45.375*	62.263*	58.020*	

RMS voltage의 단위는 μV 이고 그 값은 평균±표준편차로 나타냄.
* $p < 0.001$

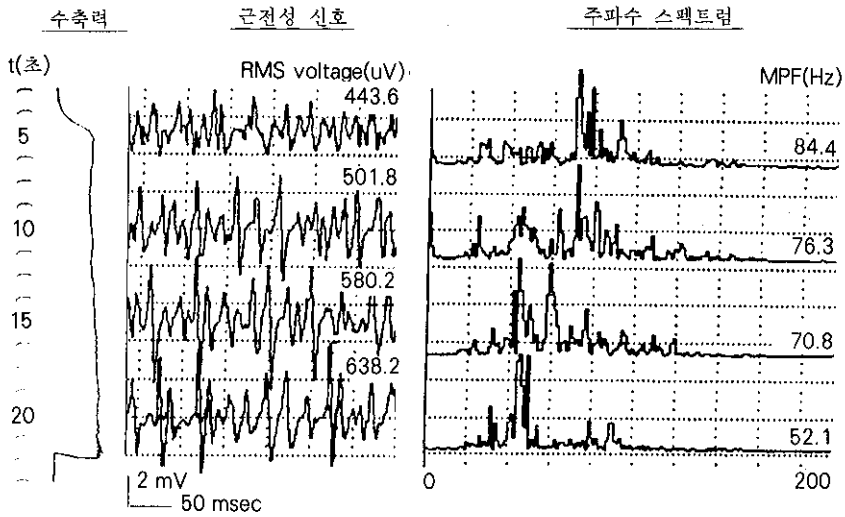


그림 4. 80% MVC의 수축을 지속할 때 대조군 상완삼두근 1례의 수축력, 근전성 신호 및 주파수 스펙트럼의 변화. 80% MVC 근력이 유지된 상태에서 시간이 경과함에 따라 주파수 스펙트럼은 저주파수대로 이동하였고, 근전성 신호의 진폭(amplitude)은 점차 증가하였다.

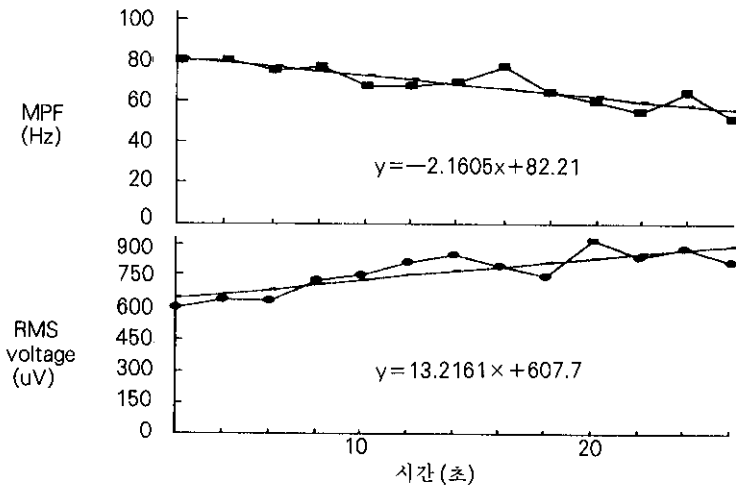


그림 5. 80% MVC의 수축을 지속할 때 대조군 상완삼두근 1례의 평균 주파수와 RMS voltage의 변화. 시간에 대한 평균주파수와 RMS voltage의 회귀분석 결과 두값의 변화가 대상 근육 중에서 가장 현저하였다.

변화가 상대적으로 완만하였다(그림 6, 7).

(1) 각 근육간 평균주파수 변화율의 비교: 80% MVC의 수축을 지속할 때 각 근육의 피로지수인, 시간 경과에 따른 평균주파수의 변화율을 비교하여 보면 상완삼두근이 -2.16 ± 0.77 Hz/sec로 가장 현저하게 감소하였고, 가자미근이 -0.44 ± 0.33 Hz/sec로 가장

완만하게 감소하였다. 이들 중 상완이두근과 전경골근간을 제외하고는 모두 통계학적으로 의미있는 차이가 있었다($p < 0.001$)(표 4).

(2) 각 근육간 RMS voltage 변화율의 비교: 80% MVC의 수축을 지속할 때 각 근육의 시간 경과에 따른 RMS voltage의 변화율을 비교하여 보면 상완

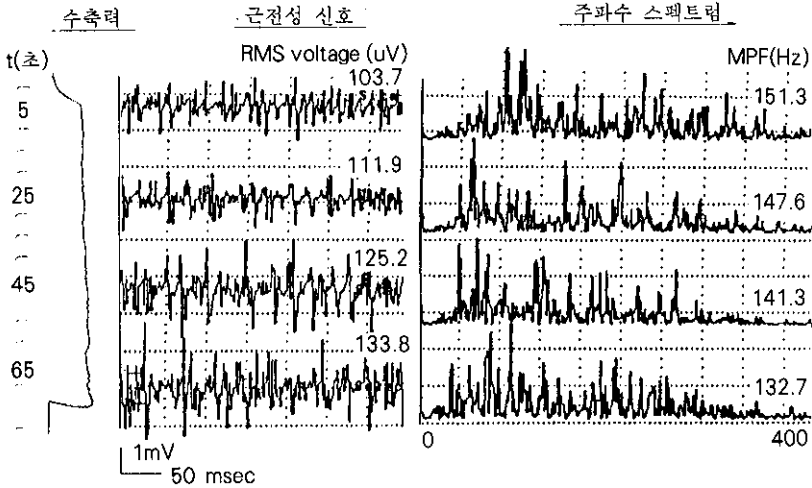


그림 6. 80% MVC의 수축을 지속할때 대조군 가자미근 1례의 수축력, 근전성 신호 및 주파수 스펙트럼의 변화. 가자미근에서도 주파수 스펙트럼의 저주파수대로 이동과 근전성 신호의 진폭의 증가를 관찰할 수 있었으나 상완삼두근에서와 같이 현저하지는 않았다.

