한국전문물리치료학회지 제6권 제2호
KAUTPT Vol. 6 No. 2 1999.

근전도 스펙트럼 분석을 이용한 만성 요통 환자의 요부근육과 복부근육의 피로도 분석

남기석
영동전문대학 물리치료과
이영희
연세대학교 원주의과대학 재활의학교실
이충휘, 조상현
연세대학교 보건과학대학 재활학과 및 보건과학연구소

Abstract

A Study of Muscle Fatigue in Lumbar and Abdominal Muscles in Patients with Chronic Low Back Pain by Electromyographic Power Spectral Analysis

Nam Ki-seok, M.S., R.P.T.
Dept. of Physical Therapy, Yeongdong Junior College
Lee Young-hee, M.D., Ph.D.
Dept. of Rehabilitation Medicine, Wonju College of Medicine, Yonsei University
Yi Chung-hwi, Ph.D., R.P.T.,
Cho Sang-hyun, M.D., Ph.D.
Dept. of Rehabilitation Therapy, College of Health Science, Yonsei University
Institute of Health Science, Yonsei University

The purpose of this study was to assess the fatigue in lumbar and abdominal muscles in patients with chronic low back pain compared with normal subjects using spectral analysis with mean power frequency and median power frequency. The experimental group consisted of twenty subjects who had experienced chronic low back pain for over one year after the onset day. A control group consisted of twenty normal subjects with no history of low back pain. All subjects stood in an apparatus to perform sustained contraction in the lumbar and abdominal muscles for 30 seconds with 60% maximal voluntary isometric contraction (MVIC). The resulting electromyographic (EMG) recorded time serial data were transformed into frequency serial data by Fast Fourier Transformation (FFT). The results were as follows: 1) lumbar muscles measured, the frequency change ratio of both median power frequency and mean power frequency was significantly greater for experimental group compared with control group group ($p<0.05$). In measured two abdominal muscles (inferior rectus abdominis, obliquus

externus abdominis) except superior rectus abdominis, the frequency change ratio of both median power frequency and mean power frequency was significantly greater for experimental group compared with control group ($p<0.05$). 2) In all three (longissimus thoracis, iliocostalis lumborum, multifidus) lumbar muscles measured, the initial frequency value of both median power frequency and mean power frequency was significantly lower for the experimental group compared with the control group ($p<0.05$). In the two (inferior rectus abdominis, obliquus externus abdominis) abdominal muscles measured (superior rectus abdominis not included), the initial frequency value of both median power frequency and mean power frequency was significantly lower for the experimental group compared with the control group ($p<0.05$). These results suggest that in patients with chronic low back pain there is a trend for more fatigue to occur in both lumbar and abdominal muscles than in the normal control group. This would seem to suggest that in treatment programs for patients with chronic low back pain, improvement of endurance in all trunk muscles should be considered.

Key Words: Low back pain; Fatigue; Frequency spectrum; Electromyography.

Ⅰ. 서론

요통은 다른 질환에 비하여 개인적으로나 국가적인 차원에서 의학적, 사회적 그리고 경제적인 손실을 가져온다(Rusk, 1977). 이러한 요통은 전 인구의 80% 이상이 일생중 한 번은 경험하게 되는 매우 흔한 질환으로서 특히 만성 요통 환자에서는 요통을 치료하고 재발의 방지를 위하여 요추주위근 및 복근을 포함한 체간 전체 근육에 대한 정확한 검진 방법이 필요하다. 요통을 유발하는 척추의 장애와 변형은 다양한 원인이 있지만 대부분의 경우는 통증과 기능장애 등의 공통된 특징을 나타낸다(Cailliet, 1982).

요통 환자는 척추의 가동성이 제한되며 (Mayer 등, 1985), 체간 신전근의 근력이 약화되어 힘 발생 능력이 감소된다(Addison과 Schultz, 1980). 그래서 척추의 가동성과 근력의 평가는 척추의 기능과 요통의 정도를 평가하고, 재활치료의 진척정도를 예측하는 척도로 이용되어 왔다(Mellin, 1985; Marras와 Wongsam, 1986). 또한 요추신근의 기능 장애를 가진 요통 환자는 정상인에 비하여 근육의 피로가 빨리 진행되어(Jayasinghe 등, 1978; Roy 등, 1989), 체간 근육의 피로도와 지구력은 요통의 발생 및 재발과 연관성이 있다고 보고되었다(Biering-SØrensen, 1984; Nicolaisen과 JØrgensen, 1985). 따라서 요통 환자를 평가할 때 척추의 가동성 및 근력과 함께 요추 신전근의 피로도를 평가하는 것은 요통의 발생을 방지하고 치료를 위한 평가과정에서 필수적인 사항이다(Seidel 등, 1987). 하지만 피로는 단순하게 정의하기가 어려우며, 피로를 평가할 때는 동반되는 다양한 감각을 이해하여야 한다(Kukulka, 1992).

과거에는 피로를 반복적인 근활동으로 인하여 필요한 힘을 유지하지 못하는 상태라고 정의하였다. 즉 중추신경계에서 말초의 근육으로 연결되는 경로의 어떤 부분에 이상이 발생하여 근육의 힘 발생이 장애를 받는 상태를 피로라고 정의하였다(Binder-Macleod와 Snyder-Mackler, 1993). 하지만 정상인들이 최대의 힘으로 근수축을 지속할 때 나타나는 피로는 중추신경계의 운동유발전위의 감소나 신경근 전도의 실패에 기인하여 힘의 발생 능력이 감소하는 것이 아니라 해당 근육의 수축력 자체의 문제라고 보고되었다 (Bigland-Ritchie와 Woods, 1984). 따라서 현재에는 근피로를 최근의 활동으로 인하여 근육의 힘 발생 능력이 감소된 상태라고 정의

한다. 이러한 정의가 의미하는 것은 근육은 독립된 성분으로서 평가될 수 있다는 것이다(Binder-Macleod와 Snyder-Mackler, 1993).

