

## 정적 부하의 비대칭적 적용에 따른 등 근육의 근전도 분석

김태영

연세대학교 보건과학대학 재활학과

박은영

연세대학교 대학원 재활학과 물리치료전공

이웅상

연세의료원 재활병원 물리치료팀

### Abstract

#### An Electromyographic Analysis of Back Muscle Activity when Subjects are Lifting Static Loads in One Hand

**Kim Tae-young, B.H.Sc., R.P.T.**

Dept. of Rehabilitation, College of Health Science, Yonsei University

**Park Eun-young, B.H.Sc., R.P.T.**

Dept. of Rehabilitation, The Graduate School, Yonsei University

**Lee Eung-sang, B.H.Sc., R.P.T.**

Dept. of Physical Therapy, Yonsei Rehabilitation Hospital, Yonsei University Medical Center

Back muscles play an important role in protecting the spine. Epidemiological studies have shown that loads imposed on the human spine during daily living play a significant role in the onset of low back pain. No previous study has attempted to correlate the response of the trunk musculature with the type of external load. The purpose of this study was to use surface electromyography (EMG) to quantify the relative demands placed on the back muscles while lifting loads in one hand. Forty asymptomatic, twenty year-old subjects stood while lifting loads of 10% of body weight(BW) unilaterally. All EMG data were normalized to a percentage of the EMG voltage produced during no-load standing(%EMG). Our major analysis involved a paired t-test for repeated measures. Of particular note was the fact that the ipsilateral 10% of BW condition produced statistically less % EMG change than did the contralateral 10% of the condition.

**Key Words** : Back muscle; Electromyography; Static load; Compressive force; Shear force.

## I. 서론

등 근육에 대한 연구는 많이 있다(Asfour 등, 1990; Bergquist-Ullman 등, 1977; Bush 등, 1985; Linton 등, 1993). 이 근육의 기능은 능동적으로 허리를 굽힐 때 원심성 수축을 하여 운동 속도를 감소시키고, 다시 허리를 펼 때 가속시키는 등 다양하다(Cailliet, 1995). 허리의 굴곡과 신전의 조절뿐 아니라 이 근육은 기능적 단위에 상호 압박적인 힘(compressive force)과 전단력(shear force)을 가하기도 한다(Granata와 Marras, 1995). 등 근육은 일과 관계된 과제의 수행과 자세 유지의 기능을 한다(McGill 등, 1995). 등 근육은 굴곡하는 동안에는 요추의 전방 전이(ventral displacement)를 조절하고, 신전하는 동안에는 후방 전이(reverse ventral displacement)를 조절하는 유일한 근육이다. 이러한 작용이 현대의 요추 안정성에 대한 모형에서는 무시되어지고 있으나, 이것은 척추가 굴곡하는 동안 요추의 전방 전이(ventral displacement)를 막는 인대와 뼈를 도와주는 요소로서 고려되어야만 한다(Macintosh와 Bogduk, 1982).

기존의 요통에 대한 이론들은 다양한 기전으로 인한 추간판에 미치는 영향이 요통에 가장 많은 원인이라고 말하고 있다(White와 Panjabi, 1990). Digiesi 등(1975)과 Han 등(1995)은 등 근육의 동통은 요통의 주된 요소이고, 등 근육의 긴장도 증가에 따라 통증이 증가된다고 보고하면서 등 근육의 작용과 동통과의 관계에 대해 언급했다. 또한 Chaffin 등(1973)과 Örtengren 등(1980)은 요통은 무거운 물체를 드는 것을 요구하는 일에서 자주 발생된다고 하였다. 등 근육의 근력은 과제의 수행(lifting, carrying)에 따른 통증의 유발을 억제시키고(Magora, 1974), 적당한 등 근육의 근력과 지구력이 없는 사람은 요통으로 발전할 위험성이 매우 크다(Poulsen, 1981). 또한 요통은 손상된 근육이 능동적으로 수축했을 때 생성될 수 있고, 능동적인 수

축은 추간판에 가해지는 압력을 증가시킴으로써 요통을 증가시킬 수 있다(Cailliet, 1995).