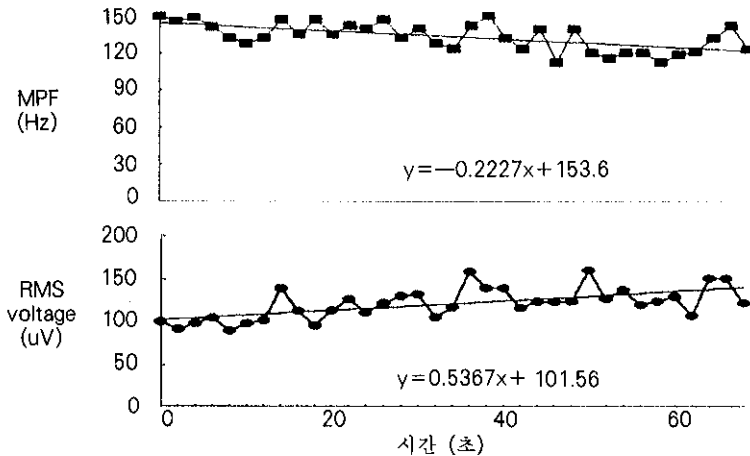


그림 7. 80% MVC의 수축을 지속할때 대조군 가자미근 1례의 평균주파수와 RMS voltage의 변화. 시간에 대한 회귀분석 결과 두 값의 변화가 상완삼두근에 비하여 상대적으로 완만함을 알 수 있다.

표 4. 80% MVC의 수축을 지속할 때 시간 경과에 따른 평균주파수의 변화율

실험 근육	대조군 (n)	고정군 (n)	훈련군 (n)	F 값
상완삼두근	-2.16±0.77*(38)	-1.48±0.81*(10)	-2.14±0.83(17)	3.426*
상완이두근	-1.62±0.58 (41)	-1.41±0.86 (10)	-1.92±0.96(17)	1.703
전경골근	-1.43±0.78 (46)	-1.21±0.94 (18)	-1.71±0.83(17)	1.595
가자미근	-0.44±0.33*(40)	-1.18±0.96*(17)	-0.38±0.28(17)	13.284*
F 값	49.06*	0.327	17.804*	

평균주파수의 변화율의 단위는 Hz/sec이고 그 값은 평균±표준편차로 나타냄.

*p<0.05

*p<0.001

°p<0.05, 대조군과 고정군간의 비교(Duncan's multiple range test로 비교)

°p<0.05, 대조군과 고정군간의 비교(Duncan's multiple range test로 비교)

표 5. 80% MVC의 수축을 지속할 때 시간 경과에 따른 RMS voltage의 변화율

실험 근육	대조군 (n)	고정군 (n)	훈련군 (n)	F 값
상완삼두근	14.78±9.79*(38)	20.92±6.62*(10)	10.15±5.48*(17)	5.397*
상완이두근	9.31±3.99 (41)	11.28±9.94 (10)	9.70±5.21 (17)	0.537
전경골근	3.50±3.12*(46)	1.92±1.14*(18)	5.29±5.15 (17)	6.245 ¹
가자미근	1.32±0.75 (40)	0.17±1.39 (17)	0.69±0.56 (17)	1.632
F 값	50.566*	44.400*	33.474*	

RMS voltage의 변화율의 단위는 $\mu V/sec$ 이고 그 값은 평균±표준편차로 나타냄.

*p<0.01

¹p<0.005

*p<0.001

°p<0.05, 대조군과 고정군간의 비교(Duncan's multiple range test로 비교)

°p<0.05, 대조군과 고정군간의 비교(Duncan's multiple range test로 비교)

삼두근이 $14.78 \pm 9.79 \mu V/sec$ 로 가장 현저하게 증가하였고, 가자미근이 $1.32 \pm 0.75 \mu V/sec$ 로 가장 완만하게 증가하였다. 이들 간에는 모두 의미있는 차이가 있었다(p<0.001)(표 5).

3) 고정군 각 근육의 주파수 스펙트럼의 특성

(1) 단계적 수축력 증가에 따른 평균주파수의 변화:

단계적 수축시 고정군 각 근육에서의 평균주파수의 변화를 대조군과 비교하여 보면, 상완삼두근에서는 고정군의 평균주파수가 대조군의 그것에 비하여 모든 수축력에서 유의하게 낮았고(p<0.05), 상완이두근과 전경골근에서도 모든 수축력에서 대조군에 비해 낮은 값을 보였으나 전경골근에서는 20% MVC와 40% MVC에서, 상완이두근에서는 20% MVC에서만 각각 유의

한 차이가 있었다(p<0.05).

상완이두근을 제외한 세 근육의 평균주파수는 수축력 증가에 따라 대조군과 유사한 양상으로 증가하거나 또는 감소하였으며, 고정군의 상완이두근의 평균주파수는 수축력 증가에 따라 점차 증가하는 양상을 보여 대조군과는 다소 차이가 있었다(그림 8).

(2) 단계적 수축력 증가에 따른 RMS voltage의 변화:

고정군의 RMS voltage는 대상의 임상 소견에 따라 편차가 매우 컸으나 그 평균값은 전 근육의 모든 수축력에서 대조군보다 낮았는데 전경골근의 모든 수축력과 상완이두근의 40% MVC, 60% MVC에서는 대조군과 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(p<0.05)(그림 9).

