

중력의 영향에 따른 슬관절 굴곡근과 신전근의 등속성운동 평가

대구대학교 대학원 재활치료학과 물리치료전공

채 윤 원

정 동 훈

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

김 진 상

Isokinetic Evaluation of Knee Flexors and Extensors on the Effect of Gravity

Chae, Yun-Won, P.T., Jeong, Dong-Hun, P.T.

Dept. of Physical Therapy, Graduate School, Taegu University

Kim, Jin-Sang, Ph.D., DVM

Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Taegu University

<Abstract>

Since isokinetic exercise can give an evaluation of muscle strength with great accuracy and objectively, it is widely used as the one of the important methods for evaluation of muscle performance. The purpose of this investigation was to compare values uncorrected for gravity with values corrected for gravity and to determine the effect of making this correction on knee flexors and extensors at three speeds. This investigation measured values isokinetically at 60°/sec, 120°/sec, and 180°/sec in 14 male and 17 female university students. The gravity effect torque(GET) is the torque resulting from the effect of gravity on the combined weight of the leg and dynamometer arm. The GET was added to the measured extensors peak torque and subtracted from the flexors peak torque to yield gravity corrected values. Failure to consider GET greatly underestimated extensors torque and overestimated flexors torque. Physical therapists must remember the importance of making the gravity correction in patients with reduced torque output where the gravitational torque is a greater percentage of the measured torque to ascertain correctly the relative strength of antagonists inversely affected by gravity.

I. 서론

근력은 수의적 노력에 의해 최대의 힘을 발휘할 수 있는 근육의 생리학적 능력이며(Knapik, 1983) 성별, 나이, 검사위치, 수축의 형태 등과 같은 많은 요소에 의해 영향을 받는 하나의 복잡한 현상이다(Murray, 1980; Appen & Duncan, 1986; Barr & Duncan, 1988; Fillyaw 등 1986). 근력의 평가에는 등척성운동, 등장성운동, 등속성운동에 의한 방법이 있으며 등척성운동은 관절의 움직임 없는 운동으로서 고정된 저항에 대해 근육이 수축함으로써 최대장력에 가까운 장력을 낼 수 있으나 운동시 취한 관절의 각도 주위에서만 근력의 증가를 나타내고, 등장성운동은 물건을 들어올릴 때와 같이 일정한 무게를 관절의 전 관절가동범위에 걸쳐 움직이기 위해서는 가동범위중 가장 근력이 약한 부분에서의 하중(load)을 선택하여 운동을 실시하여야 하므로 근력이 가장 약한 부분에서는 최대 수축을 하지만 그 외 관절각도에서는 최대수축을 발휘하지 못한다(Smith & Whitley, 1963; Doss & Karpovich, 1965; Calson, 1970; Knapik & Ramos, 1980). 그러나 등속성운동이 가장 객관적이고 정확하게 평가할 수 있다는 사실이 1967년 Hislope과 Perrine(1967)에 의해 그 개념이 소개되고 Thistle 등(1967)에 의해 증명되었다. 등속성운동은 등장성운동이나 등척성운동과 달리, 근육의 힘과 지구력 및 관절운동 범위를 객관적으로 측정할 수 있으며, 근력에 대해서 외적 저항을 줌으로써 일정한 운동 속도를 유지하게 하며 등장성운동에서 볼 수 있는 관성의 영향(Williams & Statzman, 1959)을 받지 않고 전 관절운동범위에서 최대의 힘을 낼 수 있기 때문에 오늘날 등속성운동은 근골격계 손상에 대한 재활치료에 있어서 안전하고 효과적인 운동치료 방법의 하나로 인정되어 널리 시행되고 있으며 스포츠의학 분야에 있어서 선수관리와 기록향상에 있어 매우 중요한 역할을 하고 있다(Lateur 등, 1972; Thistle & Hislop, 1967; Zakas 등, 1995).

