

만성요통환자와 정상인의 체간 운동시 요추 신전근의 근활성도와 관절운동범위의 변화

김태호
대구보건대학 물리치료과

Abstract

The Changes of Range of Motion of Lumbar Region and Muscle Activities of Lumbar Extensor During Trunk Motions Between Subjects With Low Back Pain and Healthy Subjects

Tae-ho Kim, M.Sc., P.T.
Dept. of Physical Therapy, Daegu Health College

The purpose of this study was to compare the electromyography (EMG) activities of the lumbar extensor muscles during motion of trunk flexion-extension and compare range of motion (ROM) with a 3-dimensional motion analysis system of the lumbar region between subjects with chronic low back pain (CLBP) and healthy subjects during the trunk flexion-extension, trunk rotation and trunk lateral flexion cycle. Thirty CLBP subjects and thirty healthy subjects were included. We measured the root mean square (RMS) value of the lumbar extensor muscles from resting, standing, lumbar flexion and return position. The RMS ratio was normalized from maximal EMG activity of the lumbar extensor muscles during trunk motion. The results of this study showed that the RMS ratio of the lumbar extensor was significantly higher in CLBP subjects than healthy subjects during all of trunk motion ($p < .05$). The ratio of the highest RMS value during flexion and extension was higher in CLBP subjects than in healthy subjects ($p < .05$). The ROM of the lumbar region was significantly lower in CLBP subjects than healthy subjects during trunk flexion-extension, trunk rotation and lateral flexion cycle. The relationship between the RMS ratio for full lumbar flexion and the ROM of lumbar flexion was not correlated significantly. CLBP subjects have both decreased ROM of the lumbar region and higher muscle activities of the lumbar extensor muscle than healthy subjects.

Key Words: Low back pain; Surface electromyography; Three dimensional motion analysis.

I. 서론

요통은 생애의 전범위에서 나타날 수 있으며, 전 인구의 80% 이상이 일생 중 한번은 경험하게 되는 매우 흔한 질환이다(Frymoyer 등, 1983). 실제로 의료인을 찾는 이유 중 두 번째가 요통일 정도로 개인의 중요한 건강상의 문제이다(Andersson, 1999; Frymoyer와 Cats-Baril, 1991). 이러한 요통의 정도는 가벼운 통증에서부터 움직이지 못할 만큼 증상이 심한 경우까지 매우 다양한 형태로 나타나는데 원인과 관계없이 90%의

환자는 회복되지만, 나머지 환자의 10%는 지속적인 요통으로 만성장애가 남게 된다(Deisa와 Gans, 1993).

요통 환자는 척추의 가동성이 제한되며(Mayer 등, 1986), 체간 신전근의 근력이 약화되어 힘 발생 능력이 감소된다(Addison와 Schultz, 1980). 체간 굴곡, 신전, 측방굴곡, 회전 등 요추부에서 일어나는 관절운동은 감소하며(Panjabi 등, 1994; Yamamoto 등, 1989), 요추부 주변의 근육들도 근력 저하를 보인다(한태륜과 김상규, 1989; Beimbom과 Morrissey, 1988). 만성 요통환자의 경우 통증을 완화하기 위해 체간의 움직임을 최소화하기 때문에

요추부 유연성이 떨어지고, 근력이나 근지구력이 약화되어 재발하는 경우가 많다(이상현과 김세주, 1994). 요통환자를 평가할 때 척추의 가동성과 요추 신전근의 근력을 측정하는 것은 요통 발생을 방지하고, 치료를 위한 평가과정에서 필수적이라 할 수 있다(Seidel 등, 1987).

요통환자의 진단은 주관적인 소견보다 객관적이고 정확하게 평가되어야 하는데, 실제 요통으로 인한 기능적 평가에 유용하게 이용될 수 있는 척추부 가동범위 측정은 요통환자를 객관적으로 평가할 수 있는 하나의 자료이다(김윤태 등, 1997). Hoyt 등(1981)은 만성요통의 원인 중 한 가지가 요추 주위근의 활성도 증가이며, 근육의 연속으로 인한 요추 주위근의 근전도 신호 변화양상은 요통의 객관적인 평가 자료로 유용하다고 보고하였다. 근력약화의 측정이 어려운 요추 주위근의 근전도 신호를 평가하기 위한 연구도 계속되어져 왔으며(손민균 등, 1998), Ambroz 등(2000)의 연구에서는 표면 근전도 검사가 환자가 호소하는 통증과 높은 상관관계를 보였다고 보고하였다.