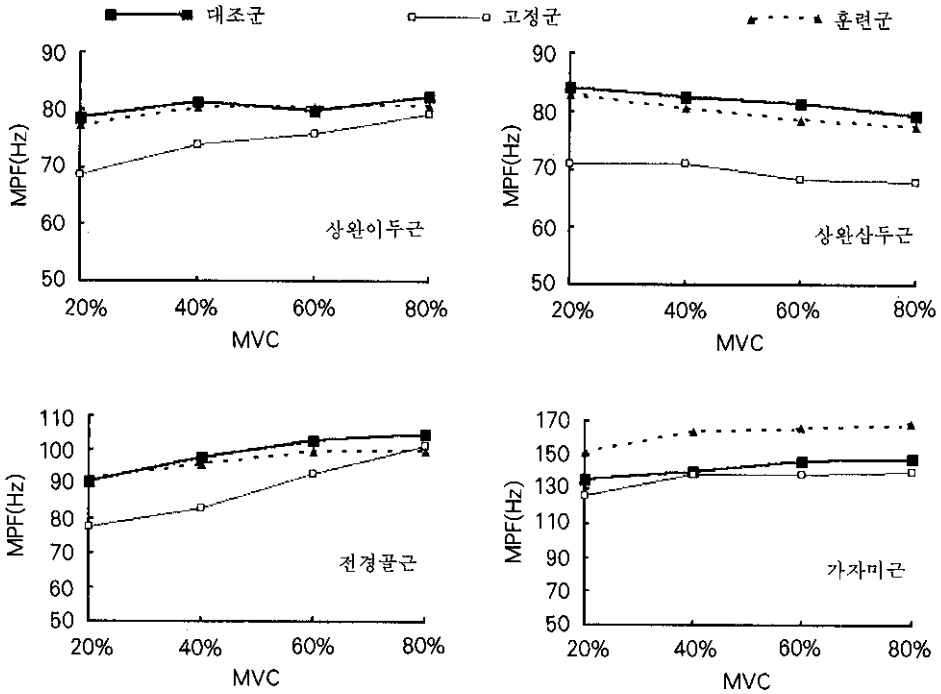


그림 8. 단계적으로 수축력을 증가시킬때 각 근육에서 대조군, 고정군 및 훈련군의 평균주파수의 변화. 고정군 각 근육의 평균주파수는 대조군에 비하여 낮았는데, 상완삼두근에서 특히 현저한 차이를 보였다. 훈련군에서는 가자미근의 평균주파수가 대조군에 비하여 유의하게 높았다. 수축력 증가에 따른 고정군과 훈련군의 평균주파수의 변화 양상은 대조군과 유사하였다.

(3) 80% MVC의 수축을 지속할 때 평균주파수의 변화: 고정군에서의 80% MVC의 수축을 지속할 때 시간 경과에 따른 평균주파수의 변화율을 대조군의 그것과 비교하여 보면 상완삼두근에서는 -1.48 ± 0.81 Hz/sec로 대조군에 비하여 유의하게 큰 값을 보여($p < 0.05$) 피로도가 대조군보다 감소했음을 알 수 있었으며, 상완이두근과 전경골근에서도 각각 -1.41 ± 0.86 Hz/sec와 -1.21 ± 0.94 Hz/sec로 감소율이 대조군보다 낮았으나 통계학적으로 유의한 차이는 아니었다. 반면 고정군의 가자미근에서는 -1.18 ± 0.96 Hz/sec로 피로에 따른 감소율이 대조군의 그것에 비해 유의하게 낮은 값을 보여($p < 0.05$) 고정에 의하여 피로도가 증가했음을 알 수 있었다(표 4).

(4) 80% MVC의 수축을 지속할 때 RMS voltage의 변화: 고정군에서 시간 경과에 따른 RMS voltage의 변화율도 대상의 임상조건에 따라 편차가 매우 컸는데 그 평균값은 상완이두근과 상완삼두근에

서는 대조군보다 더 높았으나, 하지의 두 근육에서는 대조군보다 오히려 낮았다. 이들 중 상완삼두근과 전경골근에서는 두 군간에 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)(표 5).

4) 훈련군 각 근육의 주파수 스펙트럼의 특성

(1) 단계적 수축력 증가에 따른 평균주파수의 변화: 근력 강화훈련을 한 군의 가자미근은 단계적 수축시 평균주파수가 모든 수축력에서 대조군의 그것에 비하여 높았는데 40% MVC와 60% MVC에서는 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 반면 훈련군의 상완삼두근의 평균주파수는 대조군의 그것에 비하여 모든 수축력에서 약간 낮았으나 유의한 차이는 없었다.

수축력 증가에 따른 각 근육의 평균주파수 값의 변화양상도 대조군의 경우와 유사하여, 상완삼두근에서는 점차 감소한 반면 전경골근과 가자미근에서는 60% MVC까지 점차 증가하였다(그림 8).