등속성운동의 측정에 있어 대상자에 따라 영향을 미치는 요인에는 나이, 성, 체중, 이전의 운동배경, 장애, 그리고 우세 사지(limb dominance) 등이 있으며, 측정의 결과를 다양하게 변화시킬 수 있는 검사 조건에는 운동의 범위, 근수축의 형태(구심성, 원심성, 등속성, 등척성, 등장성), 검사전 절차(워밍업, gravity-correction, 시각위치, 안정성, 중심축 정렬, 지렛대팔 길이, 사전부하), 검사 상황

(속도, 검사의 횟수, 휴식 간격, 피드백), 자료의 분석 형태 등이 있다(Goslin, 1979; Seeds 등, 1989; Kannus & Jarvinen, 1990; Keating & Matyas, 1996).

신경근계의 수행에 있어 중력의 영향(effect for gravity)은 실험 적용과 임상적 평가에서 측정되어야 하며, 슬관절 신전근과 굴곡근의 수행에 의해 기록된 최대 우력(maximal torque)을 비교해 보면 하지와 기체의 무게에 의한 Gravity effect torque(GET)에 의해 슬관절 굴곡근은 과대 평가되고 신근은 과소 평가된다(Winter 등, 1981; Nelson & Duncan, 1983). 그리고 중력의 영향을 고려하였을 때 대퇴사두근의 우력(torque) 수치는 증가하고 슬관절의 우력(torque) 수치는 감소하게 된다(Appen & Duncan 1986, Barr & Duncan 1988, Fillyaw 등 1986). Richard(1981)는 중력의 효과를 고려한 상태에서 신근에 대한 굴곡근의 비율을 빠르게 그리고 느린 등속성운동에서 측정하였다. 그러나 다양한 속도의 등속도운동에서 수행한 슬관절 굴곡근과 신근의 최대 우력(peak torque)과 그 비율의 계산에서 중력의 효과를 고려하였을 때 GET의 변화는 충분히 조사되지 못했다. 임상적으로 올바른 예방 교육이나 재활 프로그램을 계획하는데 있어 물리치료사는 슬관절 굴곡근과 신전근 사이의 관계적 특성을 알아야 하며 등속성운동의 속도 변화에 의해 굴곡근과 신전근의 관계에 어떻게 영향을 미치는지 이해해야 한다. 그러나 우리나라에서는 아직 Cybex기계를 이용한 등속성 운동 검사나 치료가 활발히 시행되지 못하고 있는 실정이며 대부분이 단순한 근력평가에 그치고 있는 실정이다(강세윤 등, 1986; 김진호 와 김상범, 1987).

본 연구의 목적은 슬관절 굴곡근과 신전근에 대해 60°/sec, 120°/sec, 그리고 180°/sec의 세 속도에서 등속도 운동을 실시하여 그 특성을 알아보고, 중력의 영향을 고려하였을 때와 중력의 영향을 고려하지 않았을 때의 수치를 비교하여 그 특징과 차이점을 알아보고자 한다.

II. 연구대상 및 방법

연구 대상자는 이 연구를 위해 자원한 대구대학교 물리치료학과에 다니는 재학생 중에서 정상적인 일상생활을 하고 있으며 과거에 슬관절에 대한 병력이 없고 오른 쪽 하지가 우세 하지(dominant limb)인 남자 14명과 여자 17명을 대상으로 하였다.

대상자 전원에게 대하여 등속성운동 측정 기구인 Cybex NORM Testing and Rehabilitation System을 사용

Table 1. Gravity Corrected and Uncorrected Mean Peak Torque and Angle of the Peak Torque in Male Subject(n=14)

	Peak Torque(Nm)		Angle of Peak Torque(°)	
	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected
Flexor				
60°/sec	119.2±28.7	103.4±23.0*	28.2±8.5	32.5±15.5
120°/sec	101.9±26.0	90.9±19.0*	34.4±9.3	32.3± 8.6
180°/sec	88.3±18.9	75.9±15.3**	36.4±8.4	40.2±10.7
Extensor				
60°/sec	154.6±37.9	172.3±33.6**	69.3±8.0	66.9± 5.4
120°/sec	116.6±25.8	131.8±25.1**	64.8±6.5	61.1± 5.1
180°/sec	93.6±20.5	104.9±18.2**	60.5±5.3	58.1± 4.6

Values are given as mean and standard deviation
*p<0.05, **p<0.01

하여 우측 슬관절에 대해 60°/sec, 120°/sec, 그리고 180°/sec의 운동 속도로 중력의 영향을 고려하지 않은 상태에서 서의 굴곡근과 신전근에 대한 최대우력(peak torque), 최대우력의 각도(angle of peak torque), 일의 총량(total work), 평균 일률(average power), 신전근의 최대우력에 대한 굴곡근의 최대우력비(H/Q Ratio) 그리고 중력의 영향을 고려하였을 때 각각의 수치의 변화를 측정하였다.

