



만성요통환자의 반복체간운동 시 요부신전근 피로 분석

A Fatigue Analysis on Lumbar Extension Muscle during Repeated Trunk Extension Exercise for Chronic Lumbar Pain

소재무* · 이철규(건국대학교)

So, jae-moo* · Lee, chul-kyu(Konkuk University)

ABSTRACT

J. M. SO, C. K. LEE, A Fatigue Analysis on Lumbar Extension Muscle during Repeated Trunk Extension Exercise for Chronic Lumbar Pain. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 16, No. 1, pp.159-166, 2006. The purpose of this study were analysed fatigue character of lumbar extension muscle during repeated trunk flexion-extension motion. we used EMG multi-telemeter (WEB 5000, Nihon Koden, Japan), Medex lumbar extension machine(Ocala, USA). We evaluated 20 persons on chronic low back pain group and 20 persons on control group. We analysed the quantitative variables IMF, MF, decreased ratios of MF to investigate fatigue.

As a result, the following conclusion was drawn :

1. Each lumbar IMF of CLBP was L5> L3> L1 in the order of their size. CON group was similar quantitative and same order. But the relationship of two groups were not significantly.
2. The IMF within lumbar position(L1-L3, L1-L5, L3-L5) of two groups was significantly all positions(p<.05).
3. The MF shifting at lumbar position of two groups during repeated trunk flexion-extension motion was decrease shifting pattern with increase repeating motion, especially CLBP group was suddenly dropping than CON at all lumbar positions(L1, L3, L5) on early stage motion(3-4 set).
4. The lumbar fatigue of CLBP was higher than CON during repeated trunk flexion-extension motion, so CLBP supposed more tired than CON. And it was significantly within two groups at lumbar positions(L1, L3 : p<.05, L5 : P<.01).

KEYWORDS: FATIGUE, EMG, LUMBAR EXTENSION MUSCLE, CHRONIC LUMBAR PAIN

I. 서론

1. 연구의 필요성 및 목적

일반적으로 요통을 유발하는 원인은 척추자체의 병

변으로 인한 구조적 요인, 복강 내 장기나 생식기 질환, 운동부족, 스트레스 또는 여성의 심리적 요인, 근골격계의 역학적 기능저하로 인한 생체 역학적 요인 등 다양하고 복잡하여 여러 측면에서 접근해야 하는데 (Graves 등,1994) 주로 요통의 80% 이상이 근육상의 문

제로 발생한다.

인체 내에서 근육의 기능은 운동을 유발시키는 원천이기도 하지만 신체부위의 움직임과 관련하여 인체부위를 안정화시키는 역할을 하기도 한다(Richardson & Jull, 1995). 그래서 척추의 원활한 기능을 위해서는 척추근육이 잘 갖추어져 있어야 한다. 특히 척추에서 신전근들은 척추에 가해지는 많은 부하로부터 척추를 적절히 보호하며 정상적인 기능을 할 수 있게 해준다(Barstow, Gilliam, 1996).

인체의 구조에서 특히 허리 주변근의 근력 약화 및 좌우 불균형은 운동선수의 경기력 약화 및 일반인의 활동을 제한하는 요인이 된다. 그리고 이러한 근력약화 및 불균형은 불안정한 자세를 초래하게 되고, 그로인한 요통 및 허리 유연성의 결여를 초래하게 된다. 그래서 만성요통은 이차적으로 요천추부의 근력약화를 야기하여 그로인한 요천추부의 재손상을 초래하게 된다(이강우, 1997). 또한 요부근력의 약화는 만성요통 발병의 한 요인이며, 특히 만성요통환자는 요부근력의 저하와 함께 굴곡근력과 신전근력의 불균형이 발생하는 특징을 보이고 있으며(윤성원, 1995), 이러한 요통환자 수와 비용지출은 매년 증가되는 추세에 있어 이에 대한 대책마련이 시급하다고 볼 수 있다(소재무, 2001). 지금까지의 요통과 요부신전근 활동에 관한 연구내용은 허리근력을 강화하기 위한 재활운동방법들이 몇몇 연구자에 의해서 보고되었는데, 특히 등속성 기기를 이용하여 요천추부의 근력을 정확히 측정하려는 연구가 주로 이루어졌다(윤성원 외, 1996, 윤성원, 선상규, 1997, Kulig K, Andrews JG, Hay J, 1984). 그러나 요부의 신전근력을 등속성 기기를 이용하여 측정하였을 때, 운동의 시작과 끝에서 가속도가 발생하게 되는데 그것은 동적인 힘(dynamic strength)에 영향을 주기 때문에 정확한 요부신전근력을 측정할 수 없다는 지적(Graves J.E, Pollock M. L, David M, Carpenter D. M, Fulton M. N, 1990)과 함께 새로운 측정기기와 측정방법의 필요성을 제기하였다. 그래서 요부신전근력을 정확하게 측정하기 위한 노력이 계속되었으며, 결국 등척성기기를 이용하여 신전근력을 측정하려는 시도가 이루어 졌다(Jone A. E, Pollocic M. L, Graves J. E, 1988, Graves J. E, 1991, 김창환 등, 1996, 윤성원 등, 1996, 전태원 등, 1996, 김용권

