

## sEMG와 Dynamometer를 이용한 슬관절 신전근의 피로 분석

정진규

(정 가정의학과의원 물리치료실)

김용남

(전남과학대학 물리치료과)

박장성

(서남대학교 물리치료학과)

김태열

(동신대학교 물리치료학과)

## Fatigue Analysis of Knee Extensor Using sEMG and Dynamometer

Jeong Jin-Gyu, P.T., Ph.D.

*(Dept. of Physical Therapy, Jeong's FM Clinic)*

Kim Yong-Nam, P.T., Ph.D.

*(Dept. of Physical Therapy, Jennam Techno College)*

Park Jang-Sung, P.T., Ph.D.

*(Dept. of Physical Therapy, Seonam University)*

Kim Tae-Youl, P.T., Ph.D.

*(Dept. of Physical Therapy, Dongshin University)*

## ABSTRACT

Fatigue is a common experience in our daily life and in therapeutic exercises. Human muscle fatigue has been studied using a wide variety of exercise models, protocols and assessment methods. This study conducts quantitative evaluation of fatigue of knee extensor with surface electromyography and dynamometer and is to provide basic materials in physical therapy diagnosis and assessment of skeletal muscle.

Measurement of two stages was conducted with 88 normal adults between their twenties and seventies, correlations and differences using collected data according to age was compared and correlations among measured items were analyzed and then the following conclusions were obtained. Analysis of sEMG and dynamometry of knee extensor showed that MDF, FI, MVIC, ET had the closest relations with age and MDF, FI, MVIC were significantly increase with aging. In addition, it was found that there were high correlation among items of analysis.

**Key Words** : MDF, FI, MVIC, ET, sEMG, dynamometry.

## 1. 서론

골격근의 기능을 평가하는 방법으로 20세기 후반 Henneman 등(1974)이 크기의 원리(size principle)를 제시한 이래 근 수축에 있어서 운동신경원(motor neuron)과 운동단위 활동(motor unit activity)의 양적인 변화를 연구하기 위해 표면 근전도 신호의 분석이 발전되어 왔다(Andearssen과 Arendt-nilsen, 1987; Basmajian과 De Luca, 1985). 골격근의 기능적 측면에 관한 연구는 근전도(electromyography, EMG) 신호의 진폭을 반영한 실효치(root mean square, RMS) 진폭이나 주파수를 반영한 중앙주파수(median frequency, MDF) 등을 지표로 사용하는 주

파수 스펙트럼 분석법(Basmajian과 De Luca, 1985; Bigland와 Lippold, 1991; Macaluso 등, 2000)을 이용하여 많은 연구가 진행되어오고 있다. 실효치 진폭은 시평면(time domain)의 관점에서 표면 근전도 신호의 진폭(amplitude)을 반영하여 활성화된 운동단위의 수와 발화율(firing rate)을 반영한 것이며, 중앙주파수는 주파수평면(frequency domain)의 관점에서 주파수 스펙트럼 분석법을 이용한 것으로 활동전위 전도속도(action potential conduction velocity), 속근섬유의 동원비와 비례한다(Anne 등, 1998; Basmajian과 De Luca, 1985; Kupa 등 1995).

Krivickas 등(1998)은 근전도 신호의 주파수 분석을 사용한 방법으로 근육내의 근 섬

유의 구성 비율을 추정하기도 하였다. 일반적으로 높은 중앙주파수는 II형 섬유가 많이 분포된 근육에서 관찰되며(Gerdle 등, 1991; Gerdle 등, 2000; Moritani 등, 1985), 더욱이 힘 또는 피로의 증가와 함께하는 중앙주파수의 변화는 섬유조성비율과 섬유크기에 의해 영향을 받는다(Gerdle 등, 1991; Gerdle 등, 2000; Kupa 등, 1995; Wretling 등, 1997). 예를 들면, 피로동안에 중앙주파수는 II형 섬유가 많이 분포되거나 더 많은 지역에서 더 많은 감소를 보였으며(Gerdle 등, 1997; Gerdle 등, 2000; Kupa 등, 1995), II형 섬유의 높은 비율을 가진 근육에서 힘의 증가와 함께 중앙주파수의 증가를 보였다(Gerdle 등, 1991). 이것은 I형보다 직경이 크거나 또는 전기생리학적 성질인 보다 높은 전도속도를 가지고 있는 II형 섬유의 점진적인 동원에 의해 설명되어진다(Masuda와 De Luca, 1991; Sadoyama 등, 1988). 따라서 국소적 근피로가 발생함에 따라 근섬유 전도속도가 감소함으로써 속근섬유의 동원이 감소하고 지근섬유의 동원은 증가하여 결과적으로 중앙주파수는 저주파수 대역으로 이동하게 된다(Basmajian 과 De Luca, 1985; Biedermann 등, 1991; Gerdle 과 Elert, 1994; Merletti 와 Roy, 1996). 주파수 스펙트럼의 저주파수 대역으로의 이동은 근섬유 전도속도의 감소에 의한다. 이러한 감소는 젖산과 같은 대사산물의 축적 때문인데 이것은 세포내 pH를 낮추고 근섬유막의 흥분성을 떨어뜨리는 결과를 낳는다. 이와 같이 주파수 스펙트럼 분석은 속근섬유의 특성을 반영하므로 근섬유 조성비를 추정하기 위한 비침습적인 전기생리학적 근육생검

으로 사용될 수 있다(Bottinelli 등, 1996; Gerdle 등, 1988; Moritani 등, 1985).

