

대한정형도수치료학회지 제16권 제1호 (2010년 6월)  
Korean J Orthop Manu Ther, 2010;16(1):9-19

## 등척성 견관절 수평 신전 운동의 강도에 따른 다열근의 활성도 비교

방윤경 · 윤동준<sup>1</sup> · 윤희연<sup>1</sup> · 김선엽

분당제생병원 물리치료실,  
대전대학교 보건스포츠과학대학 물리치료학과<sup>1</sup>

---

### Abstract

## Electromyographic Activation of Lumbar Multifidus Muscle Induced by Horizontal Shoulder Extension Exercise: Comparison of Four Intensity Levels of the Exercise

Yun-Kyung Bang, Dong-Joon Yoon<sup>1</sup>, Hee-Yeon Yoon<sup>1</sup>, Suhm-Yeop Kim<sup>1</sup>

Dept. of Physical Therapy, Bundang Jesaeng General Hospital  
Dept. of Physical Therapy, College of Health and Sports Science, Daejeon University<sup>1</sup>

**Purpose** : To identify whether isometric shoulder horizontal extension (ISHE) exercise could sufficiently activate the lumbar multifidus muscle, and to determine appropriate exercise intensity to increase muscle strength. **Methods** : Twenty healthy volunteers (10 males and 10 females) participated in this study. ISHE exercises on the dominant side were performed with 90° shoulder abduction held in 90° elbow flexion so that their arms were in the horizontal plane. Electromyographic (EMG) measurements of multifidus activation were performed in standing and supine positions, and were taken under four strength conditions: 75%, 50% and 25% of maximum shoulder horizontal extension strength, and maximum strength. **Results** : The EMG activations of both lumbar multifidus increased significantly with ISHE exercises of larger % strength ( $p < .05$ ). In their multifidus EMG data measured in standing and supine positions, men differed significantly in their 75%, 50% and 25% strength for both sides ( $p < .05$ ), and women differed significantly in their 75%, 50% and 25% strength on their 5th lumbar vertebrae's left side, but 75% only for their 5th lumbar vertebrae's right side ( $p < .05$ ). The EMG data of 5th lumbar vertebrae's left and 5th lumbar vertebrae's right sides appeared to differ significantly at all strength levels for men while standing, but only at the 25% level for women in the supine position ( $p < .05$ ). These findings indicate that ISHE exercises can be considered a beneficial method to enhance the multifidus strength. **Conclusion** : This study provides useful information for further study in this field.

**Key Words** : Electromyographic; Isometric shoulder horizontal extension; Multifidus

---

교신저자 : 김선엽(대전대학교 보건스포츠과학대학 물리치료학과, 010-2530-0619, E-mail: kimsy@dju.kr)

## I. 서론

치료적 운동은 통증과 통증으로 인한 기능성 질병을 줄여 줄 뿐만 아니라 만성, 불특정 요통으로부터 고통 받고 있는 사람들에게 있어 통증을 감소시키기 위한 효과적인 방법이다(Abenhaim 등, 2000; Hayden 등, 2005; Kool 등, 2004). 만성요통은 요부의 근력과 근 지구력의 감소, 유연성의 소실 등의 신체적 이상을 초래하여 신체적 활동을 줄어둘게 함에 따라 근력이 약화되는 현상이 되풀이되어 나타난다(Hyoung, 2008). 운동을 통하여 요통 환자들의 수행능력이 향상될 수 있다는 여러 증거들이 있으며(Hubley-Kozey 등, 2003), 이러한 증거들은 요통의 보존적 치료를 위한 몇 가지 추천들에서 중심이 되는 구성요소로 포함되었다(Philadelphia Panel, 2001). 만성요통 환자에게 운동을 실시하면 통증 감소, 관절 운동 범위 증가, 요부근육의 강화, 유연성 증가 등의 신체적 문제 해소에 도움을 주는 것으로 알려져 있다(Jung, 2003).

최근 요부 안정화 운동은 효과적인 요통 치료로서 관심이 증가 되고 있으며(Barr 등, 2007), 이 중 중심 안정화 운동(core stabilization exercise)은 척추, 골반에 적절한 부하를 주고 균형을 유지하기 위한 방법으로(Akuthota 등, 2008), 효과적인 작업 수행과 통증 감소에 최적의 운동으로 보고되고 있다(McGill, 2001).

체간의 움직임 동안 특정 기능과 요통 발달에 관련된 기능부전을 알아보기 위해 다열근, 흉최장근과 요장능근에 표면 근전도를 이용한 폭 넓은 연구가 이루어졌다(Bankoff 등, 2000; Cholewicki와 VanVliet, 2002; Larivie`re 등, 2002). 최근 들어 요부 다열근이 요추 분절의 조절과 안정성에 기여한다는 이론은 넓게 받아들여지고 있다(Moseley 등, 2002). 다열근은 척추 관절들에서 국소 안정화근으로 작용하며(Bradl 등, 2005; Moseley 등, 2002), 요추에 안정과 조절에 크게 기여한다(Roy 등, 1989). 요부 다열근 섬유는 요추 1번과 요추 5번 극돌기의 끝에서 공통 건(common tendon)을 통해 인접하게 부착되어 있으며, 아래쪽으로 요추 5번의 유두 돌기, 천추 1번과 천골 그리고 장골을 지난다(Rosatelli 등, 2008). 다열근의 천부 섬유들은 요추 다섯 개의 분절들과 장골, 천골의 미측 방향으로 붙어 있다. 반면에 심부 섬유들은 판(lamina)의 하부 연과 극돌기의 가장자리에 붙어있다(Bogduk, 1997). 천부와 심부의 다열근 섬유들은 유두돌기와 후관절낭 안으로

