

사무직근로자의 요추부 굴곡근 및 신전근의 등속성 근력평가  
서울시 일부지역의 21세 ~ 49세 남자직장인을 중심으로

서울보건대학 물리치료과 · 을지병원 물리치료실<sup>o)</sup>

오승길 · 최병옥<sup>o)</sup>

Isokinetic Evaluation of the Trunk Flexors and Extensors  
for the White Collar Workers in Adult Males

Oh, Seung Kil, M.P.H.,R.P.T., Choi, Byung Ok, M.P.H.,R.P.T<sup>o)</sup>

*Dept. of Physical Therapy, Seoul Health College,  
Dept. of Physical Therapy, Eul-Ji Medical Hospital<sup>o)</sup>*

- ABSTRACT -

After warming-up exercise for 20 minutes, Isokinetic measurement of trunk strength for flexor and extensor was done by using Cybex 6000 TEF Unit on 91 healthy male white workers from 22years old to 49 years old, and compared each other. 20 repetitions of trunk extension-flexion were done at 120°/sec angular velocity. After resting for 1 minutes, Four repetitions at two different angular velocities(60°/sec, 120°/sec) were done with 30 seconds of resting interval between each angular velocity.

The purpose of this study is to obtain the isokinetic normative strength values for trunk extensors and flexors, and is to know the correlation between age, height, weight of subjects and data from isokinetic trunk strength measurement, and is to provide a guideline for exercise program of male white collar workers

The collected data were analyzed by ANOVA, Duncan's Multiple Range Test, and Pearson correlation coefficient in PC-SAS program.

The results obtained were as follow ;

1. There is significant positive-correlation with the statistic value between weight and peak torque of trunk muscles at two different angular velocities(60°/sec, 120°/sec)( $p < .01$ ), between height and peak torque of trunk muscles at two different angular velocities(60°/sec, 120°/sec) except peak torque of trunk flexor at 60°/sec( $p < .01$ ).

2. There is negative-correlation between age and peak torque of trunk muscles at two different angular velocities(60°/sec, 120°/sec), there is significant differences with statistic value between age and peak torque of trunk extensor at 120°/sec( $p < .01$ ).

3. Mean peak torque and mean peak torque % by body weight of trunk extensor is 1.1 times higher values than trunk flexor at 60°/sec.

4. There is the increase in peak torque angle of trunk flexor with increasing of age, and the decrease in peak torque angle of trunk flexor with increasing of age at two different angular velocities(60°/sec, 120°/sec). there is significant differences with statistic value in peak torque angle of trunk flexor at 120°/sec( $p < .01$ ).

5. There is significant decrease in endurance ratio of trunk extensor with increasing of age at 120°/sec( $p < .01$ ).

In conclusion, peak torque of trunk extensor is 1.1 times higher values than trunk flexor in healthy male white collar workers.

**Key Words** : Healthy male white collar workers, Isokinetic strength, Trunk flexors, Trunk extensors.

## I. 서론

인간은 주로 직립상태에서 생활하므로 상반신의 체중이 모두 요추, 천추, 골반을 통해서 하자로 전달되고, 이러한 직립자세를 유지하기 위해서는 요추와 골반의 안정이 절대적으로 필요하다(김희상, 김성운, 1995). 척추는 골성 요소의 연결조직으로 관절의 복합구성으로 되어있고, 추간판, 관절낭, 인대와 근육 등에 의해 그 안정성을 유지되고 있다(Cooper, Clair Forbes, Jayson, 1992) 그 중에서도 인간의 몸통을 이루고 있는 다양한 체간 근육은 척추를 지지하고, 요추부의 안정성을 유지하는 중요한 기능을 하고 있다(Beimborn, Morrissey, 1988).

산업이 발달하고 문명생활을 하게되면서 사람들은 주로 앉아서 생활하게 되었고, 교통수단의 발달로 보행도 하지 않게 되어 신체활동의 부족으로 자연히 허리와 다리의 근육이 약해지게 되었고, 이러한 체간 근육의 약화는 요추부의 손상을 가져오고, 요추부의 손상은 또한 체간 근육의 약화를 초래함으로써 요추부의 기능장애가 유발되어 인간의 근로활동과 일상생활활동에 지장을 주게 되었다(Cooper, et al. 1992).

Kelsey와 Golden(1988)은 앉아서 일하는 사무직근로자에게서 요통이 많이 발생한다고 보고하였고, Chaffin과 Park(1973)는 체간의 근력이 약한 근로자는 요부손상을 받기 쉽다고 하였으며, Brown(1973)은 작업자세로 인한 피로의

누적이 허리부위의 손상을 가져오기 쉽게 하므로 배근력은 요부의 기능장애에 중요한 요인이라고 하였고, Bigos 등(1991)과 Cady 등(1979)은 요통예측의 선별방법으로 체간 근육의 근력이나 요추부의 유연성측정이 의미가 있는 것으로 보고하였다.

근육의 힘은 등척성, 등장성, 등속성으로 측정될 수 있는데(Knapik, Wright, Mawdsley, Braun, 1983) 등속성 운동은 관성의 영향을 받지 않고 전 관절운동범위에서 최대의 힘을 낼 수 있으며, 우력을 통하여 근력을 객관성이 있고 정확하게 기록할 수 있고, 관절운동 중에 관절의 각 위치에서의 근력을 알 수 있는 동시에 동일관절의 길항근간의 근력을 비교하고, 근력과 체중과의 관계를 비교할 수가 있어 보다 객관적인 근력평가방법으로 널리 이용되고 있다(Davies, 1987). 또한, 근력이 증가함에 따라 운동속도를 조정하여 점차 강도 높은 운동과 훈련을 할 수 있기 때문에 다른 운동방법보다도 근력강화에 뛰어난 효과가 있다고 보고되었다(Hislop, Perrine, 1967 : Thistle, Hislop, Moffroid, Lowman, 1967).

1982년에 Davies 등은 등속성 운동을 체간 운동에 적용하는 백시스템(Back System)을 개발하였고, 이를 이용한 체간과 배부의 등속성 운동 치료가 요추부의 동통 완화 및 관절가동범위향상에 기여하였음을 보고하였으며(Davies, 1987), Jerome 등(1991)은 백시스템을 이용한 체간 굴곡과 신전운동시 성별, 나이 키, 체중과 최대 우력 및 총일량 등과의 상관관계를 분석하여 보고하였다. 최근에 우리 나라의 임상의학 및 스포츠 분야에서도 근수축 속도의 제어가 가능하여 사용시 안정성이 매우 높고, 실시하는 사람의 의지적인 노력에 따라 허리 주변근육에 최대부하가 가

해질 뿐 아니라 양방향의 운동을 실시함으로써 주동근과 길항근의 근력을 동시에 측정하여 허리 주변근의 근기능을 정량적으로 평가할 수 있는 TEF(Trunk Extension Flexion)등속성 운동을 이용하여 요추부의 근력평가 및 등속성 운동치료의 효과에 관한 선행연구가 이루어져 왔지만(김유창, 서정환, 김연희, 1996 : 서동원, 김명옥, 권희규, 1995 : 오승길, 1998 : 윤성원, 선상규, 조성계, 1996 : 이상현, 김세주, 1994), 요통의 발생율이 비교적 높다고 알려진 사무직근로자만을 대상으로 하여 요추부 근육의 등속성 근력을 평가한 선행연구는 거의 없었다.