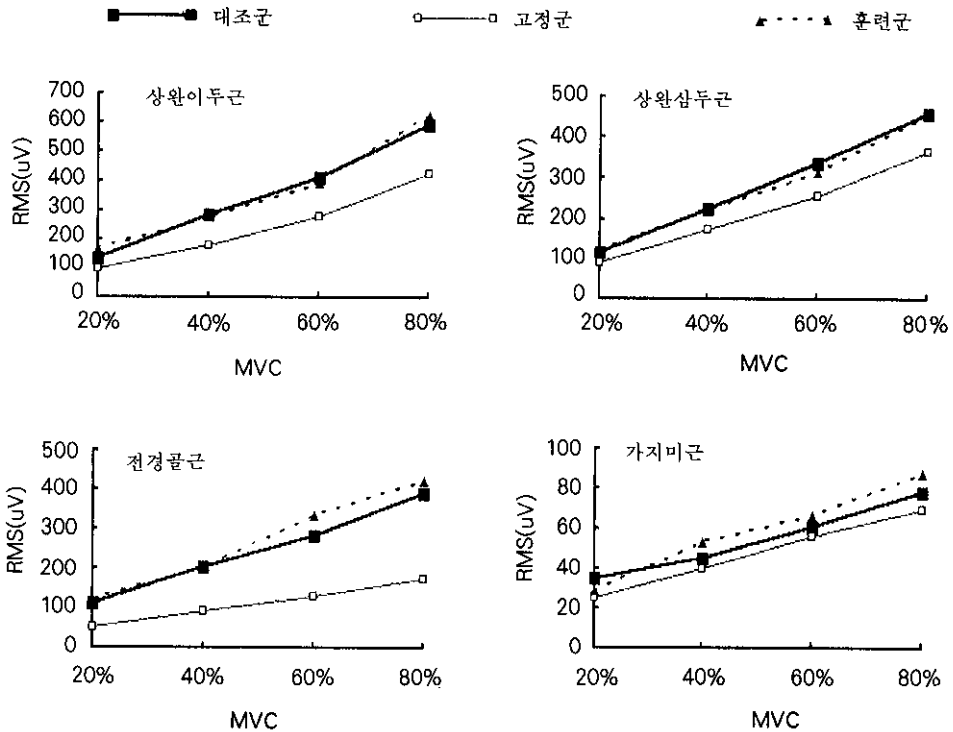


그림 9. 단계적으로 수축력을 증가시킬때 각 근육에서 대조군, 고정군 및 훈련군의 RMS voltage의 변화. 고정군 각 근육에서는 대조군보다 낮은 값을 보였으나 훈련군의 경우는 대조군과 유사한 값을 보였다.

(2) 단계적 수축력 증가에 따른 RMS voltage의 변화: 단계적 수축시 훈련군 각 근육의 평균 RMS voltage의 변화를 보면 상지의 두 근육에서는 각 수축력에서의 크기나 수축력 증가에 따른 증가율이 대조군과 거의 동일하였다. 하지의 두 근육에서는 모든 수축력에서 대조군에 비하여 다소 높은 값을 보였으나 유의한 차이는 없었으며, 수축력 증가에 따른 증가율도 대조군과 같았다(그림 9).

(3) 80% MVC의 수축을 지속할 때 평균주파수의 변화: 훈련군의 80% MVC로 수축을 지속할 때 시간 경과에 따른 평균주파수의 변화율은 네 근육 모두에서 대조군과 유의한 차이가 없었다(표 4).

(4) 80% MVC의 수축을 지속할 때 RMS voltage의 변화: 훈련군의 80% MVC로 수축을 지속할 때 시간 경과에 따른 RMS voltage의 변화율은 상완삼두근에서 $10 \pm 5.48 \mu\text{V}/\text{sec}$ 로 대조군에 비하여 유의하게 감소하였고($p < 0.05$), 나머지 세 근육에서는

통계학적으로 유의한 차이가 없었다(표 5).

고 찰

피로할 때 나타나는 주파수 스펙트럼의 변화에 대하여 많은 학자들은 lactate의 축적에 따라 세포 내 $[H^+]$ 가 증가하고, 따라서 Ca^{++} 이 troponin에 결합하는 과정이 방해받아 수축력을 유지하기 힘든 피로 상태가 유발된다고 하였는데²⁰, Eberstein 및 Beattie¹⁷)는 pH의 감소에 따라 근막의 흥분도가 감소하여 근막 전도속도가 느려지기 때문이라고 설명하며 이것이 스펙트럼 변화의 주된 요인이라고 주장하였다.

그러나 Merletti 등⁴³)은 스펙트럼의 대표값의 변화가 근막 전도속도의 변화보다 더 현저하여 근막 전도속도 이외에도 스펙트럼의 모수에 영향을 주는 인자가 있다고 하였는데, 운동단위의 시간당 활동 빈도의 변화나 동시성 활동등의 기전이 다양하게 참여하는 것으

로 알려져 있다^{10,38,50}).

주파수 스펙트럼을 대표하는 값으로는 ratio parameter^{5,60}, 최빈(mode)주파수⁶⁰, 중앙주파수^{34,53,66}, 그리고 평균주파수^{26,37}가 사용되고 있는데 그 중 평균주파수가 스펙트럼의 변화를 가장 민감하게 반영한다고 알려져 있어^{14,28} 본 연구에서는 이 값을 사용하였다.

이러한 주파수 스펙트럼의 대표값들은 운동단위의 특성 뿐만아니라 피부의 두께^{9,14}, 전극의 위치나 전극간의 거리^{49,56}, 또는 근육의 길이에 의해서도 다소 영향을 받으므로⁴, 서로 다른 근육간의 특성을 평가할 때에 그 절대값보다는 수축력 증가나 지속적 수축시 변화 양상을 비교하는 것이 더 유용하다^{33,44,45}. 본 연구에서도 평균주파수의 변화 양상의 비교에 중점을 두었다.

본 연구에서 단계적 수축시 대조군 각 근육의 평균주파수를 비교하여보면 Sato⁵⁹의 보고에서와 같이 가자미근의 평균주파수가 모든 수축력에서 가장 높았는데, 근막의 전도속도가 늦은 지근섬유의 비율이 높은 근육임을 고려할 때 의외의 결과이다.

이 소견은 지근섬유의 구성 비율이 높은 근육은 더 높은 힘을 낼 때 운동단위의 활동빈도를 증가시키는 것이 주된 기전이고³⁵, 또한 지근섬유는 twitch contraction time이 길기 때문에 일정한 수축력을 유지하기 위하여 필요한 여러 운동단위의 동시성 활동율이 속근섬유에 비해 적어서 무작위로 활동하기 때문으로 설명할 수 있겠으나, 이를 입증하기 위하여서는 한 운동단위의 활동 상황을 기록할 수 있는 침전극을 사용한 운동단위 분석등의 연구가 동시에 진행되어야 할 것이다.

단계적 수축력 증가시 주파수 스펙트럼의 변화 양상은 더 큰 수축력을 내기 위하여 운동단위에서 일어나는 추가적인 운동단위의 징집, 한 운동단위의 활동 빈도수의 증가, 그리고 징집된 여러 운동단위의 활동의 동시성 등 다양한 전기생리적 현상을 반영하는 것이다^{6,22,25,39,55}).