정지하는 최소 두 개의 분절들에서 교차한다(Lewin, 1962). 요부 다열근의 천부 섬유들은 척추 적응을 조절하는 역할을 하며 심부 섬유들은 분절간 움직임을 조절한다고 보고되고 있으며(Moseley 등, 2002), 이외 많은 체간 근육들은 척추 적응의 조절에 있어 구조적으로 적합하며 대부분은 척추 간 전단력과 염전력 조절에 있어 이를 제한하는 능력을 가지고 있다고 보고되고 있다(Bogduk, 1997; Panjabi, 1989).

최근 연구들은 상지 운동을 하는 동안 다열근의 심부와 천부 섬유들이 조절된다는 가설을 지지하고 있다(Moseley, 2002). 상, 하지에서 운동이 일어날 때, 척추에서 부과되는 부하의 크기는 같으나 움직임은 반대 방향에서 생성된다(Crisco와 Panjabi, 1991). Tarnanen 등(2008)은 체간 근육 활성화에 있어 여러 가지 상지 운동들과 일반적인 체간 운동들을 비교하였을 때 몇몇 상지 운동들에서 체간 근육들을 효과적으로 활성화시킬 수 있다는 것을 표면 근전도를 통해 보여 주었다.

Tarnanen 등(2008)의 연구에서 등척성 견관절 수평 신전(isometric shoulder horizontal extension; ISHE) 운동이 일반적인 체간운동과 비교하였을 때 운동이 일어나는 반대쪽 최장근과 다열근을 효과적으로 활성화시키는 것으로 나타났다. 하지만 이는 최대 등척성 운동으로 시행하였을 때이므로 적절한 운동 강도에 대한 제시가 불충분 하였다. 때로 상, 하지의 부가적인 전위와 이에 반응하는 힘의 생성 때문에 신체 배열 변화가 발생하여 척추를 포함한 전체적인 몸의 혼란을 야기하기도 한다(Horak 등, 1984). 그러므로 운동 효과를 성취하기 위해 적절한 부하를 주거나 강도를 결정하여 운동을 수행하여야 한다(Fleck과 Kraemer, 2004). 이에 본 연구는 우세측 상지로 ISHE 운동을 수행하였을 때 운동 강도에 따른 다열근의 활성화 정도의 차이를 비교해 보고자 시행하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 연구의 목적에 동의하고 요통이 없는 자 원자 20명(남자 10명, 여자 10명)을 대상으로 실시하였다. 습관적인 상완외관절 탈구가 있는 자, 과거 6개월 동안 외상의 경험이 있는 자, 요추에 정형외과적인 문제가 있는 자 그리고 인지적인 문제가 있어 연구자의 의도를 이해하지 못하는 자는 본 연구의 대상자에서 제

외시켰다. 실험을 수행하기 전에 모든 대상자들에게 본 연구에 대하여 충분히 설명을 하였으며, 대상자들의 실험 참여에 대한 동의를 받고 실험 절차를 진행하였다.

## 2. 연구의 절차

### 2.1. 사전 평가

대상자는 준비된 고정기구에 등과 허리를 최대한 밀착시키고 벨트를 사용하여 가슴과 골반을 고정하였으며, 이 때 우세측 상지는 측정을 위해 벨트 밖에 위치하도록 하였다. ISHE 운동의 최대 운동 강도를 구하기 위하여 우세측 상지의 견관절을 90도 외전하고 주관절을 90도 굴곡한 자세에서 근력계(Power Track II Dynamometer, JTECK Medical, USA.)를 사용하여 측정 패드를 대상자의 우세측 상지 상완 후방부 원위 1/3지점에 위치시킨 후, 최대 근력으로 운동을 5초간 연속 2회 실시하였을 때의 평균값을 구하였다. 이를 기준으로 최대 운동 강도의 75%, 50%, 25% 강도를 결정하였으며, 본 실험에 들어가기 앞서 2회의 연습을 실시하였다.

### 2.2. 본 실험

4가지 운동 강도의 순서를 무작위로 하여 각각의 강도에서 3회, 총 12회의 ISHE 운동을 실시하였으며 운동을 수행할 때, 대상자에게 근력계의 모니터에 의하는 근력 수치를 보여줌으로써 기준이 되는 근력 값에 도달하여 정해진 강도를 5초간 유지하도록 유도하고 그 시점에 다열근의 활성도를 표면 근전도(QEMG-4 System; LXM3204, Laxtha, Daejeon, Korea)를 사용하여 측정하였다. 사전 평가 및 측정은 선 자세에서 바로 누운 자세에서 동일한 방법으로 각각 실시하였다(그림 1).



그림 1. 견관절 수평 신전 운동 A: 선자세, B: 바로 누운 자세.

본 연구의 절차는 그림 2에 설명되어져 있다.

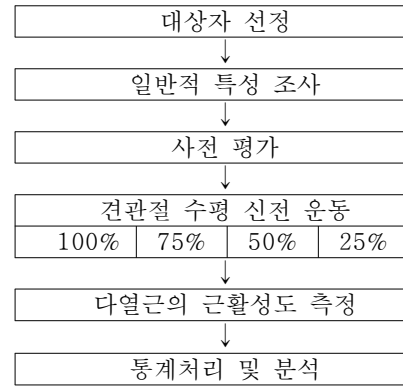


그림 2. 연구의 절차.