정상적인 근육은 부하를 걸어 주면 수축하게 되어 있다. 마찬가지로 등 근육도 부하를 가해 주게 되면 수축한다(Gracoretsky 등, 1985). 즉 부하를 가해 주면 등 근육의 수축이 일어나 요통을 생성할 수도 있고, 증가시킬 수도 있다(Cailliet, 1995). 기계적인 스트레스와 요통과의 관계를 증명하는 많은 연구가 있었다. 요추에 작용하는 힘은 몸통과 척추의 자세에 의해서 지지되어지거나 손에 의해서 움직여지는 부하에 의해 크게 좌우된다(Hadler, 1984; Hirsch, 1959; Nachemson, 1966; Schultz 등, 1981; Williams, 1937). 또한 Nachemson(1976)은 오래 앉아 있는 것이 있는 것보다 40%의 부하가 더 가해지므로 요통을 유발시킬 수 있는 가능성이 크다고 보고하였다. 따라서 요통예방법을 알아내기 위해 물리적인 활동을 하는 동안 척추에 놓여지는 부하와 근육의 수축과의 관계를 아는 것은 필요하다(Schultz, 1982).

이렇듯 등 근육에 가해지는 부하가 크면 클수록 요통의 가능성은 증가하게 되는 것이다. Schultz 등(1982)은 척추 중립 자세에서 가해지는 외부 부하(external load)와 이때 등 근육의 활동 전위는 근전도상으로 비례 관계에 있음을 밝혔다. 반면에 Floyd와 Silver(1955)에 따르면 척추 중립 자세에서 손에 의해서 옮겨지는 무게(weight)는 척추 직립근의 근전도상의 파형을 크게 증가시키지 않는다고 한다. 외부에서 들어오는 부하의 종류에 따른 등 근육의 반응을 분리시키려고 시도했던 이전의 연구는 없었다(Callaghan과 McGill, 1995).

이 연구의 목적은 한 손에 주어진 부하에 따른 동측과 반대측 등 근육의 근전도상의 활동 전위를 관찰함으로써, 요통을 감소시키기 위한 손상 받은 쪽 등 근육의 수축을 덜 일으키는 외부 부하의 잡기 형태(holding type)를 밝혀 내고자 하는 것이다.

## II. 연구방법

본 연구의 가설은 다음과 같다.

1. 부하를 가해 주었을 때가 부하를 가해 주지 않았을 때보다 근전도상으로 활동 전위가 더 클 것이다.
2. 부하를 가해준 쪽 등 근육의 근전도상의 측정값과, 반대쪽 등 근육의 근전도상의 측정값에는 유의한 차이가 있을 것이다.

### 1. 연구대상 및 연구기간

연구대상은 최근 5개월 동안 요통을 경험하지 않은 건강한 20대 남녀로, 본 연구에 참여를 허락한 사람들을 대상으로 하였다. 연구는 7월 11일부터 동월 18일까지 하였으며, 연구대상자들의 일반적인 특징은 표1과 같다.

표1. 연구 대상자들의 남녀별 일반적인 특징

	조사수(명)	평균나이(세)±표준편차	평균 몸무게(kg)±표준편차
남	25	25.08±1.7	64.36±7.2
여	15	23.00±0.9	51.87±6.2

### 2. 실험도구

등 근육의 활동전위를 측정하기 위해 근전도를 사용하였고, 대상자의 몸무게 측정을 위해 체중계를 사용하였다. 체중계는 1/10 kg까지 나타내 주는 것이었지만, 가해주는 부하가 몸무게의 1/10이므로 편의상 반올림하였다. 대상자에게 부하를 가해 주기 위해서는 무게 주머니(cuff weight)를 사용하였고, 대상자의 직립 자세 유지를 위한 수직 고정대와 골반의 안정성을 위해 고정끈을 사용하였다(Schultz 등, 1982).

### 3. 실험방법

대상자에게 부하를 가해줄 쪽(오른쪽, 왼쪽)을 결정하기 위해 불투명한 상자에 오른쪽을 나타내는 R이 표시된 종이 20개와 왼쪽을 나타내는 L이 표시된 종이 20개를 넣고 대상자로 하여금 뽑도록 하였다.

가해주는 부하는 대상자의 몸무게를 체중계로 측정하여, 그 몸무게의 10%로 정하였다. 표면전극은 4개로 전극 1은 두 번째 요추 가시돌기의 오른쪽 3 cm, 전극 2는 다섯

번째 요추 가시돌기의 오른쪽 3 cm, 전극 3은 두 번째 요추 가시돌기의 왼쪽 3 cm, 전극 4는 다섯 번째 요추 가시돌기의 왼쪽 3 cm 떨어진 위치에 부착시키고, 대상자의 전극 부착부위는 알코올로 닦는다(Cooper RG, 1993).

