

등장성 운동 시 회귀분석기간에 따른 근전도 중앙주파수 회귀직선의 특징

김유미
너싱홈 그린힐 물리치료실
조상현
연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 및 보건과학 연구소
이영희
연세대학교 원주의과대학 재활의학교실

Abstract

Characteristic of the Regression Lines for EMG Median Frequency Data Based on the Period of Regression Analysis During Fatiguing Isotonic Exercise

Kim Yu-mi, M.Sc., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Nursing Home Green Hill

Cho Sang-hyun, Ph.D., M.D.

Lee Young-hee, Ph.D., M.D.

Dept. of Rehabilitation Medicine, Wonju Christian Hospital

Wonju College of Medicine, Yonsei University

Many studies have shown that the initial median frequency (MDF) and slope correlate with the muscle fiber composition. This study tested the hypothesis that the initial MDF and slope are fixed, regardless of the interval at which data are collected. MDF data using moving fast Fourier transformation of EMG signals, following local fatigue induced by isotonic exercise, were obtained. An inverse FFT was used to eliminate noise, and characteristic decreasing regression lines were obtained. The regression analysis was done in three different periods, the first one third, first half, and full period, looking at variance in the initial MDF, slope, and fatigue index. Data from surface EMG signals during fatiguing isotonic exercise of the biceps brachii and vastus lateralis in 20 normal subjects were collected. The loads tested were 30% and 60% maximum voluntary contraction (MVC) in the biceps brachii and 40% and 80% MVC in the vastus lateralis. The rate was 25 flexions per minute. There were no significant differences in the initial MDF or slope during the early or full periods of the regression, but there was a significant difference in the fatigue index. Therefore, to observe the change in the initial MDF and slope of the MDF regression line during isotonic exercise, this study suggest that only the early interval need to be observed.

Key Words: EMG; Initial median frequency; Isotonic exercise; Muscle fatigue; Spectral analysis.

I. 서론

근육에서의 전기 생리적 특성에 대한 정량 분석은 근육의 생리적 특성에 대한 연구, 기능적 특성, 신경·근육계 질환의 감별 진단, 치료목적의 운동에 대한 처방 및 추적 관찰 등에 있어서 중요한 연구방법 중 하나이다. 치료목적 운동에서 운동의 종류, 방법 및 강도를 결정하는데 특정 근육의 국소적 피로도(는 매우 중요한 기준이 되지만(Milner-Brown 등, 1985) 이를 생체에서 객관적으로 평가하기는 매우 어렵다. 최근에 일정한 시간 동안의 근전도 신호를 주파수 평면으로 변환하는 주파수 스펙트럼 분석(frequency spectrum analysis)을 이용하여 근육의 국소적 피로를 전기·생리학적으로 설명하려는 연구가 많이 시도되고 있다. 근 피로란 예상되었던 근력을 유지하지 못하는 상태로써(박홍식과 이강목, 1991; 손민균 등, 1998; Doud와 Walsh, 1995; Edwards, 1983), 장시간 또는 과도한 활동으로 야기되는 불쾌, 능률 저하 그리고 자극에 대한 반응능력의 상실을 말한다(이우주, 1996). 국소적 근 피로는 반복된 자극에 대한 단일 근육의 감소된 반응이며, 이는 정상적인 생리학적 반응으로 운동단위 전위(motor unit potential)의 진폭이 감소하여 신경·근육계에서 힘 생성 능력이 감소하는 것이다(Kisner와 Colby, 1996).

근전도 신호를 이용한 지속적인 근 수축을 하는 동안 근 피로를 평가하는 기법 중 주파수 스펙트럼 분석기법은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고, 그 변화가 근 전도속도나, 운동단위 전위의 특징과 그 외 여러 가지의 생리학적·생화학적 변화와 관계가 깊은 것으로 보고되고 있다. 이 분석은 일정한 시간 동안의 미세한 근 피로 지점을 추정할 수 있다(Basmajian과 De Luca, 1985). 이러한 근전도 신호를 이용한 지속적인 근 수축을 하는 동안 근 피로를 평가하는 기법 중 주파수 분석 기법이 꾸준히 연구되어 왔다(이영희 등, 1994; Ament 등, 1993). 특히 이 기법에서 근전도 주파수 스펙트럼이 저주파 대역으로 이동하는

것은 근 피로의 징후로 받아 들여졌고, 많은 연구자들에 의해 입증되어 왔다(Ament 등, 1993; Basmajian과 De Luca, 1985; Doud와 Walsh, 1995). 근전도 신호의 주파수 분석을 사용한 방법으로 근육 내의 근섬유의 구성 비율을 추정하기도 하였다(Krivickas 등, 1998). 또한 Moglia 등(1991)은 편마비 환자에 대한 운동치료의 효과를 평가하기에 객관적인 방법이라 하였고, Yaar와 Niles (1989)는 신경계 질환의 진단에, Ranager 등(1989)은 근육 질환의 진단에 각각 도움을 준다고 하였다.

주파수 분석에서 일반적으로 국소적 근 피로 징후로 사용되는 두 가지 대표적인 변수는 평균주파수(MNF: mean power frequency)와 중앙주파수(MDF: median power frequency)이다(Ament 등, 1993; Basmajian과 De Luca, 1985; Christensen 등, 1995). 이 중에서 중앙주파수는 근 전도속도(muscle conduction velocity), 온도 등의 근육 관련 변수들에 대한 신뢰할 수 있는 이정표이며(Merletti 등, 1984; Muro 등, 1982), 평균주파수보다 다소 잡음에 강한(noise resistant) 것으로 알려져 있으므로 근 피로를 측정할 때 대표적인 변수로 널리 사용되고 있다(Basmajian과 De Luca, 1985). 또한 운동학적 관점에서는 피로 및 적용된 토크(applied torque)와 직접적인 상관 관계가 있고(Shankar 등, 1989), 통증 없이 피로도를 평가할 수 있는 방법이다(Lindström 등, 1977).