### 3. 근활성도 측정 및 자료 처리

병렬로 연결된 4-채널 포터블 시스템 근전도 기기를 사용하여 요추 5번 수준의 양측 다열근으로부터 근전도 자료가 수집되어졌다. 근활성도 측정에 앞서, 대상자를 엎드린 상태로 놓고 전극을 부착할 부위에 저항을 줄이기 위하여 알코올 솜을 문지르고 면도를 하였다. DeFoa 등(1989)과 Hermens 등(1999)의 전극 부착 방법을 참고하여 검사자는 양손으로 대상자의 골반을 감싸 양쪽 무지가 만나는 지점에 있는 요추 5번의 극돌기를 촉진하고 양 옆으로 2 cm 떨어진 부위에 지름이 11.4 mm인 Ag/AgCl 재질의 원형 표면 전극(3M)을 부착하였으며, 위쪽으로 25 mm 간격으로 평행하게 전극을 하나씩 더 부착하였다. 그리고 두 개의 전극은 요추 1번, 요추 2번의 극돌기 사이의 중간지점에서 후상장골극까지의 연장선상에 놓이게 하였으며, 기준 전극은 요추 접합부의 중간지점 위에 부착하였다. 표면 근전도의 표본 추출률(sampling rate)은 1024 Hz, 근전도 신호의 증폭을 1785.7 배로 하였으며, 수집된 자료는 Telescan 2.89 프로그램(Laxtha, Korea)을 사용하여 처리하였다. 대역통과 필터(band-pass filter)는 51-102 Hz로 하였고 노치필터는 51 Hz로 하였다. 5초간 다열근에서 기록된 근전도 신호들은 표준화를 위해 제곱근 평균제곱 값(root mean square; RMS)으로 처리 되어 백분율로 표시하였다.

### 4. 분석방법

측정하여 수집된 자료들은 윈도우용 SPSS 12.0 통계프로그램을 이용해 분석하였으며, 대상자의 일반적인 특성은 기술통계량인 평균과 표준편차로 설명하였다. 운동 강도에 따른 다열근의 활성도 비교를 위해 비모수

검정 방법인 프리드만 분석(Friedman test)을 사용하였으며, 요추 5번의 좌측, 우측 다열근의 활성도의 비교를 위해 윌콕슨 부호 순위(Wilcoxon signed-ranks) 검정을 시행하였다. 통계적 유의성을 분석하기 위하여 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 정하였다.

### III. 결과

#### 1. 연구대상자의 특성

연구대상자는 총인원 20명으로 남자 10명, 여자 10명으로 구성되었다. 이들의 평균 연령은  $23.30\pm 3.74$ 세였고, 남자  $24.30\pm 5.08$ 세, 여자  $22.30\pm 1.25$ 세였다. 신장은 남자  $172.50\pm 5.66$  cm, 여자  $160.30\pm 3.89$  cm 이었고, 체중은 남자  $68.90\pm 10.50$  kg, 여자  $51.50\pm 2.80$  kg이었다(표 1).

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

변수	남자(n=10)	여자(n=10)	전체(n=20)
나이(세)	$24.30\pm 5.08^a$	$22.30\pm 1.25$	$23.30\pm 3.74$
신장(cm)	$172.50\pm 5.66$	$160.30\pm 3.89$	$166.40\pm 7.84$
체중(kg)	$68.90\pm 10.50$	$51.50\pm 2.80$	$60.20\pm 11.65$

#### 2. 운동 강도에 따른 다열근 활성도의 비교

선 자세에서 남자는 운동 강도에 따라 좌측 다열근 활성도에 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $\chi^2=28.92$ ,  $p<.01$ )(표 2). 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 100%와 75%에서 통계적으로 유의한 차이가 있었으며 ( $p<.05$ ), 100%와 50%, 100%와 25%, 75%와 50%,

75%와 25%, 50%와 25%에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.01$ ). 우측 다열근의 활성도 비교에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $\chi^2=28.08$ ,  $p<.01$ )(표 2). 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 100%와 75%에서 통계적으로 유의한 차이가 있었으며 ( $p<.05$ ), 100%와 50%, 100%와 25%, 75%와 50%, 75%와 25%, 50%와 25%에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.01$ ).

바로 누운 자세에서 남자는 운동 강도에 따라 좌측 다열근 활성도에 통계적으로 유의한 차이가 있었으며 ( $\chi^2=28.92$ ,  $p<.01$ )(표 2), 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 모든 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.01$ ). 우측 다열근의 활성도에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었으며( $\chi^2=27.72$ ,  $p<.01$ ), 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 모든 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.01$ ).

선 자세에서 여자는 운동 강도에 따라 좌측 다열근 활성도에 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $\chi^2=28.92$ ,  $p<.01$ )(표 3). 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 100%와 75%에서 통계적으로 유의한 차이가 있었으며 ( $p<.05$ ), 100%와 50%, 100%와 25%, 75%와 50%, 75%와 25%, 50%와 25%에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.01$ ). 우측 다열근의 활성도를 비교에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $\chi^2=28.92$ ,  $p<.01$ )(표 3). 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 100%와 75%에서 통계적으로 유의한 차이가 있었으며 ( $p<.05$ ), 100%와 50%, 100%와 25%, 75%와 50%, 75%와 25%, 50%와 25%에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p<.01$ ).