또한 근전도와 같이 개개 근육을 평가하는 방법과는 달리 근육 군의 기능을 평가하는 방법으로 등속성 운동 장치와 동력계(dynamometer)가 있다. 동력계는 근력을 평가할 수 있는 도구로 널리 사용되어지고 있는데, 압박력과 신장력을 측정할 수 있는 장점을 가지고 있다. Freilich 등(1995)은 대퇴부 중앙부위의 두께와 근력간의 상관성을 보기 위해 대퇴사두근의 최대 등척성 수의적 수축력을 동력계를 이용하였고, Gloria 등(2004)은 동력계와 초음파 영상을 이용한 연구에서 수축동안 근육의 형태변화와 근력간의 상관관계가 있음을 밝혀내 정상근육과 병리적인 문제를 가지는 근육을 구분하기 위한 정량적인 자료를 제공을 통하여 정상근과 약화된 근육을 비교하기도 하였다. 또한 골격근의 피로를 분석하는 방법으로 최대 수의적 등척성 수축력이 50% 수준으로 떨어질 때까지의 시간을 측정하기도 하였다.

고령화 사회에서 노인들의 운동치료에 대한 관심이 늘어나고 있다. 하지만 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는 데 특정 근육의 국소적 피로도는 매우 중요한 기준이 되지만 이를 객관적으로 평가하기가 어려우므로 피로 발생정도를 수치화하고 정량화하는 방법이 모색되어야 한다(Basmajian and De Luca, 1985).

이에 본 연구자는 골격근의 피로를 근전도 및 동력계를 이용하여 측정하고, 각각의 측정항목간의 상관성을 평가하고 대상자의 성별, 연령 등을 조사하여 이에 따른 상관

성 및 차이점을 분석하여 향후 연령 및 성별에 관련된 골격근의 기능적 평가를 하는데 필요한 기초 자료를 제공하는데 그 목적이 있다.

## II. 실험방법

### 1. 대상자

본 연구는 20대에서 70대 사이의 정상성인 88명을 대상으로 실험 절차에 따라 시행

하였으며, 대상자 선정은 신경계 및 근 골격계의 병리학적 소견이 없고, 정기적인 근력강화 운동에 참여하지 않고 있으며, 전문적인 운동선수가 아닌 자로 하였으며, 특히 실험 일주일전에는 근육통을 유발할 정도의 과도한 운동은 제한 시켰다. 실험에 참여하기 전에 대상자에게 본 연구의 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 한 후 동의를 얻었다. 연구 대상자의 연령의 분류는 Maurits 등(2003)의 연구를 참고하였다 (Table 1).

Table 1. General characteristics of subjects

	20-30		30-60		60+	
	M(n=16)	F(n=13)	M(n=14)	F(n=17)	M(n=14)	F(n=14)
	Total(n=29)		Total(n=31)		Total(n=28)	
Age(yrs)	23.69±2.05	22.08±0.76	49.85±7.96	48.53±8.53	69.36±3.39	69.43±4.80
Weight(kg)	22.97±1.78		49.13±8.17		69.36±4.06	
	66.81±8.14	53±5.16	69.5±5.96	56.53±4.67	63.43±5.45	56.79±8.75
Height(cm)	63.49±8.74		60.53±8.13		57.47±7.04	
	174±3.79	162.31±3.45	170.21±2.94	158.53±3.87	167.86±4.22	157.57±3.44
	168.89±5.46		164.44±5.94		161.39±5.47	

All values are showed mean±SD.

M : Male F : Female

### 2. 실험 절차

본 연구는 표면 근전도 신호 및 동력계 측정치의 수집을 위해 다음과 같은 절차를 따라 시행되었다. 모든 측정은 우측 하지

대상으로 실시하였다.

실험 1 : 최대 수의적 등척성 수축력과 중앙주파수를 분석하기 위하여 슬관절 신전근에서 동력계와 근전도를 이용하여 측정하였다.

실험 2 : 15분 휴식 후 슬관절 신전근의

지구력과 피로지수를 분석하기 위하여 동력계와 근전도를 이용하여 측정하였다.

저장과 분석은 signal acquisition and analysis software(Delsys Inc., EMGwork 3.0, USA)를 이용하였다.