이에 본 연구에서는 21세 - 49세의 남자사무직 직장인을 대상으로 요추부의 신전근과 굴근에 대한 등속성 운동평가를 실시하여 등속성 근력의 평균치를 제시하는 동시에 나이에 따른 근력의 변화와 나이, 신장, 체중이 근력측정에 미치는 영향을 분석하여 그 결과를 보고함으로써 사무직 직장인들의 약화된 근력정도를 파악하는 측정기준으로 이용하여 요추부의 기능회복을 위한 근력증가의 목표를 설정하고 요통예방을 위한 운동처방을 하는데 도움을 주고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상

1996년 5월부터 1997년 4월까지 서울 시 강남구에 소재한 00병원으로 정기건강검진을 받고자 내원한 사무직근로자중에서 남자를 대상으로 임상적으로 순환계와 호흡기계에 이상이 없고, 요추부의 외상이나 요통병력이 없으며, 1년 이상 운동선수경력이 없는 22세부터 29세까지 19명, 31세에서 39세까지 41명, 40세에서 49세까지

31명을 연구대상으로 하였다. 연구대상자들의 평균나이는 37세, 평균신장은 171cm, 평균체중은 68kg이었다

## 2. 검사 및 자료분석방법

요추부의 굴근과 신근에 대한 등속성 근력의 측정에는 Cybex 6000 Trunk Extension-Flexion(TEF) unit(Lumex, Inc., Ronkonkoma, NY, U.S.A.)를 사용하였으며, 등속성 근력 검사를 시작하기 전에 준비운동으로 Cybex Fitron Exerciser에서 10분간 60RPM, 400KGM/min으로 심폐운동을 실시한 후에 요추부의 굴근과 신근을 10분간 신장(stretch)시켰다.

Cybex 6000 등속성운동기기에 TEF를 연결시킨 후, TEF의 발판 위에 검사대상자가 올라서게 한 다음, 피검자의 장골능(ilic crest)의 연장선이 척추와 만나는 부위를 요추 4-5번 척추사이로 판정하고, 이것을 기준으로 TEF의 회전축이 환자의 전상장골극(anterior superior iliac spine)높이에 오도록 발판의 높이를 조절하였다.

슬관절이 15° 굴곡상태를 유지하도록 슬와부(popliteal fossae)에 패드를 대고, 양하지는 슬와부 패드, 대퇴패드, 경골패드를 이용하여 고정한다. 천골 패드를 적절하게 전-후로 이동시켜 환자의 중앙-액와선(midaxillary line)이 TEF의 회전축을 지나도록 조절하였다.

상체의 뒤쪽에 있는 견갑골패드가 견갑극(scapular spine)위치에 오도록 견갑골의 중앙에 놓고, 상체 앞쪽에 있는 흉부 패드는 흉골 절흔(sternal notch)아래 위치하도록 한다. 흉골 패드의 양쪽에 있는 연결고리를 견갑골패드와 연결시켜 상체를 고정시킨 후, 피검자에게 검사



Fig 1. Subject in Cybex prototype isokinetic extension-flexion unit

하는 동안 양손으로 흉부 패드 앞에 있는 손잡이를 잡도록 하였다(Figure 1).

요추 굴곡근 및 신전근의 운동종류는 구심성 수축으로 하였으며, 똑바로 선 자세를 0°로 하고 이 상태에서 체간을 80°까지 굴곡시킨 범위를 운동범위로 정하였다. 똑바로 선 자세에서 시작하여 정해진 운동 범위내에서 최대한의 힘으로 굴곡한 후 다시 신전하여 처음의 선 자세로 돌아온 것을 1회로 하였다. 측정시 정확을 기하기 위하여 피검자에게 운동방법과 기구의 작동원리, 측정순서 등을 검사 전에 설명하였으며, 매 검사 각속도마다 예비운동으로 체간의 굴곡과 신전을 3회씩 시켜서 등속성 운동검사에 적응되도록 하였다.

검사는 각속도 60°/sec와 120°/sec에서 실시하였으며, 각속도 120°/sec에서 최대의 힘으로

체간의 굴신운동을 정상  
가동범위를 통해 20회  
반복하게 한 후, 1분간  
휴식을 취하게 하고, 다  
시 각속도 60°/sec에서  
최대의 힘으로 정상가동  
범위를 통해 4회씩 반복  
하게 하였고, 30초간 쉬

었다가 120°/sec에서 최대의 힘으로 정상가동범  
위를 통해 4회씩 반복하게 하였다.

측정검사항목은 각속도 60°/sec와 120°/sec  
에서의 최대우력(peak torque), 최대우력의 체  
중비, 총일량(total work), 평균일률(average  
power), 최대우력 가속에너지(peak torque  
acceleration energy), 최대우력발생각도  
(angle of peak torque), 신근에 대한 굴근의  
최대우력 및 총 일량, 평균 일률에 대한 각각의  
비율, 그리고 각속도 120°/sec에서의 근지구력  
비율(endurance ratio)이었다.

자료의 통계적 분석은 검사결과 Cybex Data  
Reduction Computers에서 얻은 수치들을 전  
산입력(PC-SAS)하여 평균과 표준편차를 구하  
였고, 분산분석(ANOVA)과 Duncan's Multi-  
ple Range Test을 이용하여 각 세대간의 차이  
에 대한 통계적 유의성을 판별하였으며, 상관계  
수(Pearson correlation coefficient)을 이용하  
여 나이, 체중, 신장과 최대우력, 지구력간의 선  
형관계에 대한 통계적 유의성을 판별하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. 연구 대상자의 연령 및 신체적 특징

대상자의 평균 연령은 37세이고, 세대별로는

Table 1. Mean age, heights, body weight and distribution according to age of subjects

Subjects (yrs)	N	Mean		
		Age(yrs)	Height(cm)	Body Weight(kg)
22 - 29	19	27±2	174±5	67±8
31 - 39	41	36±2	171±5	67±9
40 - 49	31	44±3	169±6	70±9
22 - 49	91	37±7	171±6	68±9

Values are given as mean ± standard deviation

20대는 27세, 30대는 36세, 40대는 44세이었으  
며. 평균 신장은 171cm이고, 세대별로는 20대는  
174cm, 30대는 171cm, 40대는 169cm이며, 평  
균 체중은 68kg이고, 세대별로는 20대와 30대  
는 67kg, 40대는 70kg이었다(Table 1).

#### 2. 최대우력(Peak Torque)과 최대우력 발생각도(Angle of Peak Torque)

운동속도를 60°/sec로 하였을 때, 연구 대상군  
모두의 요추부 굴근의 평균 최대우력은 152.59  
ft-lbs이었고, 평균 최대우력 발생각도는  
43.92°이었으며, 20대 요추부 굴근의 최대우력  
과 최대우력 발생각도는 각각 146 ft-lbs, 34°,  
30대는 157 ft-lbs, 49°, 40대는 150 ft-lbs,  
43°이었다. 요추부 신전근의 평균 최대우력은  
158.66 ft-lbs이었고, 평균 최대우력 발생각도  
는 84.40°이었으며, 20대 요추부 신전근의 최대  
우력과 최대우력 발생각도는 각각 146 ft-lbs,  
34°, 30대는 157 ft-lbs, 49°, 40대는 150 ft-  
lbs, 43°이었다(Table 2)

운동속도를 120°/sec로 하였을 때, 연구 대상  
군 모두의 요추부 굴근의 평균 최대우력은  
164.45 ft-lbs이었고, 평균 최대우력 발생각도  
는 41.57°이었으며, 20대 요추부 굴근의 최대우  
력과 최대우력 발생각도는 각각 174 ft-lbs,

40°, 30대는 160 ft-lbs, 41°, 40대는 164 ft-lbs, 43°이었다.요추부 신전근의 평균 최대우력은 151.75 ft-lbs이었고, 평균 최대우력 발생각도는 71.54°이었으며, 20대 요추부 신전근의 최대우력과 최대우력 발생각도는 각각 168 ft-lbs, 76°, 30대는 148 ft-lbs, 74°, 40대는 147 ft-lbs, 66°이었다(Table 3)

운동속도 60°/sec에서 최대우력은 신전근이 굴근보다 높았으나 세대간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 운동속도 120°/sec에서는 신전근의 최대우력이 굴근보다 낮았으며, 연령이 많을수록 신전근의 최대우력이 통계적으로 유의하게 감소하였다(p<.05)

신전근의 경우, 최대우력 발생각도는 운동속도

를 증가시킴에 따라 신전되는 방향으로 이동하였으며, 또한 연령이 많을수록 신전되는 방향으로 이동하였으나 운동속도 120°/sec에서만 통계적 유의한 차이가 있었다(p<.05). 굴근의 경우는 운동속도 120°/sec에서 연령이 많을수록 최대우력 발생각도가 굴곡되는 방향으로 이동하였으나 통계적인 유의성은 없었다.