등, 1997, 이강우 등, 2000). 그 결과 Medx와 같은 등척성 측정기기의 개발로 인해서 정확한 요부신전근력을 측정할 수 있게 되었다(소재무 등, 2001, 2002).

한편 요부근의 활동으로 인한 신전근 피로에 관한 연구는 근전도(EMG)에 의해서 시도되면서(Mccain G.A, 1988, Sypert G. W, 1986), 요통환자의 다양한 자세에서 나타나는 요부신전근의 근전도 진폭에 관한 연구와 요부신전근의 근전도와 근력, 피로 그리고 지구력 등과의 연관된 결과들을 보고하였다(Blakely W. W, 1989, Cram J. R, 1988, Dolce J. J et al, 1985, 김명일, 2000, 오이표 등, 2004). 따라서 인간 활동에 있어서 요통에 관한 관심과 최근에 사회 환경의 급변과 함께 휘트니스 선풍이 일고 있어 스포츠의 저변확대 차원의 요통의 원인규명을 위한 노력은 의미 있는 일이라 생각되었다.

근 피로는 근육이 발휘할 수 있는 최대 힘의 감소를 수량화 한 것을 의미한다(Fitts, 1996, Gandevia, Enoka, Mccomas, Stuart & Thomas, 1995). 이와 같은 효과는 지속된 신체활동이 시작된 후에 곧바로 나타난다. 지난 100년간의 연구에서 피로는 한 가지 요인의 손상으로 인하여 발생하는 것이 아니라 운동과 지각을 포함한 몇 가지 기전에 의해서 일어난다고 하였다(소재무 외, 2004). 이러한 기전의 다양성을 근 피로의 과제 의존성(task dependency) 이라고 부른다(Bigland-Ritchie, Rice, Garland & Walsh, 1995, Enoka & Stuart, 1992, Walsh, 2000).

척추 안전성의 상실은 반복적인 부하를 통해 야기될 수 있으며, 이것은 체간근육을 피로하게 하는 반복적이고 지속적인 운동을 통해 이루어진다. 이러한 과정에서 요통의 원인과 현상을 규명하기 위한 한 방법은 요부신전근의 피로를 측정하는 것이며, 이것은 근전도(EMG)의 주파수 해석(frequency analysis)으로 가능하고 이러한 방법에 의해서 체간의 굴곡과 신전 시 요부근의 상태를 정량 및 정성적으로 평가하는 것이 가능하게 되었다.

따라서 운동선수들의 만성적인 요통과 일반 요통장해자들의 요통을 개선하기 위한 목적으로 정확한 요부(L1, L3, L5)의 신전근력을 측정하여 피로도를 정량화 하고, 위치별 피로특성을 분석하여 요통재활을 위한 트

레이닝 처방 프로그램을 설계하는데 과학적 자료를 제공하는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구대상

본 연구대상자는 만성요통(chronic lumbar pain)군 20명과 요통을 전혀 경험하지 않은 건강(control)군 20명으로 총 40명이다. 만성요통군은 서울시의 K대학병원의 척추레이저 정밀진단(CT, MRI)후 분류하였다. 피험자의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

내 용	연 령	신 장	체 중	요통 기간	비 고
CON군	23.35 +1.66	173.28 +4.51	69.70 +5.46		건강군
CLP군	24.40 +1.44	172.91 +4.81	71.05 +5.03	2.17 +0.69	만성 요통군

*CON : control, CLP : chronic lumbar pain

2. 측정도구

본 연구의 측정에서 사용한 도구는 요부신전근력의 측정이 가능하도록 설계된 메덱스(Medx) 요부신전기기(Ocala co, USA)와 근전도(EMG) 측정시스템인 multi-telemeter(WEB 5000, Nihon koden co, Japan)와 디지털 데이터 레코더(PC 116, Sony co, Japan) 그리고 A/D 변환기 및 근전도 신호처리 시스템(MP 100, Biopac, USA)이었다.