표 2. 남자의 운동 강도에 따른 다열근 활성도의 비교 및 자세 간 비교

검사자세	운동강도				$\chi^2$	
	100%	75%	50%	25%		
우측	선 자세	$98.52\pm 50.0^a$	$74.39\pm 36.98$	$43.10\pm 23.16$	$25.35\pm 10.29$	28.08**
	바로 누운 자세	$107.13\pm 47.93$	$45.20\pm 24.29$	$24.84\pm 11.00$	$16.33\pm 3.09$	27.72**
Z	-.56	-2.40*	-2.29*	-2.80**		
좌측	선 자세	$112.20\pm 59.16$	$88.52\pm 45.01$	$56.04\pm 28.67$	$31.91\pm 14.89$	28.92**
	바로 누운 자세	$116.82\pm 51.73$	$50.02\pm 22.54$	$23.51\pm 12.41$	$12.31\pm 8.84$	28.92**
Z	-.87	-2.60**	-2.70**	-2.80**		

<sup>a</sup>평균(%)±표준편차.

\* $p<.05$ , \*\* $p<.01$

표 3. 여자의 운동 강도에 따른 다열근 활성도의 비교 및 자세 간 비교

검사자세	운동강도				$\chi^2$	
	100%	75%	50%	25%		
우측	선 자세	43.66±19.22 <sup>a</sup>	35.27±16.34	25.07±11.56	17.59±6.23	28.92**
	바로 누운 자세	37.23±28.46	28.14±17.35	16.05±2.72	14.53±7.74	25.56**
Z	-.56	-.66	-2.70*	-1.68	-1.17	
좌측	선 자세	49.64±19.40	41.54±16.59	28.20±11.14	18.65±5.70	28.92**
	바로 누운 자세	37.79±29.98	27.58±16.42	11.80±6.70	7.06±2.86	24.24**
Z	-.87	-1.48	-2.50*	-2.80**	-2.80**	

<sup>a</sup>평균(%)±표준편차.

\*p<.05, \*\*p<.01

바로 누운 자세에서 여자는 운동 강도에 따라 좌측 다열근 활성도에 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $\chi^2=24.24, p<.01$ )(표 3). 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 100%와 75%에서 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 100%와 50%, 100%와 25%, 75%와 50%, 75%와 25%, 50%와 25%에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.01). 우측 다열근 활성도의 비교에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $\chi^2=25.56, p<.01$ ). 운동 강도 간의 차이를 비교한 결과 100%와 75%에서 통계적으로 유의한 차이가 있었으며(p<.05), 100%와 50%, 100%와 25%, 75%와 50%, 75%와 25%, 50%와 25%에서도 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.01).

3. 좌측, 우측 다열근 활성도의 비교

선 자세에서 남자의 ISHE 운동 강도에 따른 좌측, 우측 다열근 활성도의 비교했을 때, 100% 강도의 좌측, 우측 다열근 간, 75% 강도의 좌측, 우측 다열근 간, 50% 강도의 좌측, 우측 다열근 간, 25% 강도의 좌측, 우측 다열근 간에 유의한 차이가 있었다(p<.05)(그림 3).

바로 누운 자세에서 남자의 ISHE 운동 강도에 따른 좌측, 우측 다열근 활성도의 비교를 비모수 검정 방법으로 윌콕슨 부호 순위 검정을 하였을 때, 모든 운동 강도에서 좌측, 우측 다열근 활성도 간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다(그림 4). 선 자세에서 여자는 ISHE 운동 강도에 따른 요추 5번의 좌측, 우측 다열근 활성도의 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다(그림 5). 바로 누운 자세에서 여자는 25% 강도에서 요추 5번의 좌측, 우측 다열근의 활성도 간에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었으며(p<.01), 나머지는 통계

적으로 유의한 차이가 없었다(그림 6).

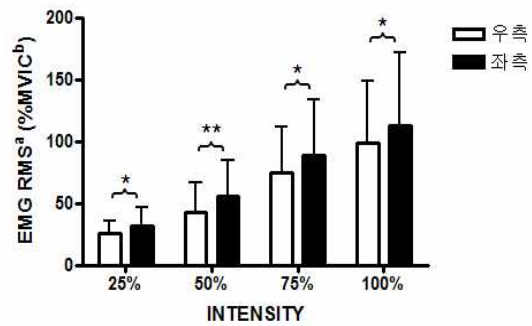


그림 3. 남자의 선 자세에서 좌우측 다열근 비교.

<sup>a</sup>RMS: root mean square, <sup>b</sup>MVIC: maximal voluntary isometric contraction.

\*p<.05, \*\*p<.01

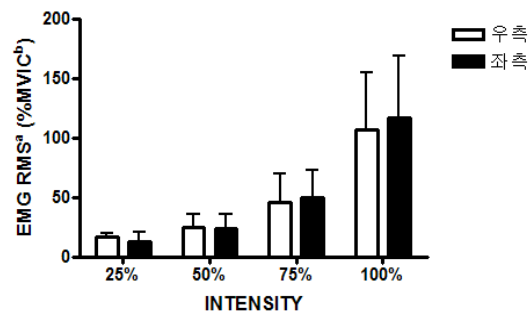


그림 4. 남자의 바로 누운 자세에서 좌우측 다열근 비교.