### 3. 근전도 측정

#### 1) 근전도 신호의 기록

근전도 신호의 수집을 위해 표면 근전도기의 sample rate는 1,000 Hz이고 bandpass는 20~450 Hz인 Bagnoli 4-EMG system (Delsys Inc., USA)를 사용하였다. 기록전극으로 DE-2.1 single differential electrode (Delsys Inc, USA)을 사용하였으며, 전극배치는 전상장골극과 슬개골 첨부를 잇는 가상의 선에서 슬개골 첨부로부터 10 cm에 근섬유의 주행방향과 평행하도록 배치하였다. 접지전극은 운동에 방해가 되지 않는 가까운 부위에 부착하였다. 전극을 부착하기 전 피부저항을 최소화하기 위해 모든 대상부위를 면도한 후 알코올로 청결하게 세척하고 완전히 마른 후에 전극을 부착하였다.

근전도 신호는 sampling rate를 1,000 Hz, band pass filter를 20~450 Hz하여 1개 채널을 이용하여 수집하였다. 근전도 신호의

#### 2) 근전도 신호의 분석

최대 수의적 등척성 수축력과 피로유발 운동 시 수집된 근전도 신호를 분석하였으며, 최대 수의적 등척성 수축 시 수집된 근전도 신호는 운동단위가 동원되는 과정에서 불안정할 수 있으므로 최초 2초와 최종 2초는 신호분석 처리과정에서 제외하고 가운데 3초의 신호만을 분석하였다.

#### 3) 중앙주파수(MDF) 분석

중앙주파수(MDF) 분석은 저장된 근전도 신호를 대상으로 피로가 발생할 때까지의 신호 중 1초 동안 1,000개의 신호를 대상으로 주파수 스펙트럼을 얻은 후 분석변수로 window length는 1초, window overlap은 0.5초로 하여 FFT(fast fourier transformation)를 반복하여 얻었으며 구하는 공식은 다음과 같다.

$$MDF : \int_0^{f_{med}} P(f)df = \int_{f_{med}}^{\infty} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f)df$$

MDF-Median Frequency

P(f)-power spectrum density

### 4. 등척성 수축력 측정

슬관절 신전근의 등척성 수축력을 측정하기 위해 Edwards 등(1977)이 고안한 방법을 변형시켜 자체 제작한 의자(Figure 1)와 동력

계(CSD200 Dynamometer, JWL instruments, USA)를 사용하였다. 최대 수의적 등척성 수축력을 측정하기 위하여 대상자를 측정 의자에 앉게 한 후 체간부 정렬을 바르게 하여 안정적 자세를 취하게 하였다. 슬관절

신전근의 수축력 측정 시에는 고관절과 슬관절이 90도 굴곡위에서 고정되도록 하였으며, 동력계와 연결된 커프를 하퇴 원위부에

에 걸게 하고 최대 슬관절 신전운동을 실시토록 하였다.

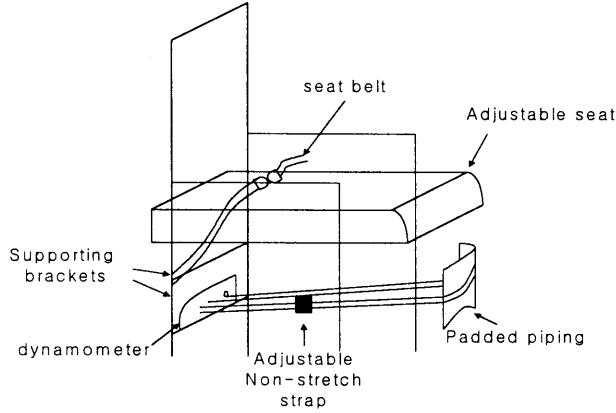


Figure 1. The illustration of dynamometer chair.

1) 최대 수의적 등척성 수축력(MVIC) 측정

슬관절 신전근의 최대 수의적 등척성 수축력 측정을 하는 동안 검사자는 대상자로 하여금 7초 동안 최대의 힘을 낼 수 있도록 큰 소리로 독려 하였고, 10분 휴식 간격으로 3회 측정 후 가장 높은 값을 최대 수축력으로 정하였다.

2) Endurance time 측정

슬관절 신전근의 endurance time을 측정하기 위해 가능한 한 최대 수축력을 유지시켰으며 최대 수의적 등척성 수축력의 최초 값이 50% 이하 수준으로 5초 지속하게 되는 시점까지의 시간을 측정하였다(Figure 2). 측정하는 동안 검사자는 최대 수축력을 유지할 수 있도록 큰 소리로 독려하였다.

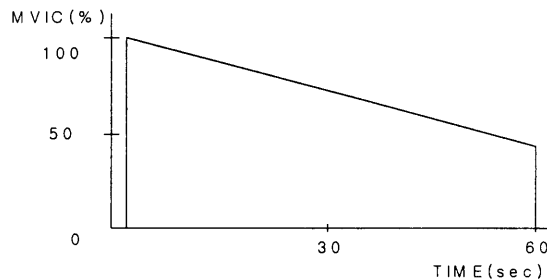


Figure 2. Schematic representation of fatigue protocols with sustained MVIC.