두 번째 요추와 다섯 번째 요추의 측지 방법은 장골능선(Iliac crest)과 평행한 위치에 있는 척추를 다섯 번째 요추로 하고, 두 번째 요추는 다섯 번째 요추로부터 가시돌기를 측지하여 세 번째 위의 가시돌기를 두 번째 요추 위치로 정하였다.

측정자세는 대상자를 수직 고정대와 평행하게 서도록 하여 발은 약 10 cm가량 벌려서 나란하게 하고, 골반은 고정끈으로 고정시키고, 엉덩이와 등은 고정대에 닿도록 하고, 머리는 머리카락이 고정대에 스치는 정도로 서 있도록 하였다. 팔은 주관절이 신전된 상태를 유지하도록 하였고, 부하를 가해준 팔은 몸가볍게 대도록 하여 지나치게 팔의 힘으로만 부하를 지탱하지 못하도록 하였고, 부하를 가해주지 않은 팔을 가볍게 재봉선에 대도록

하였다.

정확한 기준선(base line)을 정하기 위해 안정적인 상태에서 1분을 유지한 후, 부하를 주지 않은 상태로 24초 동안 근전도를 측정하여 기준선을 정하였다. 정해진 쪽에 부하를 가하고 근전도를 24초씩 3번 측정하고 각 측정 사이에는 40초의 휴식시간을 주었다. 그리고 갑자기 부하를 주었을 때 생길 수 있는 이상치(artifact)를 없애기 위해 측정하기 5초 전에 부하를 주어 준비하도록 했다.

#### 4. 분석 방법

부하를 어느 한 쪽에 주었을 때 오른쪽 근

육과 왼쪽 근육의 근전도 차이를 보기 위하여 짝비교 t검정(paired t-test)을 사용한다. 통계학적 유의성을 검정하기 위해서 유의수준  $\alpha=0.05$ 로 한다.

### Ⅲ. 결과

#### 1. 왼쪽에 부하 적용시 근전도 변화량 비교

왼쪽에 무게 주머니를 들고 왼쪽 등 근육의 근전도 변화량과 오른쪽의 근전도 변화량을 비교하였을 때 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(표2).

표2. 왼쪽에 부하적용시 근전도 변화량(%)

	조사수(명)	평균(%)±표준편차	자유도	t-값	Prob.
왼쪽(ipsilateral)	17	-15.81±26.7	16	-4.39	0.000
오른쪽(contralateral)	17	96.83±97.5			

#### 2. 오른쪽에 부하 적용시 근전도 변화량 비교

오른쪽에 무게 주머니를 들고 왼쪽 등 근

육의 근전도 변화량과 오른쪽의 근전도 변화량을 비교하였을 때 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(표3).

표3. 오른쪽에 부하 적용시 근전도 변화량(%)

	조사수(명)	평균(%)±표준편차	자유도	t-값	Prob.
오른쪽(ipsilateral)	23	-18.96±31.4	22	-4.73	0.000
왼쪽(contralateral)	23	99.60±121.60			

#### 3. 남자 집단의 근전도 변화량 비교

남자들의 집단에서 무게 주머니를 들고 동측의 근전도 변화량과 반대측의 근전도 변화

량을 비교하였을 때 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(표4).

표4. 남자 집단의 근전도 변화량(%)

	조사수(명)	평균(%)±표준편차	자유도	t-값	Prob.
동측(ipsilateral)	25	-14.89±35.0	24	-5.11	0.000
반대측(contralateral)	25	116.67±127.1			

#### 4. 여자 집단의 근전도 변화량 비교

여자들의 집단에서 무게 주머니를 들고 동측의 근전도 변화량과 반대측의 근전도 변화량을 비교하였을 때 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(표5).

표5. 여자 집단의 근전도 변화량(%)

	조사수(명)	평균(%)±표준편차	자유도	t-값	Prob.
동측(ipsilateral)	15	-22.80±15.5	14	-4.49	0.001
반대측(contralateral)	15	68.01±79.3			

#### 5. 표본 전체의 근전도 변화량 비교

남녀 집단 모두에서 무게 주머니를 들고 동측의 근전도 변화량과 반대측의 근전도 변화량을 비교하였을 때 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(표6).