<sup>a</sup>RMS: root mean square, <sup>b</sup>MVIC: maximal voluntary isometric contraction.

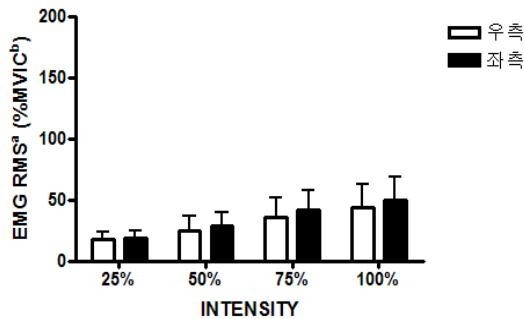


그림 5. 여자의 선 자세에서 좌우측 다열근 비교.  
<sup>a</sup>RMS: root mean square, <sup>b</sup>MVIC: maximal voluntary isometric contraction.

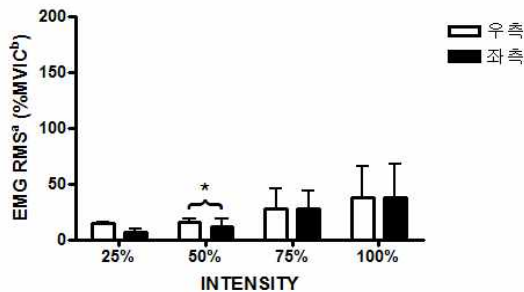


그림 6. 여자의 바로 누운 자세에서 좌우측 다열근 비교.  
<sup>a</sup>RMS: root mean square, <sup>b</sup>MVIC: maximal voluntary isometric contraction.  
 \*p<.05.

#### 4. 측정자세별 다열근 활성화도의 비교

남자의 ISHE 운동 강도에 따른 바로 선 자세와 바로 누운 자세의 좌측 다열근 활성화도의 비교를 비모수 검정 방법으로 윌콕슨 부호 순위 검정을 하였을 때, 100% 강도의 선 자세와 바로 누운 자세 간 교에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 반면 75%, 50%, 25% 강도의 선 자세와 바로 누운 자세 간 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.01)(표 2).

우측 다열근 활성화도의 비교에서는 100% 강도의 선 자세와 바로 누운 자세 간 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 반면 75%, 50%, 25% 강도의 선 자세와 바로 누운 자세 간 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 2).

여자의 ISHE 운동 강도에 따른 선 자세와 바로 누운 자세의 좌측 다열근 활성화도의 비교를 비모수 검정 방법

으로 윌콕슨 부호 순위 검정을 하였을 때, 100% 강도의 선 자세와 바로 누운 자세 간 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 75%, 50%, 25% 강도의 선 자세와 바로 누운 자세 간 비교에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<.01)(표 3).

우측 다열근 활성화도의 비교에서는 75% 강도에서 선 자세와 바로 누운 자세를 비교했을 때만 통계적으로 유의한 차이가 있었으며(p<.01), 나머지는 통계적으로 유의한 차이가 없었다(표 3).

#### IV. 고찰

만성 요통이 있는 경우 요부 심부에 위치한 근육들의 위축 정도가 더 심화되어 있으며(Cooper 등, 1992), Danneels 등(2001)의 연구에서 컴퓨터단층촬영(computerized tomography)으로 만성 요통환자의 척추주위근육이 부분적으로 위축되어 있는 것을 확인하였으며, Kader 등 (1999)의 자기공명영상(magnetic resonance imaging) 연구에서도 요통환자에 있어 다열근의 80% 위축이 확인되었다. 이처럼 다열근과 척추주위근육의 위축은 척추의 불안정을 유발시켜 요통의 발생 비율을 높히는 것으로 나타났다. 요부의 다열근은 요추추 접합부에 걸쳐져 있는 체간 근육이며, 복합적인 구조로 되어있다(Macintosh 등, 1986). 요추 안정화에 있어 요부 다열근에 대한 중요성은 많은 연구들을 통해 증명되어 왔으며(Cholewicki 등, 1997; Moseley 등, 2002, Solomonow 등, 1998), Granata와 Orishimo (2001), Nielsen 등(1998)은 상지가 높은 부하를 받을 때 요추 근육들이 크게 활성화 된다는 것을 증명하였다. 하지만 Arokoski 등(1999)과 Behm 등(2005)의 상지 운동을 수행하는 동안 체간 근육 활성화에 관한 선행 연구에서는 기준이 되는 특별한 부하가 적용되지 않았다. 이에 본 연구에서는 우측측 상지로 ISHE 운동을 등척성으로 수행하였을 때 운동 강도에 따른 다열근의 활성화도 차이를 비교하였다.