이때 수축력 증가에 따라 평균주파수가 증가하는 경우는 크기 원칙(size principle)에 따른 운동단위의 순차징집을 반영하는 것으로 설명할 수 있다^{7,26,49,56}. 즉 낮은 수축력에서는 직경이 작은 Type I 섬유와 연관있는 S motor unit이 먼저 활동하고 더 큰 수

축력이 요구 될 때 Type II 섬유와 연관있는 F motor unit이 이어서 활동하므로^{29,68,71}, 전도 속도가 빠른 섬유를 갖는 운동단위가 높은 수축력에서 추가로 징집되기 때문에 고주파수대의 크기가 증가한다는 것이다.

반면 수축력 증가에 따라 평균주파수가 감소하는 경우는 운동단위의 동시성 활동이나 피로에 의한 감소로 설명할 수 있을 것이다^{9,70}.

하지의 근육 중 전경골근을 대상으로 한 연구에서 평균주파수는 수축력 증가에 따라 점차 증가하였는데^{10,43}, 본 연구에서도 같은 양상을 보였다. 반면 상완삼두근과 상완이두근에 대한 연구들은 매우 다양한 결과를 보고하고 있는데^{7,8,22,52}, Moritani 및 Muro⁴⁹는 이러한 차이가 서로 다른 실험 방법에서 온 것으로 설명하였다.

본 연구에서 상완삼두근의 평균주파수는 수축력 증가에 따라 점차 감소하였는데 유사한 실험 방법으로 성별에 따른 주파수 변화의 차이를 관찰한 Bilodeau 등⁹은 여성의 상완삼두근에서 특히 현저하게 감소하여 남성과 유의한 차이가 있다고 보고하면서 이를 근섬유의 구성 비율의 차이에서 기인한 것으로 설명하였다. 각 근육에 대하여 동일한 방법으로 실시한 본 연구에서 상지와 하지의 근육의 평균주파수 변화 양상이 차이가 나는 것은 근섬유의 구성 비율이 상이한 근육간에 추가적인 근력을 발생시키는 기전이 다르기 때문으로 생각된다^{15,35}.

인체 골격근의 피로도나 근섬유의 분포 상태와 밀접한 관계가 있는 것으로 알려져 있으며 본 연구의 대상인 네 근육의 속근섬유의 구성 비율은 상완삼두근이 50%에서 80% 사이로 가장 높고, 그 다음 상완이두근, 전경골근 그리고 가자미근의 순으로 보고되었다^{14,32,61}).

본 연구에서는 네 근육의 국소적 피로도를 비교하기 위하여 지속적 수축시 시간 경과에 따른 평균주파수의 변화 양상을 관찰하였는데, 수축력은 높은 반복성과 실험 시간을 고려하여 80% MVC로 하였고⁴⁵, 피로도는 시간 경과에 따른 평균주파수의 감소율로 평가하였다^{33,43}.

그 결과 속근섬유의 비율이 높다고 알려진 상완삼두근의 피로도가 가장 높았고 그 다음 상완이두근, 전경골근 그리고 가자미근의 순으로 감소하여 근섬유의 구

성 비율과 관련이 있음을 알 수 있었다.

장기간의 고정에 의하여 골격근에 위축이 오는 것은 널리 알려진 사실인데, 이때 근육의 종류나 근섬유의 분포 상태에 따라 위축이 오는 양상에 차이가 있다.^{13, 30, 69)}

MacDougall 등⁴⁰⁾은 6주간의 고정 후 상완삼두근에서 속근섬유의 위축이 더 현저하였다고 하였고, Robison 등⁵⁴⁾도 고양이 후경골근에 대한 실험에서 속근섬유의 전기생리적 특성이 덜 피로해지는 방향으로 변화하였다고 보고하였다. 반면 Segal 및 Wolf⁶¹⁾는 대퇴부 근육에서 지근섬유의 위축이 더 현저하였다고 보고한 Sergeant 등⁶²⁾의 논문을 인용하면서 고정에 의한 근섬유의 위축 양상은 고정된 근육의 주된 기능, 또는 분포 비율이 높은 섬유와 관계가 있을 것으로 설명하였다.

이번 실험에서는 단계적 수축시 고정근의 평균 주파수가 전반적으로 대조군보다 낮았는데, Serra 등⁶³⁾도 내측광근에 대한 실험에서 유사한 결과를 보고하였다. 이러한 변화는 고정에 의하여 근섬유의 굵기가 감소함에 따라 근막의 전도속도가 감소하여 일어나는 것으로 보이며⁶⁵⁾, 특히 상완삼두근에서 그 감소가 현저한 반면 가자미근에서는 상대적으로 미미한 것은 근막의 전도속도에 더 큰 영향을 미치는 속근섬유의 위축이 상완삼두근에서 더 현저하기 때문으로 생각된다.

또한 고정근에서 80% MVC의 수축을 지속할 때 피로도를 대조군과 비교하였을 때 같은 기전으로 설명할 수 있는 소견을 보였는데, 즉 속근섬유의 비율이 높다고 알려진 상완삼두근의 피로도는 감소한 반면 지근섬유의 비율이 높다고 알려진 가자미근의 피로도는 증가하여 상완삼두근에서는 속근섬유의 위축이, 가자미근에서는 지근섬유의 위축이 각각 더 현저하거나, 전기생리적 특성이 상이하게 변화하였음을 반영하고 있다.

피로시 주파수 스펙트럼의 변화에 고정이 미치는 영향에 대해서, 최근에 가자미근과 근섬유의 구성 상태가 유사한 무지내전근을 대상으로 한 연구가 보고되었다¹⁶⁾. 이 연구에서는 피로도가 고정에 의하여 유의하게 감소하여 본 연구의 가자미근에 대한 결과와 차이가 있었으나, 연구에서 사용한 대표값과 수축력이 다르기 때문에 객관적인 비교를 위해서는 동일 조건하에서 더 많은 실험이 필요할 것이다.