특히 근전도의 초기 중앙주파수(initial median frequency: IDMF)에 대해 Moritani 등(1982)은 최대 근 수축력 100% 부하에서 피로한 근육의 기울기 감소는 근육의 초기 중앙주파수와 상당한 관련이 있다는 것을 발견하였고, 초기 중앙주파수값이 큰 근육이 더 빨리 피로하다고 주장하였다. 또한 속근(fast-twitch muscles)에서 초기 중앙주파수값이 크다는 보고도 있다(Linssen 등, 1991; Milner-Brown 등, 1986). 초기 중앙주파수와 기울기를 정량화하려는 연구가 계속되고 있는데, Krivickas 등(1998)은 앞정강근, 위팔두갈래근, 위팔세갈래근, 어깨세모근의 초기 중앙주

파수와 기울기값을 정량화하려고 하였다. 네 근육 중 앞정강근의 초기 중앙주파수가 다른 근육들보다 컸다. 또한 어깨세모근과 앞정강근에서의 기울기가 더 가파른 경향을 보였다. 네 근육 모두에서 여자보다 남자가 초기 중앙주파수값이 컸고, 성별이 기울기에 영향을 주지는 않았다. 한편 인체의 각 골격근은 주된 기능에 따라 근섬유의 조성 비율이 상이하다고 알려져 있는데, 가자미근이나 앞정강근과 같이 일상생활에서 활동의 빈도가 높은 근육들은 지근 섬유(slow twitch fiber)의 비율이 높고, 위팔세갈래근이나 위팔두갈래근과 같이 상대적으로 활동의 빈도는 낮으나 순간적으로 큰 수축력을 요하는 근육들은 속근 섬유의 비율이 높다고 보고되고 있으며 (Johnson 등, 1973), 이들의 구성 상태는 장기간의 고정 (Cooper, 1972)이나 훈련(Andersen과 Henriksson, 1977; Salmons와 Henriksson, 1981) 등에 의하여 다양하게 변한다고 보고되었다. 또한 각 근섬유의 조성 비율이 초기 중앙주파수와 연관성이 있다는 연구가 있고 그러므로 주파수 스펙트럼 분석상의 회귀직선상의 초기 변화는 해당하는 근 지구력(endurance capacity) 과 그 근육의 피로감수성을 예측할 수 있을 것이라는 보고가 있다(Merletti와 Roy, 1996).

그 동안의 연구에서는 근육의 피로감수성을 확인하기 위해서는 해당 근육에 완전한 피로가 발생할 때까지 운동을 계속해야만 하므로 대상자에게 운동부담이 적지 않았다. 특히 대상자가 근육병 등으로 강한 근력운동이 금지된 환자나 피해보상을 기대하여 근력검사에 적극적 협조를 기대하기 어려운 환자에게는 이러한 문제가 심각해질 수 있다. 만

약 잠시만의 근 수축만으로도 해당 근육의 피로감수성을 알아낼 수 있다면 이는 환자 뿐 아니라 일반인에서도 손쉽게 근육의 단련 상태를 확인할 수 있는 평가법이 될 수 있을 것이다. 따라서 본 연구에서는 등장성 운동 시 회귀분석 기간에 따른 근전도 중앙주파수 회귀직선의 특징을 알아보기 위해 근전도 중앙주파수의 초기변화 양상만으로도 전체구간 변화를 알아낼 수 있는지를 확인하고자 하였다. 또한 각 근육의 근섬유 조성 비율은 정해져 있다고 생각함으로써, 데이터를 모은 구간에 상관없이 초기 중앙주파수와 기울기가 일정할 것이라는 가설 하에 운동 지속시간 (endurance time)을 초반 1/3구간, 초반 1/2구간, 전체구간으로 나눠 초기 중앙주파수, 기울기, 피로지수의 변화를 각각 비교해 보면 유의한 차이가 없을 것이라 생각했다. 이것에 대한 만족스런 결과를 얻을 수 있다면, 각 근육은 고유의 근섬유 조성 비율 때문에 피로에 대한 감수성이 정해져 있을 것이다 라는 가설을 뒷받침 할 수 있을 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 연세대학교 재활학과에 재학 중인 건강한 성인 20명(남자 10명, 여자 10명)이었다. 운동선수, 신체 훈련을 정기적으로 하고 있는 사람, 그리고 근골격계 및 신경계 질환이 있는 사람은 본 연구에서 제외되었다. 연구 대상자의 평균 연령은 25.6세였고, 신장은 167.5 cm이었으며, 체중은 59.1 kg이었다(표 1). 실험에 참여하기 전에 모든 대

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

성별	남(n=10)	여(n=10)	계(N=20)
연령(세)	24.9±2.1*	26.3±3.6	25.6±2.9
신장(cm)	175.3±4.2	159.8±4.5	167.5±9.0
체중(kg)	65.4±11.5	52.8±3.4	59.1±10.4

*평균±표준편차

표 2. 근육별 최대 등척성 수축력

(단위: kg)

근육	남자(n=10)	여자(n=10)	전체(N=20)
위팔두갈래근	13.60±3.89*	7.70±2.21	10.65±4.31
가쪽넓은근	25.50±7.53	14.00±4.49	19.75±8.44

*평균±표준편차

상자에게 본 연구의 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 한 후 동의를 얻었다. 위팔두갈래근과 가쪽넓은근의 측정은 모두 오른쪽 팔과 다리에서 실시되었다.

2. 최대 근 수축력 측정

등장성 운동에 대한 저항을 부여하기 위해서, 위팔두갈래근과 가쪽넓은근의 최대 등척성 수축(maximal isometric contraction)을 통한 최대 장력(maximal tension)을 역동계(dynamometer)¹⁾를 사용하여 다음과 같은 자세에서 측정하였다. 측정은 총 두 번 실시하여 평균값을 취하였다. 위팔두갈래근 측정 자세는 앉은 자세에서 오른쪽 어깨관절 90°, 팔꿈치관절 90°로 고정하고, 손목에 가죽으로 만든 손목 커프(wrist cuff)를 착용한 상태에서 등척성으로 최대 수축을 하도록 지시하였다. 가쪽넓은근의 측정 자세는 앉은 자세에서 오른쪽 무릎을 70°로 고정하고, 발목에 가죽으로 만든 발목 커프(ankle cuff)를 착용한 상태에서 등척성으로 최대 수축을 하도록 지시하였다. 측정은 총 두 번 실시하여 평균값을 취하였다.