체간을 굴곡 시킬 때 요추 신전근의 원심성 수축으로 근전도 신호가 증가되다가 체간 굴곡이 진행되면서 점차 근전도 신호가 감소하여 끝까지 굴곡시키면 요추 신전근의 현저한 이완 현상이 나타나게 되는데, 이를 굴곡이완현상(flexion relaxation phenomenon)이라 한다(Floyd와 Silver, 1955; Sihvonen 등, 1988). 굴곡이완현상의 임계점이 되는 체간, 요추 및 골반의 굴곡 각도는 최대 체간 굴곡의 2/3 지점에 도달할 때 나타나고, 이때의 고관절 굴곡은 60%, 척추의 굴곡은 거의 90%가 이루어진다(Kippers와 Parker, 1984). 요통 환자에서는 체간의 완전 굴곡시에도 약 44%에서 굴곡이완현상이 나타나지 않는 것으로 알려져 있다(Triano와 Schultz, 1987). 이는 통증의 정도와 상관관계가 있으며, 체간의 굴곡, 신전, 측방굴곡 및 회전의 동작을 시행하였을 때, 요추 신전근의 근전도 신호가 체간 굴곡시에만 대조군과 유의한 차이가 있다고 하였다.

요추부의 관절 운동 범위를 측정하는 것은 여러 가지 측면에서 임상적으로 중요하다. 측정방법으로 단순히 손가락 끝에서 바닥까지의 거리를 측정하는 방법, 각도계를 이용한 방법, 경사계를 이용한 방법, Schöber 방법, modified Schöber 방법, 전자 각도계를 이용한 방법, 최근의 컴퓨터를 이용한 방법이 있다(Ng 등, 2001). 여러 가지 측정법을 이용한 관절 운동 범위 측정은 동작분석마다 다양한 결과가 나오므로 임상에 적용할 때는 측정

법과 각 방법을 잘 사용해야 한다. 또한 요추부의 관절 운동은 굴곡, 신전, 측방굴곡, 회전이 동시에 일어나는 삼차원적인 움직임으로써 기존의 동작분석기로는 한 방향으로 관절 운동이 일어날 때 동시에 일어나는 다른 방향의 관절 운동을 측정할 수 없다. 그러나 삼차원 동작 분석기는 비침습적인 방법으로 요추부 관절 운동의 특징적인 생체조건을 모두 만족시키며 요추부의 관절 운동을 측정할 수 있다(방문석 등, 2003; Peach 등, 1998).

만성 요통 환자의 생체역학적 기전, 수축양상에 대한 이해는 만성 요통 환자에서 나타나는 원인을 규명하고, 그에 알맞은 운동 치료법을 개발하고 평가할 때 매우 중요하다(손민균 등, 1998). 만성 요통환자의 요추부 근육의 근전도 분석과 움직임에 대한 동작분석에 대한 각각의 연구는 많이 이루어져 왔으나, 근전도 분석과 삼차원 동작분석기를 함께 이용한 연구는 부족한 실정이다.

본 연구의 목적은 만성 요통환자와 대조군에서 체간의 굴곡과 신전 운동시 요추 신전근의 근활성도의 차이를 비교하고, 삼차원 동작분석기를 이용하여 요추부 운동시의 관절운동범위를 비교하는 것이다. 이 연구의 결과는 요통의 객관적인 평가와 치료 및 예방을 위한 역동학적인 접근의 기초가 될 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

가. 실험군

본 연구의 목적에 동의하고 실험에 참가한 실험군은 6개월 이상 요통으로 인해 생활에 지장을 받거나 치료 중인 만성 요통 환자로 대구시에 위치한 학원직원과 대구보건대학의 재학생 30명으로 하였다. 또한 악성종양에 의한 요통이나 뇌, 척수 손상이나 뇌, 척수 손상이나 뇌혈관질환 등과 같은 중추신경계에 이상이 있거나, 요추부위에 화상, 흉터, 피부궤양 등의 피부병변이 있는 환자, 다른 부위의 신경근과 관련된 통증이 있는 환자, 하지관절 구축 제한이나 실험시 요구되는 동작에 제한이 있는 환자는 제외하였다.

나. 대조군

과거에 요통을 겪은 적이 없고, 현재에도 요통이나 요추부의 만성질환을 가지지 않은 대구보건대학 재학생

30명으로 하였으며, 대상자 모두 본 연구의 목적에 동의하고 실험에 참가하였다.

2. 실험기기 및 도구

가. 표면근전도 신호수집 및 처리

체간의 굴곡과 신전시의 요추 신전근의 표면근전도 신호는 Myosystem 1200¹⁾을 이용하여 측정하였다. 수집된 근전도 아날로그 신호를 Myosystem 1200으로 보내서 디지털 신호로 전환한 다음, 개인용 PC에서 Myoresearch XP 1.04 소프트웨어(Noraxon Inc., Arizona, U.S.A.)를 이용하여 필터링과 기타 신호처리를 하였다. 근전도 신호의 표본 추출률은 1000 Hz이었고, 40~250 Hz의 대역 필터(band pass filter)와 60 Hz 노치필터(notch filter), 심전도 감소 필터(ECG reduction filter)를 사용하였다. 수집된 신호는 완파 정류(full wave rectification) 한 후 root mean square(RMS)처리를 하였다. 표면근전도 신호의 개인차 및 개인 내 부위별 차이를 최소화하여 전반적인 변화 추세를 관찰하기 위해서는 정규화(normalization) 과정이 필요하다. 바로 선 자세에서 허리를 최대로 구부렸다 다시 제 위치로 오는 과정에서 요추 신전근의 최대값을 100으로 놓고 RMS 비(ratio)로 정규화(%)하였다.