표6. 근전도 변화량(%)

	조사수(명)	평균(%)±표준편차	자유도	t-값	Prob.
동측(ipsilateral)	40	-17.62±29.2	39	-6.50	0.000
반대측(contralateral)	40	98.42±110.6			

### IV. 고찰

본 연구는 한쪽에 물건을 들고 선 자세에서, 요통을 증가시키는데 원인이 될 수 있는 등 근육의 수축이 덜 일어날 수 있는 효과적인 자세를 정의 내리기 위한 것이다. 만성 요통은 45세 이하에서 활동장애의 가장 흔한 원인이며 산업화된 현대 사회에서는 의료가 많이 지출되는 중요한 의학적 원인으로 알려져 있다(Beinborn 등, 1988; Holbrook 등, 1984; Kohles 등, 1990). 6개월 이상 지속되는 만성 요통은 지속적인 약물 및 물리 치료에도 불구하고 동통이 잘 호전되지 않고, 이차적으로 근력이 약화되어 신체기능과 생산활동을 저하시킨다. 따라서 만성 요통 환자는 요추부의 근력을 정확히 평가하여 효율적인 운동치료를 함으로써 근력

을 증가시키고 재손상을 방지하여 작업장에서의 복귀율을 증가시킬 수 있다(Holbrook 등, 1984). 전체 인구의 80%이상이 일상생활 중 한번 이상의 요통을 경험하게 되고 요통 환자 중 80%는 뚜렷한 임상 진단을 내릴 수 없었다(Grabiner 등, 1990). 따라서 그 예방법은 일상생활에서 올바른 자세를 취함으로써 요통의 발생을 방지하는 것이 가장 좋은 방법일 것이다.

본 연구의 결과에서 부하를 가해준 측과 동측에 있는 등 근육 근전도의 증가율과 반대측 등 근육 근전도의 증가율과는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다. 즉 부하를 가해준 측과 동측에 있는 등 근육의 근전도는 부하를 가하기 전 기준선(base line)에 비해 오히려 감소하거나 적은 증가율을 보인 반면, 부하를 가해준 측과 반대측에 있는 등 근육의 근전도는 기준선에 비해 아주 높은 증가율을 보였다.

이런 결과에서 유추해 보면 만약 오른쪽에 요통이 있는 환자는 선 자세에서 물건을 들 때 오른쪽에 물건을 드는 것이 오른쪽 등 근육의 수축을 덜 일으킬 수 있는 효과적인 자세라고 할 수 있을 것이다. 그러나 이러한 결론을 내리기에는 몇 가지 제한점이 있다.

첫째, 등 근육의 작용만을 연구했다는 것이다. 척추에 가해지는 부하를 생성하는 근육의 작용은 단지 등 근육의 수축뿐만 아니라 복근 등의 척추를 둘러싸고 있는 많은 몸통 근육(trunk muscle)들의 수축의 벡터의 합으로 이루어진다. 그리고 한가지 몸통 근육이 수축할 때 다른 몸통 근육에 영향을 미치고, 이들은 서로 상호수축(co-contraction)을 한다(Mirka 등, 1993).

둘째, 무게를 다양하게 적용시키지 못했다는 것이다. 무게를 몸무게의 10%만을 적용했기 때문에 여러 무게를 들었을 때 등 근육의 수축 정도를 관찰하지 못하였다.

정상인과 만성 요통이 있는 환자의 근전도를 비교한 몇몇의 선행된 연구에서, 만성 요통 환자의 등 근육의 근전도가 정상인보다 높게 나온다는 주장(Blakely, 1989; Cram 등, 1983)과, 비슷하다는 주장(Kravitz 등, 1981), 그리고 만성 요통 환자의 등 근육의 근전도가 더 낮게 나온다는 주장(Collins 등, 1982; Wolf 등, 1977)이 있었다. 그러나 최근의 연구에서 보면 만성 요통 환자의 등 근육의 근전도가 정상인보다 높게 나온다고 보고되어지고 있다(Jeffrey 등, 1993). 그리고 만성요통 환자의 등 근육의 근전도는 왼쪽과 오른쪽이 아무 부하도 가하지 않은 상태에서 비대칭적이다(Cram, 1988). 또 정상인과 만성 요통 환자와의 등 근육의 근력을 비교해 본 연구에서는 정상인의 등 근육 근력이 더 높다고 보고되어졌다(Kishino 등, 1985; Mayer 등, 1985). 피로도는 만성 요통 환자가 정상인에 비해 훨씬 높게 나타났다(Suzuki, 1983; Biering-Sorensen, 1984; Mayer 등, 1989). 이렇게 정상인과 많은 차