근육의 피로를 정량적으로 나타내기 위한 임상적인 평가 방법으로 피로를 유발하는 방법에 따라 자의적으로 유발된 피로 검사와 전기적으로 유발된 피로 검사가 있다(Binder-Macleod와 Snyder-Mackler, 1993). 이 두 피로 검사는 생리적으로 거의 동일한 결과를 나타내며(Bigland-Ritchie와 Wood, 1984), 신뢰도가 검정되어 임상적으로 널리 사용되는 유용한 피로 검사법이다(McDonnell 등, 1987). 이러한 피로 검사의 분석은 대부분 근전도를 이용한다. 이때 이용되는 피로 지수(fatigue index)로는 근전도 신호의 진폭(amplitude)을 반영한 Root Mean Square (RMS)값(Moritani 등, 1986) 그리고 주파수 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수(median power frequency), 평균주파수(mean power frequency) 등이 있다(Kranz 등, 1983).

근전도 신호와 근 피로도의 관련성에 관한 초기의 연구에서는 신호의 진폭이 어떻게 변하는가에 주된 관심이 있었다(Roy, 1993). 지속적인 근수축을 하는 동안 근전도 신호(myoelectric signal)의 진폭이 증가하는 것은 근육이 피로해지면서 근섬유의 수축능력이 감소함에 따라 운동단위의 동시화(synchronization)와 점증(recruitment)의 결과라고 하였다(Bigland-Ritchie와 Woods, 1984). 적분된 근전도 신호(integrated EMG signal)와 근력과의 비율은 이러한 피로현상을 정량적으로 나타내는 피로 지수로 이용되었다. 이 비율의 증가는 흥분 - 수축 결합(excitation - contraction coupling)의 장애가 원인일 수 있다. 하지만 이 비율에 대한 선행연구의 결과들이 상이하게 나타난다는 점과 전극의 위치와 같은 피로와 무관한 요소에 의하여 측정이 민감한 영향을 받는다는 점에서 볼 때 임상적 유용성이 문제된다고 할 수 있다(Roy, 1993).

근전도를 이용한 주파수 스펙트럼 분석은 국소적인 근 피로도를 정량화하여 분석하는 방법으로서 피로도를 통증없이 평가할 수 있는 방법이다(Lindström 등, 1977). 근육의 상태를 정량적인 수치로 나타내는 주파수 스펙트럼 분석은 근육에서 발생하는 근전도 신호를 주파수 계열의 자료로 변환하여 분석하는 기법으로서 근육의 특성에 관한 연구에 많이 이용되고 있으며, 그 대표값으로는 중앙주파수와 평균주파수가 사용되고 있다(이영희, 1993; Ahern 등, 1988; Ng와 Richardson, 1996). 지속적인 근수축시에 발생하는 근육의 피로도를 평가할 때 나타나는 전기생리학적인 소견으로서 주파수 스펙트럼의 저주파대로의 이동, 평균주파수와 중앙주파수의 시간경과에 따른 변화 등이 있다(Hagberg와 Ericson, 1982; Lindström 등, 1977; Petrofsky와 Lind, 1980; Potvin과 O'Brien, 1998).

만성 요통 환자는 요추신근을 다양한 수축강도로서 등척성 수축을 실시할 때 수축 강도에 따라서 중앙주파수, 평균주파수, 평균진폭 및 RMS가 정상군에 비하여 다르게 나타난다(손민균 등, 1998; Alexiev, 1994; Roy 등, 1989). 지속적인 등척성 체간 신전운동을 실시하는 동안 근전도 스펙트럼 분석의 변수를 통한 근피로도의 예측은 근육이 발생하는 힘을 바탕으로 한 예측보다 정확하며, 근육의 활성화도와 깊은 연관이 있다(Van Dieen 등, 1993). 이러한 만성 요통 환자의 요부신근의 피로도 검사에 이용되는 근전도 스펙트럼 분석에 대한 신뢰도 검사들은 정상군과의 판별력과 국소적 근피로의 측정에 있어서 신뢰성 있는 방법이라고 보고되었다(Ng와 Richardson, 1996; Roy 등, 1989). 요통 환자의 요부근육이 정상인과는 다른 근전도 신호를 나타낸 많은 연구가 있으나(이태임 등, 1995; Roy 등, 1989; Stokes 등, 1989), 각 연구에 사용된 주파수의 대표값들이 차이가 있으며 만성 요통 환자의 요부근육과 복부근육을 포함한 체간 근육 전체의 피로도에 대한 근전도 스펙트럼 분석 연구는 부족한 실정이다.

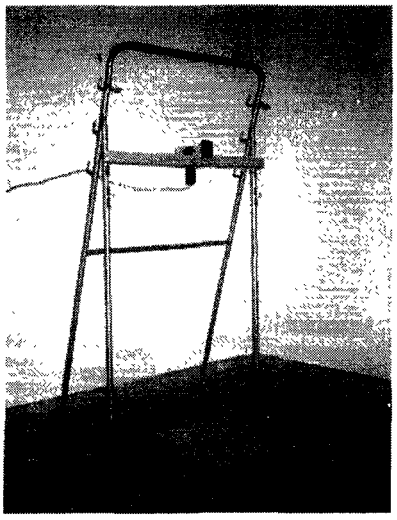

그림 1. 자세 고정 장치

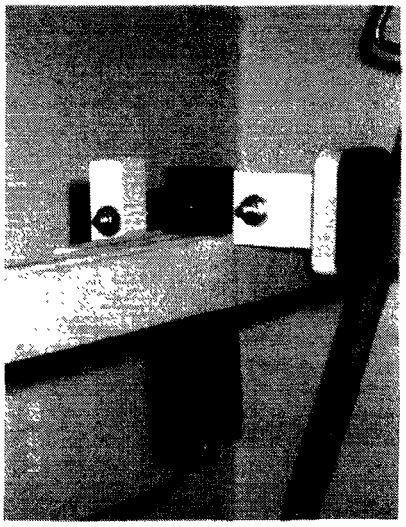

그림 2. 자세 고정 장치에 설치된 electric dynamometer

본 연구는 요부근육과 복부근육의 지속적인 등척성 수축시에 발생하는 근전도 신호를 주파수 스펙트럼 분석을 이용하여 만성 요통 환자의 복부근육과 요부근육의 피로도 특성에 대하여 정상군과 근육별로 비교 연구하고자 한다.

본 연구의 가설은 다음과 같다.

첫째, 요부와 복부의 각 근육별 중앙주파수와 평균주파수의 변화율은 요통군이 정상군에 비하여 유의하게 클 것이다.