나. 삼차원 동작 분석기의 신호수집 및 처리

삼차원 동작 분석기²⁾는 개인용 컴퓨터, 초음파 신호를 내보내는 직경 1 cm의 능동 표식자(active marker), 본체 CMS70P, 어댑터(cable adaptor), 초음파 신호를 인식하는 측정 감지기(sensor)로 구성되어 있다. 본 실험기기의 센서 역할을 하는 측정 감지기와 실험자와의 거리는 80 cm 가량을 유지하였다. 측정 감지기의 각도는 경사각도기(inclinometer)를 사용하여 수직과 수평이 되게 한 후, 전후로의 기울기는 전방으로 80도가 되도록 하였다. 초음파 표식자(marker)는 척추 측정용으로 제작된 3중 표식자(triple marker) 2개를 이용하였다. 기준 3중(reference triple) 표식자는 천골(sacrum) 상단에 벨크로(velcro)를 이용하여 초음파 표식자가 바닥을 향하게 고정하였으며, 측정 3중(measurement triple) 표식자는 흉추의 하단에 벨크로를 이용하여 초음파 표식자가 위를 향하게 고정하였다(그림 1).

측정 감지기를 통해 개인용 컴퓨터에서는 윈도우 프

로그램 Winspine 1.71(Zebris Medizintechnik, GmbH, Isny, Germany)을 이용하여 각 표식자의 삼차원상을 좌표로 전환하여 각 좌표간의 각도를 측정하였다.

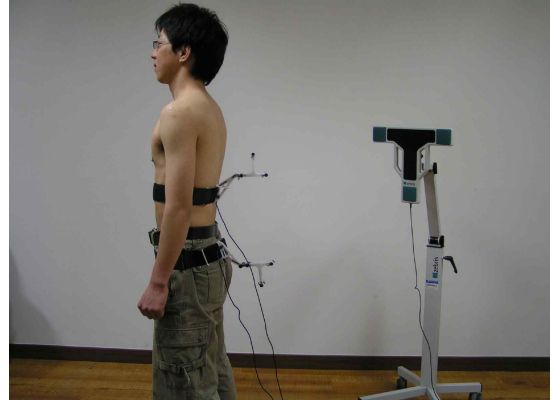


그림 1. 삼차원 동작분석기의 요추부 측정자세

3. 실험과정

가. 체간의 굴곡과 신전시의 요추 신전근의 근활성도
요추 신전근의 근활성도는 휴식시(resting) 자세, 서 있는(standing) 자세, 굴곡-신전(flexion-extension)의 자세 변화와 운동시 평가하였다.

먼저 장골릉(ilic crest)을 촉지하고 요추 3번의 위치에서 척추를 기준으로 양쪽 2 cm에 위치하고 있는 척추 기립근(erector spinae) 부위에 척추와 평행하게 2개의 활성전극을 부착하였다. 표면근전도 신호에 대한 피부 저항을 감소시키기 위하여 부착부위의 털을 제거하고, 사포로 3번 정도 문지른 뒤 피부를 알코올로 잘 닦아 준 후 각각의 채널에 지름 3 cm 크기의 은-은 염화 단일표면전극(silver-silver chloroide single surface electrode)을 부착하였고, 기준전극(reference electrode)은 우측의 장골릉 주변 부위에 부착하였다.

근활성도 측정시 처음 동작으로 휴식시 자세 즉, 양발을 실험 대상자의 어깨 넓이로 벌린 후 무릎을 약간 굴곡 시키고 양 손을 무릎위에 지지하고 편한 자세로 만든 상태에서 30초 동안 유지하도록 하였다. 두 번째 동작은 서 있는 자세에서 6초간 유지하고 4초에 걸쳐 무릎을 편 상태로 천천히 체간을 굴곡하여 완전 굴곡 상태를 6초간 유지하고 다시 4초에 걸쳐 천천히 체간을 신전하여 처음의 서있는 자세로 돌아가도록 하여 6초간

1) Noraxon Inc., Arizona, U.S.A.

2) Zebris Medizintechnik, GmbH, Isny, Germany.

유지하게 하는 동작을 3회 반복하였다. 정확한 실험을 위해서 검사자는 초시계를 보면서 시간을 불러주었고 실험 대상자들과 마주 서서 같은 동작을 반복한 후, 충분히 연습이 되었다고 생각되면 5분간 휴식을 취하게 한 후 검사를 시행하였다.