각 근육의 최대 등척성 수축 시 측정된 평균 수축력은 위팔두갈래근이 10.65 kg이었고, 가쪽넓은근은 19.75 kg이었다(표 2).

3. 근전도 신호의 기록

근전도 신호를 측정하기 위해 전극은 AE-131 circular surface EMG disposable electrode²⁾를 사용하였다. 이 전극은 직경 12 mm의 원형

금속 디스크 3개가 중심간 거리(center-to-center distance)가 20 mm인 정삼각형 배열로 고정되어 있는데, 활성전극 두개는 근섬유 방향으로 놓고 기준 전극은 이들보다 가측이나 내측에 놓이게 되어있다. 금속 전극들의 바탕을 이루는 압축 스폰지 디스크는 유연하여 근육의 곡면에 접촉이 잘 되고, 바닥면은 접착력 있는 표면(self-adhesive surface)이며, 케이블과 연결되는 부위는 똑딱식 버튼(snap button)으로 구성되어 있다. 따라서 이 전극은 등장성 운동에서 사용하기에 적합하였다.

전극부착 위치는 근 수축에 따라 근힘살(muscle belly)의 위치가 변하는 것을 고려하여 위팔두갈래근의 경우 90 굽힘 시 촉진되는 근힘살의 아래쪽 1/3지점으로 선정하였고, 가쪽넓은근의 경우 180 폼 시 촉진되는 근힘살의 아래쪽 1/3지점으로 선정하였다. 피부 표면은 피부저항을 최소화하기 위하여 전극을 부착하기 직전에 알코올(isopropyl alcohol)로 청결하게 하였고, 마른 후에 전극을 부착하였다. 근전도 신호 측정 도구는 MP100WSW³⁾에 EMG amplifier module인 EMG100B를 연결하여 사용하였으며, sampling rate 512 Hz, band pass filter 30~500 Hz로 1개 채널의 근전도 신호를 측정하였다. 측정 변수의 설정과 근전도 신호의 컴퓨터 저장은 Acqknowledge 3.53⁴⁾로그그램을 이용하였다.

4. 등장성 운동수행과 피로발생

대상자는 위팔두갈래근의 등장성 운동을

1) Preston. MI. USA

2) NeuroDyne Medical Corp. MA. USA

3) Biopac System Inc. CA. USA

4) Biopac System Inc. CA. USA

표 3. 등장성 운동 시 적용된 부하

(단위: kg)

적용된 부하	근육	남자	여자	전체
저부하	위팔두갈래근	3.80±1.13*	2.15±0.47	2.97±1.19
	가쪽넓은근	6.80±2.78	3.90±2.02	5.35±2.79
고부하	위팔두갈래근	7.70±2.40	4.00±1.15	5.85±2.64
	가쪽넓은근	15.50±5.46	9.10±3.84	12.80±5.96

*평균±표준편차

최대 등척성 수축력의 30% 부하와 60% 부하로 실시하고, 가쪽넓은근은 최대 등척성 수축력의 40%와 80% 부하를 적용하여 등장성 운동을 실시하였다. 적용 순서를 무작위화하였고, 한 근육 측정 후 10분 휴식을 하고 다음 근육을 측정하였다.

등장성 운동은 팔꿈관절은 0~135의 범위, 무릎관절은 90~180의 범위 내에서 실시하였다. 운동 속도는 편안한 굽힘-폄(flexion-extension) 빠르기로 구심성 수축과 원심성 수축을 유도하면서, 메트로놈에 맞추어 1분에 25회 반복(1회 반복에 2.4초 소요됨)하여 수행하였다. 4~5회 연습한 직후에 저항(weight)을 연결하고 주기적인 등장성 운동(cyclic isotonic exercise)을 시작함과 동시에 근전도 신호를 기록하였다. 대상자가 국소적 근 피로로 인하여 지정된 운동의 박자를 더 이상 유지하지 못하겠다고 구두 보고를 한 시점에서 운동을 중지하고 동시에 지속 시간과 근전도 신호의 측정도 종료되었다.

등장성 운동은 다음과 같은 자세에서 실시되었다. 위팔두갈래근의 등장성 운동은 등에 벽을 대고 선 상태에서 손목 부위에 가죽 커프(leather cuff)를 부착하고 도르래 줄(pulley rope)로 연결된 chest pulley weights⁵⁾를 이용하여 위팔을 몸통에 밀착시키고 운동하였다. 가쪽넓은근의 등장성 운동은 N-K table⁶⁾에 앉은 상태에서 양손은 양쪽 손잡이를 잡

은 상태로 발목 부위에 저항을 부하하고 운동하였다. 또한 등장성 운동 시 적용된 평균 부하는 위팔두갈래근은 최대 등척성 수축력의 30% 부하에서 2.97 kg, 60% 부하에서 5.85 kg이었고, 가쪽넓은근은 최대 등척성 수축력의 40% 부하에서 5.35 kg, 80% 부하에서 12.80 kg이었다(표 3).