둘째, 요부와 복부의 각 근육별 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수는 요통군이 정상군에 비하여 유의하게 낮을 것이다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구 대상

이 연구는 요통으로 인하여 원주기독병원과 원주의료원에 입원 또는 외래로 내원한 환자 19명으로 구성된 요통군과 연세대학교 원주 캠퍼스의 학생과 교직원 중에서 요통이 없는 건강한 성인 20명으로 구성된 정상 대조군을 대상으로 실시하였다. 요통군의 선정 조건은 1년 이상 요통으로 인하여 활동이 제한되었거나 수술 또는 치료를 받았던 만성 요통 환자로서 실험자의 지시를 이해하고 수행할 수 있는 자를 대상으로 하였으며, 급성 요통으로 인하여 실험에 필요한 체간 근육의 수축을 수행하지 못하는 환자 그리고 척추의 구조적인 이상이 있는 환자는 대상에서 제외하였다. 정상 대조군의 선정 조건은 첫째, 요통의 과거력을 가지고 있지 않을 것, 둘째, 현재 요통을 의심할 만한 증상을 갖고 있지 않을 것, 셋째, 하지관절 및 척추에 실험에 요구되는 동작을 제한하는 구축(contracture)이 없을 것이었다.

2. 실험 기구 및 측정 방법

가. 수축력의 측정 방법

모든 대상자는 실험에 참여하기 전에 본

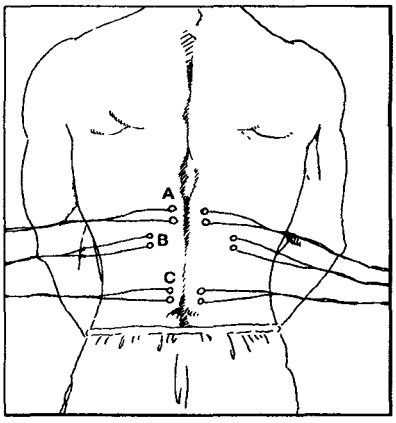

그림 3. 요부의 전극 부착 부위
A: L_1 극돌기에서 3 ㎝(등최장근)
B: L_2 극돌기에서 5 ㎝
(허리장골늑골근)
C: L_5 극돌기에서 3 ㎝(뭇갈래근)

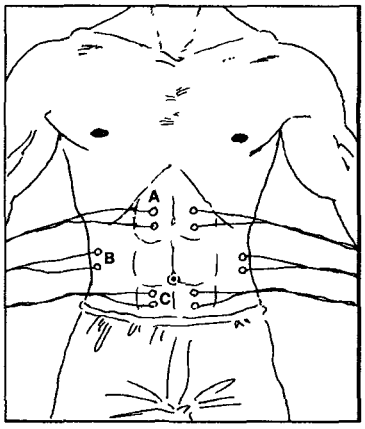

그림 4. 복부의 전극 부착 부위
A: 상부배곧은근
B: 하부배곧은근
C: 배바깥경사근

연구의 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 들었다. 요부근육과 복부근육의 수축시에 다른 근육의 보상작용을 제거하기 위하여 특별히 고안된 자세 고정 장치에는 체간의 신전시 요부근육의 수축력과 체간의 굴곡시 복부근육의 수축력을 측정하기 위하여 electric dynamometer(TSD121)[1]를 설치하여 이것에서 나오는 신호가 MP100WSW로 연결이 되도록 하였다(그림 1). 여기에 직접 힘을 받는 부위에는 10 ㎝ × 10 ㎝ 크기의 평평한 나무를 부착하여 대상자가 힘을 적용할 때 압박으로 인한 통증이 없도록 하였다(그림 2). 대상자들의 신장 차이를 고려하여 electric dynamometer가 대상자의 흉골 높이에 위치하도록 상하로 이동이 가능하게 하였다. 또한 대상자가 선 자세에서 요부근육과 복부근육의 수축을 실시할 때 전상장골극(anterior superior iliac spine)의 높이에 해당하는 골반에 신축성이 없는 strap을 이용하여 고정점을 제공함으로써 선택적인 체간의 굴곡과 신전을 유도하는 역할을 하도록 하였다.

요부근육의 최대등척성수축력(maximal voluntary isometric contraction; MVIC)을 측정하기 위하여 대상자는 자세 고정 장치에 설치된 electric dynamometer를 등지고 선 자세에서 체간은 똑바로 편 상태로 electric dynamometer에 힘이 가해지도록 체간을 신전한다. 복부근육의 최대등척성수축력은 대상자의 흉골 부위에 electric dynamometer가 위치하게 하여 체간을 굴곡할 때 측정된 수축력으로 정의하였다. 선택적인 체간의 굴곡과 신전을 실시하기 위하여 슬관절을 약 15° 정도 굴곡한 자세에서 수축을 실시하였다. 최대등척성수축력의 측정은 5초간의 최대수축을 2분 간격으로 3회 실시하여 그 평균값을 선택하였다.

최대등척성수축력의 측정후 10분간의 휴식을 갖고 최대등척성수축력의 60%의 강도로

1) BIOPAC Systems Inc., U.S.A.
2) BIOPAC Systems Inc., U.S.A.

서 35초간 지속적인 수축을 실시하여 그때의 근전도 신호를 분석자료로 이용하였다. 전체 35초간의 근수축 시간에서 초기 5초는 대상자가 최대등척성수축력의 60% 강도에 도달하기 위한 시간으로 하였으며, 자료 분석에도 초기 5초간의 자료는 제외하였다. 대상자가 최대등척성수축력의 60%를 유지하게 하기 위하여 실험자는 컴퓨터 화면에 디지털(digital) 숫자로 표시된 대상자의 수축력을 주시하면서 "강하게", "약하게", "유지"라는 세 가지의 구두명령을 사용하였다.

나. 전극 부착 부위

요부의 전극 부착 부위는 제 1요추 극돌기의 외측 3 ㎝부위의 등최장근(longissimus thoracis), 제 2요추 극돌기의 외측 5 ㎝부위의 장골늑골근(iliocostalis lumborum) 그리고 제 5요추 극돌기의 외측 3 ㎝부위의 뭇갈래근(multifidus)에 좌우 대칭적으로 6개 채널의 활성전극을 부착하였다(그림 3).