나. 체간 운동시 요추의 관절가동범위

기본자세는 두 팔을 교차시켜 가슴에 모으고 다리를 어깨 넓이로 벌리고 편안하게 서있는 자세에서 시작하였다. 첫 번째, 굴곡과 신전 운동은 서있는 자세에서 시작해서 체간 전방굴곡을 4초 동안 한 뒤 전방굴곡 상태에서 4초간 유지하였다. 그리고 다시 4초간 처음 자세로 돌아올 수 있도록 신전한 뒤 4초간 서있는 자세를 유지하였다. 같은 방법으로 3회 반복하였다. 두 번째, 체간의 회전운동을 시행하였다. 대상자들이 회전운동을 시행하는 동안 순수한 요추 부위의 회전운동을 측정하기 위하여 골반을 보조자가 고정하였다. 회전운동 방법은 4초 동안 서있는 자세를 유지하게 한 후, 우측으로의 회전운동을 4초 동안 하게 하였다. 이 자세를 4초 동안 유지한 뒤에 다시 4초 동안 처음의 서있는 자세로 돌아오게 하였다. 왼쪽도 동일한 방법으로 시행하였고 이 운동을 3번 반복하였다. 세 번째, 체간의 측방굴곡운동을 시행하였다. 처음 서있는 자세에서 4초 동안 유지한 뒤 우측으로 측방굴곡을 4초 동안 하고 측방굴곡한 자세에서 4초 동안 유지한 뒤 다시 처음의 자세로 돌아오게 하였다. 똑같은 방법으로 왼쪽 측방굴곡을 실시하고 이러한 측방 굴곡을 3회 실시하였다. 정확한 실험을 위해서 검사자는 초시계를 보면서 시간을 불러주고 보조자가 대상자들과 마주 서서 같은 동작을 하며 검사를 실시하였다.

4. 분석방법

정상 대조군과 실험군에서 체간의 굴곡과 신전시 각 운동단계의 요추 신전근 근활성도 변화를 비교하고, 체간의 다양한 운동시 삼차원 동작분석기를 이용한 관절가동범위의 변화를 비교하기 위하여 독립적 t-검정을 실시하였다. 체간 굴곡 유지시 RMS 비와 요추굴곡의 관절가동범위와의 상관관계를 알아보기 위해 피어슨 상관 분석 방법을 이용하였다. 통계적 유의성을 검정하기 위하여 유의수준 $\alpha=0.05$ 로 하였으며, 수집된 자료의 통계처리는 윈도우용 SPSS version 11.5로 하였다.

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

실험군과 대조군은 각각 30명으로 모두 60명을 대상으로 하였으며, 실험군의 평균연령은 25.0세이고 대조군의 평균연령은 25.8세이다. 성별의 비율은 실험군에서는 남자가 12명으로 40%를 차지하고 여자가 18명으로 60%였다. 대조군에서는 남자가 17명으로 57%를 차지했고 여자가 13명으로 43%를 차지했다. 실험군의 유병기간은 평균 37.3개월로 나타났으며 시각상사척도(Visual Analogue Scale)를 통한 통증의 평균 강도는 4.2로 나타났다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=60)

특성	실험군(n ₁ =30)	대조군(n ₂ =30)
연령(세)	25.0±4.2 ^a	25.8±2.3
성별	남자	12(40%)
	여자	18(60%)
유병기간(개월)	37.3±27.3	-
VAS*	4.2±1.1	-

*시각상사척도(Visual Analogue Scale)

^a평균±표준편차

2. 요추 신전근의 근활성도

가. 체간의 굴곡과 신전 운동시 요추 신전근의 근활성도 추이

대조군에서는 체간의 굴곡에 따라 요추 신전근의 RMS 비가 점차 증가하였다가 굴곡이 진행되면서 감소하여 완전 굴곡시 요추 신전근이 이완하여 RMS 비가 서 있는 상태보다 더 낮은 값을 나타냈다(그림 2). 다시 신전하게 되면 RMS 비가 증가하였다가 기립자세로 돌아감에 따라 감소하는 양상을 보였다. 실험군의 근활성도 추이는 체간 굴곡시 요추 신전근의 RMS 비가 증가하고, 완전 굴곡시 계속적으로 증가된 값을 유지하고 있어, RMS 비가 낮아지는 대조군과는 다른 양상을 보여주었다(그림 2).