본 연구에서 가자미근을 제외한 세 근육은 고정에 의하여 피로도가 감소하여 단일 운동단위에 대한 전기생리학적 연구들의 결과와 같은 소견을 보였다^{27, 54)}.

강화훈련이 인체의 골격근에 미치는 영향은 근섬유에 미치는 영향과 운동단위의 조절 특성에 미치는 영향으로 요약할 수 있다¹⁸⁾. 먼저 근섬유에 미치는 영향으로는 근섬유의 비대와 근섬유형의 변환을 들 수 있는데, 두 가지 변화 모두 주파수 스펙트럼에 영향을 줄 수 있다. 즉 강화훈련에 의하여 근섬유가 비대해지면 근막의 전도 속도는 직경에 비례하므로⁶⁵⁾ 평균주파수는 상승할 것으로 생각된다. 또한 장기간의 훈련에 의하여 근섬유의 특성이 변할 수 있기 때문에 이에 따른 주파수 스펙트럼의 변화도 기대할 수 있을 것이다.^{2, 31, 58)}

한편 장기간의 운동이 운동단위의 조절 특성에 미치는 영향에 대하여서는 매우 다양하게 보고되고 있는데, 서로 다른 운동단위들의 동시성 활동율이 증가하거나, 수축 지속 시간이 길어지거나, 또는 운동 단위간의 활동 빈도가 적절히 조절되는 등, 운동단위의 효율성이 높아지는 것에는 일반적으로 의견을 같이하고 있다.^{18, 41, 47)}

본 연구에서 훈련군 각 근육의 최대 수축력은 대조군에 비하여 유의하게 큰 반면, 각 근육의 RMS voltage는 대조군과 거의 차이가 없어 근육이 일정한 힘을 낼 때에 전기생리학적 효율성이 향상되었음을 알 수 있었으나 다른 변화를 확인하기 위해서는 운동단위 분석이나 활동 빈도 분석등의 연구가 동반되어야 할 것이다.

또한 운동에 의한 근섬유의 변화는 강화훈련 보다는 지구력훈련에 의하여 잘 일어나는 것으로 알려져 있으므로^{2, 31)}, 근섬유의 변화에 따른 주파수 특성의 변화를 연구하기 위하여서는 지구력훈련을 한 군을 대상으로 실험해야 할 것이다.

본 연구에서 저자는 자발적 수축시 더 큰 근력을 발생시키는 기전, 일정한 수축력을 장시간 지속할 때의 피로도, 그리고 장기간 고정에 따른 변화에 근섬유의 구성비율이 상이하다고 알려진 인체의 골격근간에 차이가 있음을 알 수 있었으며 운동치로시 각 근육의 생리적 특성을 충분히 고려하여야 할 것으로 생각된다.

결 론

근섬유의 구성비율이 상이한 것으로 보고된 인체의 네 근육(상완이두근, 상완삼두근, 전경골근, 가자미근)에서 더 큰 힘을 발생시킬 때와, 일정한 힘의 수축을 지속하여 피로해질 때 각 근육간 전기생리적 변화의 차이를 관찰하고 고정 또는 근력 강화훈련에 의한 영향을 알아보고자, 세 군(대조군, 고정군, 훈련군)을 대상으로 네 단계의 수축력에서의 근전성신호와 80% MVC의 수축을 지속할 때 근전성신호의 주파수 스펙트럼을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 단계적으로 수축을 증가시킬 때 모든 수축력에서 상지의 두 근육의 주파수 스펙트럼은 150 Hz 이하에 집중되어 있는 반면, 하지의 두 근육에서는 400 Hz까지 넓은 범위에 걸쳐 분포되어 있었다. 가자미근의 평균주파수는 모든 수축력에서 다른 세 근육에 비하여 유의하게 높았고, 전경골근의 평균주파수는 상지의 두 근육에 비해 높았다.

2) 단계적 수축력 증가에 따라 가자미근과 전경골근의 평균주파수는 점차 증가한 반면, 상완삼두근에서는 점차 감소하는 양상을 보였다. 이러한 양상은 고정군이나 훈련군에서도 유사하였다.

3) 80% MVC의 힘을 유지하며 수축을 지속할 때 모든 근육에서 주파수 스펙트럼은 저주파수대로 이동하였다. 피로지수로 삼은 시간 경과에 따른 평균주파수의 감소율은 속근섬유의 비율이 높다고 알려진 상완삼두근에서 가장 현저하였고 그 다음 상완이두근, 전경골근 그리고 가자미근 순이었다.

4) 고정군에서 단계적으로 수축력을 증가시킬 때 각 수축력에서의 평균주파수는 대조군에 비하여 낮았는데 특히 상완삼두근에서 그 차이가 현저하였다.

5) 80% MVC의 힘을 유지하며 수축을 지속할 때 고정군에서 속근섬유의 비율이 높다고 알려진 상완삼두근의 피로도는 대조군에 비하여 유의하게 감소한 반면, 지근섬유의 비율이 높다고 알려진 가자미근의 피로도는 대조군에 비하여 유의하게 증가하였다.

6) 훈련군에서는 단계적으로 수축력을 증가시킬 때 평균주파수가 가자미근에서만 대조군에 비하여 높았으며 80% MVC로 수축을 지속할 때 시간경과에 따른 평균주파수의 감소율은 실험 근육에서 대조군과 유의

한 차이가 없었다.