복부근육의 전극 부착 부위는 배곧은근(rectus abdominis)의 상부와 하부, 배바깥경사근(obliquus externus abdominis)에 6개 채널의 활성전극을 좌우 대칭으로 부착하였다. 상부배곧은근은 배꼽과 칼돌기(xiphoid process) 사이의 상부 ⅓에 위치하는 배곧은근의 근복 그리고 하부배곧은근은 배꼽 밑에 위치하는 배곧은근의 근복에 부착하였다. 배바깥경사근은 전상장골극의 전상방 3 ㎝부위에 부착하였다(그림 4). 모든 활성전극은 근섬유의 주행방향과 평행을 이루도록 부착하였으며, 접지전극(ground electrode)은 제 5요추 극돌기에 부착하였다.

다. 근전도 신호(myoelectric signal)의 기록 및 신호 처리(signal processing)

요부근육과 복부근육의 근활성화도를 분석하기 위하여 다양한 생리적 신호를 동시에 검출하고 디지털(digital) 처리할 수 있는 polygraph의 일종인 MP100WSW[2]를 이용하였다. 전기 신호의 기록을 위해 직경 10 ㎜ 크기의 은-은 염화 표면전극[3](silver-silver chloride surface electrode)을 사용하였고, 하나의 활성전극과 하나의 참고전극 중심간 거리를 3 ㎝로 유지하였다. 전극 부착 부위의 피부를 알코올로 닦아 피부 저항을 감소시켰다.

증폭기의 gain은 1000이며, 5 Hz의 high pass filter를 이용하였으며 sampling rate는 200 Hz로 하였다(MP100 System Guide, 1997). 기록된 근전도 신호는 Hamming window를 사용하여 Fast Fourier Transformation (FFT)하여 주파수 스펙트럼을 얻었다. 주파수 스펙트럼의 대표값으로는 모든 채널에 기록된 근전도 신호의 초기 10초간의 자료와 말기 10초간의 자료에서 얻어진 중앙주파수와 평균주파수를 이용하였다.

3. 분석 방법

각각의 근육에서 기록된 초기 10초간의 중앙주파수와 평균주파수에 대한 정규분포 여부를 단일 표본 콜모고로프 - 스미르노프 검정(one-sample Kolmogorov - Smirnov test)을 통하여 군별로 분석하였다. 동일한 근육의 좌우에서 두 개의 채널로 대칭적으로 측정된 신호는 산술평균값을 구하여 각 근육별 자료로 이용하였다. 자료의 통계 처리는 상용 통계 프로그램인 WINDOWS용 SPSS(statistical package for the social sciences)를 이용하였다.

요통군과 정상군의 중앙주파수와 평균주파수 각각에 대한 변화율을 근육별로 비교하기 위하여 두 표본 독립 t-검정을 실시하였다. 요통군과 정상군의 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수를 근육별로 비교하기 위하여 두 표본 독립 t-검정을 실시하였다. 통계적 유의성을 검정하기 위하여
유의수준 α = 0.05로 하였다.

---

2) BIOPAC Systems Inc., U.S.A.
3) Nicolet Biomedical Inc., U.S.A.

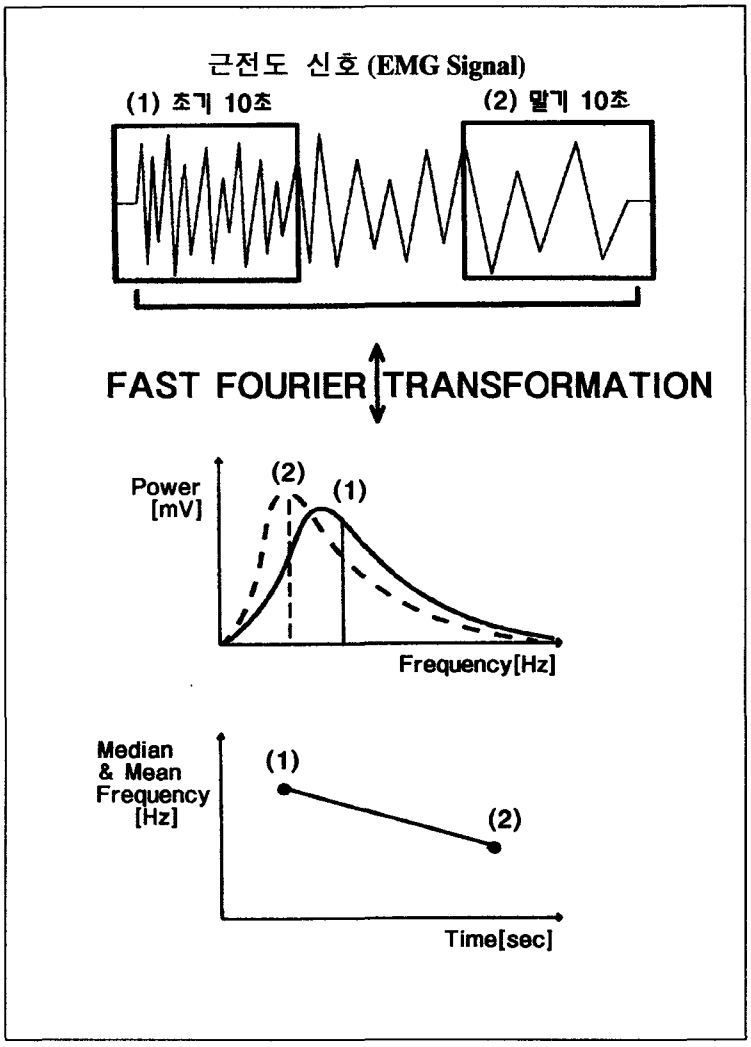

그림 5. 중앙주파수와 평균주파수의 도출과정에 대한 모식도
- 위 그 림: 지속적인 근수축동안 초기와 말기의 근전도 신호 모양의 변화
- 중간그림: 초기와 말기의 주파수 스펙트럼 차이에 의한 그래프
- 아래그림: 지속적인 근수축에 따른 중앙주파수와 평균주파수의 감소를 나타낸 그래프

Ⅲ. 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

실험에 참여한 대상자는 19명(남자 14명, 여자 5명)의 요통 환자와 20명(남자 19명, 여자 1명)의 정상인이었다. 대상자 전체의 평균 나이는 41.8세, 평균키는 167.7 ㎝ 그리고 평균 몸무게는 65.8 ㎏ 이었다(표 1). 요통군의 유병기간은 3.9±4.2년이었으며, 수술을 받은 대상자의 수는 5명이었다.