대상자를 검사대 위에 앉힌 후 정확한 측정을 위하여 상체와 검사측 대퇴 그리고 반대측 하지를 고정하고 팔은 가슴위에 교차되도록 위치 시켰다. 검사기구와 대상자의 위치는 Cybex NORM Testing and Rehabilitation System에 나와 있는 대로 고정하였고 다만 하퇴 길이만 대상자에 맞게 고정하여 기계의 운동축과 슬관절의 운동축이 일치되도록 하고, dynamometer의 input arm과 하퇴부가 평행되도록 하였으며 하퇴의 고정 패드를 양측과 골상부에 고정하였다. 그리고 측정시 최대 능력이 발휘되도록 측정의 목적과 기구의 작동원리, 측정순서 및 방법에 대해 대상자에게 자세히 설명한 후 각 검사마다 2회의 예비 운동을 지시하였다.

검사시 먼저 중력의 효과를 고려하지 않고 60°/sec, 120°/sec, 그리고 180°/sec의 속도로 슬관절의 굴곡과 신전운동을 최대한의 힘으로 5회 반복하도록 하였으며 각 속도마다 2분의 휴식을 주었고 30분의 휴식후 우력에 영향을 미치는 중력을 수정한 후 똑같은 방법으로 측정하였다. 슬관절의 운동 범위는 90도로 고정하였고 운동은 굴곡상태에서 시작하여 신전 후 다시 굴곡되어 제 위치에 올 때까지를 1회 운동으로 하였다.

중력의 영향을 고려하지 않은 상태와 중력의 영향을 고려한 상태하의 측정값은 평균을 구하였고 그 변화를 비교하기 위해 t-test를 실시하였다. 자료처리는 SPSS 7.5

for Win을 이용하였다.

III. 결 과

우력(torque)은 회전외의 관절 축에서 생산된 힘(force)을 나타내며 중력의 영향을 고려하지 않았을 때와 중력의 영향을 고려하였을 때 남자의 최대 우력(peak torque)은 60°/sec의 굴곡근에서 각각 119.2 Nm, 103.4 Nm이었고 이때의 관절 각도는 28.2°, 32.5°이었으며, 신전근에서는 154.6 Nm, 172.3 Nm이었고 관절 각도는 69.3°, 66.9°이었다. 120°/sec에서의 굴곡근은 101.9 Nm, 90.9 Nm이었고 관절 각도는 34.4°, 32.6°이었으며, 신전근에서는 116.6°/sec, 131.8°/sec이었고 관절 각도는 64.8°, 61.1°이었다. 180°/sec의 굴곡근은 88.3 Nm, 75.9 Nm이었고 관절 각도는 36.4°, 40.2°이었으며, 신전근에서는 93.6 Nm, 104.9Nm이었고 관절각도는 60.5°, 58.1°이었다(Table 1).

여자에 있어 중력의 영향을 고려하지 않았을 때와 중력의 영향을 고려하였을 때의 최대 우력은 60°/sec의 굴곡근에서 각각 56.8 Nm, 46.7 Nm이었고 이때의 관절 각도는 30.5°, 35.6°이었으며, 신전근에서는 90.9 Nm, 95.4 Nm이었고 관절 각도는 58.1°, 55.9°이었다. 120°/sec에서의 굴곡근은 47.9 Nm, 37.8 Nm이었고 관절 각도는 36.1°, 39.5°이었으며, 신전근에서는 62.1°/sec, 68.2°/sec이었고 관절 각도는 58.6°, 57.8°이었다. 180°/sec의 굴곡근은 40.5 Nm, 31.1 Nm이었고 관절 각도는 33.8°, 35.5°이었으며, 신전근에서는 48.8 Nm, 55.1Nm이었고 관절 각도는 59.2°, 58.4°이었다(Table 2).