### 3. 최대우력의 체중비

운동속도 60°/sec에서 요추부 굴근의 최대우력 체중비 평균은 97.35%이었고, 신전근의 평균은 106.62%이었으며, 20대의 요추부 굴근은 99%, 30대와 40대는 97%이었고, 20대의 요추

Table 2. Peak torque and angle of peak torque in trunk flexors and extensors at angular velocity 60°/sec

Subjects (yrs)	60°/sec							
	Peak torque(ft-lbs)				Angle of Peak Torque(°)			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	146±29		168±43		34±29		89±29	
31 - 39	157±94		157±35		49±33		84±15	
40 - 49	150±29		155±35		43±32		83±13	
22 - 49	152.59	0.8048	158.66	0.4640	43.92	0.2276	84.40	0.5111

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA

Table 3. Peak torque and angle of peak torque in trunk flexors and extensors at angular velocity 120°/sec

Subjects (yrs)	120°/sec							
	Peak torque(ft-lbs)				Angle of Peak Torque(°)			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	174±34		168±33		40±19		76±50	
31 - 39	160±31		148±27		41±20		74±10	
40 - 49	164±34		147±37		43±32		66±18	
22 - 49	164.45	0.3334	151.75	0.0514	41.57	0.8964	71.54	0.0065

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA

Table 4. Peak torque % by body weight of trunk flexors and extensors according to angular velocity (unit : %)

Subjects (yrs)	60°/sec				120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	99±17		114±27		119±23		114±19	
31 - 39	97±12		107±22		108±14		100±16	
40 - 49	97±14		102±24		106±14		96±23	
22 - 49	97.35	0.8085	106.62	0.1868	109.65	0.8964	101.76	0.0055

Values are given as mean±standard deviation  
p-value by one-way ANOVA

Table 5. Total work of trunk flexors and extensors according to Angular Velocity (unit: ft-lbs)

Subjects (yrs)	60°/sec				120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	184±36		177±39		207±36		180±44	
31 - 39	198±99		174±31		192±33		164±29	
40 - 49	194±33		180±38		198±35		172±44	
22 - 49	193.58	0.7976	176.80	0.7423	197.03	0.2902	170.20	0.3122

Values are given as mean±standard deviation  
p-value by one-way ANOVA

부 신전근은 114%, 30대는 107%, 40대는 102% 이었다.

운동속도 120°/sec에서 요추부 굴근의 최대우 력의 체중비는 평균 109.65%이었고, 신전근은 평균 101.76%이었으며, 20대의 요추부 굴근은 119%, 30대는 108%, 40대는 106%이었고, 20 대의 요추부 신전근은 114%, 30대는 100%, 40 대는 96%이었다(Table 4).

운동속도 60°/sec에서 굴근의 최대우력 체중 비는 100%이하였고, 운동속도 60°/sec에서는 신전근의 최대우력 체중비가 굴근보다 높았으며, 운동속도 120°/sec에서는 신전근의 최대우력 체 중비가 굴근보다 낮았으며, 운동속도 60°/sec와 120°/sec에서 굴근과 신근 모두 최대우력의 체 중비가 연령이 많을수록 감소하였지만, 운동속도 120°/sec에서의 굴근과 신근만이 통계적으로 유

의한 감소를 보였다( $p < .05$ )

#### 4. 총일량(Total Work)

연구 대상군 모두의 총일량은 운동속도 60° /sec에서 요추부 굴근은 평균 193.58 ft-lbs이 었고, 신전근은 평균 176.80 ft-lbs이었으며, 20대의 요추부 굴근은 184 ft-lbs, 30대는 198 ft-lbs, 40대는 194 ft-lbs이었고, 20대의 요추 부 신전근은 177 ft-lbs, 30대는 174 ft-lbs, 40대는 180 ft-lbs이었다. 운동속도 120°/sec 에서 요추부 굴근의 총일량은 평균 197.03 ft - lbs이었고, 신전근은 평균 170.20 ft-lbs이었으 며, 20대의 요추부 굴근은 207 ft-lbs, 30대는 192 ft-lbs, 40대는 198 ft-lbs이었고, 20대의 요추부 신전근은 180 ft-lbs, 30대는 164 ft-

lbs, 40대는 172 ft-lbs이었다(Table 5). 운동 속도 60°/sec와 120°/sec에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 평균 총일량과 각 세대별 요추부 굴근의 총일량은 모두 신근보다 높았다.

### 5. 총일량의 체중비(Total Work % by Body Weight)

연구 대상군 모두의 총일량의 체중비는 운동속도 60°/sec에서 요추부 굴근은 평균 124.95 % 이었고, 신전근은 평균 118.49 %이었으며, 20대의 요추부 굴근은 125 %, 30대는 112 %, 40대는 126 %이었고, 20대의 요추부 신전근은 120 %, 30대와 40대는 118 %이었다. 운동속도 120°/sec에서 요추부 굴근의 총일량의 체중비는 평균 132.47 %이었고, 신전근은 평균 114.48 %이었으며, 20대의 요추부 굴근은 140 %, 30대는 132 %, 40대는 129 %이었고, 20대의 요추부 신전근은 122 %, 30대는 112 %, 40대는 113 %이었다(Table 6).

운동속도 60°/sec에서 30대의 굴근과 신근의 총일량의 체중비를 제외하고는 운동속도 60°/sec과 120°/sec 모두에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 총일량의 체중비의 평균과 각 세대별 요추부 굴근의 총일량의 체중비는 모두 신근보다

높았고, 운동속도 120°/sec에서 굴근의 총일량의 체중비는 나이가 많을수록 통계적으로 유의하게 감소하였다( $p < .05$ ).

### 6. 일률(Average Power)

연구 대상군 모두의 일률은 운동속도 60°/sec에서 요추부 굴근은 평균 131.74 watts이었고, 신전근은 평균 126.11 watts이었으며, 20대의 요추부 굴근은 132 watts, 30대는 129 watts, 40대는 135 watts이었고, 20대의 요추부 신전근은 128 watts, 30대는 123 watts, 40대는 128 watts이었다. 운동속도 120°/sec에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 총일량은 평균 277.01 watts이었고, 신전근은 평균 244.27 watts이었으며, 20대의 요추부 굴근은 292 watts, 30대와 40대는 273 watts이었고, 20대의 요추부 신전근은 258 watts, 30대는 237 watts, 40대는 243 watts이었다(Table 7).

운동속도 120°/sec에서의 굴근과 신근의 일률은 운동속도 60°/sec에서의 굴근과 신근의 일률보다 거의 2배이상 높았으며, 운동속도 60°/sec와 120°/sec에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 평균 일률과 각 세대별 요추부 굴근의 일률은 모두 신근보다 높았다.

Table 6. Total work % by body weight of trunk flexors and extensors according to angular velocity (unit : %)

Subjects (yrs)	60°/sec				120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	125±17		120±22		140±20		122±17	
31 - 39	112±14		118±18		132±20		112±17	
40 - 49	126±14		118±25		129±13		113±28	
22 - 49	124.95	0.9156	118.49	0.9040	132.47	0.0361	114.48	0.2524

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA



Table 7. Average power of trunk flexors and extensors according to angular velocity (watts)

Subjects (yrs)	60°/sec				120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	132±27		128±31		292±62		258±66	
31 - 39	129±22		123±25		273±54		237±43	
40 - 49	135±25		128±30		273±54		243±28	
22 - 49	131.74	0.5102	126.11	0.6909	277.01	0.4160	244.27	0.3753

Values are given as mean±standard deviation  
p-value by one-way ANOVA

Table 8. Average power % by body weight of trunk flexors and extensors according to angular velocity (unit : %)

Subjects (yrs)	60°/sec				120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	89±14		87±18		207±34		175±35	
31 - 39	87±12		84±15		188±21	161±23		
40 - 49	88±11		84±20		180±23		161±42	
22 - 49	87.84	0.7491	84.44	0.7846	190.58	0.0013	163.79	0.2707

Values are given as mean±standard deviation  
p-value by one-way ANOVA

### 7. 일률의 체중비(Average Power % by Body Weight)

연구 대상군 모두의 일률의 체중비는 운동속도 60°/sec에서 요추부 굴근은 평균 87.84 %이었고, 신전근은 평균 84.44 %이었으며, 20대의 요추부 굴근은 89 %, 30대는 87 %, 40대는 88 %이었고, 20대의 요추부 신전근은 87 %, 30대와 40대는 84 %이었다. 운동속도 120°/sec에서 요추부 굴근의 일률의 체중비는 평균 189.58 %이었고, 신전근은 평균 163.79 %이었으며, 20대의 요추부 굴근은 207 %, 30대는 188 %, 40대는 180 %이었고, 20대의 요추부 신전근은 175 %, 30대와 40대는 161 %이었다(Table 8).