## 5. 자료 분석

연령과 근전도 및 동력계 측정 항목과의 상관관계, 근전도 및 동력계 측정 항목과의 상관관계는 Pearson's correlation을 이용하여 분석하였다. 연령에 따른 근전도 및 동력계 측정 항목들의 비교는 Kruskal-Wallis 검정을 이용하였고, 사후분석은 Mann-Whitney 검정을 실시하였으며, 전체 오류율을 0.05로 하기 위해 유의수준을 0.05/3으로 하였다. 성별 간 차이는 Mann-Whitney 검정을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검증하기 위해 유의수준은  $\alpha=0.05$ 로 정하였다. 모든 자료는 윈도우즈용 SPSS 10.0 프로그램으로 분석하였다.

## III. 결 과

### 1. 근전도 분석

#### 1) 연령과 근전도 분석 항목 간의 상관관계

연령과 표면 근전도 분석항목인 중앙주파수(MDF), 피로지수(FI)의 상관관계를 분석한 결과는 다음과 같다(Table 2).

대퇴직근에서 연령과 중앙주파수는 남성( $r=-.481, p<.01$ )과 여성( $r=-.415, p<.01$ ) 모두 높은 음의 상관관계를 나타내었으며, 연령과 피로지수는 남자( $r=-.521, p<.001$ )에서 높은 음의 상관관계를 나타내었다.

**Table 2.** Correlations of rectus femoris aspect measures with age.

Correlation	MDF	FI
men r	-.481**	-.521***
women r	-.415**	-.077

Pearson correlation coefficients r and p values, \*p <.05, \*\*p <.01, \*\*\*p <.001

MDF : median frequency

FI : fatigue index

#### 2) 연령에 따른 중앙주파수(MDF)와 피로지수(FI)의 비교

연령에 따른 중앙주파수의 차이를 비교한 결과로 대퇴직근은 남성( $p<.001$ )과 여성( $p<.01$ ) 모두에서 유의한 차이를 나타내었으며, 사후분석에서 남성은 20~30대와 30~60대, 20~30대와 60대 이상, 30~60대와 60대 이상 사이에서, 여성은 20~30대와 60대 이상 사이에서 유의한 차이가 있었다. 연령대별 남·녀의 중앙주파수 차이는 20~

30대( $p<.001$ ), 60대 이상( $p<.001$ )에서 유의하게 나타났다(Table 3).

연령에 따른 피로지수의 차이를 비교한 결과로 대퇴직근은 남성( $p<.001$ )에서 유의한 차이를 나타내었으며, 사후분석에서 20~30대와 30~60, 20대와 60대 이상 사이에서 유의한 차이가 있었다. 연령대별 남·녀의 피로지수의 차이는 20~30대( $p<.001$ ), 30~60대( $p<.01$ )에서 유의하게 나타났다(Table 4).

**Table 3.** Age-related MDF of rectus femoris.

Age(years)	20~30	30~60	60+	$\chi^2$	p
Men					
Mean(SD)	85.46(10.79)	66.43(6.38)	73.77(7.63)	21.757	.000
Number	16	14	14		
Women					
Mean(SD)	69.35(4.27)	67.21(5.57)	63.70(5.44)	9.465	.009
Number	13	17	14		
Z	-3.992	-.457	-3.748		
p	.000	.653	.000		

$\chi^2$  values presented Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney's post hoc test was used to compare differences between groups.

Z values presented Mann-Whitney test.

MDF : median frequency(Hz)

SD : standard deviation

**Table 4.** Age-related FI of rectus femoris.

Age(years)	20~30	30~60	60+	$\chi^2$	p
Men					
Mean(SD)	0.26(0.09)	0.19(0.05)	0.18(0.02)	13.118	.001
Number	16	14	14		
Women					
Mean(SD)	0.15(0.06)	0.13(0.05)	0.15(0.07)	2.069	.355
Number	13	17	14		
Z	-3.220	-2.804	-.785		
p	.001	.004	.454		

$\chi^2$  values presented Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney's post hoc test was used to compare differences between groups.

Z values presented Mann-Whitney test.

FI : fatigue index

SD : standard deviation



## 2. 등척성 수축력 분석

### 1) 연령과 등척성 수축력 측정 항목 간의 상관관계

연령과 슬관절 신전근의 ET(endurance time) 및 최대 수의적 등척성 수축력(MVIC) 간의 상관관계를 분석한 결과는 다음과 같다(Table 5).

슬관절 신전근에서 연령과 ET은 남성( $r=.665, p<.001$ )과 여성( $r=.406, p<.01$ ) 모두에서 높은 양의 상관관계를 나타내었으며, 연령과 최대 수의적 등척성 수축력은 남성( $r=-.838, p<.001$ )과 여성( $r=-.843, p<.001$ ) 모두에서 높은 음의 상관관계를 나타내었다.