3. 측정절차 및 방법

1) 측정절차

모든 피험자는 전문의(정형외과)로부터 반복적인 체간굴신 운동의 수행가능성에 대한 판단을 받도록 하였다. 측정을 시작하기 전에 피험자에게 실험 절차에 대한 자세한 설명을 하고, 약 15분간 스트레칭을 실시하여 근육을 완화시킨 후 실험에 임하게 하였다.

2) 신전기기 및 근전도 측정방법

요부신전근의 피로를 정량화하기 위하여 등척성 운동에서 수집한 최대수의수축력(100% MVC)의 50% MVC의 부하를 설정하여 피험자가 신전과 굴곡동작을 1세트로 하여 all-out되기에 충분한 13회를 실시하게 하였다. 각 세트별 운동방법은 60°에서 0°방향으로 2초의 호기호흡을 한 후, 능동적으로(구심성 수축) 부하를 밀어 올린다는 방향으로 체간신전운동을 하게 한 후, 0도 위치에 도달하면 호흡을 정지한 상태에서 1초 동안 그 자세를 유지하게 하였다, 그 후, 0도에서 60도 방향으로 2초 동안 흡기호흡을 하면서 수동적으로(원심성 수축) 내려놓는 방향으로 체간굴신 운동을 하게 하였다.

반복체간 굴신운동 시, 각 요추부위(L1, L3, L5)의 근전도를 측정하였다. 근전도측정 시 계측용 전극은 직경 8mm 쌍극 염화은 표면전극(bipolar Ag-AgCl surface electrodes)을 사용하였다. 전극을 부착시킨 위치는 요추 중심에서 오른쪽으로 2cm 떨어진 요부신전근의 3 부위(L1, L3, L5)로 하였다. 모든 전극은 근섬유 방향과 일치하게 부착하였고, 크린싱 젤로 각막질을 제거하여 피부 저항을 5K 이하로 노이즈를 최소화 하였다. 측정된 근전도는 multi-telemeter를 통하여 무선으로 전송되고 band-pass filter(10-500hz)를 거쳐 5,000hz의 샘플링 주파수로 디지털 데이터 레코더에 저장하였다. 저장된 근전도로부터 해석용 변인을 구하기 위해 1,000hz의 샘플링 주파수로 A/D 변환하여 근전도를 신호처리 하였다.

근전도 측정자료로부터 반복체간 굴신동작 시 유발되는 근피로를 정량화 하기위해 다음 방정식에 의해 중간주파수(MF)와 중간주파수의 감소율(decreasing ratios; DR)을 산출하였다.

중간주파수(MF) :

$$\int_0^{MF} S(f) df = \int_{MF}^{\infty} S(f) df = \frac{1}{2}$$

$$\int_0^{\infty} S(f) df - (1)$$

$S(f)$: power spectral density.

MF : mediam frequency.

중간주파수 감소율 :

$$DR(Li) = 100 - Min$$

$$\{MF(Li, Ri)\} / IMF(Li) \times 100 - (2)$$

$i = 1, 3, 5$ (Lumbar Site) 1,2.....B(The i th Set)

IMF = Initial median frequency.

4. 자료처리

정량화 된 중간주파수와 중간주파수 감소율을 spss/pc package(11.0)를 이용하여 집단간 평균(M)과 표준편차(S.D)를 산출하고, 요추부위에 따른 두 집단간의 중간주파수 유의 차이를 알아보기 위해 unpaired t-test를 실시하였으며 통계적 유의수준은 $p < .05$ 로 하였다.

III. 결과 및 논의

요부근육의 피로특성을 분석하기 위하여 반복체간굴신동작 시 측정된 근전도 데이터를 이용한 중간주파수(MF)는 다음과 같다.