최대 우력은 속도가 증가함에 따라 남녀 모두 굴곡근과 신전근에서 감소를 보였으며 관절의 각도는 속도가

Table 2. Gravity Corrected and Uncorrected Mean Peak Torque and Angle of the Peak Torque in Female Subject(n=17)

	Peak Torque(Nm)		Angle of Peak Torque(°)	
	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected
Flexor				
60° /sec	56.8±13.1	46.7±11.5**	30.5± 8.6	35.6±14.9
120° /sec	47.9±10.2	37.8±11.0*	36.1±10.5	39.5±13.7
180° /sec	40.5± 8.7	31.1±11.1**	33.8± 8.9	35.5±12.8
Extensor				
60° /sec	90.9±17.5	95.4±15.2**	58.1± 9.7	55.9±10.5
120° /sec	62.1±13.1	68.2±12.0**	58.6± 8.1	57.8± 8.3
180° /sec	48.8± 9.8	55.1± 9.4**	59.2± 6.6	58.4± 4.2

Values are given as mean and standard deviation
*p<0.05, **p<0.01

Table 3. Gravity Corrected and Uncorrected Total Work in Male Subject(n=14)

	Flexor		Extensor	
	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected
60° /sec	136.6±32.9	118.1±26.6*	145.1±33.1	167.3±35.0**
120° /sec	1418.6±28.6	104.1±21.8*	113.9±27.7	135.1±30.0*
180° /sec	101.0±20.0	85.1±19.0*	94.0±22.7	110.1±21.3*

Values are given as mean and standard deviation(J)
*p<0.05, **p<0.01

Table 4. Gravity Corrected and Uncorrected Total Work in Female Subject(n=17)

	Flexor		Extensor	
	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected
60° /sec	65.8±15.9	53.1±13.2**	88.5±17.3	94.0±13.7**
120° /sec	55.6±12.2	42.8±13.9*	63.8±12.4	72.3±10.8*
180° /sec	46.4±10.9	34.2±13.8**	50.2±11.5	59.8±10.2*

Values are given as mean and standard deviation(J)
*p<0.05, **p<0.01

증가함에 따라 증가하였다. 중력의 영향을 고려함에 따라 굴곡근에서는 감소를 신전근에서는 증가를 보여 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

일의 총량(total work)은 반복운동을 하는 동안 적용된 힘에 최선의 거리를 곱한 것을 말한다. 중력의 영향을 고려하지 않았을 때와 중력의 영향을 고려하였을 때 남자는 굴곡근에서 60° /sec의 일의 총량은 각각 136.6 J, 118.1 J이었고 120° /sec에서는 118.6 J, 104.1 J이었으며 180° /sec에서는 101.0 J, 85.1 J이었다. 신전근에서 60° /sec의 일의 총량은 145.1 J, 167.3 J이었고 120° /sec에서는 113.9 J, 135.1 J이었으며 180° /sec에서는 94.0 J, 110.1 J이었다(Table 3).

여자에 있어 굴곡근에서 60° /sec의 일의 총량은 65.8 J, 53.1 J이었고 120° /sec에서는 55.6 J, 42.8 J이었으며

180° /sec에서는 46.4 J, 34.2 J이었다. 신전근에서 60° /sec의 일의 총량은 88.5 J, 94.0 J이었고 120° /sec에서는 63.8 J, 72.3 J이었으며 180° /sec에서는 50.2 J, 59.8 J이었다(Table 4).