표 4. 연구 대상자의 일반적 특성 (N=39)

일반적 특성	요통군(n_1=19)		정상군(n_2=20)	
	평균 ± 표준편차	범위	평균 ± 표준편차	범위
나이(세)	46.3 ± 14.4	18 ~ 68	37.2 ± 9.4	26 ~ 55
키(㎝)	164.9 ± 6.0	154 ~ 175	170.6 ± 5.3	162 ~ 183
몸무게(㎏)	64.3 ± 9.5	47 ~ 84	67.4 ± 10.3	50 ~ 85

2. 요부와 복부의 근육별 중앙주파수와 평균주파수 각각에 대한 변화율

요통군과 정상군의 각 근육별 초기 10초간의 중앙주파수와 평균주파수에 대한 정규분포성을 검정하기 위하여 단일 표본 콜모고로프 - 스미르노프 검정을 실시한 결과 모든 근육에서 기록된 주파수값이 정규분포하였다.

중앙주파수와 평균주파수 각각에 대하여 초기와 말기 사이의 변화량을 초기값을 기준으로 백분율로 표시한 아래와 같은 공식의 "주파수 변화율"을 통하여 지속적인 근수축 동안에 주파수 성분이 변화하는 양상을 요통군과 정상군간에 비교하였다. 이러한 주파수 변화율의 값이 0보다 클 경우는 저주파수 대역으로 이동한것을 의미이며, 0보다 작을 경우에는 고주파수 대역으로 이동한 것을 의미한다.

요부근육에서는 측정된 세 근육(등최장근, 장골늑골근, 뭇갈래근) 모두에서 중앙주파수의 주파수 변화율과 평균주파수의 주파수 변화율 둘 다 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 높은 결과를 나타내어 요통군에서 주파수 변화율이 큰 것으로 나타났다($p<0.05$, 표 2).

$$\text{주파수 변화율} = \frac{\text{초기주파수} - \text{말기주파수}}{\text{초기주파수}} \times 100$$

표 2. 요부근육의 중앙주파수와 평균주파수의 주파수 변화율 (N=39)

근육	주파수	요통군(n_1=19) 평균 ± 표준편차	정상군(n_2=20) 평균 ± 표준편차	t
등최장근 (L_1)	중앙주파수	15.53 ± 11.97	-3.64 ± 10.75	-4.85*
	평균주파수	9.23 ± 2.81	0.12 ± 3.04	-9.07*
장골늑골근 (L_2)	중앙주파수	12.57 ± 7.73	3.65 ± 2.87	-4.24*
	평균주파수	4.34 ± 2.08	0.32 ± 1.81	-5.91*
뭇갈래근 (L_5)	중앙주파수	17.58 ± 15.96	5.86 ± 2.94	-2.80*
	평균주파수	5.01 ± 4.64	-0.48 ± 2.76	-4.04*

* $p<0.05$

복부근육에서는 상부배곧은근을 제외한 하부배곧은근과 배바깥경사근에서 중앙주파수의 주파수 변화율과 평균주파수의 주파수 변화율 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 높은 결과를 나타내어 요부근육에서와 마찬가지로 요통군에서의 주파수 변화율이 큰 것으로 나타났다($p<0.05$, 표 3).

표 3. 복부근육의 중앙주파수와 평균주파수의 주파수 변화율 (N=39)

근육	주파수	요통군(n_1=19) 평균 ± 표준편차	정상군(n_2=20) 평균 ± 표준편차	t
상부 배곧은근	중앙주파수	0.98 ± 6.07	2.44 ± 3.80	0.82
	평균주파수	1.39 ± 4.12	2.08 ± 3.57	0.51
하부 배곧은근	중앙주파수	21.61 ± 13.71	1.70 ± 3.81	-5.44*
	평균주파수	5.96 ± 5.82	-0.46 ± 1.69	-4.12*
배바깥 경사근	중앙주파수	24.50 ± 8.08	11.66 ± 3.28	-5.78*
	평균주파수	7.06 ± 3.58	1.37 ± 1.89	-5.57*

* $p<0.05$

3. 요부와 복부의 근육별 초기 중앙주파수 및 초기 평균주파수의 비교

요부근육은 측정된 세 근육 모두에서 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 낮게 나타났다($p<0.05$, 표 4).

복부근육은 측정된 세 근육 중에서 상부배곧은근을 제외한 하부배곧은근과 배바깥경사근에서 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 낮게 나타났다($p<0.05$, 표 5).

표 4. 요부근육의 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 (N=39)

근육	주파수	요통군(n_1=19) 평균 ± 표준편차	정상군(n_2=20) 평균 ± 표준편차	t
등최장근 (L_1)	중앙주파수	21.96 ± 1.19	23.67 ± 2.88	2.17*
	평균주파수	32.02 ± 0.90	33.04 ± 1.11	2.88*
장골늑골근 (L_2)	중앙주파수	25.57 ± 7.40	36.26 ± 2.33	5.93*
	평균주파수	33.76 ± 4.75	40.76 ± 1.78	5.91*
뭇갈래근 (L_5)	중앙주파수	22.10 ± 1.75	25.28 ± 1.37	5.97*
	평균주파수	31.13 ± 0.97	33.38 ± 0.92	6.89*

* $p<0.05$

표 5. 복부근육의 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 (N=39)

근육	주파수	요통군(n_1=19) 평균 ± 표준편차	정상군(n_2=20) 평균 ± 표준편차	t
상부 배곧은근	중앙주파수	18.71 ± 1.79	18.83 ± 3.25	0.13
	평균주파수	30.19 ± 1.46	29.60 ± 3.06	-0.69
하부 배곧은근	중앙주파수	23.22 ± 8.11	37.39 ± 3.14	6.98*
	평균주파수	33.29 ± 5.01	41.82 ± 2.00	6.76*
배바깥 경사근	중앙주파수	20.27 ± 1.74	22.85 ± 1.96	4.00*
	평균주파수	29.89 ± 1.00	32.00 ± 1.10	5.77*

* $p<0.05$

Ⅳ. 고찰

본 연구에서는 요부근육과 복부근육이 지속적인 등척성 수축을 실시할 때 발생하는 근전도 신호를 주파수 스펙트럼 분석을 이용하여 만성 요통 환자군과 정상군에서 근육의 피로도를 각각의 근육별로 비교 분석하였다.