운동속도 120°/sec에서의 굴근과 신근의 일률

의 체중비는 운동속도 60°/sec에서의 굴근과 신근의 일률의 체중비보다 거의 2배이상 높았으며, 운동속도 60°/sec와 120°/sec에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 일률의 체중비의 평균과 각 세대별 요추부 굴근의 일률의 체중비는 모두 신근보다 높았고, 운동속도 120°/sec에서 굴근의 일률의 체중비는 나이가 많을수록 통계적으로 유의하게 감소하였다(p<.05).

### 8. 최대우력가속도에너지(Peak Torque Acceleration Energy)

연구 대상군 모두의 최대우력가속도에너지는 운동속도 60°/sec에서 요추부 굴근은 평균 14.94 ft-lbs이었고, 신전근은 평균 13.19 ft-lbs이었으며, 20대

Table 9. TAE\* of trunk flexors and extensors according to angular velocity

(unit : ft-lbs)

Subjects (yrs)	60°/sec				120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	15.0±5.9		14.9±5.5		33.8±7.0		25.1±8.8	
31 - 39	14.5±4.1		12.6±4.7		35.0±3.8		22.8±6.2	
40 - 49	15.6±3.3		12.9±4.0		29.7±5.2			21.8±8.3
22 - 49	14.94	0.5693	13.19	0.2096	32.94	0.6863	22.92	0.3094

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA

\*Peak Torque Acceleration Energy

의 요추부 굴근은 15.0 ft-lbs, 30대는 14.5 ft-lbs, 40대는 15.6 ft-lbs이었고, 20대의 요추부 신전근은 14.9 ft-lbs, 30대는 12.6 ft-lbs, 40대는 12.9 ft-lbs이었다. 운동속도 120°/sec에서 연구대상군의 요추부 굴근의 최대우력가속

도에너지는평균 32.94 ft-lbs이었고, 신전근은 평균 22.92 ft-lbs이었으며, 20대의 요추부 굴근은 33.8 ft-lbs, 30대는 35.0, 40대는 29.7 ft-lbs이었고, 20대의 요추부 신전근은 25.1 ft-lbs, 30대는 22.8 ft-lbs, 40대는 21.8 ft-lbs이었다(Table 9).

운동속도 120°/sec에서의 굴근의 최대우력가속도 에너지는 운동속도 60°/sec에서의 굴근의 최대우력가속도 에너지보다 2배이상 높았으며, 운동속도 60°/sec와 120°/sec에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 평균 최대우력가속도에너지와 각 세대별 요추부 굴근의 최대우력가속도에너지는 모두 신근보다 높았다.

### 9. 근지구력율(Muscle Endurance Ratio)

연구 대상군 모두의 근지구력율은 운동속도 120°

Table 10. Endurance ratio of trunk flexors and extensors at angular velocity 120°/sec

(unit:%)

Subjects (yrs)	120°/sec			
	Flexor	p-value	Extensor	p-value
22 - 29	84±2		75±7	
31 - 39	86±4		72±8	
40 - 49	85±5		68±11	
22 - 49	84.88	0.3237	70.97	0.0458

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA

/sec에서 요추부 굴근은 평균 84.88 %이었고, 신근은 평균 70.97 %이었으며, 20대의 요추부 굴근은 84 %, 30대는 86 %, 40대는 85 %이었고, 20대의 요추부 신전근은 75 %, 30대는 72 %, 40대는 68 %이었다 (Table 10).

운동속도 120°/sec에서 연구 대상군의 요추부 굴근의 평균 근지구력율과 각 세대별 요추부 굴근의 근지구력율은 모두 신근보다 높았고, 요추부 신근의 근지구력율은 나이가 많을수록 통계적으로 유의하게 감소하였다(p<.05).

### 10. 최대우력, 총일량, 일률에서 체간 신전근에 대한 굴곡근의 비

운동속도를 60°/sec로 하였을 때, 연구 대상군 모두의 체간 신전근의 최대우력, 총일량, 일률 대한 체간

Table 11. Ratio of trunk flexors to extensors on peak torque, total work and average power at angular velocity 60°/sec (unit : %)

Subjects (yrs)	P.T*	60°/sec				
		p-value	T.W**	p-value	A.P***	
22 - 29	89±16		105±12		104±11	
31 - 39	93±18		107±19		107±24	
40 - 49	98±21		110±24		109±24	
22 - 49	93.85	0.2445	107.57	0.5744	107.00	0.7414

\*peak torque \*\*total work \*\*\*average power

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA

Table 12. Ratio of trunk flexors to extensors on peak torque, total work and average power at angular velocity 120°/sec (unit : %)

Subjects (yrs)	P.T*	60°/sec				
		p-value	T.W**	p-value	A.P***	
22 - 29	106±25		118±26		119±29	
31 - 39	124±95		133±96		119±19	
40 - 49	116±30		121±33		119±36	
22 - 49	117.36	0.6119	125.68	0.6449	118.98	0.9975

\*peak torque \*\*total work \*\*\*average power

Values are given as mean±standard deviation

p-value by one-way ANOVA

굴곡근의 최대우력비, 총일량, 일률에 대한 비율의 평균은 각각 93.85 %, 107.57 %, 107.00%이었고, 20대는 각각 89 %, 105 %, 104 %, 30대는 각각 93 %, 107 %, 107 %, 40대는 98 %, 110 %, 109 %이었다 (Table 11).

운동속도를 120°/sec로 하였을 때, 전체 연구 대상군의 체간 신전근의 최대우력, 총일량, 일률에 대한 체간 굴곡근의 최대우력비, 총일량, 일률에 대한 비율의 평균은 각각 117.36 %, 125.68 %, 118.98 %이었고, 20대는 각각 106 %, 118 %, 119 %, 30대는 각각 124 %, 133 %, 119%, 40대는 116 %, 121 %, 119 %이었다 (Table 12).

운동속도 60°/sec에서 체간 신전근의 최대우력, 총일량, 일률에 대한 체간 굴곡근의 최대우력비, 총일량,

일률에 대한 비율이 나이가 많을수록 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었으며, 체간 신전근의 최대우력에 대한 체간 굴곡근의 최대우력의 비율만이 100%이하였다.

### 11. 체중, 신장, 연령과 체간 신전근, 굴곡근의 최대우력과의 선형관계

운동속도 60°/sec와 120°/sec 모두에서 체간 신전근과 굴곡근의 최대우력은 체중, 신장과는 순상관관계에 있었고, 연령과는 역상관관계에 있었다 (Table 12).

운동속도 60°/sec에서 체간 굴곡근의 최대우력은 체중과의 선형관계에 통계적인 유의성이 있었고 (p<.05), 체간 신전근의 최대우력은 체중, 신장과의

Table 12. Correlation coefficient(r)\* between peak torque of trunk extensors, flexors and body weight, height, age according to angular velocity

Factors	60°/sec				120°/sec			
	Flexor		Extensor		Flexor		Extensor	
	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
body weight	0.29	0.0049	0.32	0.0019	0.67	0.0001	0.40	0.0001
age	-0.05	0.6079	-0.16	0.1355	-0.09	0.3972	-0.27	0.0089
height	0.16	0.0952	0.37	0.0003	0.57	0.0001	0.38	0.0002

\* Pearson correlation coefficient

선형관계에 통계적인 유의성이 있었으며(p<.05), 운동 속도 120°/sec에서 체간 굴곡근의 최대우력은 체중, 신장과의 선형관계에 통계적인 유의성이 있었으며(p<.05), 체간 신전근의 최대우력은 체중, 연령, 신장 모두와의 선형관계에 통계적인 유의성이 있었다(p<.05).