1) 요추부위별 초기중간주파수(IMF) 비교

반복체간굴신운동 시 피로가 발생되지 않은 시점, 즉 첫 번째 세트시의 중간주파수를 초기중간주파수(Initial median frequency, IMF)라고 정의하였는데 요추의 각 부위(L1, L3, L5)에서 분석한 초기중간주파수는 <표 2>, <표 3>와 같다.

표 2. 반복체간운동 시 요추 각 부위별 초기중간주파수 (단위 :Hz)

부위	초기중간주파수		t-value
	건강군	요통군	
L1	89.6±5.6	89.2±4.5	0.286
L3	96.4±9.1	95.6±5.9	0.328
L5	107.6±11.2	110.3±7.4	-0.901

표 3. L1과 L3, L1과 L5, L3과 L5의 초기중간주파수의 집단간 차이

부위	건강군	만성요통군
L1 과 L3	-2.83*	-3.86*
L1 과 L5	-6.40*	-10.96*
L3 과 L5	-3.46*	-6.94*

* $p < .05$

<표 3>에서 요추부위별 두 집단의 초기중간주파수는 L1; 89.6, 89.2Hz, L3; 96.4, 95.6Hz, L5; 107.6, 110.3Hz로 나타나 만성요통군의 L1, L3에서 건강군에 비해서 약간 적게 나타났으나, L5에서는 만성요통군이 크게 나타나 특이한 결과를 나타냈으나 그 크기는 미세하였다. 또 집단간의 통계적인 유의차는 나타나지 않았다. 따라서 반복체간굴신동작 초기의 요부근육의 중간주파수의 크기는 두 집단간 차이가 크지 않았다. 그러나 요추부위간(L1-L3, L1-L5, L3-L5)의 초기중간주파수 차이를 비교한 결과는 <표 3>와 같았으며, 두 집단 모두 요추부위 L1-L3, L1-L5, L3-L5에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다($P < .01$). 이러한 결과는 요부신전 근육이 여러 근육으로 이루어져 있는 근육군이기에 때문에 체간굴신운동 시, 각각 부위 간 기여도가 다를 수 있다는 것을 의미하고 있다고 생각된다.

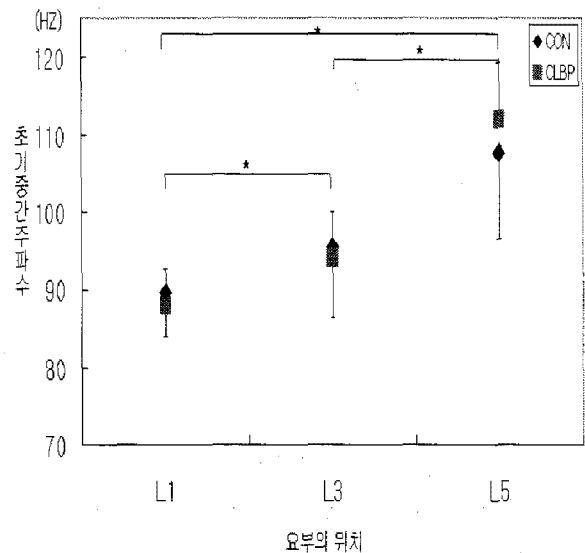


그림 1. 만성요통군과 건강군의 요추부위 L1, L3, L5에서 요부신전근의 초기중간주파수 비교

2) 요추부위별 중간주파수의 변화

건강군과 만성요통군의 처음세트부터 마지막세트(13회)까지의 반복체간굴신동작 시 요부근의 중간주파수 변화는 (그림 2), (그림 3)과 같다.

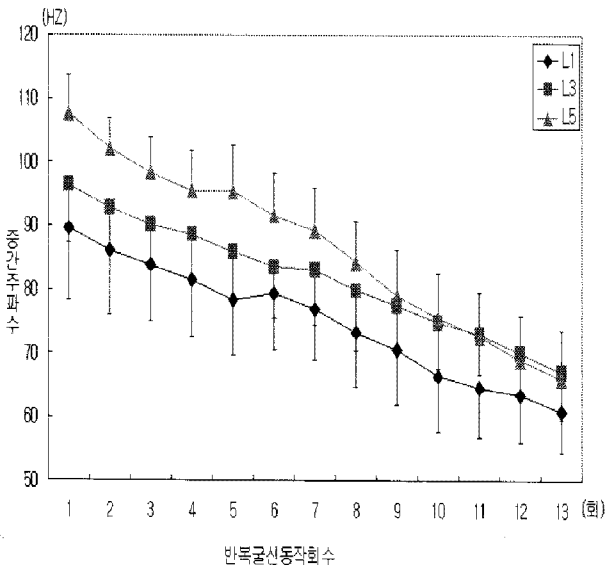


그림 2. 건강군의 반복체간굴신동작동안 요추 L1, L3, L5에서의 중간주파수 변화.