운동 수행력은 일상생활이나 재활치료과정에서 피로에 영향을 받으므로 이와 관련된 과정을 이해하는 것은 운동선수의 재활 훈련이나 임상 치료 현장에서 필요하다(Kukulka, 1992). 특히 체간 근육은 일상 생활에서의 여러 자세에서 다양하게 활성화되어 자세를 유지하며, 체간 근육의 적절한 지구력은 건강을 유지하는데 필수적이다(Moffroid, 1997). 하지만 만성 요통 환자는 요부근육의 피로와 통증을 나타내며, 복부근육을 포함한 체간 근육 전체가 약화되어 근 지구력 또한 약화된다고 보고되었다. 만성 요통 환자의 지구력의 감소는 요통 발생의 예측 인자이며(Biering-SØrensen, 1984), 요통의 유무를 구별하는 요인으로 이용된다(Holmstrom 등, 1992; Salminen 등, 1992).

주파수 스펙트럼 분석은 다양한 주파수 성분을 추출하여 피로도를 예측하는 변수로 사용한다. 일반적으로 이용되는 주파수 변수로는 중앙주파수(Arendt -Nielsen 등, 1989; Casale 등, 1994; Christensen과 Fuglsang-Frederiksen, 1988; Petrofsky와 Lind, 1980; Roy 등, 1989; Seidel 등, 1987)와 평균주파수가 사용되고 있다(이영희, 1993; Roy, 1993). 여러 선행 연구에서 평균주파수와 중앙주파수에 대한 다양한 결과를 보고하고 있으므로 본 연구에서는 이 두 가지의 주파수 성분 모두를 분석 변수로 사용하였다.

피로시 주파수대역이 저주파로 이동되는 원인으로 운동단위의 활동 빈도(firing rate)가 깊은 연관성이 있는 것으로 알려져 있다(Fuglsang-Frederiksen과 RØnager, 1988). 또한 근막 전도 속도의 변화는 평균주파수를 선형적으로 변화시키는 원인중의 하나로 알려져 있다(Eberstein과 Beattie, 1985). 이외의 원인으로 근섬유 활동 전압의 전도 속도 감소, 젖산에 의하여 [H+]이 근막에 축적됨으로 인한 근막의 흥분성 감소, 탈분극 지대(탈분극이 발생하는 근막의 길이)의 변화, 근막의 Na+ - K+ 이온 균형의 변화 등과 관련하여 보다 근본적으로 모양이 변한다(Roy, 1993).

인체의 골격근은 대부분 근섬유의 형태가 혼합되어 있는 이형 골격근(heterogeneous skeletal muscle)이다. 등척성 수축을 실시할 때 제 Ⅰ형 근섬유(지근섬유)의 대사적 또는 생리적 변화는 제 Ⅱ형 근섬유(속근섬유)보다 산화력과 장력을 유지하는데 보다 효과적이다(Rall, 1985). 따라서 제 Ⅰ형 근섬유는 피로시 중앙주파수가 감소하는 현상과 관계가 있다고 알려진 산소이온, 유산염(lactate), ADP, H2PO4 등의 대사산물이 축적되는 비율이 낮다(Bouissou 등, 1989; Laurent 등, 1993). 또한 운동단위의 점증은 그 형태에 따라서 조절되므로 근육이 발생시키는 힘은 개별 근섬유들의 횡단면적과 비례한다. 이러한 이유에서 제 Ⅱ형 근섬유에 대한 제 Ⅰ형 근섬유의 비율이 클수록 피로시 중앙주파수가 좀더 천천히 변하는 사실을 설명할 수 있다(Mannion 등, 1997). 이는 인체의 요부신근에서 제 Ⅱ형 근섬유가 제 Ⅰ형 근섬유보다 평균 횡단면적이 작다는 연구와 일치한다(Bagnall 등, 1984).

표면 근전도는 전극의 부착 부위에 민감하기 때문에 위치 선정에 대한 결정은 매우 중요하다. 인접한 근육을 제외하고 연구하고자 하는 근육만의 활성도를 기록하기 위하여 "cross-talk"라고 불리는 현상을 최소화하여야 한다. 이를 위해서는 가장 얕은 층의 근육이면서 횡단면적이 가장 큰 근육으로서 인접한 근육과 겹치는 부분이 최소인 근육을 선택하여야 한다(Roy, 1993). 또한 운동점에 전극을 부착하면 근전도 신호의 오류를 유발함으로 이 부위를 제외한 다른 부위에 전극을

부착하여야 한다(Roy 등, 1986). 본 연구에서 선택된 전극의 부착부위는 Roy 등(1989)의 연구에서 제시한 전극 부착 부위를 이용하였다.

본 연구는 만성 요통 환자들을 대상으로 요부근육과 복부근육의 최대등척성수축력의 60% 강도로 30초간 지속적인 수축을 실시할 때 발생하는 근피로도를 근전도 주파수 스펙트럼 분석을 이용하여 정상군과의 차이를 알아보았다. 실험에 사용된 최대등척성수축력의 60% 강도는 단계적인 근수축력 증가에 관한 선행연구에서 40%, 60%, 80%의 수축력이 요통군을 판별하는데 있어서 모두가 분별력이 있는 것으로 나타난 결과에 근거하였다(McDonell 등, 1987; Peach와 McGill, 1998). 요통 환자의 근피로도에 관한 실험에 이용되는 수축강도는 요통 환자의 통증을 재발시킬 위험이 있으므로 정상군과의 판별이 가능한 최소의 근수축력을 적용하는 것이 중요하다고 생각된다.

본 연구에 사용된 자세 고정 장치는 체간의 선택적인 굴곡과 신전을 유도하기 위하여 설계되었다. 대상자들은 자세고정장치의 고정된 발판 위에 서서 무릎관절을 약 15° 가량 굴곡한 상태에서 근수축을 실시함으로서 체간의 신전과 굴곡을 실시할 때 electric dynamometer에 기대는 동작을 방지하였다. 또한 골반 부위에 탄력성이 없는 strap을 이용하여 고정점을 제공함으로서 요부근육을 수축하는 체간의 신전시에는 전상장골극 높이의 골반의 앞에 위치한 strap을 미는 동작을 통하여 선택적인 요부의 수축을 유도하였다. 복부근육을 수축하는 체간의 굴곡시 또한 둔부에 위치한 strap을 미는 동작을 통하여 선택적인 복부의 수축을 유도하여 체간 전체 근육의 동시수축(cocontraction)을 방지하였다. 하지만 체간의 굴곡과 신전을 실시할 때 체간의 회전방지는 실험자의 구두지시에만 의존하여 신체 좌우의 균등한 힘의 발생에 제한이 있었을 것으로 생각된다.