**Table 5.** Correlations of knee extensor aspect measures with age, weight and BMI.

Correlation	ET	MVIC
men r	.665***	-.838***
women r	.406**	-.843***

Pearson correlation coefficients r and p values, \*p <.05, \*\*p <.01, \*\*\*p <.001

ET : endurance time

MVIC : maximal voluntary isometric contraction

### 2) 연령에 따른 ET, 최대 수의적 등척성 수축력(MVIC)의 비교

연령에 따른 ET(endurance time)의 차이를 분석한 결과로 슬관절 신전근은 남성( $p<.001$ )과 여성( $p<.05$ ) 모두에서 유의한 차이를 나타내었으며, 사후분석에서 남성은 20~30대와 30~60대, 20~30대와 60대 이상 사이에서 여성은 20~30대와 30~60대, 20~30대와 60대 이상 사이에서 유의한 차이가 있었다. 연령대별 남·녀의 ET의 차이는 유의하지 않았다(Table 6).

연령에 따른 최대 등척성 수축력의 차이

를 분석한 결과로 슬관절 신전근은 남성( $p<.001$ )과 여성( $p<.001$ ) 모두에서 유의한 차이를 나타내었으며, 사후분석에서 남성은 20~30대와 30~60대, 20~30대와 60대 이상, 30~60대와 60대 이상 사이에서, 여성은 20~30대와 30~60대, 20~30대와 60대 이상, 30~60대와 60대 이상 사이에서 유의한 차이가 있었다. 연령대별 남·녀의 최대 등척성 수축력의 차이는 20~30대( $p<.001$ ), 30~60대( $p<.001$ ), 60대 이상( $p<.001$ ) 모두에서 유의하게 나타났다(Table 7).

**Table 6.** Age-related ET of knee extensor

Age(years)	20~30	30~60	60+	$\chi^2$	p
Men					
Mean(SD)	52.19(11.25)	63.57(6.63)	67.86(4.26)	15.118	.001
Number	16	14	14		
Women					
Mean(SD)	57.69(14.52)	76.18(21.18)	78.21(23.26)	8.221	.016
Number	13	17	14		
Z	-.865	-1.835	-1.114		
p	.398	.071	.285		

$\chi^2$  values presented Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney's post hoc test was used to compare differences between groups.

Z values presented Mann-Whitney test.

ET : endurance time(sec)

SD : standard deviation

**Table 7.** Age-related MVIC knee extensor.

Age(years)	20~30	30~60	60+	$\chi^2$	p
Men					
Mean(SD)	49.70(7.91)	37.79(5.34)	29.90(5.41)	28.890	.000
Number	16	14	14		
Women					
Mean(SD)	27.77(2.79)	23.48(4.42)	18.49(1.77)	24.080	.000
Number	13	17	14		
Z	-4.562	-4.647	-4.461		
p	.000	.000	.000		

$\chi^2$  values presented Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney's post hoc test was used to compare differences between groups.

Z values presented Mann-Whitney test.

MVIC : maximal voluntary isometric contraction(kg)

SD : standard deviation

### 3. 근전도와 동력계 측정 항목 간의 상관관계

- 1) 슬관절 신전근의 측정 항목 간의 상관관계  
슬관절 신전근의 근전도, 동력계 측정 항목

간의 상관관계를 분석한 결과는 다음과 같다(Table 8).

근전도 분석 항목인 중앙주파수는 피로지수( $r=.511$ ,  $p<.001$ ), 최대 수의적 등척성 수축력( $r=.700$ ,  $p<.001$ )과 높은 양의 상관관계

를 나타내었으며, endurance time( $r=-.338$ ,  $p<.01$ )과는 높은 음의 상관관계를 나타내었다. 피로지수는 endurance time( $r=-.490$ ,  $p<.001$ )와 높은 음의 상관관계, 최대 수의적 등척성 수축력( $r=.536$ ,  $p<.001$ )과는 높은 양

의 상관관계를 나타내었다. 동력계 측정 항목인 endurance time은 최대 수의적 등척성 수축력( $r=-.439$ ,  $p<.001$ )과 높은 음의 상관관계를 나타내었다.

**Table 8.** Correlation among measured items in knee extensor.

	MDF	FI	ET	MVIC
MDF	-	.511 <sup>***</sup>	-.338 <sup>**</sup>	.700 <sup>***</sup>
FI		-	-.490 <sup>***</sup>	.536 <sup>***</sup>
ET			-	-.439 <sup>***</sup>