반복체간굴신동작에 의하여 요부근의 피로가 시작되면, 근섬유의 단수축 힘이 감소될 뿐 아니라 운동단위 활동전위(motor unit action potential)의 모양도 변하게 되는데, 이러한 진폭 변화에 의하여 근전도 스펙트럼 역시 변경(shift)되게 된다.

(그림 2)과 (그림 3)에서 건강군과 만성요통군 모두 체간굴신운동이 반복됨에 따라 중간 주파수의 크기가 고주파대역에서 저주파대역으로 변경(shifting)되고 있음을 분명하게 보여주고 있다. 건강군의 경우에는 반복체간굴신동작 시 중간주파수가 1세트부터 13세트까지 거의 선형으로 감소하고 있는 반면, 만성요통군의 경우에는 시작으로부터 3세트까지의 반복체간굴신동작 시 급격히 중간주파수가 감소하는 것으로 나타났다.

또 요추부위에 따라서 초기중간주파수의 크기가 요1번에서 5번순으로 발휘되는 것으로 볼 때, 굴신운동에 작용하는 요부근의 기능은 요추 5번 주위의 근육이 상대적으로 큰 기여를 하는 것으로 사료된다. 이러한 결과는 요부근의 위치에 따라서 반복체간굴신동작 시 기여도에 대한 정량적 연구의 필요성을 제시하고 있다.

반복체간굴신동작 수행 시 건강군과 만성요통군의 상대적인 차이는 만성요통군의 요부근이 반복동작 초기(시작으로부터 4세트까지)세트에서 급격히 감소하는 특징을 나타냈다. 이러한 현상의 정확한 원인을 추론하기는 쉽지 않으나, 만성요통군은 요부신전 근력이 약화되어 있고, 요부의 통증을 완화하기 위한 무의식적으로 편안한 자세를 유지하려는 노력으로 인하여 요부근의 피로가 누적되어 있기 때문이라고 사료된다.

두 집단의 요추부위(L1, L3, L5)별 중간주파수의 변화패턴을 비교하기 위하여 (그림 4),(그림 5),(그림 6)에 나타내었다.

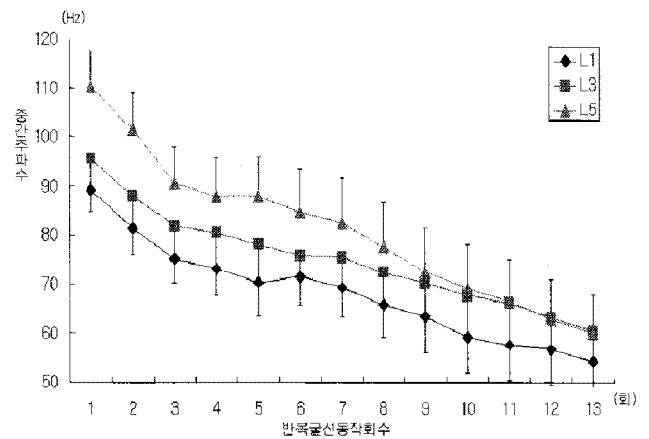


그림 3. 만성요통군의 반복체간굴신동작동안 요추 L1, L3, L5에서의 중간주파수 변화.