Table 10. Endurance ratio of trunk flexors and extensors at angular velocity 120°/sec (unit:%)

Factors	60°/sec			
	Flexor		Extensor	
	r	p-value	r	p-value
body weight	-0.33	0.0015	-0.08	0.4396
age	0.02	0.8235	-0.24	0.0233
height	-0.14	0.2012	0.16	0.1411

\* Pearson correlation coefficient

## IV. 고찰

### 12. 체중, 신장, 연령와 체간 신전근, 굴곡근의 근지구력율과의 선형관계

운동속도 120°/sec에서 체간 굴곡근의 근지구력율은 체중, 신장과는 역상관관계에 있었고, 연령과는 순상관관계에 있었으며, 체간 신전근의 근지구력율은 체중, 연령과는 역상관관계에 있었고, 신장과는 순상관관계에 있었다(Table 13).

운동속도 120°/sec에서 체간 굴곡근의 근지구력율은 체중과의 선형관계에 통계적인 유의성이 있었고(p<.05), 체간 신전근의 근지구력율은 연령과의 선형관계에 통계적인 유의성이 있었다(p<.05).

등속성운동은 관절가동범위의 전체 구간을 통하여 미리 정해진 각속도에서 피검자의 최대한의 노력에 의한 근육의 최대힘을 발휘하게 하는 운동이라는 점과 운동후 통증유발이 적다는 점 등에서 등장성운동이나 등척성운동보다는 효과적인 운동방법으로 알려져 왔고(Davies, 1987), 객관적인 근력평가방법으로도 널리 이용되어 그 신뢰도가 매우 높음이 입증되고 있다.

이러한 등속성 근력평가는 작용근의 길이와 단면적, 회전축으로 부터의 거리, 검사운동 반복회수, 피검자의 측정시 자세 및 검사운동속도 등의 요인에 의해 영향을 받을 수 있고(Dvir, 1995), 요추부의 근력측정에 이용된 각속도는 보고자에 따라 다양한데 등속성 근력 측정시 이용되는 검사운동속도에 대해서 Parnian-

pour 등(1988)은 일상생활에서 체간의 굴곡과 신전의 속도는 약  $60^\circ / \text{sec}$ 라고 했고, Marras 등(1986)은 요통환자군의 체간 굴곡과 신전속도는  $30^\circ / \text{sec}$ 이고, 정상대조군은  $100^\circ / \text{sec}$ 로 환자군의 굴곡, 신전 속도가 현저하게 감소된다고 보고했으며, Dvir(1995)는 등속성 운동 근력평가에서 운동속도는 검사대상자가 최대 근력을 발휘하고 유지할 수 있는 능력에 따라 결정되는 것이라고 하였고, 요부손상이 완전히 회복되지 않은 경우는  $60^\circ / \text{sec}$ 이상으로 검사하면 제 기능을 발휘하지 못한다고 했으며, 정상이거나 완전히 회복된 경우는  $90 \sim 180^\circ / \text{sec}$ 로 검사하는 것이 적당하다고 보고했다. Newton 등(1993)은 운동속도  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $90^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ 에서 검사하는 것이 가장 합리적이라고 했으며, Jerome 등(1991)은  $30^\circ / \text{sec}$ ,  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $90^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ ,  $150^\circ / \text{sec}$ ,  $180^\circ / \text{sec}$ 을 이용했고, 김 등(1996)은  $30^\circ / \text{sec}$ ,  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $90^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ 을 이용했으며, 서 등(1995), 이 등(1994), Mayer 등(1985a)과 Smith 등(1985)은 운동속도  $30^\circ / \text{sec}$ ,  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ 에서 검사하였고, Delitto 등(1991)은 운동속도  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ ,  $180^\circ / \text{sec}$ 에서 검사하였지만, 윤 등(1996)은  $30^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ 만을 이용했고, 박(1998)도  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $180^\circ / \text{sec}$ 만을 이용했다. 본 연구에서는 Newton 등(1993)의 검사운동속도에서 검사대상자의 체력을 고려하여  $90^\circ / \text{sec}$ 을 제외하고, 운동속도  $60^\circ / \text{sec}$ ,  $120^\circ / \text{sec}$ 에서 검사하였다.

우력은 인체의 관절운동에서와 같이 축(axis)을 중심으로 회전운동이 일어날 때, 어떤 물체를 움직일 수 있는 힘(moment of force)을 말하고, 축에서부터 힘이 가해지는 지점까지의 거리와 가해지는 힘을 곱하여 산출(distance force)하는데 foot-pound의 단위를 사용하며, 등속성운동 근력평가에서는 근력을 우력으로 표시하고, 우력중에서 가장 수치가 큰 최대우력(peak torque)을 검사대상근육의 힘으로 삼고있다

(Fillyaw, Bevins, Fernandez, 1986). 체간 회전근과 측굴근은 좌우의 근력이 거의 동일하고 (Thorstensson, Nilsson, 1982), 요통환자에서도 좌우의 근력이 동일하게 감소하며(Thorstensson, Arvidson., 1982), 근력의 감소가 체간 굴곡근과 신전근에 비해 현저하게 작기 때문에(Mayer, et al. 1985a : Mayer, et al. 1985b) 굴곡근과 신전근의 근력을 평가하여 비교하는 것보다 임상적으로 그 의미에 대한 신뢰성이 작다(Dvir Z, 1995). 그러므로, 본 연구에서는 굴곡근과 신전근만을 대상으로 검사를 하였다.

최대우력치는 동적인 상태에서의 근장력을 나타내며, 해부학적, 역학적, 생리학적 여러 인자들, 즉 근육의 횡단면적, 길이-장력관계, 연령, 신장, 체중, 검사 운동속도, 검사방법 및 중력(gravity effect torque) 등에 의하여 영향을 받는다(Diffrient, Tilley, Bardagiy, 1978) 요추부 굴곡근과 신전근의 최대우력측정시 중력의 영향에 대한 선행연구에서 Diffrient 등(1978)은 여자의 경우 체중에 63%, 남자의 경우 체중에 67%를 차지하는 체간의 무게가 기립자세와 앉은 자세에서 검사할 때 중력모멘트로 작용하게 된다고 했고, 신장 180cm, 체중 80kg인 성인남자의 경우, 운동속도  $30^\circ / \text{sec}$ 의 체간 굴곡에서 중력모멘트는 90Nm이며, 이것을 최대굴곡모멘트에서 빼고, 최대신전모멘트에 더하는 중력보정을 하지 않으면 항상 굴곡근의 최대근력은 과장되고, 신전근의 최대근력은 과소평가 된다고 했으며, 요추부의 근력측정시 중력의 영향을 제거하고 검사하거나 자료처리시에 이를 교정하면, 굴근에 대한 신근의 근력비가 증가하였다는 보고도 있었으나(Thorstensson, Nilsson, 1982) 본 연구에서는 중력의 영향이 배제되지 않았다.