나. 체간의 굴곡과 신전 운동시 요추 신전근의 RMS 비 휴식시 자세에서 요추 신전근의 RMS 비는 좌우측 모두 대조군보다 실험군에서 높게 나타났다($p<0.05$)(표 2). 서있는 자세동안 실험군에서는 우측 17.20%, 좌측 19.30%로 대조군의 8.59%, 9.41%보다 RMS 비가 높게 나타났다($p<0.05$). 체간의 굴곡시에도 실험군과 대조

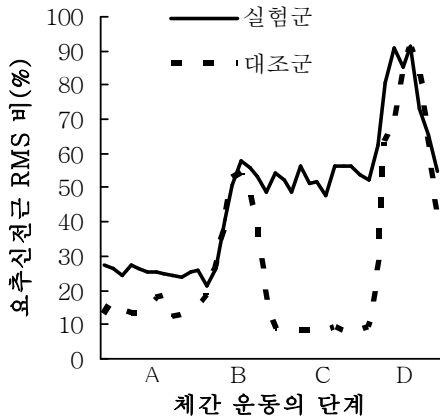


그림 2. 체간운동시 요추신전근의 근활성도 추이
(A: 서있는자세, B: 체간굴곡, C: 체간유지, D: 체간신전)

군에서 유의한 차이를 보였으며($p < .05$), 특히 체간을 굴곡한 상태로 6초 동안 유지하는 단계에서는 실험군이 40.06%, 40.89%로 대조군의 5.71%, 5.73%보다 유의하게 증가하였다($p < .05$). 체간을 굴곡한 자세에서 다시 제자리로 돌아오는 체간 신전에서는 우측에서만 유의한 차이를 보였다($p < .05$)(표 2).

다. 굴곡이완현상과 최대굴곡/최대신전 비

체간을 완전 굴곡시킨 자세를 유지하는 동안 요추신전근의 RMS 비는 대조군에서 5.71%, 5.73%로 서있는 자세의 8.59%, 9.41% 보다 낮게 나타나는 굴곡이완 현상이 나타났다(표 2). 대조군 30명중 25명(83%)에서

표 2. 체간의 굴곡과 신전 운동시 요추 신전근의 RMS 비

운동단계	부위	실험군($n_1=30$)	대조군($n_2=30$)	t-값	자유도	p
휴식시 (30초)	우측	21.06±10.42 ^a	11.18±7.46	-4.22	52.53	.00
	좌측	22.46±10.59	11.81±11.06	-3.80	58	.00
서있는 자세 (6초)	우측	17.20±10.47	8.59±5.55	-3.98	44.13	.00
	좌측	19.30±11.91	9.41±8.06	-3.76	58	.00
체간굴곡 (4초)	우측	42.44±10.02	27.26±8.75	-6.25	58	.00
	좌측	42.53±10.14	27.96±10.30	-5.52	58	.00
굴곡유지 (6초)	우측	40.06±19.23	5.71±5.83	-9.36	34.30	.00
	좌측	40.89±18.56	5.73±6.33	-9.82	35.67	.00
체간신전 (4초)	우측	63.34±9.08	58.41±7.46	-2.30	58	.03
	좌측	62.43±8.48	60.03±7.21	-1.18	58	.24

^a평균±표준편차

굴곡이완현상이 나타났으나, 실험군에서는 대상자 30명 중 4명(13%)에서만 굴곡이완현상을 보였다.

체간의 신전시 요추 신전근의 최대 RMS 값에 대한 굴곡시의 최대 RMS 값의 비(굴곡/신전 비)는 실험군에서 66.09%, 65.40%으로 나타나, 대조군의 46.78%, 48.31% 보다 유의한 증가를 보였다($p < .05$)(표 3).

표 3. 체간 신전시 요추신전근의 굴곡/신전 비 단위: %

	실험군 ($n_1=30$)	대조군 ($n_2=30$)	t-값	자유도	p
우측	66.09±15.06 ^a	46.78±13.61	5.21	58	.00
좌측	65.40±15.73	48.31±17.10	-4.03	58	.00

^a평균±표준편차

라. 체간 굴곡과 신전시 요추신전근의 RMS 비

체간굴곡시와 제자리로 돌아오는 신전시의 요추 신전근의 RMS 비는 실험군과 대조군 모두에서 유의한 차이를 보였다($p < .05$)(표 4).

3. 요추부의 관절가동범위

체간 굴곡시 삼차원 동작분석기를 이용한 요추부의 관절가동범위는 실험군에서 41도, 대조군에서는 53도로 나타나 유의한 차이를 보였다($p < .05$)(표 5). 신전운동과 체간 회전운동, 측방굴곡에서도 대조군에 비하여 실험군의 관절가동범위가 유의하게 작았다($p < .05$)(표 5).

4. 체간 굴곡 유지시 RMS 비와 요추굴곡의 관절가동범위와의 상관관계

체간을 최대로 굴곡하고 6초 동안 유지할 때의 요추

표 4. 체간 굴곡과 신전시 요추신전근의 RMS 비

단위: %

		굴곡	신전	t-값	자유도	p
실험군 (n ₁ =30)	우측	42.44±10.02 ^a	63.34±9.08	-8.46	58	.00
	좌측	42.53±10.14	62.43±8.48	-8.24	58	.00
대조군 (n ₂ =30)	우측	27.56±8.75	58.41±7.46	-14.83	58	.00
	좌측	27.96±10.30	60.03±7.21	-13.97	58	.00