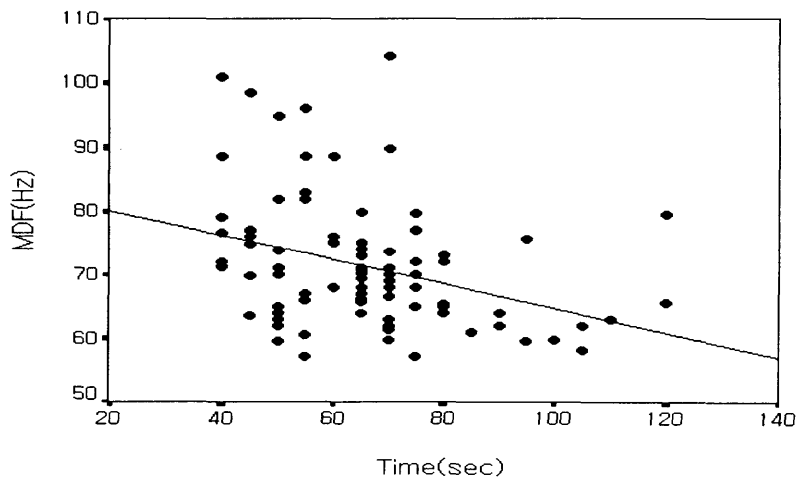
Pearson correlation coefficients  $r$  and  $p$  values, \* $p <.05$ , \*\* $p <.01$ , \*\*\* $p <.001$

MDF : median frequency

FI : fatigue index

ET : endurance time

MVIC : maximal voluntary isometric contraction



**Figure 3.** Scatter plot of correlation between knee extensor MDF and ET. follow as; Knee extensor MDF and ET showed significantly correlation( $r=-.338$ ,  $p<.01$ ).

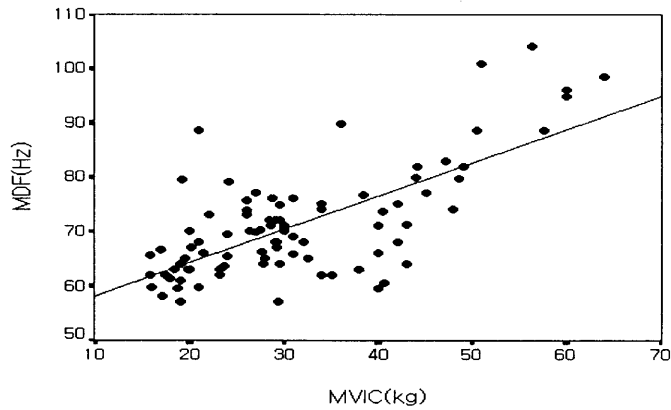


Figure 4. Scatter plot of correlation between knee extensor MDF and MVIC. follow as; Knee extensor MDF and MVIC showed significantly correlation( $r=.700$ ,  $p<.001$ ).

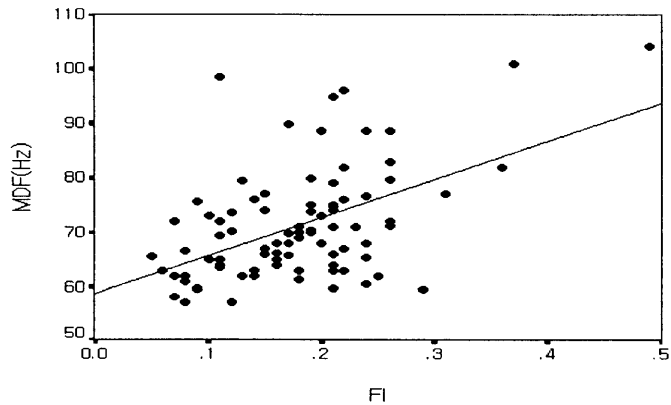


Figure 5. Scatter plot of correlation between knee extensor MDF and FI. follow as; Knee extensor MDF and FI showed significantly correlation( $r=.511$ ,  $p<.001$ ).

#### IV. 고찰

골격근의 기능적 특성을 평가하기 위해 사용한 표면 근전도는 비 침습적이고 사용하

기 편리하며 개개 근육의 전기적 활동을 분석할 수 있는 방법으로, 등척성 수축을 하는 동안 표면 근전도는 보통 두 가지의 매개변수에 의해 종합적으로 기술되어 지는데 활성화된 운동단위의 수와 발화율을 반영한

실효치(root mean square, RMS) 진폭과 활동전위 전도속도와 속근섬유의 동원비와 비례하는 주파수 스펙트럼 분석을 이용한 중앙주파수(median frequency, MDF)이다. 주파수 스펙트럼분석은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고 그 변화가 근 전도속도나 운동단위 전위의 특성과 그 외 여러 가지 생리. 생화학적 변화와 관계가 깊은 것으로 보고되어 피로도 측정 등의 근육의 기능적 특성에 대한 연구에 빈번히 사용되고 있으며 신호분석을 통한 근섬유 조성비를 추정하는데 사용되고 있다.