##### 1. 연구방법에 대한 고찰

Tarnanen 등(2008)은 중심화 안정근의 활성화에 있어 등척성 상지 운동의 효과를 알아보고자 견관절의 신전, 굴곡, 수평 신전, 수평 굴곡 그리고 양측 상지로 견관절의 신전 운동을 최대 등척성으로 수행하여 복직근, 외복사근, 최장근, 다열근의 활성화도를 비교한 연구에서

우측 상지만을 사용하였다. Moseley 등(2002)은 수의적인 상지 운동을 하는 동안 요추의 심부, 천부 다열근의 활성화에 관한 연구에서 좌측 상지만을 사용하였다. 우세측 상지의 어깨와 팔꿈치는 토크(torque) 상호작용과 협응에 있어 유용하게 작용한다(Duff와 Sainburg 2007; Sainburg와 Wang 2002). 운동 적응(motor adaptation)에 관한 대다수 연구들은 우세측 상지에 초점을 맞추어 진행되어 왔으며(Schabowsky 등, 2007), 우세측 상지와 비우세측 상지 사이에 조절 기전이 다르며, 두 상지 간에는 다른 특성을 가지고 있다고 한다(Sainburg와 Kalakanis 2000; Sainburg와 Wang, 2002).

de Souza Castelo Oliveira와 Gonçalves 등(2008)은 상지의 저항 운동을 하는 동안 요부 근육들의 활성화에 관한 연구에서 선 자세에서 상지운동을 하는 것은 아주 낮거나 보통의 강도를 적용하여도 요부 근육에 부하를 줄 수 있으므로 주의가 필요하다고 하였다. Tarnanen 등(2008)은 등척성 상지 운동을 선 자세에서 수행했을 때와 체간 운동을 수행했을 때 다열근 활성화도와 유사할 수 있다고 하였으며, 특정 체간 근육들은 미리먹임(feedforward) 기전으로 상지와 하지가 움직이기 전에 미리 활성화 된다는 연구 보고가 있었다(Aruin과 Latash, 1995; Hodges와 Richardson, 1997a, 1997b). 본 실험에서는 기본 자세에 의한 다열근 활성도를 최소화 하고자 바로 누운 자세에서도 운동을 시행하여 선 자세에서의 다열근 활성화도와 비교를 하였다.

외적 부하를 사용하여 체간 근육들의 표면 근전도를 평가한 선행 연구들은 기준이 되는 부하를 저항으로 사용해 왔다(Arokoski 등, 1999; Arokoski 등, 2001; Behm 등, 2005). 하지만 기준이 되는 부하를 사용하는 것은 문제를 이끌어 낼 수도 있다. 그 이유는 대상자들마다 느끼는 부하의 정도가 다를 수 있기 때문이다. 하지만 이에 대한 선행 연구들의 표면 근전도 값들의 결과들을 보면 이전 연구들에서 일반적인 부하가 너무 낮았다는 제한점이 있었다. Arokoski 등(1999)은 치료적 운동들 동안 고관절 신전근 기능에 대한 연구에서 최대 수의적 수축에 관한 강도를 50%와 25% 이하로 하였으며, 안정화 운동들 동안 등과 복부 근육의 기능에 대한 연구에서는 수의적 수축에 관한 강도를 50% 이하로 하였다(Arokoski 등, 2001). 이에 본 연구에서는 Arokoski 등(1999)과 Tarnanen 등(2008)의 연구를 참고하여 모든 대상자에게 적절한 부하를 주기 위해 최대 근력으로 ISHE 운동을 연속 2회 수행하였을 때의 평균

을 기준으로 75%, 50%, 25% 일 때의 운동 강도를 결정하여 수행하였다.

앞서 많은 연구들에서 연구자들은 최대 수의적 수축 운동을 하는 동안 생성된 표면 전극 강도를 비교하는 것에 의해 결과들을 일반화하였다. 운동을 수행하는 동안 근육들의 활성화 수준은 표면 근전도를 사용함으로써 평가할 수 있으며(Tarnanen 등, 2008), 지난 30년 동안 전도 속도의 평가에 대한 전극 위치의 효과, 진폭에 있어 표면 근전도 사용의 타당성은 많은 방법론적인 그리고 임상에서의 연구를 통해 제시되어져 왔다(Castroflorio 등, 2005; Cote와 Mathieu, 2000; Falla 등, 2002; Hogrel 등, 1998; Kiryu 등, 1996; Li와 Sakamoto, 1996; Mercer 등, 2006). 표면 근전도는 많은 생리적 특성들, 운동 단위들의 흥분발사빈도 그리고 근육 막의 특성뿐만 아니라 전극, 모양, 크기 그리고 배치와 같은 비 생리적 특성들에 의해서 영향을 받는다(Deluca, 1997; Farina 등, 2004). 가까이에 있는 천부 섬유들로부터의 기록이 보다 용이한 표면 근전도는 신전과 척추회전 또는 요부 굴곡에서의 저항 동안 가장 큰 다열근의 활성을 나타내는 것으로 알려져 있다(Arokoski 등, 1999).

## 2. 연구결과에 대한 고찰

본 실험에서 ISHE 운동을 수행할 때 강도를 100%, 75%, 50%, 25%로 나누어 다열근의 활성도를 비교한 결과, 운동 강도 간 비교에 있어서도 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다( $p < .01$ ). 하지만 de Souza Castelo Oliveira와 Gonçalves(2008)의 연구에서 상완 이두근 컬(biceps curl) 운동을 40%, 35%, 30%, 25%의 강도로 수행하였을 때, 강도 간 비교에 있어서는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

Tarnanen 등(2008)의 연구에서 ISHE 운동을 하고 좌측, 우측 복직근, 외복사근, 최장근, 다열근을 비교하였을 때, 좌측 최장근과 다열근이 가장 크게 활성화되었다. 본 연구에서 좌측과 우측 다열근의 활성도를 비교하였을 때, 남자의 선 자세에서의 모든 강도는 좌측 다열근이 우측 다열근보다 활성화도가 컸으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 반면 여자의 바로 누운 자세에서 25% 강도로 운동을 할 때, 우측 다열근이 좌측 다열근보다 활성화도가 컸으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