이상의 결과로 보아 자발적 수축시 근섬유의 구성비율이 상이하다고 알려진 인체의 골격근간에, 더 큰 근력을 발생시키는 기전, 일정한 수축력을 장시간 지속할 때의 피로도, 그리고 장기간 고정에 따른 변화가 차이가 있음을 알 수 있었으며 운동치료를 각 근육의 생리적 특성을 충분히 고려하여야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- 1) 박홍식, 이강목: 등척성 수축에 의한 피로와 근육의 전기적 신호변화, 대한재활의학회지 15: 74-81, 1991
- 2) Andersen P, Henriksson J: Training induced changes in the subgroups of human type II skeletal muscle fibers. *Acta Physiol Scand* 99: 123-125, 1977
- 3) Arendt-Nielsen L, Mills KR, Forster A: Changes in muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, and mean EMG voltage during prolonged submaximal contractions. *Muscle Nerve* 12: 493-497, 1989
- 4) Bazy AR, Kortjen JB, Haddad GG: Increase in electromyogram low-frequency power in nonfatigued contracting skeletal muscle. *J Appl Physiol* 61: 1012-1017, 1986
- 5) Bigland-Ritchie B, Donovan F, Roussos CS: Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J Appl Physiol* 51: 1300-1305, 1981
- 6) Bigland-Ritchie B, Woods JJ: Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691-699, 1984
- 7) Bilodeau M, Arsenault B, Gravel D, Bourbonnais D: The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *Eur J Appl Physiol* 61: 461-466, 1990
- 8) Bilodeau M, Arsenault B, Gravel D, Bourbonnais D: EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contraction. *Eur J Appl Physiol* 63: 24-28, 1991
- 9) Bilodeau M, Arsenault B, Gravel D, Bourbonnais D: Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromyogr Kinesiol* 2: 121-129, 1992

- 10) Broman H, Bilotto G, De Luca CJ: *Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: Influence of force and time. J Appl Physiol* 58: 1428-1437, 1985
- 11) Cenkovich FS, Gersten JW: *Fourier analysis of the normal human electromyogram. Am J Phys Med* 42: 192-204, 1963
- 12) Christensen H, Monaco ML, Fuglsang-Frederiksen A: *Quantitative needle electromyography during sustained maximal effort. J Electromyogr Kinesiol* 1: 130-138, 1991
- 13) Cooper RR: *Alterations during immobilization and regeneration of skeletal muscle in cats. J Bone Joint Surg* 54: 919-963, 1972
- 14) De Luca CJ: *Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in human. CRC Biomed Eng* 11: 251-279, 1985
- 15) De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP: *Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contraction. J Physiol* 329: 113-128, 1982
- 16) Duchateau J, Hainaut K: *Effects of immobilization on electromyogram power spectrum changes during fatigue. Eur J Appl Physiol* 63: 458-62, 1991
- 17) Eberstein A, Beattie B: *Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. Muscle Nerve* 8: 768-773, 1985
- 18) Edstrom L, Grimby L: *Effect of exercise on the motor unit. Muscle Nerve* 9: 104-126, 1986
- 19) Fallentin N, Sidenius B, Jørgensen K: *Blood pressure, heart rate and EMG in low level static contractions. Acta Physiol Scand* 125: 265-275, 1985
- 20) Fitts RH, Holloszy JO: *Lactate and contractile force in frog muscle during development of fatigue and recovery. Am J Physiol* 231: 430-433, 1976
- 21) Fuglsang-Frederiksen A, Rønager J: *The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in humans. Electroenceph Clin Neurophysiol* 70: 68-72, 1988
- 22) Gerdle B, Eriksson NE, Brundin L: *The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. Electromyogr Clin Neurophysiol* 30: 483-489, 1990
- 23) Gerdle B, Hedberg R, Jonsson B, Fugl-Meyer AR: *Mean power frequency and integrated electromyogram of repeated isokinetic plantar flexions. Acta Physiol Scand* 130: 501-506, 1987
- 24) Gerdle B, Wretling ML, Henriksson-Larsen n: *Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? Acta Physiol Scand* 134: 341-346, 1988
- 25) Grimby L, Hannerz J, Hedman B: *The fatigue and voluntary discharge properties of single motor units in man. J Physiol* 316: 545-554, 1981
- 26) Hagberg M, Ericson BE: *Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. Eur J Appl Physiol* 48: 147-156, 1982
- 27) Haida N, Fowler WM Jr, Abresh RT, Larson DB, Sharman RB, Taylor RG, Enrikin RK: *Effect of hind-limb suspension on young and adult skeletal muscle. I. Normal mice. Exp Neurol* 103: 68-76, 1989
- 28) Hary D, Belman MJ, Propst J, Lewis S: *A statistical analysis of the spectral moments used in EMG tests of endurance. J Appl Physiol* 53: 779-783, 1982
- 29) Henneman E, Somjen G, Carpenter DO: *Functional significance of cell size in spinal motoneurons. J Neurophysiol* 28: 560-580, 1965
- 30) Herbison GJ, Jaweed MM, Ditunno JF: *Muscle fiber atrophy after cast immobilization in the rat. Arch Phys Med Rehabil* 59: 301-305, 1978
- 31) Jansson E, Kaijser L: *Muscle adaptations to extreme endurance training in man. Acta Physiol Scand* 100: 315-324, 1977
- 32) Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D: *Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles on autopsy study. J Neurol Sci* 18: 111-129, 1973
- 33) Kondraske GV, Deivanayagam S, Carmichael T, Mayer TG, Mooney V: *Myoelectric spectral analysis and strategies for quantifying trunk muscular fatigue. Arch Phys Med Rehabil* 68: 103-110, 1987
- 34) Kranz H, Williams AM, Cassell J, Caddy DJ, Silberstein RB: *Factors determining the frequency content of the electromyogram. J Appl Physiol* 55: 392-399, 1983