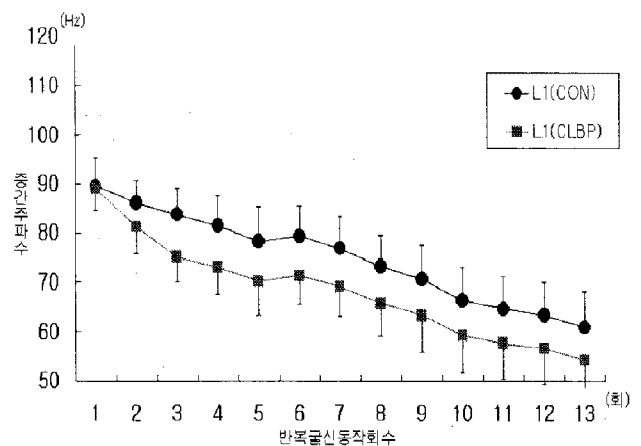


그림 4. 만성요통군과 건강군의 반복체간굴신동작 시 요추부위 L1에서 중간주파수 비교

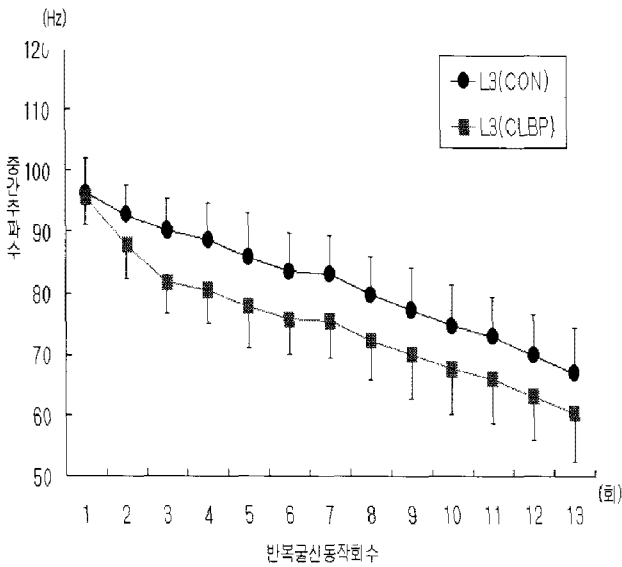


그림 5. 만성요통군과 건강군의 반복체간굴신동작 시 요추부위 L3에서 중간주파수 비교

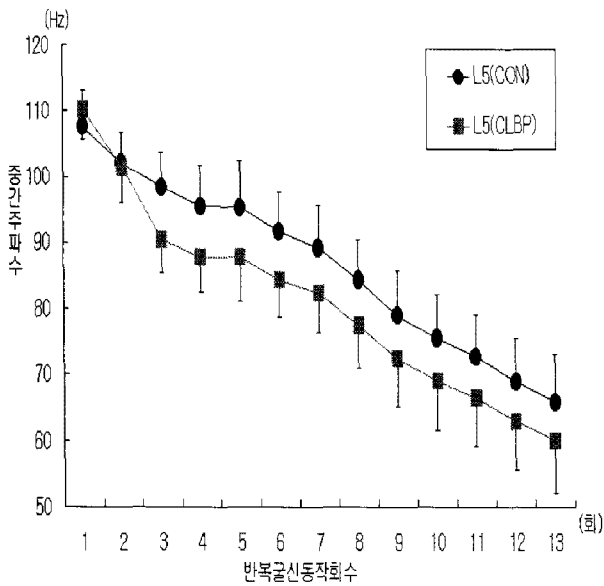


그림 6. 만성요통군과 건강군의 반복체간굴신동작 시 요추부위 L5에서 중간주파수 비교

일상생활에서 체간을 지탱하고 굴신동작을 수행하기 위해서는 척추를 둘러싸고 있는 척추주변근의 근력발휘 시 굴곡력(복근력)과 신전력(배근력)의 균형비는 80%(1:1.2 비율) 수준이다. 만약 이 균형비가 무너지면 이로 인한 요추추부의 손상이 초래될 수 있기 때문이다 (Smith et al., 1985, 이장우, 1995). 또한 요부신전근은 각각 요추부위별 근육의 횡단 면적이 다르다(Tracy

MF, 1989). 즉, Tracy에 의하면 요추 L2-L3, L3-L4, L4-L5 그리고 L5-S1부위의 요부신전근 횡단면적은 각각 26.2±3.4, 26.0±3.3, 19.6±5.9 그리고 8.3±2.7cm²라고 보고하였는데 이 사실을 토대로 하부위 요추근일수록 횡단면적이 적어지는 것을 알 수 있다. 이것은 요부근이 운동에 의해서 피로해지기 이전에 근육크기에 따라서 중간주파수는 차이가 있을 것으로 예견할 수 있다.