척추의 주변 구조들이 추간판(disc)과 척추후관절(facet joint) 사이에서 기여하기 때문에 중립자세에서

요추의 운동 수행만으로도 운동 안정성이 증가하는 것이 가능하다. 이에 중립자세에서 다열근의 활성도를 최소화 하고자 바로 누운 자세에서도 ISHE 운동을 시행하였다. 이 때 두 자세간의 비교에서 남자는 좌측, 우측 다열근에서 100% 강도를 제외한 모든 강도에서 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 여자는 좌측 다열근에서는 100% 강도를 제외한 모든 강도에서 유의한 차이가 있었지만( $p < .05$ ), 우측 다열근에서는 75% 강도에서만 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

중심 안정화 운동은 요추의 안정성을 향상시키는 방향으로 나아가야 한다. 요추 안정화에 있어 여러 근육이 복합적으로 작용하여 안정성이 이루어지기 때문에 적절한 운동 강도가 모든 체간 근육들에서 효과적으로 부과될 수 있도록 운동 프로그램에 포함되어야만 한다.

본 연구의 제한점은 실험을 진행하는 동안 대상자들의 골반을 고정하였다는데 지질의 운동 수행력은 체간과 골반의 안정성을 통해 높아질 수 있으며, 이는 중심화 안정 근육의 작용을 촉진시킬 수 있다. 골반에 대한 고정은 운동을 기능적이지 않게 만들며, 동시에 운동의 수행을 보다 쉽게 만든다. 또한 일반적인 특성 조사를 통하여 대상자들의 문제를 평가하였지만, 또 다른 신체적인 특징들이 영향을 미칠 수 있기 때문에 본 연구의 결과를 포괄적으로 적용하기에는 어려움이 있을 것이라 사료된다. 따라서 본 연구의 결과를 토대로 향후 요부 불안정과 관련이 있는 대상자를 보다 구체적인 평가를 시행한 연구가 계속적으로 이어져야 할 것이다.

## V. 결론

본 연구는 건강한 대학생들을 대상으로 우세측 상지로 ISHE 운동을 100%, 75%, 50%, 25%의 4가지 강도로 수행했을 때 다열근의 활성화 정도를 비교해보았다. 본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 남녀 모두 운동 강도의 증가함에 따라 선 자세와 바로 누운 자세에서 좌측, 우측 다열근 활성도가 유의한 증가를 보였다( $p < .01$ ).
2. 남자는 선 자세에서 ISHE 운동을 수행할 때 모든 강도에서 좌측, 우측 다열근 활성화 간에 유의한 차이가 있었으며( $p < .05$ ), 좌측 다열근이 우측 다열근보다 활성도가 컸다. 여자는 바로 누운 자세에서 운동 강도가 50%일 때, 좌측, 우측 다열근 활성화 간

에 유의한 차이가 있었으며( $p < .05$ ), 우측 다열근이 좌측 다열근보다 활성도가 더 컸다.

3. 남자는 좌측, 우측 다열근에서 선 자세와 바로 누운 자세의 다열근 활성도를 비교하였을 때, 100% 강도를 제외한 모든 강도에서 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ). 여자는 좌측 다열근에서 100% 강도를 제외한 모든 강도에서 유의한 차이가 있었으며( $p < .05$ ), 우측 다열근은 75% 강도에서만 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

이상의 결과는 자세에 따라 알맞은 강도의 ISHE 운동을 통해 좌, 우측 다열근 활성도를 증가시켜 요추의 안정성에 기여할 수 있음을 의미한다. 이는 일상에서도 적용하기 용이 하기 때문에 요부 불안정이 있는 사람들에게 일반적으로 적용되는 요부 안정화 운동법들과 함께 사용 되는 것이 권장된다. 앞으로 다양한 사람들을 대상으로 다열근 활성화를 시키는데 있어 상지 운동의 적절한 강도를 평가하는 연구들이 계속해서 진행되어야 할 것이다.

## 참고문헌

- Abenhaim L, Rossignol M, Valat JP, et al. The role of activity in the therapeutic management of back pain. *Spine*. 2000;25(4 Suppl):S1-S33.
- Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, et al. Core stability exercise principles. *Curr Sports Med Rep*. 2008;7(1):39-44.
- Arokoski JP, Kankaanpaa M, Valta T, et al. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(7):842-850.
- Arokoski JP, Valta T, Airaksinen O, et al. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1089-1098.
- Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*. 1995;103(2):323-332.