근육 내 섬유 형태의 상대적인 비율과 이러한 근섬유 형태의 특성은 의심할 여지 없이 수축을 하는 동안 근전도 신호에 영향을 끼치는데, 보통 I형 섬유는 낮은 강도의 힘에서 동원되며 힘의 강도가 증가하면 II형 운동섬유가 추가로 동원되어(Yoneda 등, 1986) 중앙주파수나 실효치 진폭에 영향을 끼치게 된다. 동물(Hatcher와 Luff, 1985) 및 사람(Young, 1984; Linssen 등, 1991)을 대상으로 한 실험에서 II형 섬유는 I형 섬유보다 더 큰 힘을 발휘한다는 것을 보여줬는데, 중앙주파수의 크기는 이러한 II형 섬유의 점진적인 동원을 반영 한다. 일반적으로 남성에서 크기가 큰 II형 섬유의 분포가 많고 상대적으로 여성은 I형 섬유와 크기가 작은 II형 섬유의 분포가 많다(Simoneau 등, 1985; Miller 등, 1993). Pincivero 등(2001)의 연구 결과 외측광근(vastus lateralis)에서 여성에 비해 남성에서 힘의 증가와 함께 중앙주파수의 증가를 관찰했고, 힘과 관련된 중앙주파수의 남·녀 차이는 근 섬유의 조성비와 관련이 있다고 하였으며, Bilodeau 등

(2003)은 외측광근에서 힘의 증가와 함께 중앙주파수의 증가를 남자에서 관찰했고, 내측광근(vastus medialis)과 대퇴직근(rectus femoris)에서는 남녀간의 차이를 관찰하지 못했다. 또한 피로운동을 하는 동안 힘의 감소와 함께 주파수의 이동을 관찰 하였는데, 근육이 피로함에 따라 주파수 스펙트럼이 고주파수 대역에서 저주파수 대역으로 변환하는 이유는 근 섬유의 전도속도의 감소(Bigland-Ritchie 등, 1986a; Solomonow 등, 1990; Brody 등, 1991; Linssen 등, 1993)와 운동단위의 발화율의 변화에 의해서 야기된다고 하였다. 더욱이 이러한 주파수 대역의 이동은 근섬유의 I형 섬유와 II형 섬유의 상대적인 관계와 밀접한 관련이 있다고 하였다(Braakhekke 등, 1989).

본 연구의 결과 중 연령과 중앙주파수 변화와의 상관성이 높았는데, 여성과 남성 모두에서 유의한 감소를 보였다. 또한 연령과 피로지수, 수축 지속시간(endurance time)과의 상관성에서도 높은 상관성을 보였는데, 피로지수의 경우 남성에서 유의한 감소를 보였으며, 여성에서는 통계적으로 유의한 변화는 없었으나 감소하는 경향을 보였다. 수축 지속시간의 경우 나이가 들면서 남·녀 모두 유의한 증가를 보였고, 남녀간의 차이도 관찰할 수 있었는데 여성보다 남성의 중앙주파수 값이 더 높았다. 이러한 결과는 여러 가지 원인이 있겠으나 고령화와 신체적 활동의 감소로 인한 속근섬유의 크기의 감소와 근섬유의 지근화로 인한 감소된 속근 섬유의 동원과 젖산과 같은 대사산물의 축적으로 인한 근섬유 전도속도의 감소 때문이라 생각되어 지며, 또한 남녀간의

근섬유 조성비의 차이가 있을 것이라 생각한다. 근전도 분석에서 나이가 들어감에 따라 II형 섬유 크기의 감소와 소실, 근섬유의 지근화로 인해 활동전위 전도속도와 II형 섬유의 동원율이 낮아져 연령대간에 중앙주파수, 피로지수, 수축 지속시간, 최대수의적 등척성 수축력에 영향을 끼쳤으리라 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 표면 근전도와 동력계를 이용해 연령에 따른 슬관절 신전근의 지구력과 피로도를 분석하여 골격근의 기능적 평가를 시도하는데 필요한 자료를 제공하기 위해 실시하였다. 측정은 20대에서 70대 사이의 정상성인 88명을 대상으로 실시하였으며 측정 자료를 이용하여 대상자의 연령에 따른 상관관계 및 이에 따른 차이를 비교하고, 측정항목간의 상관관계를 분석한 결과 연령과 근전도 분석항목, 등척성 수축력 분석항목 간에 높은 상관성을 보였으며, 중앙주파수, 피로지수, 최대 수의적 등척성 수축력은 연령의 증가와 함께 유의한 감소를 보였다. 또한 각각의 측정 항목 간에도 높은 상관성을 보였다.

이상의 결과를 정리하면 표면근전도 분석 및 동력계 측정 항목인 중앙주파수, 최대수의적 등척성 수축력(MVIC) 등은 연령과 밀접한 관계를 가지는 것으로 나타났다.

## 참고문헌

- Andearssen S, Arendt-Nilsen : Muscle fiber conduction velocity in motor units of human anterior tibial muscle. *J Physiol.* 39;561-571, 1987.
- Anne FM, Genvevieve AD, Joan MS : The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measure of back fatigability. *Spine.* 23(5);576-584, 1998.
- Basmajian JV, De Luca CJ : *Muscle Alive.* 5th. Baltimore, Williams & Wilkins. 1985.
- Biederman HJ, Shanks GL, Forrest WJ : Power spectrum analysis of electromyographic activity, discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine.* 16(10);1179-1184, 1991.
- Bigland B, Lippold OCJ : The relation between force, velocity, and integrated electrical activity in human muscles. *Journal of Physiology.* 123;214-224, 1991.
- Bigland-Ritchie BR, Dawson NJ, Johansson RS et al. : Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J Physiol.* 379;451-459, 1986a.
- Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams R et al. : EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyography Kinesiology.*