5. 신호 처리

연세대학교 의용공학과에서 제작한 주파수 분석 전문 소프트웨어인 'Romeo'를 이용하여 운동 지속시간 동안 저장된 표면 근전도 신호를 대상으로 매 .5초 동안, 즉 256개의 근전도 신호를 모아서 FFT(Fast Fourier Transformation)로 주파수 스펙트럼을 얻은 후, 이를 대표하는 하나의 중앙주파수를 구하였다. 이 과정을 반복할 때, FFT 구간의 길이는 .5초로 항상 일정하나 첫 FFT 구간 시작지점에서 1/8초, 즉 64개 근전도 신호가 지난 곳에서 두 번째 FFT 구간이 시작되어 192개 데이터를 근전도 신호가 중첩되도록 하였다. 이러한 방법을 moving FFT라고 하였다. 그리고 이 방식을 운동시행 전체구간에서 반복하였다. 그 결과 1초에 평균 8개의 중앙주파수 값을 얻을 수 있으므로 일정한 운동시간 안에 보다 높은 밀도의 중앙주파수 데이터를 얻을 수 있었다. 일차로 얻은 중앙주파수 데이터에는 많은 잡음(random noise)이 있어 느린 감소 추세선을 깨끗하게 볼 수 없었다. 잡음을 없애기 위하여 예비실험에서

5) Preston. MI. USA

6) Preston. NJ. USA

얻은 아래와 같은 신호처리 방법을 이용하였다. 중앙주파수 데이터의 주파수 스펙트럼을 구하면 주 신호, 즉 감소 추세선의 주파수는 .028 Hz이하에서 항상 나타났다. 이것만을 보존하기 위하여 스펙트럼에 window를 씌워 .028 Hz이상의 성분을 제거한 후, inverse FFT를 수행하여 새로운 중앙주파수 데이터를 만들었다. 예비연구 결과, inverse FFT를 거친 후에도 운동시작 직후 약 5초와 마지막 약 5초에 해당되는 중앙주파수 데이터는 변이가 심했다. 따라서 본 연구에서는 이 구간의 데이터를 불량자료(missing data)로 처리하였다.

6. 분석 방법

한 대상자 내에서 등장성 운동을 시행하여 얻어진 중앙주파수의 시계열 변화 경향을 비교하기 위해 각 회귀직선 상의 기울기, 초기 중앙주파수 값(시간이 0인 시점에서의 중앙주파수 값), 그리고 피로지수를 종속변수로 하였다. 피로지수는 다음과 같은 공식(1)으로 구하였다.

$$\text{피로지수} = \frac{\text{초기중앙주파수} - \text{마지막중앙주파수}}{\text{초기중앙주파수}} \quad (1)$$

운동시행구간에 따라 측정된 세 가지 변수가 각각 정규분포를 하는지 알아보기 위하여 단일 표본 콜모고로프-스미르노프 검정(one-sample Kolmogorov-Smirnov test)을 사용하였다. 운동시행구간에 따른 세 가지 변수의 변화 경향을 비교해 보기 위해 짝비교 t-검정을 사용하였다. 운동시행구간에 따라 반복 측정에 따른 근육·성별 간 차이는 이요인 반복 측정에 따른 분산분석 검정(two-way repeated ANOVA test)을 이용하였다. 이 연구에서 통계학적 유의성을 검정하기 위하여 유의 수준 α 는 .05로 정하였다. 자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 윈도우즈용

SPSS version 10.0을 사용하였다.

III. 결과

1. 운동구간별 회귀직선상의 변수 변화의 폭

가. 변이계수, 정규분포 검정

위팔두갈래근과 가쪽넓은근의 운동 시행구간의 측정에 따른 대상자별 기울기, 초기 중앙주파수, 피로지수의 변화정도를 변이계수로 나타내었고, 단일표본 콜모로고프-스미르노프 검정을 사용하여 정규분포를 하는지 여부를 분석하였다.

위팔두갈래근은 세 변수 모두에서 정규분포를 하였고($p > .05$), 가쪽넓은근도 변수 모두에서 정규분포를 하였다($p > .05$).

나. 위팔두갈래근의 운동시행구간별 짝비교 t-검정

위팔두갈래근의 등장성 운동을 시행한 전체 운동구간과 초반 1/2구간 및 초반 1/3구간에서의 초기 중앙주파수, 기울기, 피로지수를 짝비교 t-검정하였다. 분석 결과는 최대 근 수축력 30% 부하에서 전체구간과 초반 1/2구간에서 초기 중앙주파수, 기울기의 상관성이 높았고, 유의한 차이가 없었다. 전체구간과 초반 1/3구간에서 초기 중앙주파수의 상관성이 높았고, 유의한 차이가 없었다. 기울기, 피로지수는 상관성이 낮았고, 유의한 차이가 없었다(표 4). 최대 근 수축력의 60% 부하에서 전체구간과 초반 1/2구간에서 초기 중앙주파수, 기울기는 상관성이 높았고, 유의한 차이가 있었다($p < .05$). 피로지수는 상관성이 낮았고, 유의한 차이가 없었다. 전체구간과 초반 1/3구간에서 초기 중앙주파수, 기울기는 상관성이 높았고, 유의한 차이가 없었다(표 5). 피로지수는 모든 비교에서 상관성이 낮았고, 유의한 차이가 없었다.

표 4. 위팔두갈래근의 최대 근 수축력 30% 부하 시 운동구간별 변수 비교 (N=20)

	전체 ^a 구간	초반 ^b 1/2	초반 ^c 1/3	a-b 짝비교 t-검정			a-c 짝비교 t-검정		
	평균	구간평균	구간평균	상관성	t값	p	상관성	t값	p
초기중앙 주파수*	86.08	85.80	86.25	.98	1.28	.21	.97	-.50	.62
기울기	-.06	-.05	-.01	.62	-.85	.40	.42	1.16	.26
피로지수	.08	.01	.02	.09	1.71	.10	.05	1.62	.12

*IMDF: 초기중앙주파수

표 5. 위팔두갈래근의 최대 근 수축력 60% 부하 시 운동구간별 변수 비교 (N=20)

	전체 ^a 구간	초반 ^b 1/2	초반 ^c 1/3	a-b 짝비교 t-검정			a-c 짝비교 t-검정		
	평균	구간평균	구간평균	상관성	t값	p	상관성	t값	p
초기중앙 주파수*	88.48	87.96	88.34	.98	2.53	.02	.96	.38	.70
기울기	-.12	-.08	-.01	.69	-2.43	.02	.50	.06	.95
피로지수	.09	.01	.01	.02	1.92	.07	-.08	1.88	.07

*IMDF: 초기중앙주파수

표 6. 가쪽넓은근의 최대 근 수축력 40% 부하 시 운동구간별 변수 비교 (N=20)