^a평균±표준편차

표 5. 체간운동시의 요추부의 관절가동범위

단위: °

		실험군(n ₁ =30)	대조군(n ₂ =30)	t-값	자유도	p
굴곡		41.57±12.31 ^a	53.17±9.61	4.06	58	.00
신전		.47±2.78	-1.10±2.73	-2.20	58	.03
회전	우측	14.37±6.20	18.83±4.89	3.10	58	.00
	좌측	13.73±5.50	18.17±5.90	3.01	58	.00
측방굴곡	우측	15.77±5.23	23.27±10.96	3.39	58	.00
	좌측	16.33±5.52	24.43±9.28	4.11	58	.00

^a평균±표준편차

표 6. RMS 비와 관절가동범위와의 상관관계

	굴곡 관절가동범위	
	실험군(n ₁ =30)	대조군(n ₂ =30)
RMS 비	-.104 ^a	-.012

^a피어슨 상관계수

신전근의 RMS 비와 삼차원 동작분석기를 이용한 굴곡 운동시의 관절가동범위와의 상관관계를 분석한 결과, 두 변수 간에 상관관계가 없었다(p>.05)(표 6).

IV. 고찰

표면근전도 신호를 이용하여 굴곡, 신전, 측방굴곡, 회전 등의 자세 변화시에 요추 신전근의 수축양상을 평가함으로써 요추 신전근들이 요통에 어느 정도 영향을 미치는지 알 수 있다(한재영 등, 2002). 요추 신전근의 근전도 신호는 정적인 상태로 측정하는 것보다 운동을 하는 동안 동적인 근전도 신호를 측정하는 것이 더 유용한 정보를 얻을 수 있다고 하였다(Sihvonen 등, 1991). 따라서, 본 연구에서는 체간의 휴식시 자세, 서 있는 자세, 굴곡, 신전을 하는 동안 요추 신전근의 근전도 신호를 정량적으로 측정하여 요추 신전근의 수축양상 변화를 관찰하였다.

서있는 자세로부터의 체간 굴곡은 상체의 무게와 요추 신전근 및 고관절 신전근의 원심성 수축력 정도에 의해 조절된다(Sihvonen 등, 1991). 체간 굴곡시 처음에는 요추의 굴곡이 약 60도까지 일어나고, 그 후에 고관절에서 굴곡이 일어나게 되며, 신전시에는 이와 반대의 순서로 진행된다(Cailliet, 1988; Farfan, 1975; Tani와 Masuda, 1985). 처음에는 복근과 요근(psoas muscle)의 수축으로 체간의 굴곡이 시작되어 상체의 무게로 인해 굴곡이 진행되는데, 이 때 요추 신전근이 원심성 수축을 하게 된다. 요추부가 60도 정도 굴곡한 후에는 골반이 전방으로 기울어지면서 체간 굴곡이 이루어지고 이때는 요추 신전근 대신 고관절신전근의 원심성 수축으로 체간 굴곡이 조절된다(Tani와 Masuda, 1985). 따라서 체간이 완전 굴곡되었을 때는 요추 신전근의 수축은 거의 일어나지 않을 정도로 감소되는데 이러한 현상을 굴곡이완현상이라고 한다(Sihvonen 등, 1988). 굴곡이완현상이 나타나는 원인은 아직 확실히 밝혀져 있지 않지만 체간 굴곡시 중력에 의한 굴곡력이 후방 척추 인대의 신전으로 인한 신전력과 평형상태를 이루어 구조적 하중이 척추의 인대와 관절에 의해 전해지기 때문이라 여겨지고 있다(Kippers와 Parker, 1984; Triano와 Schultz, 1987).

본 연구에서도 체간 운동시 요추 신전근의 근활성도 추이를 보았다(그림 2). 대조군에서는 완전 굴곡시 요추 신전근이 이완하여 RMS 비가 서 있는 상태보다 더 낮은 값을 나타내고 있으며, 다시 신전하게 되면 요추 신

전근의 구심성 수축으로 RMS 비가 증가하였다가 기립 자세로 돌아감에 따라 감소하는 양상을 보였다. 그러나 만성 요통환자의 근활성도 추이는 체간 굴곡시 요추 신전근의 RMS 비가 증가하고, 완전 굴곡시 요추 신전근이 이완되지 못하고 계속적으로 수축을 하고 있어서, 대조군과 비교할 때 유의하게 높은 차이를 보여주었다 ($p < .05$). 휴식시 자세는 요추 신전근이 최대 이완된 자세로써, Cram 등(1998)이 제시한 방법으로 근전도를 측정하였으나, 바로 서 있는 자세보다 RMS 비가 더 크게 나왔다. 이는 연구에 참여한 대상자들이 무릎을 살짝 굽히고, 체간을 약간 앞으로 숙여서 요추 신전근을 이완시키는데 익숙하지 못한 결과로 근전도 값이 크게 나온 것으로 보인다.