- 13;83-92, 2003.
- Bottinelli R, Caneparri M, Pellegrino MA : Force-velocity properties of human skeletal muscle fiber. *J Physiol.* 495;573-586, 1996.
- Braakhekke JP, Stegeman DF, Joosten EMG : Increase in median power frequency of the myoelectric signal in pathological fatigue. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 73;151-156, 1989.
- Brody LR, Pollock MT, Roy SH et al. : pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *J Appl Physiol.* 71;1878-1885, 1991.
- Edwards RHT, Young A, Hosking GP et al. : Human skeletal muscle and function. *Clin Sci Mol Med.* 52;283-290, 1977.
- Felici F, Colace L, Sbriccoli P : Surface EMG modifications after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 7;193-202, 1997.
- Freilich RJ, Kirsner RLG, Byrne E : Isometric strength and thickness relationship in human quadriceps muscle. *Neuromusc Disorder.* 5(5);415-422, 1995.
- Gerdle B, Elert J : The temporal occurrence of the mean power frequency shift of the electromyogram during maximum prolonged dynamic and static working cycles. *Int J Sport Med.* 5;S32-S37, 1994.
- Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R et al. : Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fiber type. *Acta Physiol Scand.* 142;457-465, 1991.
- Gerdle B, Karisson S, Crenshaw AG et al. : The relationship between EMG and muscle morphology through sustained static knee extension at submaximal force levels. *Acta Physiol Scand.* 160;341-351, 1997.
- Gerdle B, Larsson B, Karlsson S : Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque. *J Electromyogr Kinesiol.* 10;225-232, 2000.
- Gerdle B, Wretling ML, Henriksson-Larsen K : Do the fiber type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? *Acta Physiol Scand.* 134;341-346, 1988.
- Gloria Chi-Fishman, Jeanne EH, Holly MC et al. : Ultrasound Imaging distinguishes between normal and weak muscle. *Arch phys Med Rehabil.* 85;980-986, 2004.
- Hatcher DD, Luff AR : Force-velocity properties of fast-twitch and slow-twitch muscles of the kitten. *J Physiol.* 367;377-385, 1985.
- Henneman E : *Medical Physiology*, 13th ed, St Louis, Mosby. 1974.
- Krivickas LS, Taylor A, Maniar RM et al. : Is spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue?. *J Clin Neurophysiol.* 15;138-145, 1998.
- Kupa KJ, Roy SH, Kandarian SC et al. :

- Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol*, 79;23-32, 1995.
- Linssen WHJP, Stegeman DF, Joosten EMG et al. : Fatigue in type I fiber predominance: a muscle force surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers. *Muscle Nerve*. 14;829-837, 1991.
- Linssen WHJP, Stegeman DF, Joosten EMG et al. : Variability interrelationships of surface EMG parameters during local muscle fatigue. *Muscle Nerve*. 16;849-856, 1993.
- Macaluso A, De Vito G, Felici F et al. : Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women in their 3rd and 8th decades. *Eur J Appl Physiol*. 82;418-424, 2000.
- Masuda T, De Luca C : Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units. *J Electromyography Kinesiology*. 1;116-123, 1991.
- Maurits NM, Bollen AE, Windhausen A et al. : Muscle ultrasound analysis: Normal values and differentiation between myopathies and neuropathies. *Ultrasound in Med & Biol*. 29;215-225, 2003.
- Merletti R, Roy S : Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contraction. *J Orthop Sports Phys Ther*. 4(6);342-353, 1996.
- Miller AE, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, et al. : Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol*. 66;254-262, 1993.
- Moritani T, Graffney F, Carmichael T, et al. : Interrelationship among muscle fiber types, electromyogram, and blood pressure during fatiguing isometric contraction. *Human kinetics*. 1985.
- Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov A et al. : Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol*. 90;804-810, 2001.
- Sadoyama T, Masuda T, Miyata H et al. : Fiber conduction velocity and fiber composition in human vastus lateralis. *Eur J Appl Physiol*. 57;767-771, 1988.
- Simoneau JA, Lortie G, Boulay MR et al. : Skeletal muscle histochemical and biochemical characteristics in sedentary male and female subjects. *Can J Physiol Pharmacol*. 63;30-35, 1985.
- Solomonow M, Baten C, Smit J et al. : Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol*. 68;1177-1185, 1990.
- Wretling ML, Henriksson-Larsen K, Gerdle B : Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained female. *Eur J Appl Physiol*. 76;483-490, 1997.



Yoneda T, Osihi K, Fujikura S et al. :  
Recruitment threshold force and its  
changing type of motor units during  
voluntary contraction at various speeds  
in man. Brain Res. 372;89-94, 1986.

Young A, Stokes M, Crowe M : Size and  
strength of the quadriceps muscles of  
old and young women. Eur J Clin  
Invest. 14;282-287, 1984.