이점이 있는 만성 요통 환자에게, 정상인을 대상으로 실험한 본 연구의 결과를 적용하는데는 무리가 있었다. 따라서 앞으로의 연구는 실제 요통을 앓고 있는 환자를 대상으로 행해져야 하며, 등 근육의 근력과 피로도, 그리고 지구력도 고려하여 연구되어야 할 것이다.

팔 근육의 근력이 큰 사람은 등 근육에 가해지는 부하가 근력이 작은 사람보다 더 적을 것이다. 우세손의 근력이 비우세손의 근력보다 크다. 따라서 우세손에 무게를 든 사람은 비우세손에 무게를 든 사람보다 등 근육에 가해지는 부하가 적을 것이다. 앞으로의 연구에서는 이러한 점을 고려하여 우세손에 무게를 들었을 때와 비우세손에 무게를 들었을 때의 차이점에 대한 연구가 필요할 것이다.

## V. 결론

본 연구의 목적은 비대칭적인 부하에 따른 등 근육의 근전도상의 활동 전위를 관찰하여 한 손에 물건을 들었을 때, 요통이 있는 쪽의 등 근육을 덜 수축시키는 자세를 밝혀내는 것이다. 연구 방법은 최근 5개월 동안 요통을 경험하지 않은 건강한 20대 남녀 40명(남자 25명, 여자 15명)을 대상으로 선 자세에서 한 손에 물건을 들고, 양쪽 등 근육의 근전도 변화를 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 부하를 가했을 때의 활동 전위가 부하를 가하지 않았을 때의 활동전위보다 일반적으로 작거나 같았다.

2. 남녀 집단 모두에서 한 손에 무게 주머니를 들었을 때, 동측 등 근육과 반대측 등 근육의 근전도 변화량에는 유의한 차이가 있었다( $p < 0.05$ ).

이상의 결과로 볼 때, 요통이 있는 쪽으로 물건을 들면 근 수축이 덜 일어나므로 반대쪽으로 물건을 들 때 보다 요통을 감소시킬 수 있을 것이다. 그러나 정상인을 대상으로 한 연구의 결과이므로 요통을 가진 환자에게 적용

할 수 없다.

앞으로의 연구에서는 요통이 있는 환자를 대상으로 등 근육의 근력과 피로도, 그리고 지구력을 고려하여 연구하여야 할 것이다.

## 인용문헌

- Anderson GBJ, Örtengren R, Schultz A. Analysis and measurement of the loads on the lumbar spine during work at a table. *J Biomech.* 1980;13:513-520.
- Asfour SS, Khalil TM, Waly SM, et al. Biofeedback in back muscle strengthening. *Spine.* 1990;15:510-513.
- Beinborn DS, Morrissey MC. A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine.* 1988;13:655-660.
- Bergquist-Ullman M, Larsson U. Acute low back pain in industry. *Acta Orthop Scand.* 1977;170:1-117.
- Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one year period. *Spine.* 1984;9:106-119.
- Blakely WW. EMG diagnostic scanning. A selective review of the literature. *Int J Psychosom.* 1989;36:35-36.
- Bush C, Ditto B, Feuerstein M. A controlled evaluation of paraspinal EMG biofeedback in the treatment of chronic low back pain. *Health Psychol.* 1985;4:307-321.
- Cailliet R. *Low Back Pain Syndrome.* 5th ed. Philadelphia. FA Davis Co; 1995;102:44,98,224.
- Callaghan JP, McGill SM. Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. *Spine.* 1995;20(9):992-998.
- Cassisi JE, Robinson ME, McMillan M. Trunk strength and lumbar paraspinal muscle activity during isometric exercise in chronic low-back pain patients and controls. *Spine.* 1993;18(2):245-251.
- Cooper RG, Stokes MJ, Sweet C, et al. Increased central drive during fatiguing contractions of the paraspinal muscles in patients with chronic low back pain. *Spine.* 1993;18(5):610-616.
- Cram JR. Surface EMG recording and pain-related disorders: A diagnostic framework. *Biofeedback Self Regul.* 1988;13:123-138.
- Cram JR, Steger JC. EMG scanning in the diagnosis of chronic pain. *Biofeedback Self Regul.* 1983;8:229-241.
- Digiesi V, Bartoli V, Dorigo B. Effect of a proenase inhibitor on intermittent claudication or on pain at rest in patients with peripheral arterial disease. *Pain.* 1975;1:385.
- Floyd WF, Silver DHS. Function of erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol.* 1955;129:184.
- Grabner MD, Jeziorowski JJ, Direlcar AD. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance connected with the biodex clinical data stain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1990;11:590-598.
- Gracovetsky S, Farfan H, Helleur C. The abdominal mechanism. *Spine.* 1985;10(4):317-324.
- Grantata KP, Marras WS. An EMG-assisted model of trunk loading during