초기 중앙주파수 및 평균주파수에 대한 말기값의 변화율 즉 "$\frac{\text{초기주파수} - \text{말기주파수}}{\text{초기주파수}} \times 100$" 에서 도출된 주파수값으로서 지속적인 근수축 과정에서 주파수 성분이 변화하는 양상을 요통군과 정상군간에 비교하였다. Roy 등(1989)의 연구에서는 최대근수축력의 80%의 강도로서 지속적인 수축을 하였을 때 제 2, 5요추 높이의 근육(장골늑골근, 뭇갈래근)에서 대조군에 비하여 요통군의 중앙주파수의 경사도(slope)가 확연하게 크게 나타났다. 이러한 결과는 본 연구에서의 요부근육에서 측정된 세 근육(등최장근, 장골늑골근, 뭇갈래근) 모두에서 중앙주파수와 평균주파수 둘다 요통군이 정상군에 비하여 초기 주파수값에 대한 말기 주파수값의 변화율이 통계학적으로 유의하게 높은 결과를 나타내어 요통군에서의 변화율이 큰 것으로 나타난 결과와 동일한 의미의 결과라고 할 수 있다.

복부근육에서의 초기 주파수값에 대한 말기 주파수값의 변화율은 상부배곧은근을 제외한 하부배곧은근과 배바깥경사근에서 요통군이 정상군에 비하여 유의하게 높은 결과를 나타내어 요부근육에서와 마찬가지로 요통군에서의 변화율이 큰 것으로 나타났다. 이러한 결과는 Tesh 등(1987)의 보고에서와 같이 전측방의 복부근육이 수축함으로 인하여 허리의 흉요근막(thoracolumbar fascia)이 수축하여 척추의 안정성을 높인다는 결과로서 추론해 볼 때 만성 요통 환자의 경우 허리의 통증이나 장기간의 비사용(disuse)으로 인하여 하복부의 하부배곧은근과 배바깥경사근의 지구력이 약화되었다고 생각된다.

초기 10초간의 중앙주파수와 평균주파수로서 근육별로 요통군과 정상군을 비교하였다. 요부근육에서 측정된 세 근육 모두에서 Roy 등(1989)의 보고에서와 같이 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수가 정상군보다 요통군에서 유의하게 낮은 주파수대를 나타내었다. 복부에서 측정된 세 근육중에서 상부배곧은근을 제외한 하부배곧은근과 배바깥경사근에서

초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 낮게 나타났다. 이러한 원인으로는 요통으로 인한 요부근육과 복부근육의 비사용으로 인하여 체간 근육의 근섬유의 직경이 감소하여 피로에 대한 저항이 비교적 약한 제Ⅱ형 근섬유의 비율이 증가한 것이 원인이라고 생각한다.

본 연구의 결과로 볼 때 근전도 스펙트럼 분석법은 만성 요통 환자를 진단하는 유용한 방법이며, 중앙주파수와 평균주파수는 모두 요통군과 정상군을 판별하는데 일관된 결과를 보임으로써 둘 다 주파수 대표값으로 이용이 가능하다고 생각된다. 만성 요통 환자를 진단할 때는 통증이 있는 요부근육 뿐만 아니라 복부근육을 포함한 체간 근육 전체에 대한 진단이 필요하다. 또한 최근에 지속적으로 발표되고 있는 요통 환자를 세분화하기 위한 방법으로서의 근전도 주파수 스펙트럼 분석(Oddsson 등, 1997; Peach와 McGill, 1998)에 대하여 지속적인 연구와 함께 주파수 성분의 변화 원인에 대한 근본적인 연구도 계속되어야 할 것이다.

Ⅴ. 결론

본 연구는 요부근육과 복부근육의 근 피로도에 관한 특성을 근전도 스펙트럼 분석을 통하여 만성 요통 환자군과 정상 대조군에서 근육별로 비교 평가하였다.

발병한 지 1년 이상되는 만성 요통 환자 19명을 요통군으로 하였고, 요통의 과거력이 없는 20명을 정상 대조군으로 하였다. 모든 연구대상자들은 요부와 복부근육을 최대등척성수축력의 60% 강도로서 30초간 지속적인 수축을 실시하였다. 이때 기록된 근전도 신호를 Fast Fourier Transformation(FFT)하여 시간계열 자료를 주파수계열 자료로 전환한 후 각 근육별 중앙주파수의 변화율과 평균주파수의 변화율 및 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수를 구하여 분석하였다.

결과는 다음과 같다.

1. 중앙주파수 및 평균주파수의 주파수 변화율을 요통군과 정상군간에 비교하였다. 요부근육은 측정된 세 근육(등최장근, 장골늑골근, 뭇갈래근)에서 중앙주파수와 평균주파수의 주파수 변화율 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 높은 결과를 나타내었다($p<0.05$). 복부근육은 상부배곧은근을 제외한 하부배곧은근과 배바깥경사근에서 요통군이 정상군에 비하여 중앙주파수의 변화율과 평균주파수의 변화율 모두 통계학적으로 유의하게 높은 결과를 나타내었다($p<0.05$).

2. 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수를 요통군과 정상군간에 비교하였다. 요부근육은 측정된 세 근육(등최장근, 장골늑골근, 뭇갈래근)에서 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 낮게 나타났다($p<0.05$). 복부근육은 상부배곧은근을 제외한 하부배곧은근과 배바깥경사근의 초기 중앙주파수와 초기 평균주파수 모두 요통군이 정상군에 비하여 통계학적으로 유의하게 낮게 나타났다($p<0.05$).

이상의 결과로 볼 때 근전도 스펙트럼 분석을 이용하여 측정된 만성 요통 환자의 근 피로도는 정상군에 비하여 요부근육 뿐만 아니라 복부근육 또한 피로를 쉽게 느끼는 것으로 나타났다. 그러므로 만성 요통 환자를 위한 운동은 통증을 직접적으로 느끼는 요부근육 뿐만 아니라 복부근육을 포함한 체간 근육 전체를 대상으로 한 프로그램이 개발되어야 한다.

인용문헌

손민균, 윤여삼, 전계호. 만성 요통 환자에서 요추신근의 근전도 주파수 분석. 대한재활의학회지. 1998;22:68-76.