서있는 자세에서의 체간굴곡과 제자리로 돌아오는 신전시의 요추 신전근의 RMS 비는 굴곡보다 신전에서 유의하게 큰 값을 보였다($p < .05$). 체간신전시의 요추 운동을 분석하면, 초기에는 대둔근과 슬딕근과 같은 고관절 신전근들에 의해 신전이 일어나고, 중간 단계에서 요추 신전의 각도가 커지면서 요추 신전근이 강하게 작용을 한다(Nelson 등, 1995). 그러나, Sihvonen 등(1991)은 요통 환자에서는 체간 굴곡시 요추 신전근의 원심성 수축정도는 커지고 신전시 구심성 수축 정도는 상대적으로 감소한다고 본 연구의 결과와 상반된 견해를 제시하였다.

정상인의 경우, 요추부에서 일어나는 운동면에 따른 관절가동범위는 굴곡 50도, 신전 15도, 회전 5도, 측방굴곡 20도로 보고하였다(Pearcy 등, 1984; Pearcy와 Tibrewal, 1984). 그러나, 회전운동과 측방굴곡의 경우 흉요추가 함께 움직임을 만들기 때문에, 흉요추의 회전은 5도의 요추 회전과 30도의 흉추 회전이 합해진 35도까지 가능해진다. 흉요추의 측방굴곡의 경우도 20도의 요추 운동과 25도의 흉추 운동이 합해진 45도까지 가능하다(Neumann, 2002).

본 연구에서 삼차원 동작분석기를 이용하여 측정된 요추의 관절가동범위는 대조군의 경우 Pearcy 등(1984)이 보고한 요추의 관절가동범위 보다 큰 가동범위를 나타내고 있다. 이는 동작분석기의 3중 표식자의 부착위치가 Zebris사에서 제시한 대로 흉추의 하단에 부착하였기 때문에 흉추의 운동범위가 일부 포함된 것으로 보인다. 실험군과 대조군의 관절가동범위를 비교하면, 굴곡과 신전, 회전, 측방굴곡 운동에서 실험군이 대조군에 비해 관절가동범위가 유의하게 감소되었다($p < .05$).

만성 요통환자의 관절가동범위의 감소는 Panjabi 등(1994)과 Yamamoto 등(1989)의 보고와 일치하며, 이차원 동작분석법을 이용한 김운태 등(1997)의 연구 결과와도 일치한다.

체간을 최대로 굴곡하고서 6초 동안 유지하는 동안의 요추 신전근의 RMS 비와 삼차원 동작분석기를 이용한 굴곡 운동시의 관절가동범위와의 상관관계를 분석한 결과, 두 변수 간에 상관관계가 나타나지 않았다($p > .05$). Floyd와 Silver(1955)는 정상인의 경우 굴곡이완현상은 흔하게 나타나지만, 요통환자의 경우는 그렇지 못하다고 하였고, Panjabi 등(1994)은 요통환자는 체간의 여러 운동에서 관절가동의 제한이 있다고 하였다. 이를 근거로 본 연구에서는 체간굴곡시 정상인의 경우 높은 관절가동범위와 낮은 값의 요추 신전근 활성도, 요통환자의 경우, 작은 관절가동범위와 높은 값의 근 활성도가 나타나는 상관관계를 확인 하고자 하였으나, 두 변수 간 상관관계는 유의하지 않았다. 본 연구의 실험에서 체간 운동시 근전도 측정과 삼차원 동작분석을 동시에 적용하지 못하고, 근전도 측정에 대한 운동과 관절가동범위 측정에 대한 운동을 따로 적용함으로써 보다 정밀한 실험을 진행하지 못하였기 때문으로 생각된다.

앞으로의 연구에서는 다양한 체간의 운동시 요추 주변 근육들의 근전도 신호와 이때의 삼차원 동작분석을 이용한 관절가동범위를 측정하여, 요통환자들의 생체역학적 문제와 운동형상학적 문제를 파악하는 것이 필요 할 것이다.

V. 결론

본 연구의 목적은 만성 요통환자와 대조군에서 체간의 굴곡과 신전 운동시 요추 신전근의 근활성도의 차이를 비교하고, 삼차원 동작분석기를 이용하여 요추부 운동시의 관절운동범위를 비교하기 위하여 실시하였다. 6개월 이상 요통이 지속된 실험군 30명과 정상인 대조군 30명을 대상으로 하였다. 표면근전도를 이용하여 체간의 휴식시, 서있는 자세, 체간굴곡 및 신전시의 요추 신전근의 근활성도를 측정하여 RMS 비로 정규화하였다. 또한 삼차원 동작분석기를 이용하여 체간의 굴곡, 신전, 회전, 측방굴곡시의 요추의 관절가동범위를 측정하였으며, 결과는 다음과 같다.

1. 휴식시, 서있는 자세, 체간굴곡, 굴곡유지, 체간신

전 우측에서 요추 신전근의 RMS 비는 실험군이 대조군에 비해 유의하게 높았다($p < .05$).