- free-dynamic lifting. *J Biomech.* 1995; 28(11):1309-17.
- Hadler NM. Diagnosis and treatment of backache. Orlando, Grune & Stratton; 1984:3-52.
- Hirsch C. Studies on the pathology of low back pain. *J Bone Joint Surg.* 1959;41B:237.
- Kishino ND, Mayer TG, Gatchel RJ, et al. Quantification of lumbar function Part 4: Isometric and isokinetic lifting simulation in normal subjects and low-back dysfunction patients. *Spine.* 1985;10:921-927.
- Kravitz E, Moore ME, Glaros AG. Muscle activity in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 1981;62:172-176.
- Lavender SA, Chen IH, Trefimow J, et al. The effects of lateral trunk bending on muscle recruitments when resisting nonsagittally symmetric bending moments. *Spine.* 1995;20(2):184-90.
- Linton SJ, Hellsing A, Andersson D. A controlled study of the effects of an early intervention on acute musculoskeletal pain problems. *Pain.* 1993;54:353-359.
- Macintosh JE, Bogduk N. The qualitative biomechanic of the lumbar back muscles. *Droc Anat Soc Aust N Zealand.* 1982;1(4):205-213.
- Magora A. Investigation of the relation between low back pain and occupain VF: Medical history and symptoms. *Scand J Rehabil Med.* 1974;6:81.
- MaGill SM, Sharratt MT, Seguin JP. Loads on spinal tissues during simultaneous lifting an ventilatory challenge. *Ergonomics.* 1995;38(9):1772-92.
- Mayer TG, Smith SS, Keely J, et al. Quantification of lumbar function: Sagittal plane strength in chronic low back pain patients. *Spine.* 1985;10: 765-772.
- Mayer TG, Vanharanta H, Gatchel RJ, et al. Comparison of CT scan muscle measurements and isokinetic trunk strength in post operative patients. *Spine.* 1989;14:33-36.
- McMeill T, Warwick D, Andersson G, et al. Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low back disorders. *Spine.* 1980;5:529.
- Mirka GA, Marras WS. A stochastic model of trunk muscle coactivation during trunk bending. *Spine.* 1993; 18(11):1396-1409.
- Nachemson AL. The load on lumbar disc in different positions of the body. *Clin Orthop.* 1966;45:107.
- Nachemson AL. The lumbar spine, an orthopaedic challenge. *Spine.* 1976;1(1): 59-69.
- Poulsen E. Back muscle strength and weight limits in lifting. *Spine.* 1981;6:73.
- Schultz A, Andersson GBJ. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine* 1981; 6:76.
- Schultz A, Andersson GBJ, Ortengren R, et al. Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine.* 1982;7(4):390-398.
- Schultz A, Andersson GBJ, Nachemson A, et al. Loads on the lumbar spine: Validation of a biomechanical and myoelectric signals. *J Bone Joint Surg.*



1982;64A(5):713-720.

Soderberg GL, Barr TO. Muscular function in chronic low back dysfunction. Spine. 1983;8:79.

Suzuki N, Endo S. A quantitative study of trunk muscle strength and fatigability in low back pain syndrome. Spine. 1983; 8:69-74.

White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. JB Lippincott Co; 1990:380.

Williams PC. Lesions of the lumbosacral spine part II. J Bone Joint Surg. 1937; 19:690.

Wolf SL, Basmajian JV. Assessment of paraspinal electromyographic activity in normal subjects and in chronic back pain patients using muscle biofeedback device. International series in biomechanics VIb, 1977.