근력과 운동속도와의 관계에 대한 선행연구에서 Mayer 등(1985b)은 요통환자군에서 나이, 성별에 관계없이 고속도에서 근력의 하락(high velocity

drop-off)이 있다고 했고, 이 하락은 운동속도  $60^{\circ}/\text{sec}$ 이하의 저속도보다  $90^{\circ}/\text{sec}$ 이상의 고속도에서 신전근의 최대우력이 더 현저하게 감소했다고 하고, 이것은 신전근이 굴곡근에 비해 빠른 수축섬유(fast twitch fibers)을 적게 함유하고 있고, 저속도에서 고속도로 속도가 증가되려면 가속에 필요한 힘(acceleration and higher initial force)이 요구되는데 이러한 급격한 힘이 신체구조에 부과되어 통증이 일어나는 것을 방지하려는 신경근육억제(neuromuscular inhibition)작용에 기인한 것이라고 보고했다. Dvir 등(1991)은 슬관절 신전근의 실험을 통해 고속도에서 근력하락은 초기의 강자극(initial high stress)에 적응하기 위한 것이라고 했으며, Thorstensson 등(1976)은 저속도운동에서는 느린 수축 근섬유(slow-twitch fiber : Type I)와 빠른 수축 근섬유(fast-twitch fiber : Type II)가 모두 수축하나 고속도운동에는 주로 빠른 수축 근섬유만 수축에 관여함으로써 운동속도가 빨라짐에 따라 우력이 감소한다고 했고, Barnes(1980)의 근수축속도에 따른 근전도상의 운동단위활성과 등속성운동상의 우력간의 관계에 대한 연구에서 운동속도가 빠를수록 우력과 운동전기활동이 감소됨을 보고했으며, 운동속도가 빨라지면 근력이 감소하는 것은 수축이 느린 근섬유에 의한 근력발생이 감소되고, 또한 근섬유의 액틴과 마이오신이 교차연결(crossbridge)을 형성하기 위한 시간이 충분치 않음에서 연유된 결과라고 했다. 서 등(1995), 이 등(1994), 김 등(1996), 윤 등(1996)도 검사운동속도가 고속도일수록 신전근과 굴곡근의 최대우력이 감소한 것으로 보고되었지만, 본 연구에서 굴곡근의 최대우력은  $60^{\circ}/\text{sec}$ 에 비해  $120^{\circ}/\text{sec}$ 에서 오히려 증가하였고, 신전근은 선행연구의 보고와 일치하게 고속도일수록 감소하는 것으로 나타났다. 이것은 Thompson 등(1985)이  $120^{\circ}/\text{sec}$ 에서는 굴곡근이 신전근보다 더 강하다고 보고한 것과는 일치되지만, 고속도일수록 굴곡

근의 최대우력도 감소하였다는 선행연구의 보고와는 일치하지 않았다.

체간 신전근의 최대우력에 대한 굴곡근의 최대우력비는 등속성 운동평가에서 중요한 기준척도 중의 하나이다(Baltzopoulos, Brodie, 1989). 허리를 중심으로 발휘되는 근력은 정상인의 경우 일반적으로 체간 신전근의 근력이 굴곡근의 근력보다 약 1.2배 이상 높게 발휘된다고 했으며(Delisa, 1993 : Foster, Fulton, 1991), 만약 이러한 균형비가 깨지면 이로 인한 요추부의 손상이 초래될 수 있고(Smithl, et al. 1985) 만성요통환자의 80% 이상이 요추추부의 굴곡, 신전, 측굴 및 회전근들의 근력이 정상인보다 약하게 발휘되고 특히 신전근의 근력약화가 두드러지게 나타나 정상인보다 큰 차이가 있는 불균형비를 보이게 된다고 하며(Elnaggar, 1991 : Risch, Norvell, 1993), 신전근 강화운동을 중점적으로 시행해야 요통예방 및 완화에 효과가 크다고 하였다(서동원 등, 1995 : 오승길, 1998 : 윤성원 등, 1996 : 이상현, 김세주, 1994). 본 연구에서는  $60^{\circ}/\text{sec}$ 에서 신전근의 최대우력비 및 최대우력의 체중비가 굴곡근보다 약 1.1배 더 높은 것으로 나타났다.

Dvir(1995)는 각각 다른 운동속도에서 측정된 체간 굴곡근과 신전근의 최대우력은 현저하게 차이가 있으므로 서로 다른 운동속도에서 검사한 결과를 비교하는 것은 의미가 없다고 했고, Thompson 등(1985)은  $120^{\circ}/\text{sec}$ 에서는 굴곡근이 신전근보다 더 강하고,  $90^{\circ}/\text{sec}$ 에서는 굴곡근과 신전근의 근력이 같고,  $30^{\circ}/\text{sec}$ 에서는 신전근이 더 강하다고 보고하면서 속도에 따른 근력의 차이는 고속도 운동에서 관성의 영향을 더 받기 때문이라고 했으며, 이 등(1994)의 연구에서는 정상대조군 경우 검사운동속도가 빠를수록 신전근의 최대우력이 감소하였고, 환자군의 경우는 검사운동속도에 관계없이 신전근에 대한 굴곡근의 최대우력비는 거의 일정하였다고 보고했으며, 윤 등(1996)의 연구에

서는 만성요통환자의 경우에서 요추부의 근력강화훈련 전에 측정된 굴곡근과 신전근의 근력에서는 차이가 보이지 않았으나 8주간의 등속성 운동을 시행한 결과, 굴곡근력은 별로 증가하지 않았으나 2주 후부터 신전근의 근력이 유의하게 증가하기 시작하여 8주 후에는 약 28%의 향상이 보였다고 보고하면서 굴곡근보다 신전근의 근력이 보다 많이 증가된 것은 복근력보다는 배근력이 많이 저하되었음을 의미한다고 했다. 김 등(1996)이 정상성인을 대상으로 실시한 근력측정에서는 저속도에서는 신전근의 최대우력이 굴곡근보다 훨씬 더 강한 것으로 나타났고 고속도에서는 신전근의 최대우력이 점차 저하하고, 굴곡근은 증가하여 굴곡근과 비슷해지거나 낮게 나타났다. 본 연구에서는 60°/sec에서는 신전근의 최대우력이 더 높게 나타났고, 120°/sec에서는 굴곡근의 최대우력은 증가하는데 비하여 신전근은 감소하는 것으로 나타나 굴곡근의 최대우력이 더 높게 나타남으로서 Thompson 등(1985)과 이 등(1994) 및 김 등(1996)의 보고와 일치하였으며, 이것은 중력보정을 하지 않은 결과로 굴곡근의 근력이 과대평가된 것으로 사료된다.

Smith 등(1985)은 최대우력의 체중비를 측정한 결과, 정상인 경우 운동속도 60°/sec에서 굴곡근 94%, 신전근 121%, 운동속도 120°/sec에서 굴곡근 90%, 신전근이 110%이라고 보고했고, Delitto 등(1991)은 정상인 경우 운동속도 60°/sec에서 굴곡근 81%, 신전근 111%, 운동속도 120°/sec에서 굴곡근 79%, 신전근 99%로 보고했으며, 이 등(1994)은 정상대조군의 경우 운동속도 60°/sec에서 굴곡근 81%, 신전근 86%, 운동속도 120°/sec에서 굴곡근 77%, 신전근 74%로 보고했고, 요통환자군의 경우는 운동속도 60°/sec에서 굴곡근 77%, 신전근 65%, 운동속도 120°/sec에서 굴곡근 66%, 신전근 56%이라고 보고했으며, 본 연구결과에서는 운동속도 60°/sec에서 굴곡근 97.4%, 신전근 106.6%, 운동속도 120°/sec에서 굴곡

근 109.7%, 신전근 101.8%로 나타났고, 선행연구결과에서는 신전근과 굴곡근의 일률의 체중비가 검사운동속도가 빨라질수록 감소하였는데 본 연구결과에서는 신전근은 속도가 빨라질수록 감소하였으나 굴곡근은 검사운동속도가 빨라질수록 오히려 증가하였다. 또한, 본 연구결과와 이 등(1994)의 보고에서는 60°/sec에서는 신전근의 일률의 체중비가 높고, 120°/sec에서는 굴곡근이 높았으나 선행연구보고에서는 60°/sec와 120°/sec에서 모두 신전근이 높았다(Mayer, et al. 1985a : Smith, et al. 1985 : Delitto, et al. 1991: Reid, Hazard, Fenwick, 1991).