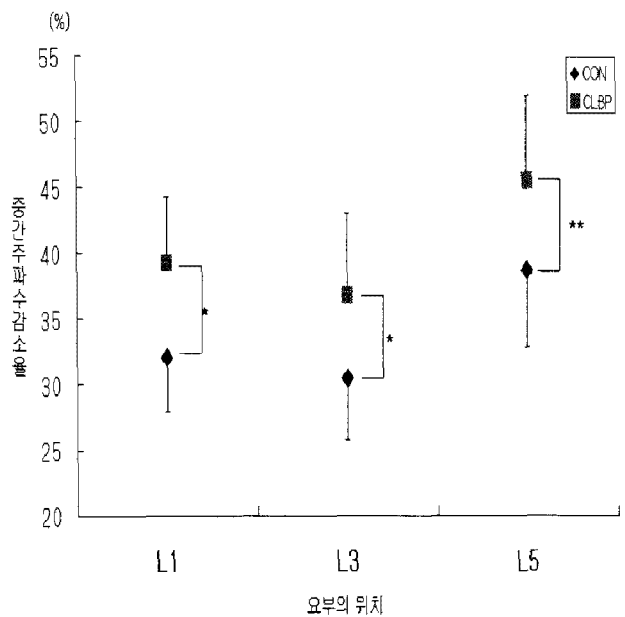
3) 요추부위별 피로도

반복체간굴신동작 시 요추부위의 중간주파수 감소는 각각 근육의 피로를 의미하는데 반복동작의 빈도변화에 따른 중간주파수 감소율(DR)은 <표 4>, (그림 7)과 같다.

표 4. 건강군과 만성요통군의 요추부위 L1, L3, L5의 중간주파수 감소율 (%)

부위	중간주파수(MF) 감소율		t-값
	건강군	만성요통군	
L1	32.4±8.1	39.5±8.5	-2.704*
L3	30.9±7.6	36.9±7.9	-2.413*
L5	38.3±7.4	48.5±6.1	-3.351**

*, p<.05 ; **, p<.01



*, p<.05 ; **, p<.01

그림 7. 만성요통군과 건강군의 요추 각 부위에서 중간주파수의 감소율 비교

이러한 결과는 만성요통군의 요부신전근이 상대적으로 쉽게 피로해지기 때문이며, 특히 만성요통군은 반복체간굴신동작 시 L5부위에서 가장 큰 부하를 받고 있는 것을 알 수 있다.

IV. 결론

본 연구는 만성요통군 20명과 건강군 20명, 총 40명을 대상으로 메덱스(Medex) 요부신전기기를 이용하여 반복체간굴신동작 시 요부신전근에서 근전도를 측정하여 중간주파수(MF)와 반복동작에 의한 중간주파수 감소율(DR)에 의한 각각 해당부위 근육의 피로특성을 분석한 결론은 다음과 같다.

1. 만성요통군의 각 요추부위별 초기중간주파수는 L1:89.2+4.5, L3:95.6+5.9, L5:110.3+7.4hz로 L5>L3>L1 순의 크기로 나타났으며, 건강군 역시 이와 비슷한 크기와 순서로 나타났다. 그리고 두 집단간 통계적으로 유의한 차이는 없었다.
2. 만성요통군과 건강군의 각 요추부위간(L1-L3, L1-L5, L3-L5)의 초기중간주파수 크기는 모든 부위간에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P<0.05$).
3. 반복체간굴신동작 시 두 집단의 요추부위 중간 주파수 변형은 동작회수가 증가할수록 감소되는 패턴을 나타냈으며, 특히 만성요통군은 3, 4세트, 즉 동작 초반부에서 모든 부위(L1, L3, L5)의 감소패턴이 건강군에 비해서 급격하게 진행되었다.
4. 반복체간굴신동작 시 요추부위(L1, L3, L5)의 피로(중간주파수 감소율)는 만성요통군이 건강군보다 높게 나타나 더 피로해지는 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다(L1, L3; $P<0.05$, L5; $P<0.01$).

이상의 결론에서 만성요통환자는 운동 초기에 요부근의 피로가 빨리 발생되어서 재활트레이닝 시 부하수준 설정에 주의를 기울여야 할 것으로 사료되며, 또한 체간굴신동작을 수행하는데 요추의 부위(L1, L3, L5)에 따라서 동작에 기여정도가 다른 것으로 나타났다. 따라서 반복체간굴신동작 시 요추 부위에 따른 기여도를 정

량적으로 규명할 것을 차후 연구로 제안한다.