이영희. 자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성. 박사 학위논문, 연세대학교 대학원. 1993.

이태임, 전세일, 박창일 등. 요통 환자에서 체간운동시 나타나는 요추주위근의 수축양상 변화. 대한재활의학회지. 1995;19:82- 89.

Addison R, Schultz A. Trunk strengths in patients seeking hospitalization for chronic low-back disorders. Spine. 1980;5:539-544.

Ahern DK, Follick MJ, Council JR, et al. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. Pain. 1988;34:153-160.

Alexiev AR. Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1994;34:495-499.

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. 1989;12:493-497.

Bagnall KM, Ford DM, McFadden KD, et al. The histochemical composition of human vertebral muscle. Spine. 1984:9;470-473.

Biering-SØrensen F. Physical measurement as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. Spine. 1984;9: 106-119.

Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. Muscle Nerve. 1984;7:691-699.

Binder-Macleod SA, Snyder-Mackler L. Muscle fatigue: Clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation. Phys Ther. 1993; 73:902-910.

Bouissou P, Estrade PY, Goubel F, et al. Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. J Appl Physiol.1989;67:1245-1249.

Cailliet R. Spine: Disorders and deformities. In: Kottke FJ, Lehmann JF, eds. Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation. Philadelphia W.B. Saunders Co.,1982:792.

Casale R, Buonocore M, Di Massa A, et al. Electromyographic signal frequency analysis in evaluating muscle fatigue of patients with peripheral arterial disease. Arch Phys Med Rehabil. 1994;75:1118-1121.

Christensen H, Fuglsang-Frederiksen A. Quantitative surface EMG during sustained and intermittent submaximal contractions. Electroencephalogr Clin Neurophysiol.1988;70:239-247.

Eberstein A, Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction velocity and EMG power spectrum changes during fatigue. Muscle Nerve. 1985;8:768-773.

Fuglsang-Frederiksen A, RØnager J. The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in humans. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1988; 70:68-72.

Hagberg M, Ericson BE. Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. Eur J Appl Physiol. 1982;48:147-156.

Holmstrom E, Moritz U, Andersson M.

Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. Scand J Rehabil Med. 1992;24:3-10.

Jayasinghe WJ, Harding RH, Anderson JA, et al. An electromyographic investigation of postural fatigue in low back pain: A preliminary study. Electromyogr Clin Neurophysiol. 1978;18:191-198.

Kranz H, Williams AM, Cassell J, et al. Factors determining the frequency content of the electromyogram. J Appl Physiol. 1983;55:392-399.

Kukulka CG. Human skeletal muscle fatigue. In: Currier DP, Nelson RM, eds. Dynamics of Human Biologic Tissues. Philadelphia, PA, F.A. Davis Co., 1992:163-179.

Laurent D, Portero P, Goubel F, et al. Electromyogram spectrum changes during sustained contraction related to proton and diprotonated inorganic phosphate accumulation: A 31P nuclear magnetic resonance study on human calf muscles. Eur J Appl Physiol. 1993;66:263-268.

Lindström L, Kadefors R, Peterson I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. J Appl Physiol. 1977; 43:750-754.

Mannion AF, Connolly B, Wood K, et al. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. J Rehabil Res Dev. 1997;34:427-439.

Marras WS, Wongsam PE. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. Arch Phys Med Rehabil. 1986;67:213-217.

Mayer TG, Smith SS, Kondraske G, et al. Quantification of lumbar function. Part 3: Preliminary data on isokinetic torso rotation testing with myoelectric spectral analysis in normal and low-back pain subjects. Spine. 1985;10:912-920.

McDonnell MK, Delitto A, Sinacore DR, et al. Electrically elicited fatigue test of the quadriceps femoris muscle: Description and reliability. Phys Ther. 1987;67:941-945.

Mellin G. Physical therapy for chronic low back pain: Correlations between spinal mobility and treatment outcome. Scand J Rehabil Med. 1985;17:163-166.

Moffroid MT. Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: Assessment, performance, training. J Rehabil Res Dev. 1997;34:440-447.

Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. J Appl Physiol. 1986;60:1179-1185.

MP100 System Guide. Santa Barbara: Biopac Systems, 1997.

Ng JK, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil. 1996; 77:259-264.

Nicolaisen T, JØrgensen K. Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. Scand J Rehabil Med. 1985;17: 121-127.

Oddsson LI, Giphart JE, Buijs RJ, et al. Development of new protocols and analysis procedures for the assessment of LBP by surface EMG techniques. J Rehabil Res Dev. 1997;34:415-426.

Peach JP, McGill SM. Classification of low

back pain with the use of spectral electromyogram parameters. Spine. 1998; 23:1117-1123.

Petrofsky JS, Lind AR. The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. Eur J Appl Physiol. 1980; 44:189-200.

Potvin JR, O'Brien PR. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability. Spine. 1998;23:774-781.

Rall JA. Energetic aspects of skeletal muscle contraction: Implications of fiber types. Exerc Sport Sci Rev. 1985;13:33-74.

Roy SH. Combined use of surface electrom yography and 31P-NMR spectroscopy for the study of muscle disorders. Phys Ther. 1993;73:892-901.

Roy SH. The assessment of muscle fatigue by electromyography. Proceedings of 9th Annual Eugene Michels Researchers' Forum. American Physical Therapy Association Combined Sections Meeting. Honolulu, Hawaii, February, 1993:31-44.

Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. Spine. 1989;14:992-1001.

Roy SH, De Luca CJ, Schneider J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. J Appl Physiol. 1986;61:1510-1517.

Rusk HA. Rehabilitation Medicine. 4th ed., St. Louis, Missouri, Mosby Co., 1977:414-415.

Salminen JJ, Maki P, Oksanen A, et al. Spinal mobility and trunk muscle strength in 15-year-old schoolchildren with and without low-back pain. Spine. 1992;17:405-411.

Seidel H, Beyer H. Brauer D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. Eur J Appl Physiol. 1987;56:592-602.

Stokes IA, Moffroid M, Rush S, et al. EMG to torque relationship in rectus abdominis muscle: Results with repeated testing. Spine. 1989;14:857-861.

Tesh KM, Dunn JS, Evans JH. The abdominal muscles and vertebral stability. Spine. 1987;12:501-508.

van Dieen JH, Oude Vrielink HH, Housheer AF, et al. Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. Eur J Appl Physiol. 1993; 66:388-396.