- 35) Kukulka CG, Clamann HP: *Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. Brain Res* 219: 45-55, 1981
- 36) Linssen WH, Stegeman DF, Joosten EM, Binkhorst RA, Merks MJ, Laak HJ, Notermans SL: *Fatigue in type I fiber predominance: A muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers. Muscle Nerve* 14: 829-837, 1991
- 37) Lindström L, Kadefors R, Petersen I: *An electromyographic index for localized muscular fatigue. J Appl Physiol* 43: 750-754, 1977
- 38) Lindström L, Magnusson R, Petersen I: *Muscular fatigue and action potentials conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signal. Electromyography* 10: 341-356, 1970
- 39) Lloyd AJ: *Surface electromyography during sustained isometric contractions. J Appl Physiol* 30: 713-719, 1971
- 40) MacDougall JD, Elder GCB, Sale DG: *Effects of strength training and immobilization on human muscle fibers. Eur J Appl Physiol* 43: 25-34, 1980
- 41) McDonagh MJN, Davies CTM: *Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. Eur J Appl Physiol* 52: 139-155, 1984
- 42) Merletti R, De Luca CJ: *New techniques in surface electromyography. In Desmedt J (Eds): Computer-aided electromyography and expert system. Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 1989, pp 115-124*
- 43) Merletti R, Knaflitz M, De Luca CJ: *Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contraction. J Appl Physiol* 69: 1810-1820, 1990
- 44) Merletti R, Lo Conte LR, Orizio C: *Indices of muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol* 1: 20-33, 1991
- 45) Mills KR: *Power spectral analysis of EMG and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. J Physiol* 326: 401-409, 1982
- 46) Milner-Brown HS, Mellenthin M, Miller RG: *Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. Arch Phys Med Rehabil* 67: 530-535, 1986
- 47) Milner-Brown HS, Stein RB, Lee RG: *Synchronization of human motor units: Possible roles of exercise and supraspinal reflexes. Electroenceph Clin Neurophysiol* 38: 245-254, 1975
- 48) Moglia A, Alfonsi E, Zandrini C, Ciano C, Rascaroli M, Toffola E, Arrigo A: *Surface-EMG analysis of rectus femoris in patients with spastic hemiparesis undergoing rehabilitation treatment. Electromyogr Clin Neurophysiol* 31: 123-128, 1991
- 49) Moritani T, Muro M: *Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. Eur J Appl Physiol* 56: 260-265, 1987
- 50) Moritani T, Muro M, Nagata A: *Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. J Appl Physiol* 60: 1179-1185, 1986
- 51) Moritani T, Nagata A, Muro M: *Electromyographic manifestations of muscular fatigue. Med Sci Sports Exer* 14: 198-202, 1982
- 52) Nagata S, Arsenault AB, Gagnon D, Smyth G, Mathieu PA: *EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. Med Biol Eng Comput* 28: 374-378, 1990
- 53) Petrofsky JS, Lind AR: *The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contraction. Eur J Appl Physiol* 44: 189-200, 1980
- 54) Robinson GA, Enoka RM, Stuart DG: *Immobilization-induced changes in motor unit force and fatigability in the cat. Muscle Nerve* 14: 563-573, 1991
- 55) Rourke M, Erlandson RF, Jaynt RL: *Quantitative analysis of computer-stimulated EMG interference patterns. Muscle Nerve* 7: 570-574, 1984
- 56) Roy SH, De Luca CJ, Schneider J: *Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. J Appl Physiol* 61: 1510-1517, 1986
- 57) Rønager J, Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A: *Power spectrum analysis of the EMG pattern in normal and diseased muscles. J Neurol Sci* 94: 283-294, 1989
- 58) Salmóns S, Henriksson J: *The adaptive response*

- of skeletal muscle to increased use. *Muscle Nerve* 4: 94-105, 1981
- 59) Sato H: *Functional characteristics of human skeletal muscle revealed by spectral analysis of the surface electromyogram. Electromyogr Clin Neurophysiol* 22: 459-516, 1982
- 60) Schweitzer TW, Fitzgerald JW, Bowden JA, Lynne-Davies P: *Spectral analysis of human inspiratory diaphragmatic electromyograms. J Appl Physiol* 46: 152-165, 1979
- 61) Segal RL, Wolf SL: *Morphological and functional considerations for therapeutic exercise. In Basmajian JV, Wolf SL(eds): Therapeutic exercise. Williams and Wilkins, Baltimore, 1990, pp 1-47*
- 62) Sergeant AJ, Davies CTM, Edwards RHT: *Functional and structural changes after disuse of human muscle. Clin Sci Mol Med* 52: 337, 1977
- 63) Serra G, Tugnoki V, Eleopra R, Quatrale R, Faccini R, Basaglia N: *Neurophysiological evaluation of the muscular hypotrophy after immobilization. Electromyogr Clin Neurophysiol* 29: 29-31, 1989
- 64) Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R: *The myoelectric signal of electrically stimulated muscle during recruitment. IEEE Trans Biomed Eng* 33: 735-745, 1986
- 65) St Iberg F: *Propagation velocity in muscle fibers in situ. Acta Physiol Scand* 70 (suppl 287): 3-112, 1966
- 66) Stulen FB, De Luca CJ: *The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. Electroenceph Clin Neurophysiol* 45: 681-698, 1978
- 67) Stulen FB, De Luca CJ: *Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue. IEEE Trans Biomed Eng* 29: 760-768, 1982
- 68) Sypert GW, Munson JB: *Basis of segmental motor control: motoneuron size or motor unit type? Neurosurgery* 8: 608-620, 1981
- 69) Tomanek RJ, Lund DD: *Degeneration of different types of skeletal muscle fibers. II. Immobilization. J Anat* 118: 531-541, 1974
- 70) Westbury JR, Shaughnessy TG: *Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. Electromyogr Clin Neurophysiol* 27: 427-435, 1987
- 71) Zajac FE, Faden JS: *Relationship among recruitment order, axonal conduction velocity, and muscle-unit properties of type-identified motor units in cat plantaris muscle. J Neurophysiol* 53: 1303-1322, 1985