체중, 신장, 나이 등의 신체적 요소가 등속성 근력에 미치는 영향에 대해서 Mayer 등(1985a)은 체중이 측정근력과 관계에서 가장 영향을 많이 미친다고 보고했고, Newton 등(1993)은 체중과 근력은 유의한 상관관계에 있다고 했고, Jerome 등(1991)은 체중이 나이와 신장보다 최대근력에 미치는 영향력이 크지만 체중이 증가한다고 해서 반드시 최대근력이 증가하지는 않는다고 했으며, Delitto 등(1989)은 체중과 근력은 여자의 경우는 거의 상관성이 없고, 남자의 경우도 유의한 상관성은 없지만 체중에 나이 등의 요인이 추가되면 그 영향력이 증가한다고 보고했고, Langrana 등(1984)은 나이는 근력과 역상관관계에 있으며, 30대와 50대사이에서 그 차이가 현저하게 나타난다고 했고, Timm(1988)은 20대에서 30대사이에서는 나이의 증가에 따라 근력이 증가하는 순상관관계에 있고, 30세이후부터 역상관관계에 있다고 했다. Smith 등(1985)과 Mayer 등(1985a)은 요통환자의 경우에는 나이에 관계없이 전 세대에서 거의 똑같은 근력을 나타냈다고 보고했다. 본 연구결과에서는 저속도와 고속도 모두에서 체중과 신장은 굴곡근과 신전근의 최대우력과 순상관관계에 있고, 통계적으로 유의한 상관성을 나타냈으며(P<.05), Mayer 등(1985a)과 Newton 등(1993)의 보고와 일치하였고, 저속도와 고속도 모두에

서 나이는 굴곡근과 신전근의 최대우력과 역상관관계를 나타내어 Langrana 등(1984)의 보고와 일치했지만, 저속도의 굴곡근에서만 통계적으로 유의한 상관성을 나타냈다( $p < .05$ ).

대다수의 근육들은 안정된 때의 길이(resting length)에서 최대장력을 나타내므로 임상적으로 등장성 운동(isotonic exercise)을 실시하는 경우에는 관절의 각도가 최대장력을 결정하는 큰 인자로 작용하고, 근기능을 평가하는데 있어서 관절각도는 수축하는 근육의 기계적 특성에 대한 정보를 제공하기 때문에 최대 등속성 우력치를 나타내는 관절각도의 평가는 중요하며(Baltzopoulos, Brodie, 1989), 관절각도와 우력치와의 관계는 근육의 횡단면적, 근육의 길이-장력 관계, 지렛대장치의 기계적 특성 등에 의하여 결정되므로 한 근육의 우력과 관절각도와의 관계를 아는 것은 임상적인 면과 인체공학면에서도 매우 유용하다(Jerome, et al. 1991). Moffroid 등(1989)은 운동속도 증가에 따른 최대 등속성 우력치를 보이는 관절각도의 변화에 대하여 근수축요소의 흥분이 지연되었기 때문이라고 하였고, Langrana 등(1984)은 요통환자에서 신전근이 최대우력치에 도달하는 각도가 정상치에 비해 늦어짐을 발견하고, 이는 신전근의 최대우력치에 도달하는 능력이 감소되었기 때문이라고 보고하였으며. Williams 등(1989)은 운동시 발생하는 우력은 운동의 관절각도에 따라 크기가 변화하며, 일반적으로 근육의 길이가 짧아지는 관절각도에서 우력이 감소된다고 보고했다. 본 연구결과에서 최대우력발생각도는 검사운동속도가 빨라짐에 따라 굴곡근에서는 증가되고, 신전근은 감소되는 것으로 나타났다. 즉, 운동속도를 증가시킴에 따라 굴곡근은 최대우력 발생각도가 점차 굴곡방향으로 이동하였고, 신전근은 점차 신전되는 방향으로 이동되었으며, 고속도에서 연령이 증가할수록 신전근의 최대우력발생각도가 유의하게 감소하였다( $p < .01$ ) 이것은 Williams 등(1989)의 보고와

윤 등(1996)이 슬관절의 신전근 경우, 최대우력발생각도가 점차 신전되는 방향으로 이동되었고, 굴곡근의 경우는 점차 굴곡되는 방향으로 이동되었다는 보고와 일치하였다.

근지구력은 근육이 동일한 일을 장시간 수행할 수 있는 능력을 의미하며, 근지구력을 고속도에서 시행하고, 저속도에서는 검사를 시행하지 않은 것은 20회 반복운동을 저속도에서 실시하였을 경우, 근육에 많은 피로를 줄 수 있기 때문이다. Newton 등(1993)은 지구력비율은 근력을 정확하게 반영하지 못하고, 또한 신뢰성도 부족하여 각 개인의 근력약화를 평가하는데 이용하는 것은 부적당하다고 했다. 본 연구에서 근지구력율은 신전근에서 연령이 증가할수록 지구력이 유의하게 감소하는 것으로 나타났다( $p < .05$ ).

## V. 결론

요천추부에 외상이나 요통병력이 없는 사무직근로자층에서 22세부터 49세까지 남자 91명을 대상으로 등속성운동기기를 이용하여 검사운동속도  $60^\circ/\text{sec}$ 과  $120^\circ/\text{sec}$ 에서 체간 굴곡근과 신전근의 근력을 측정하여 평균치를 구하고, 나이, 체중, 신장과의 상관성을 조사하여 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 연구대상군의 평균연령은 37세, 평균신장은 171cm, 평균체중은 68kg이었다. 저속도와 고속도 모두에서 체간 굴곡근과 신전근의 최대우력은 체중과는 통계적으로 매우 유의한 순상관관계에 있었고( $P < .01$ ), 신장도 순상관관계에 있었으며, 저속도시 굴곡근을 제외하고는 모두에서 통계적으로 매우 유의하였다( $P < .01$ ). 연령은 저속도와 고속도 모두에서 체간 굴곡근과 신전근의 최대우력과 역상관관계에 있었고, 고속도에서 신전근만이 통계적으로 매우 유의한 역상관관계를 나타냈다( $P < .01$ ).



2. 60°/sec에서 신전근의 평균 최대우력비 및 최대우력의 체중비가 굴곡근보다 약 1.1배 더 높은 것으로 나타났다. 120°/sec에서는 굴곡근이 신전근보다 높게 나타난 것은 고속도 운동에서 관성의 영향을 더 받기 때문이라고 생각된다.

3. 고속도와 저속도 모두에서 굴곡근의 최대우력발생각도는 연령이 많을수록 증가하였고, 신전근은 연령이 많을수록 감소하였으며, 고속도에서 신전근은 통계적으로 매우 유의하게 감소하였다( $p < 0.01$ ). 이는 연령이 많을수록 신전근의 최대우력치에 도달하는 능력이 감소되었기 때문이라고 생각된다.

4. 근지구력율은 신전근에서 연령이 증가할수록 지구력이 유의하게 감소하는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ ).

이상의 결과로 볼 때 고속도에서의 근력측정에는 중력보정을 적용해야 된다고 판단되며, 신전근의 근력은 굴곡근의 약 1.1배 이상이 되는 것이 정상이라고 생각된다. 또한, 상기에서 제시된 등속성 근력의 정상 평균치를 사무직 직장인들의 약화된 근력정도를 파악하는 측정기준과 요추부의 기능회복을 위한 근력증가의 목표로 설정하여 요통예방을 위한 운동처방에 이용할 경우에는 체중, 나이, 신장에 따른 상대근력에 의해서 이루어져야 한다고 사료된다.