참 고 문 헌

- 김명일(2000), 척추근위근의 운동능력에 대한 정량적 근전도치의 비교, 제38회 한국체육학회 학술발표회 648-653.
- 김용권, 진영수, 배윤정, 김영근, 김희진, 한구석, 김근수(1997), 만성요통환자의 등척성 요부 신전근력에 관한 비교, 대한스포츠의학회지, 15(2), 304-309.
- 김창환, 김양수(1996), 요통환자의 등속성 근력발현의 특성분석, 대한스포츠의학회지, 14(1), 31-39.
- 오이표, 김남익(2004), 뇌성마비 장애인의 척추운동 재활요법이 운동기능 및 근전도에 미치는 영향, 한국체육학회지, 제43권, 제3호, 927-936.
- 이강우, 권정어, 김현숙, 이병섭, 강재명, 박원하(2000), 만성요통환자들에서 요추부 저항운동을 포함한 요통운동의 효과, 대한재활학회지, 24(3), 536-541.
- 이명희(2001) 요부신전운동 프로그램에 의한 근력증가의 영향요소에 관한 연구, 삼육대학교대학원 석사학위논문.
- 윤성원, 선상규, 조성계(1996), 체간의 등속성 신전 및 굴곡운동이 허리 및 대퇴의 근력향상 및 요통완화에 미치는 영향, 체육과학연구, 8(4), 43-53.
- 소재무, 이문영, 김효은, 이철규(2001), 체간등척성 운동 시 요부의 기능성 신전근력에 관한 비교분석, 한국체육학회지, 제40권, 제4호, 1027-1036.
- 소재무, 김건도, 한길수(2002), 요추간판탈출증 환자의 수술전.후 및 트레이닝 후 요부신근력 발현에 대한 정량적 분석, 한국체육학회지, 제41권, 제5호, 851-860.
- 전태원, 김근수, 정영수(1996), 만성요통환자의 요부관절과 슬관절의 등속성 운동능력 비교, 운동과학, 제8권, 제2호, 218-229.
- Blakely W. W(1989), EMG diagnostic scanning : A selective review of the literature, Int J Psychosom 36, 35-36.

- Barstow I, Gilliam J(1996), A research based approach to low back function, Florida medical office management services.
- Cram J. R(1988), Surface EMG recordings and pain-related disorders : A diagnostic framework, *Biofeedback Self Regul* 13, 123-138.
- Dolce J. J., Raczynski J. M(1985), Neuromuscular activity and electromyography in painful backs : Psychological and biomechanical models in assessment and treatment, *Psychol Bull* 97, 502-520.
- Dolce J. J., Crocker M. F., Moletteire C., Doleys D. M(1986), Exercise Quotas anticipatory concern and self-efficacy expectancies in chronic pain: a pre-liminary report, *Pain* 24, 365-372.
- Graves J. E., Pollock M. L., Jones A. E(1989), Specificity of limited of motion variable resistance training, *Med Sci Sports Exercise*, 21, 84-89.
- Graves J. E., Webb D. C., Pollock M. L(1994), Stabilization during resistance training: Its effect on the development of lumbar extension strength, *Arch Physical Medicine*, 75, 210-216.
- Graves J. E., Webb D, C., et al(1991), Effect of training with pelvic stabilization on lumbar extension strength, *Int J. Sport Medicine*, 10; 403.
- Graves J. E., Pollock M., Carpenter D. M., Fulton M. N(1990), Quantitative assessment of full ROM isometric lumbar extension strength, *Spine* 15, 289-294.
- Jones A. E., Pollock M. L., Graves J. E(1988), The lumbar spine, Santa Barbara; Sequoia Communications, 62-68.
- Kulig K, Andrews J. G., Hay J. G(1984), Human strength curves, *Exercise Sport Science Review*, 12, 417-466.
- Macain G. A., Scudds R. A(1988), The concept of primary fibromyalgia : significance to other chronic nusculoskeletal pain syndromes, *Pain* 33, 273-287.
- Rechardson C. A., Jull G. A(1995), Muscle control-pain control: What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*, 1(1), 2-10.
- Sypert G. W(1986), Low back pain disorders lumbar fusion? *Clin Neurosurg* 33, 57-83.
- Tracy M. F., Gibson M. J., Szypryt E. P., Rutherford A(1989), The geometry of the muscles of the lumbar spine determined by magnetic resonance imaging, *Spine* 14, 186-193.

투 고 일 : 1월 30일

심 사 일 : 2월 1일

심사완료일 : 3월 1일