2. 체간의 신전시 요추 신전근의 최대 RMS 값에 대한 굴곡시의 최대 RMS 값의 비는 실험군이 대조군 보다 유의하게 높았다($p < .05$).

3. 체간의 굴곡, 신전, 회전, 측방굴곡시의 요추의 관절가동범위는 대조군에 보다 실험군이 유의하게 작았다($p < .05$).

앞으로 체간의 다양한 운동시 요추 신전근, 복근, 고관절 신전근 등, 요추 주변 근육들의 근전도 신호와 이때의 삼차원 동작분석을 이용한 관절가동범위를 측정하여 상관성을 확인하고, 요통환자들의 생체역학적 문제와 운동형상학적 문제를 파악하는 것이 필요할 것이다.

인용문헌

김윤태, 양승환, 강세운 등. 이차원 동작분석법을 이용한 요통환자의 흉요추부 가동범위 측정. 대한재활의학회지. 1997;21(4):744-754.

방문석, 한태륜, 최중경 등. 정상 성인의 3차원 동작 분석법에 의한 요추부 분절별 관절 운동 범위. 대한재활의학회지. 2003;27(3):424-432.

손민균, 윤여삼, 전계호. 만성 요통환자에서 요추신근의 근전도 주파수 분석. 대한재활의학회지. 1998;22(1):68-76.

이상현, 김세주. 만성요통환자의 요추부 굴근 및 신근의 등속성 운동평가. 대한재활의학회지. 1994;18(2):248-255.

한재영, 주성렬, 최인성 등. 표면 근전도검사를 이용한 만성 요통환자의 평가. 대한재활의학회지. 2002;26(6):739-744.

한태륜, 김상규. 근력측정에서 등속성측정방법과 근전도 측정방법의 비교. 대한재활의학회지. 1989;13(2):239-247.

Addison R, Schultz A. Trunk strengths in patients seeking hospitalization for chronic low-back disorders. Spine. 1980;5(6):539-544.

Ambroz C, Scott A, Ambroz A, et al. Chronic low back pain assessment using surface electromyography. J Occup Environ Med. 2000;42:660-669.

Anderson GB. Epidemiological features of chronic low back pain. Lancet. 1999;354(9178):581-585.

Beimborn DS, Morrissey MC. A review of the literature related to trunk muscle performance. Spine. 1988;13(6):655-660.

Cailliet R. Soft Tissue Pain and Disability. 2nd ed. Philadelphia, FA Davis Co., 1988.

Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to Surface Electromyography. Gaithers-burg, Maryland, Aspen pub., 1998.

Delsa JA, Gans BM. Rehabilitation Medicine. 2nd ed, Philadelphia, JB Lippincott, 1993.

Farfan HF. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. Orthop Clin North Am. 1975;6(1):135-144.

Floyd WF, Silver PH. The function of the erector spinae muscles in certain movements and posture in man. J Physiol. 1955;129(1):184-203.

Frymoyer JW, Cats-Baril WL. An overview of the incidence and costs of low back pain. Orthop Clin North Am. 1991;22(2):263-271.

Frymoyer JW, Pope MH, Clements JH, et al. Risk factors in low-back pain: An epidemiological survey. J Bone Joint Surg Am. 1983;65(2):213-218.

Hoyt WH, Hunt HH Jr, De Pauw MA, et al. Electromyographic assessment of chronic low-back pain syndrome. J Am Osteopath Assoc. 1981;80(11):728-730.

Kippers V, Parker AW. Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. Spine. 1984;9(7):740-745.

Mayer T, Gatchel RJ, Kishino N. A prospective short-term study of chronic low back pain patients utilizing novel objective functional measurement. Pain. 1986;25(1):53-68.

Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. Spine. 1995;20(2):199-204.

Neumann DA. Kinesiology of the Musculo-skeletal System: Foundations for physical rehabilitation. Mosby, 2002.

Ng JK, Kippers V, Richardson CA, et al. Range of motion and lordosis of the lumbar spine: Reliability of measurement and normative values. Spine. 2001;26(1):53-60.

Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, et al. Mechanical behavior of the human lumbar and-

- lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg.* 1994;76(3):413-424.
- Peach JP, Sutarno CG, McGill SM. Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the young lumbar spine: A database. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(6):663-669.
- Pearcy M, Portek I, Shepherd J. Three-dimensional X-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine.* 1984;9(3):294-297.
- Pearcy MJ, Tibrewal SB. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine.* 1984;9(6):582-587.
- Seidel H, Beyer H, Brauer D. Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987;56(5):592-602.
- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O. Averaged (rms) surface EMG in testing back function. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1988;28(6):335-339.
- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O, et al. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72(3):1080-1087.
- Tanii K, Masuda T. A kinesiologic study of erectors spinae activity during trunk flexion and extension. *Ergonomics.* 1985;28(6):883-893.
- Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine.* 1987;12(6):561-565.
- Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine.* 1989;14(11):1256-1260.

논문접수일 2006년 3월 15일

논문게재승인일 2006년 4월 1일