## 참 고 문 헌

- 김유창, 서정환, 김연희, 정상 성인의 요추부 등속성 평가 및 관련 요인 분석, 대한재활의학회지, 20(4); 929~938, 1996.
- 김희상, 김성윤, 요통의 내과적 접근, 진단과 치료, 15(4); 407~420, 1995.
- 박수연, 경기종목에 따른 견관절, 주관절, 슬관절, 요추부 굴근 및 신근의 등속성 근력에 관한 연구, 경희대학교 대학원 박사학위논문; 1998.
- 서동원, 김명옥, 권희규, 만성요통환자에서 등속성운동치료의 효과, 대한재활의학회지, 19(4); 853~859, 1995.
- 오승길, 정상성인남자와 요추간판탈출증 수술후 성인남자의 요추부 굴곡근과 신전근의 등속성 근력평가, 대한물리치료학회지, 10(1); 81~98, 1998.
- 윤성원, 선상규, 조성계, 체간의 등속성 신전 및 굴곡운동이 허리 및 대퇴의 근력향상 및 요통 완화에 미치는 영향, 체육과학연구, 7(4); 43~53, 1996.
- 윤승호, 남명호, 김은이, 충남의대 학생들의 슬관절주위근에 대한 등속성운동 평가, 대한재활의학회지, 14(2); 268~276, 1990.
- 이상현, 김세주, 만성 요통환자의 요추부 굴근 및 신근의 등속성 운동 평가, 대한재활의학회지, 18(2); 248~255, 1994
- Baltzopoulos V., Brodie D. A. : Isokinetic dynamometry applications and limitations, Sports Med, 8; 101~116, 1989.
- Barnes W. S. : The relationship of motor-unit activation isokinetic muscular contraction at different contractile velocities, Phys. Ther., 60; 1152~1158, 1980.
- Beimborn, D.S., Morrissey, M.C., A Review of the Literature related to Trunk Muscle Performance, Spine, 13; 655~660, 1988
- Bigos, S.J., Battie, M.C. and Fisher, L.D., Methodology for evaluating predictive Factors for Report of Back Injury,

- Spine, 16(6); 669~670, 1991
- Brown, J.R., Lifting as an Industrial Hazard, *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 34; 292~297, 1973.
  - Cady, L.D., Bischoff, D.P., O'Connell, E.R., Thomas, P.C. and Allan, J.H., Strength and Fitness and subsequent Back Injuries in Firefighters, *J. Occup. Med.*, 21(4); 269~272, 1979
  - Chaffin, D.B., Park, K.S., A longitudinal Study of Low Back Pain with occupational Weight Lifting Factors, *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 34; 513~525, 1973.
  - Cooper, R.G., Clair Forbes, W., S., T., and Jayson, M., I., V., Radiographic Demonstration of paraspinal Muscles Wasting in Patients with chronic Low Back Pain, *Brithish J. of Rheumat.*, 31; 389~394, 1992.
  - Davies G. J. : A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation technique, S & S Publishers, La Cross; 1987
  - Delisa J. B., Rehabilitation medicine: Principles and practice. 2nd ed., Lippincott Company, Philadelphia; 1993.
  - Delitto A., Rose S. J., Crandell C. C., Strube M. J. : Reliability of isokinetic measurments of trunk muscle performance, *Spine*, 16 ; 800~803, 1991
  - Delitto A., Crandell C. E., Rose J. : Peak torque to body weight ratios in the trunk : A critical analysis, *Physical Therapy*, 69; 138~143, 1989.
  - Diffrient N., Tilley A. R., Bardagiy J. C. : Humanscale 1/2/3, MIT Press, Cambridge, Massachussetts; 1978.
  - Dvir Z. : Isokinetics : Muscle testing, interpretation and clinical applications, Churchill Livingstone, New York; 145~169, 1995.
  - Dvir Z., Helperin N., Shklar A., Robinson D. : Quadriceps function and patellofemoral pain syndrome, Part 2 : Pain provocation during concentric and eccentric activity, *Isokinetics and Exercise Science* 1; 26~30, 1991.
  - Elnaggar I. M., Effect of spinal flexion and extension exercise on low back pain and spinal mobility in chronic, mechanical low back pain patients. *Spine*, 16(8); 967~972, 1991.
  - Fillyaw M., Bevins T., Fernandez L. : Importance of correcting isokinetic peak torque for the effect of gravity when calculating knee flexor to extensor muscle ratios, *Phys. Ther.*, 66; 23~31, 1986.
  - Foster D. N., Fulton M. N., Back pain and the exercise prescription. *Clinics in Sports Medicine*. 10(1); 197~209, 1991.
  - Goslin, B.R., Charteris, J., Isokinetic Dynamometry: Normative data for clinical use in lower extremity(knee) cases, *Scand. J. Rehab. Med.*, 11; 105~109, 1979.
  - Hislop, H.J., Perrine, J.J., The isokinetic concept of Exercise. *Phys. Ther.*, 47;

- 114~117, 1967.
- Jerome JA, Hunter K, Gordon P, McKay N, A New Robust Index for Measuring Isokinetic Trunk Flexion and Extension: Outcome from a regional study. *Spine* 16(7); 804~808, 1991.
  - Kelsey, J.L., Golden, A.L., Occupational and Work Factors associated with Low Back Pain, *State Art Rev. Occup. Med.*, 3(1); 7~16, 1988.
  - Knapik, J.J., Wright, J.E., Mawdsley, R.H., and Braun, J., Isometric, isotonic, and isokinetic Torque Variations in four Muscle Groups through a Range of Joint Motion, *Phys. Ther.*, 63; 938~947, 1983
  - Langrana N. A., Lee C. K., Alexander H. : Quantitative assessment of back strength
  - Langrana N. A., Lee C. K. : Isokinetic testing, *Spine*, 9, 171~175, 1984. under isokinetic testing, *Spine*, 9; 287~290, 1984.
  - Langrana N., Lee C. K. : Isokinetic evaluation of trunk muscles, *Spine*, 9; 171~175, 1984.
  - Mayer T. G., Smith S. S., Kondraske G., Grtchel R. J., Carmichael T. W., Mooney V. : Quantification of lumbar function, Part 2 : Preliminary data on isokinetic torso rotation testing with myoelectric spectral analysis in normal and low back pain subjects, *Spine*, 10; 912~920, 1985b.
  - Marras W. S., Wongsam P. E. : Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67; 213~217, 1986.
  - Mayer T. G., Smith S. S., Keeley J., Grtchel R. J., Mooney V. : Quantification of lumbar function, Part 2 : Sagittal plane trunk strength in chronic low back pain patients, *Spine*, 10; 765~772, 1985a.
  - Moffroid M. T., Whipple R., Hofksoh J., Lowmann E., Thistle H. : A study of isokinetic exercise, *Phys. Ther.*, 49(7); 739~749, 59, 387~392, 1989.
  - Mostrardi R. A., Noe D. A., Kovacik M. W., Porterfield J. A. : Isokinetic lifting strength and occupational injury, *Spine* 17; 189~193, 1992
  - Newton M., Thow M., Somerville D., Henderson I., Waddell G. : Trunk strength testing with iso-machines, Part 2 : Experimental evaluation of the Cybex II back testing system in normal subjects and patients with chronic low back pain, *Spine*, 18; 812~824, 1993.
  - Parnianpour M., Nordin M., Kahanovitz N., Frankel V. : The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns, *Spine*, 9; 982~992, 1988.

- Reid S., Hazard R. G., Fenwick J. W. : Isokinetic trunk strength deficits in people with and without low back pain : A comparative study with consideration of effort, *Journal of Spinal Disorders*, 4; 68~72, 1991.
- Risch S. V., Norvell N. K., Lumbar strengthening in chronic low back pain patients. *Spine*, 18(2); 232~238, 1993.
- Smith S. S., Mayer T. G., Gatchel R. J., Becker T. J. : Quantification of lumbar function, Part 1 : Isometric and multi-speed isokinetic trunk strength measurements in sagittal and axial plane in normal subjects, *Spine*, 10; 757~764, 1985.
- Thistle, H.G., Hislop, H.J., Moffroid, M., and Lowman, E.W., Isokinetic Contraction: A new concept of resistive exercise, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 48; 279~282, 1967.
- Thompson N., Gould J. A., Davies G. J., Ross D. E., Price S. : Descriptive measures of isokinetic trunk testing, *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 7; 43~49, 1985.
- Thorstensson A, Arvidson A. : Trunk muscle strength and low back pain, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 14; 69~75, 1982.
- Thorstensson A., Karlsson J. : Fatigability and fiber composition of human skeletal muscle, *Acta. Physiol. Scand.*, 98; 318~322, 1976.
- Thorstensson A., Nilsson J. : Trunk muscle strength during constant velocity movements, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 14; 61~68, 1982.
- Timm K. E. : Isokinetic lifting simulation : A normative data study, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 9; 156~166, 1988.
- Williams M., Statzman L. : Strength variation through the range of joint motion, *The Physical Therapy Review*, 39; 145~152, 1989.