	전체 ^a 구간	초반 ^b 1/2	초반 ^c 1/3	a-b 짝비교 t-검정			a-c 짝비교 t-검정		
	평균	구간평균	구간평균	상관성	t값	p	상관성	t값	p
초기중앙 주파수*	86.02	86.31	86.37	.99	-1.38	.18	.99	-1.65	.11
기울기	-.01	-.03	-.03	.30	2.23	.03	.47	1.21	.23
피로지수	.03	.01	.01	-.13	.89	.38	.16	1.41	.17

*IMDF: 초기중앙주파수

다. 가쪽넓은근의 운동시행구간별 짝비교 t-검정
가쪽넓은근의 등장성 운동구간에 따른 짝비교 t-검정 결과는 최대 근 수축력 40% 부하에서 전체구간과 초반 1/2구간에서 초기 중앙주파수는 상관성이 높았고, 유의한 차이가 없었다. 기울기는 상관성이 낮았고 유의한 차이가 없었다. 초기 중앙주파수는 상관성이 높았고, 유의한 차이가 없었다. 기울기는 상관성이 낮았고 유의한 차이가 없었다. 초기 중앙주파수는 상관성이 높았고 유의한 차이가 없었다. 기울기는 상관성이 낮

표 7. 가쪽넓은근의 최대 근 수축력 80% 부하 시 운동구간별 변수 비교 (N=20)

	전체 ^a 구간	초반 ^b 1/2	초반 ^c 1/3	a-b 짝비교 t-검정			a-c 짝비교 t-검정		
	평균	구간평균	구간평균	상관성	t값	p	상관성	t값	p
초기중앙 주파수*	85.61	85.88	85.91	.98	-1.03	.31	.99	-1.91	.07
기울기	-.04	-.04	-.06	.20	.09	.92	.66	1.50	.14
피로지수	.04	.01	.01	.03	1.30	.20	-.06	1.31	.20

*IMDF: 초기중앙주파수

왔고 유의한 차이가 없었다. 전체구간과 전반 1/3구간에서 초기 중앙주파수와 기울기는 상관성이 높았고, 유의한 차이가 없었다(표 7). 피로지수는 모든 비교에서 상관성이 낮았고 유의한 차이가 없었다.

2. 회귀직선상의 변수의 조건간 차이

가. 초기 중앙주파수의 조건간 차이

초기 중앙주파수는 운동시행구간에 유의한 차이가 있었고(p<.05), 구간과 성별의 교호작용이 있었다(p<.05). 그리고 부하와 성별의 교호작용도 있었다(p<.05). 근육간에 유의한 차이가 없었고, 근육과 부하간에 교호작용은 없었다. 근육과 구간간에 교호작용도 없었다

(표 8).

나. 기울기의 조건간 차이

기울기는 근육간에 유의한 차이가 있었고(p<.05), 근육과 성별간에 교호작용은 없었다. 부하, 구간간에 유의한 차이가 없었고, 부하와 성별, 구간과 성별간에 교호작용이 없었다(p>.05). 구간과 부하간에 교호작용도 없었다(표 9).

다. 피로지수의 조건간 차이

피로지수는 근육간에 유의한 차이가 있었고(p<.05), 근육과 성별간에 교호작용은 없었다. 부하, 구간간에 유의한 차이가 없었다. 부하와 성별, 구간과 성별간에 교호작용도 없었

표 8. 초기중앙주파수의 조건간 차이

조건	제Ⅲ유형 제공합	자유도	χ-값	p
근육	77.12	1	.63	.43
근육×성별	295.06	1	2.41	.13
구간	37.62	1	5.54	.03
구간×성별	46.45	1	6.84	.01
부하	5.98	1	4.37	.05
부하×성별	11.53	1	8.41	.01
근육×구간	61.24	1	3.49	.07
근육×부하	12.67	1	3.50	.07
구간×부하	.39	1	.60	.44

표 9. 기울기의 조건간 차이

조건	제Ⅲ유형 제공합	자유도	χ-값	p
근육	.19	1	10.20	.00
근육×성별	.0524	1	2.72	.11
구간	.0148	1	1.61	.22
구간×성별	.0002	1	.31	.86
부하	.0515	1	3.86	.06
부하×성별	.00002	1	.01	.89
근육×부하	.0086	1	.49	.49
구간×부하	.002	1	.30	.58

표 10. 피로지수의 조건간 차이

조건	제Ⅲ유형 제곱합	자유도	χ^2 값	p
근육	.026	1	7.18	.01
근육×성별	.0016	1	.43	.52
구간	.096	1	2.69	.11
구간×성별	.029	1	.81	.37
부하	.0012	1	1.94	.18
부하×성별	.0002	1	.42	.52
근육×구간	.019	1	4.41	.05
근육×부하	.00005	1	.01	.98
구간×부하	.0012	1	2.26	.15

다. 근육과 구간, 부하와 구간에도 교호작용은 없었다(표 10).

3. 다중회귀분석

등장성 운동 시 운동 시행 전체구간에서 초기 중앙주파수와 기울기가 피로지수에 영향을 미치는가를 알아보기 위하여 다중회귀분석을 하였다. 그 결과 위팔두갈래근의 저부하, 고부하에서 초기 중앙주파수가 피로지수에 영향을 미치지 않았고, 기울기도 영향을 미치지 않았다. 가쪽넓은근의 고부하, 저부하에서도 초기 중앙주파수와 기울기가 피로지수에 영향을 미치지 않았다(표 11). 따라서 유의한 상관관계가 없었다.