일의 총량에 있어 굴곡근은 속도가 증가함에 따라 감소를 보였고 신전근에서는 증가를 보였다. 중력의 영향을 고려하였을 때 굴곡근에서는 감소를 신전근에서는 증가를 보여 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

평균 일률(average power)은 단위시간에 근육이 할 수 있는 일을 나타내며 중력의 영향을 고려하지 않았을 때와 중력의 영향을 고려하였을 때 남자에 있어 굴곡근이 60° /sec에서는 83.7 Watts, 71.1 Watts이었고 120° /sec에서는 125.1 Watts, 110.4 Watts였으며 180° /sec에서는 148.0 Watts, 126.7Watts였다. 신전근에 있어 60° /sec에

Table 5. Gravity Corrected and Uncorrected Average Power in Male Subject(n=14)

	Flexor		Extensor	
	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected
60° /sec	71.1±14.9	83.7±21.4	107.4±20.0	91.7±19.3
120° /sec	110.4±25.7	125.1±30.8*	160.7±35.0	138.2±46.5
180° /sec	126.7±25.5	148.0±33.1**	183.5±41.9	147.8±30.2

Values are given as mean and standard deviation(Watts)
*p<0.05, **p<0.01

Table 6. Gravity Corrected and Uncorrected Average Power in Female Subject(n=17)

Gravity Uncorrected	Flexor		Extensor		60° /sec
	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	120° /sec	
30.0± 7.59	37.7± 9.2**	56.5± 9.1	56.3±12.9**	120° /sec	
44.2±13. 9	57.5±14.8*	81.9±19.3	73.1±16.0**	180° /sec	
47.2±18. 8	65.3±17.3**	95.3±22.4	82.9±21.6**		

Values are given as mean and standard deviation(Watts)
*p<0.05, **p<0.01

Table 7. Gravity Corrected and Uncorrected Peak Torque of Hamstring to Quadriceps Ratio(H/Q Ratio)

	Male(n=14)		Female(n=17)	
	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected	Gravity Uncorrected	Gravity Corrected
60° /sec	79.0±13.5	65.0±10.1*	61.8±13.5	50.4±10.0*
120° /sec	88.5±22.2	75.4±20.6*	75.8±16.3	57.2±12.9
180° /sec	97.1±24.0	78.2±24.6*	82.9±19.5	59.4±16.7*

Values are given as mean and standard deviation(%)
*p<0.05

서는 91.7 Watts, 107.4 Watts이었고 120°/sec에서는 138.3 Watts, 160.7 Watts였으며 180°/sec에서는 147.8 Watts, 183.5Watts였다(Table 5).

여자에 있어 굴곡근이 60°/sec에서는 37.7 Watts, 30.0 Watts이었고 120°/sec에서는 57.5 Watts, 44.2 Watts였으며 180°/sec에서는 65.3 Watts, 47.2Watts였다. 신전근에 있어 60°/sec에서는 56.3 Watts, 56.5 Watts이었고 120°/sec에서는 73.1 Watts, 81.9 Watts였으며 180°/sec에서는 82.9 Watts, 95.2Watts였다(Table 6).

평균 힘에 있어 속도가 증가함에 따라 증가함을 보였고 중력을 고려하였을 때는 감소하는 것을 보였으나 남자의 굴곡근에서 60°/sec와 신전근 모두에서는 통계학적으로 유의한 차이가 없었고 여자의 경우에 있어서는 모두 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

신전근의 최대우력에 대한 굴곡근의 최대우력비(H/Q Ratio)는 남자에서 중력의 영향을 고려하지 않았을 때와 고려하였을 때 60°/sec에서는 각각 79.0%, 65.0%였으며 120°/sec에서는 88.5%, 75.4%였고 180°/sec에서는 97.

1%, 78.2%였다. 여자에서는 60°/sec에서 61.8%, 50.4%였으며 120°/sec에서 75%, 57.2%였고 180°/sec에서 82.9%, 59.4%를 보였다(Table 7).

중력의 영향을 고려하진 안하진 간에 속도가 증가함에 따라 신전근의 최대우력에 대한 굴곡근의 최대우력비는 증가하였고, 중력의 영향을 고려하였을 때는 감소하는 경향이 있었으며 여자의 120°/sec에서 얻은 값을 제외하고 다른 모두에서 통계학적으로 유의하였다.