- Bankoff ADP, Moraes AC, Salve MGC, et al. Electromyographical study of the iliocostalis lumborum, longissimus thoracis abd spinal thoracis muscles in various positions and movements. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2000;40:345–349.
- Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: a review of core concepts and current literature, part 2. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;86(1):72–80.
- Behm DG, Leonard AM, Young WB, et al. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res.* 2005;19(1):193–201.
- Bogduk N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum.* London. Edinburgh: Churchill Livingstone. 1997.
- Bradl I, Morl F, Scholle HC, et al. Back muscle activation pattern and spectrum in defined load situations. *Pathophysiology.* 2005;12(4):275–280.
- Castroflorio T, Farina D, Bottin A, et al. Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil.* 2005;32(10):708–713.
- Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine.* 1997;22(19):2207–2212.
- Cholewicki J, VanVliet JJ 4th. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(2):99–105.
- Cooper RG, St Clair Forbes W, Jayson MI. Radiographic demonstration of paraspinal muscle wasting in patients with chronic low back pain. *Br J Rheumatol.* 1992;31(6):389–394.
- Cote J, Mathieu PA. Mapping of the human upper arm muscle activity with an electrode matrix. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2000;40(4):215–223.
- Crisco JJ 3rd, Panjabi MM. The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine.* 1991;16(7):793–799.
- Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, et al. Effects of three different training modalities on the cross sectional area of the lumbar multifidus muscle in patients with chronic low back pain. *Br J Sports Med.* 2001;35(3):186–191.
- de Souza Castelo Oliveira A, Goncalves M. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 20: unpublished.
- DeFoa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fiber direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: Landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989;163:243–247.
- DeLuca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135–163.
- Duff SV, Sainburg RL. Lateralization of motor adaptation reveals independence in control of trajectory and steady-state position. *Exp Brain Res.* 2007;179(4):551–561.
- Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, et al. Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles—a basis for clinical and research electromyography applications. *Clin Neurophysiol.* 2002;113(1):57–63.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol.* 2004;96(4):1486–1495.
- Fleck SJ, Kraemer WJ. *Designing Resistance Training Programs* 3rd Edition, Champaign, Human Kinetics, 2004.
- Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech.* 2001;34(9):1117–1123.
- Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara AV, et al. Meta-analysis: Exercise therapy for nonspecific low back pain. *Ann Intern Med.* 2005;142(9):765–775.

- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. European recommendations for surface electromyography: Deliverable of the SENIAM project, Enschede, Roessingh Research and Development, 1999.
- Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997a;77(2):132-142.
- Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res* 1997b;114:362-370.
- Hogrel JY, Duchene J, Marini J. Variability of some sEMG parameter estimates with electrode locations. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8(5):305-315.
- Horak FB, Esselman P, Anderson ME, et al. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1984;47(9):1020-1028.
- Hubley-Kozey CL, McCulloch TA, McFarland DH. Chronic low back pain: A critical review of specific therapeutic exercise protocols on musculoskeletal and neuromuscular parameters. *JMMT* 2003;11:78-87.
- Hyoung HK. Effects of a strengthening program for lower back in older women with chronic low back pain. *J Korean Acad Nurs.* 2008;38(6):902-913.
- Jung YW. The effects of lumbar stabilizing exercise on the functional recovery and the range of motion of low back pain patients. Unpublished master's thesis, Daegu University, Daegu, 2003.
- Kader DF, Stocker M, Smith LD et al. Society for Back, Pain Research, Cardiff, Society for Back Pain Research. 1999.
- Kiryu T, Kaneko H, Saitoh Y. Compensation for the distortion of bipolar surface EMG signals caused by innervation zone movement. *IEICE Trans Inform Syst.* 1996;E79-81.
- Kool J, de Bie R, Oesch P, et al. Exercise reduces sick leave in patients with non-acute non-specific low back pain: a meta-analysis. *J Rehabil Med.* 2004;36(2):49-62.
- Larivie`re C, Arsenault AB, Gravel D, et al. Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):91-102.
- Lewin T, MOFFETT B, VIDIK A. The morphology of the lumbar synovial intervertebral joints. *Acta Morphol Neerl Scand.* 1962;4:299-319.
- Li W, Sakamoto K. The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity and EMG power spectrum during voluntary isometric contraction measured with surface array electrodes. *Appl Human Sci.* 1996;15(1):25-32.
- Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, et al. The morphology of the human lumbar multifidus. *Clin Biomech.* 1986;1:196-204.
- McGill SM. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2001;29(1):26-31.
- Mercer JA, Bezodis N, DeLion D, et al. EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(2):198-204.
- Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine.* 2002;27(2):E29-36.
- Nielsen PK, Andersen L, Jørgensen K. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting

- heights and frequencies. *Appl Ergon.* 1998;29(6):445-450.
- Panjabi M, Abumi K, Duranceau J, et al. Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine.* 1989;14(2):194-200.
- Philadelphia Panel. Philadelphia Panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for low back pain. *Phys Ther.* 2001;81(10):1641-1674.
- Rosatelli AL, Ravichandiran K, Agur AM. Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of lumbar multifidus and its functional implications. *Clin Anat.* 2008;21(6):539-546.
- Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine.* 1989;14(9):992-1001.
- Sainburg RL, Kalakanis D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *J Neurophysiol.* 2000;83(5):2661-2675.
- Sainburg RL, Wang J. Interlimb transfer of visuomotor rotations: independence of direction and final position information. *Exp Brain Res.* 2002;145(4):437-447.
- Schabowsky CN, Hidler JM, Lum PS. Greater reliance on impedance control in the nondominant arm compared with the dominant arm when adapting to a novel dynamic environment. *Exp Brain Res.* 2007;182(4):567-577.
- Solomonow M, Zhou BH, Harris M, et al. The ligamentomuscular stabilizing system of the spine. *Spine.* 1998;23(23):2552-2562.
- Tarnanen SP, Ylinen JJ, Siekkinen KM, et al. Effect of isometric upper-extremity exercises on the activation of core stabilizing muscles. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(3):513-521.

논문투고일 : 2010년 4월 16일

논문심사일 : 2010년 5월 19일

게재확정일 : 2010년 5월 25일