IV. 고찰

임상이나 실험실에서 한 근육이나 근육군의 생체 그대로의 기능을 전기 생리학적 방법으로 가할 필요가 있을 때가 자주 있다. 그래서 많은 학자들이 근육의 수축이 지속되면 근전성 신호의 진폭은 커지고 주파수 스펙트럼은 저주파대로 이동한다고 보고하면서(Mills, 1982; Mortiner 등, 1970;), 시간 경과에 따른 근전도 신호의 진폭의 변화 양상을 사용하여 국소적 근육의 피로도를 연구하였다(Moritani 등, 1982). 그러나 비교적 정량화하기 쉬운 시간 평면에서의 진폭이 모든 실험 조건을 일정하게 유지한 상태에서도 편차가 크고, 전극의 위치나 종류에 따라 현저하게 영향을 받는 단점이 있다(Stulen과 De Luca, 1978). 반면 주파수 스펙트럼 분석은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고, 그 변화가 근 전도 속도나, 운동단위 전위의 특성과 그 외 여러 가지의 생리, 생화학적 변화와 관계가 깊은 것으로 보고되어 피로도 측정 등의 근육의 기능적 특성에 대한 연구에 빈번하게 사용되고 있다. 피로 유발 시에 나타나는 주파수 스펙트럼의 변화는 젖산의 축적에 따라 세포내가 증가하고, 따라서 트로포닌(troponin)에 결합하는 과정이 방해받아 수축력을 유지하기 힘든 피로 상태가 유발된다고 하였는데(Fitts와 Holloszy, 1976), 이때 pH의 감소에 따라 근막의 흥분도가 감소하여 근 전도속도

표 11. 운동 시행 전체구간에서의 다중회귀분석

(N=20)

	위팔두갈래근		가쪽넓은근	
	저부하 (MVC 30%)	고부하 (MVC 60%)	저부하 (MVC 40%)	고부하 (MVC 80%)
평방향	.0310	.0619	.0136	.011
평수직	.0165	.0309	.0068	.0055
χ^2 값	.525	.904	1.19	.527
p	.601	.424	.327	.599

*MVC: maximal voluntary contraction(최대 근 수축력)

가 느려지기 때문에 주파수 스펙트럼이 저주파수대로 이동한다고 설명하여 근 전도속도의 변화가 스펙트럼 변화의 주된 요인이라 하였다(Everstein과 Veattie, 1985).

이러한 주파수 특성의 이동은 운동단위에서 일어나는 추가적인 운동단위 동원(recruitment), 근 단위 동시활동(synchronization), 그리고 근섬유의 전도속도의 변화와 같은 다양한 전기 생리적 현상을 반영한다(Stulen과 De Luca, 1978). 이런 표면 근전도 주파수 분석과 같은 비침해성 기술들을 이용하면 재활프로그램, 스포츠 훈련, 기능적 신경근 자극 동안 피로를 모니터링할 때, 근 조건을 정량화하고 근섬유의 조성을 측정할 수 있다(Merletti 등, 1995; Rainoldi 등, 1999). 이와 같이 근 피로 측정은 근력 강화 운동과 지구력 운동에 필요한 저항과 반복을 결정하는데 필수적일 뿐만 아니라, 심혈관계 질환이나 쉽게 피로를 느낄 수 있는 신경근육계 질병과 근육병(myopathy)에서 과도한 운동으로 인한 약화(overwork weakness)가 발병하지 않도록 피로 수준을 자세히 모니터링할 때 필요하다(Tan, 1998). 또한 재활 기간 동안에 근육의 힘과 지구력을 회복시키는 치료를 한 후 신뢰할 만하고 타당한 피로지수들이 객관적인 측정과 훈련효과 평가를 위해 요구되어 왔고, 근전도 주파수 분석의 평균주파수와 중앙주파수는 측정변수들로써 이러한 목적에 부합될 수 있다(Ament 등, 1993; Basmajian과 De Luca, 1985; Doud와 Walsh, 1995). Potvin 등(1997)은 동적 수축에서 얻어진 근전도 주파수 분석 변수들의 해석에는 어려움이 있다고 하였다.

왜냐하면 동적인 운동 특성상 부가적인 요인들이 더 고려되어야 하기 때문이다. 이런 요소들에는 관절가동 범위에 따른 힘의 변화, 근육과 근섬유의 길이 변화, 전극 위치와 관련된 신경근 접합부의 움직임, 근신호의 비정지성(non-stationary)의 문제 등이 포함된다. 중앙주파수 자료를 해석하고자할 때, 회귀 분석을 통하여 얻은, 초기 중앙주파수, 초기 기

울기, 피로지수 등의 변수를 이용한 경우가 다수 있었다. 그러나 대부분 등장성 운동을 대상으로 하였으며, 동적 운동에서 얻은 중앙주파수의 자료의 회귀모형(regression model)에 대한 구체적인 연구는 아직 드물지만, 등장성 운동에서는 반복적인 근육길이의 변화로 인하여 혈액 공급이 증가하므로 근육의 온도가 증가하고, 국소적 근 피로가 발생하여도 중앙주파수 감소의 폭이 작은 것으로 알려져 있다. 또한 최근 연구에서 동적 운동에서 구한 중앙주파수 감소 양상은 선형관계(linear relationship)에 가깝다고 했다(Gamet 등, 1993; Potvin, 1997). 따라서 본 연구에서는 회귀직선 모형을 이용하여 운동 지속시간을 초반 1/3구간, 초반 1/2구간, 전체구간으로 나눠 등장성 운동 시 회귀분석기간에 따른 근전도 중앙주파수의 초기 중앙주파수, 기울기, 피로지수의 변화를 각각 비교해 보았다.

팔꿈 굽힘근(elbow flexor muscle)의 길이-장력관계(length-tension relationship)에 의하면, 팔꿈관절이 90° 굽힘 시 최대 수축이 발생하고, 팔꿈관절의 완전 펴 시에는 50%의 수축이 일어난다고 했다(Smith 등, 1996). 따라서 본 연구에서는 펴-굽힘 운동 시 초기 굽힘 범위(initial flexion range)에서의 어려움 때문에 운동 지속시간이 지나치게 짧아지는 것을 방지하기 위하여 팔꿈관절 90° 굽힘 상태에서 최대 근 수축력을 측정하였다. 팔꿈관절의 굽힘근은 위팔두갈래근을, 무릎관절의 펴근은 가쪽넓은근을 각각 선정하였고 각 근육의 부하는 위팔두갈래근은 최대 근 수축력의 30%를 저부하로, 60%를 고부하로 주었고, 가쪽넓은근은 최대 근 수축력의 40%를 저부하로, 80%를 고부하로 선정하여 실험을 시행하였다. 등장성 운동에서의 근 지구력을 높이기 위한 훈련 효과는 높은 운동강도 혹은 낮은 강도에서 한계까지 운동을 되풀이했을 때 나타난다고 하였고 최대 근력의 60% 이상에서 근력 향상이 현저하게 나타난다고 하였는데(Krivickas 등, 1998), 본 연구에서는 이것을 기준으로 하여 고부하와 저부하를 정하였다.

그러나 대상자들의 의지력 차이도 최대 등척성 수축력 측정 시나 피로를 유발하는 등장성 운동 시 모두에 영향을 미쳤다고 본다. 즉, 등장성 운동 시 적용된 부하를 결정하기 위해 최대 등척성 수축력을 측정할 때, 대상자들의 의지에 따라서 본래 가지고 있는 최대 수축력보다 10~30% 낮게 측정될 수 있다고 한다(Barrata 등, 1998). 본 연구에서 다른 논문들과 같이 시각적 피로감이나 청각적 피로감을 주면서 최대 등척성 수축을 유도하였다면, 더 정확한 측정이 되었을 것이다.

여러 학자들은 중앙주파수의 다양한 특성을 연구함으로써 정상인에게서 근육의 중앙주파수에 대한 정량화를 정립하고자 연구해왔다. 또한 다양한 근력 부하단계(levels of force)에서의 수축을 시도하거나, 관절의 위치를 여러 각도에 배치, 근전도 신호를 기록하기 위한 다양한 직경의 표면전극을 사용하는 등 중앙주파수의 정량화를 위해 노력해왔다. 이러한 실험에 위팔두갈래근이 자주 연구되었는데, 최대 근 수축력의 80% 부하에서 등장성 운동 시 정량화된 평균값과 표준편차는 108 ± 32 Hz였다(Linssen 등, 1991). 본 연구에서는 최대 근 수축력의 30%에서 초기 중앙주파수는 86.08 ± 6.21 Hz였고, 최대 근 수축력의 60%에선 88.48 ± 6.19 Hz였다. 운동 지속시간을 전체구간, 초반 1/2구간, 초반 1/3구간으로 나누어 초기 중앙주파수의 변화정도를 비교해 본 결과 유의한 차이가 없었다($p > .05$). Moritani(1982)는 최대 근 수축력의 100% 부하에서 근육의 초기 중앙주파수와 기율기의 감소는 근 피로와 상당한 관련이 있다고 했는데, 초기 중앙주파수가 큰 근육이 더 빨리 피로해진다고 했다. 본 연구에서는 최대 근 수축력의 100%보다 낮은 30%, 40%, 60%, 80%의 부하에서 실험을 시행하였다.

스펙트럼 분석은 비침습적 방법으로 근섬유 조성비를 추정할 수 있다는 연구가 있다(Basmajian과 De Luca, 1985). Johnson 등(1973)의 연구에서 위팔세갈래근의 속근 섬유 구성은 67%였고, 위팔두갈래근은 47%,

앞정강근은 27%였다. 또한 위팔두갈래근의 표면의 지근 섬유 비율은 57.7%이고 가쪽 넓은근의 지근 섬유 비율은 37.8%, 속근 섬유 비율은 67.3%로 더 높은 것으로 나타났다. 본 연구에서는 근섬유 유형에 대한 평가를 하지는 않았지만, 속근에서 초기 중앙주파수가 크다는 연구도 있다(Linssen 등, 1991; Milner-Brown 등, 1985). 또한 근섬유 유형이 초기 중앙주파수와 연관성이 크다는 연구가 있어서 주파수 스펙트럼 분석상의 회귀직선상의 초기 변화는 해당하는 근육의 지구력(endurance capacity)과 그 근육의 피로 감수성을 예측할 수 있을 것이라는 보고가 있다(Merletti와 Roy, 1996). 여성의 초기 중앙주파수는 남성보다 낮았는데 남녀 사이의 근섬유 혼합 형태와 근섬유의 직경의 차이가 영향을 주었을 것으로 생각된다. 각 회귀분석기간의 변수들을 비교해 볼 때 기율기의 가변성이 초기 중앙주파수보다 더 큰 것으로 나타났다.

본 연구에서 중앙주파수의 가변성이 운동 시행 초반 5초와 운동종료 5초 전에서 대상자들의 대다수에서 심했는데 이는 운동시작 시 일어나는 운동단위 동원, 근단위 동시활동, 그리고 운동 종료 시 synergy relay 현상이라 생각되는데, 앞으로 후속 연구를 진행해 볼만하다고 생각한다.

V. 결론

최근의 연구에서 근전도 중앙주파수 회귀직선상의 초기 중앙주파수와 기율기가 근섬유 조성 비율과 연관성이 있고, 근육의 지구력과 근육의 피로감수성을 예측하는데 의미가 있다고 했다(Merletti와 Roy, 1996). 본 연구에서는 등장성 운동 시 회귀분석 기간에 따른 근전도 중앙주파수 회귀직선의 특징을 알아보기 위해 근전도 중앙주파수의 초기 변화 양상만으로도 전체구간 변화를 알아낼 수 있는지를 확인하고자 하였다. 본 연구에서는 등장성 운동 시 운동 지속시간을 초반1/3구

간, 초반 1/2구간, 전체구간으로 나눠 근전도 중앙주파수 회귀직선상의 초기 중앙주파수, 기울기, 피로지수의 변화를 각각 비교해 보면 유의한 차이가 없을 것이다 라는 가설을 제시하였다. 이를 위하여 건강한 성인 20명(남자 10명, 여자 10명)을 대상으로, 위팔두갈래근에 최대 근 수축력 30%의 부하의 강도와 60%의 부하의 강도로, 25회/분의 속도로 피로를 유발하는 등장성 운동(fatiguing isotonic exercise)을 시행하였다. 또한 같은 방법으로 가쪽넓은근에 최대 근 수축력 40%와 80%의 부하의 강도로 등장성 운동을 시행하여 표면 근전도 신호를 수집하여 moving FFT를 이용하여 중앙주파수를 얻었다. 여기에 IFFT를 이용하여 잡음을 제거하고 남은 감소 추세선의 특징으로 시계열 회귀직선을 구한 후, 이 회귀직선 분석기간을 운동 지속시간의 초반 1/3구간, 초반 1/2구간, 전체구간으로 나눠 초기 중앙주파수, 기울기, 피로지수의 변화 경향을 살펴보았다. 본 연구에서 초기 중앙주파수와 기울기는 회귀분석기간에 유의한 차이가 없었으나 피로지수는 유의한 차이가 있었다. 또한 전체구간에서의 초기 중앙주파수와 기울기는 피로지수에 유의한 상관관계가 없었다. 본 연구 결과 등장성 운동 시 근전도 중앙주파수 회귀직선상의 초기 중앙주파수와 기울기의 경향을 보고자 한다면 운동 지속시간 중 초기 구간만 보아도 될 것으로 생각된다.

인용문헌

박홍식, 이강목. 등척성 수축에 의한 피로와 근육의 전기적 신호변화. 대한재활의학회지. 1991;15:212-219.
손민균, 윤여삼, 전계호. 만성 요통환자에서 요추신근의 근전도 주파수 분석. 대한재활의학회지. 1998;22:68-76.
이영희, 전세일, 박창일. 자발적 수축 시 근활동전위의 주파수 분석에 의한 인체골격근의 특성. 대한재활의학회지. 1994;18:

311-327.
이우주. 필수 의학사전. 아카데미서적, 1996.
Ament W, Bonga GJ, Hof AL, et. al. EMG median power frequency in an exhausting exercise. J Electromyogr Kinesiol. 1993; 3:214-220.
Andersen P, Henriksson J. Training induced changes in the subgroups of human type II skeletal muscle fibers. Acta Physiol Scand. 1977;99:123-125.
Barrata RV, Solomonow M, Zhou BH, et. al. Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. J Electromyogr Kinesiol. 1998;8:279-283.
Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.
Christensen H, Sogaarf K, Jensen BR, et. al. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. J Electromyogr Kinesiol. 1995;5:27-36.
Cooper RR. Alterations during immobilization and regeneration of skeletal muscle in cats. J Bone Joint Surg. 1972;54:919-963.
Doud JR, Walsh JM. Muscle fatigue and muscle length interaction: Effect on the EMG frequency components. Electrmoygr Clin Neurophysiol. 1995;35:331-339.
Edwards RHT. Biochemical Bases of fatigue in exercise performance: Catastrophe theory of muscular fatigue. In: Knuttgen HG, Vogel JA, Poortmans J. Biochemistry in Exercise. Champaign, Human Kinetics, 1983;3-28.
Everstein A, Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. Muscle Nerve. 1985;8:768-773.

- Fitts RH, Holloszy JO. Lactate and contractile force in frog muscle during development of fatigue and recovery. *Am J Physiol.* 1976;231:430-433.
- Gamet D, Duchene J, Garapon-Bar C, et. al. Surface electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise. *J Appl Physiol.* 1993;74:2704-2710.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D, et. al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles on autopsy study. *J Neurol Sci.* 1973; 18:111-129.
- Kisner C, Colby LA. *Therapeutic Exercise Foundations and Techniques.* 3rd ed. Philadelphia, F. A. Davis Co., 1996.
- Krivickas L, 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.* 1998;15:138-145.
- Lindström L, Kadefors R, and Peterson I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. *J Appl Physiol.* 1977;43:750-754.
- Linssen WH, Stegeman DF, Joosten EM, et. al. A muscle force and surface EMG study on the relative role of type I and type II muscle fibers. *Muscle Nerve.* 1991;14:829-837.
- Merletti R, Lo Conte LR, Sathyan D. Repeatability of electrically-evoked myoelectric signals in the human tibialis anterior muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1995;5:67-80.
- Merletti R, Roy S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. *J Ortho Sports Phys Ther.* 1996;15: 236-242.
- Merletti R, Sabbahi MA, De Luca CJ. Median frequency of the myoelectric signal: Effects of ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol.* 1984;52:258-263.
- Mills KR. Power spectral analysis of EMG and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J Physiol.* 1982;826:401-409.
- Milner-Brown HS, Mellenthin M, Miller RG. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:530-535.
- Moglia A, Alfonsi E, Zandrini C, et. al. Surface EMG analysis of rectus femoris in patients with spastic hemiparesis undergoing rehabilitation treatment. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1991;31:123-128.
- Moritani R. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exer.* 1982;14:198-202.
- Moritani T, Nagata A, Muro M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Med Sci Sports Exer.* 1982;14:198-202.
- Mortiner JH, Magnusson R, Retersen I. Conduction velocity in ischemic muscle: Effect on EMG frequency spectrum. *Am J Physiol.* 1970;219: 1324-1329.
- Muro M, Nagata A, Murakami K, et. al. Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contractions. *Am J Phys Med.* 1982;61:244-254.
- Potvin JR. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J Appl Physiol.* 1997;82:144-151.
- Rainoldi A, Galardi G, Maderna L, et. al.

- Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9:105-119.
- Ranager J, Christensen H, Fugisang-Frederiksen A. Power spectrum analysis of the EMG pattern in normal and diseased muscles. *J Neurol Sci.* 1989;94:283-294.
- Salmons S, Henriksson J. The adaptive response of skeletal muscle to increased use. *Muscle Nerve.* 1981;4:94-105.
- Shankar S, Grandner RE, Brandell BR. Change in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1989;73:142-150.
- Smith LK, Weiss EL, Don Lehmkuhl L. Muscle activity and strength: Brunstrom's clinical kinesiology. 5th ed. Philadelphia, F.A. Davis Co., 1996.
- Stulen FB, De Luca CJ. The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1978;45:681-698.
- Tan JC. Practical manual for physical medicine and rehabilitation: Diagnostics, therapeutics, and basic problems. 1st ed. St. Louis, Mosby, 1998.
- Yaar I, Niles L. EMG interference pattern power spectrum analysis in neuromuscular disorders. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1989;29:473-484.