IV. 고 찰

등속성 운동이란 미리 정해진 일정한 운동속도에서 운동을 하고 또한 정해진 속도에 따라 저항이 변화되며(Hislop & Perrin, 1967), 등속성 운동이 등장성 운동이나 등척성 운동보다 근력 강화에 더 뛰어난 효과를 볼 수 있다고 하였다(Thistle, 1967). 등속성 운동 검사는 근력을 객관적으로 평가 할 수 있어 근골격계 및 신경 손상환자의 재활 치료중 그 결과를 평가하는데 많은 도움을 주

고 있으며 스포츠의학 분야에서도 중요한 역할을 하고 있다.

동속성 운동기구를 이용한 근력 검사는 객관적이며 매우 중요한 근력평가 방법의 하나로 널리 이용되고 있다. 관절운동범위를 통해 장력을 생산하는 근육의 능력을 동적 수축(dynamic contraction)이라 하며 근육은 그 길이가 길어지거나 짧아짐으로써 동적 장력(dynamic tension)을 생산할 수 있다(Perrin, 1993). 본 연구에서는 근 길이가 짧아지는 구심성 수축(concentric contraction)을 이용한 근력을 측정하였다. Cybex NORM Testing and Rehabilitation System을 통해 비교적 정확한 최대 우력과 그 우력의 각도를 알 수 있으며 그 근육이 수행한 일의 총량과 평균 일률을 비교적 정확하게 얻을 수 있었다.

우력은 회전의 관절축(joint's axis of rotation)에서 생산된 힘을 나타내며 연령, 성별, 속도, 중력의 영향에 의해 차이가 나게 된다(Alexander & Molnar, 1973; Borges 1989). 중력의 영향을 고려하지 않는다면 하지의 측정 기구의 무게를 이기고 신전을 하게 되고 굴곡시에는 중력에 의해 이러한 무게의 도움으로 운동을 하게 된다(Winter 등, 1981; Nelson & Duncan, 1983). 따라서 슬관절의 신전근은 과소 평가 되는 반면 굴곡근은 과대 평가 된다. 동속성 검사 동안 속도가 증가함에 따라 중력의 영향이 고려되지 않던간에 최대 우력은 감소함을 보였다(Osrening, 1975; Gilliam 등, 1979; Wyatt & Edward, 1981). 본 연구의 결과는 이전의 연구와 동일하였으며 이런 최대우력의 감소는 각각의 속도에서 운동 단위의 신경학적 활동 양상이 다름에 의해 기여한다고 보고했다(Barnes, 1980).

본 연구에서 속도를 60°/sec로 했을 때를 이전의 연구와 비교해 보면 20대의 남자의 굴곡근 최대 우력은 중력의 영향을 고려하지 않았을 때와 고려했을 때 각각 평균 119.3Nm, 103.4Nm 이었으며 여자에서는 56.8Nm, 46.7Nm로서 중력의 영향을 고려하지 않았을 때 남자에서 102Nm, 여자에서는 57.1Nm라고 보고한 Nicholas 등(1989)과 비교하면 남자에서는 조금 높았고 여자에서는 매우 유사하였으며 남자는 133.6Nm, 여자는 85Nm 라고 한 Lucca(1989)의 보고 보다는 낮은 것으로 나왔다. 중력의 영향을 고려하였을 때 남자는 87Nm, 여자는 47.6Nm 이라고 한 강(1986)등의 보고 보다는 높게 나왔다.

수축하는 근육의 역학적 특성에 대한 정보를 제공하기 위해 최대 우력의 각도는 이용된다. Froese와 Houston(1985)과 Knapik 등(1983)에 의하면 슬관절의 신전과 굴

곡동안 속도가 증가함에 따라 최대 우력은 운동 범위의 후반부에서 발생한다고 하였고 Scudder(1980)는 뚜렷한 변화가 없다고 보고하여 본 연구에서는 Scudder의 보고와 일치하였다.

일(work)은 적용된 힘에 회전의 거리를 곱한(applied force × distance of rotation) 것을 말하며 일률(power)은 단위 시간에 근육이 할 수 있는 능력을 말한다(Perrin, 1993). 일의 총량은 최대 우력과 같이 슬관절 굴곡과 신전동안 중력의 영향을 고려하던 안하던간에 속도가 증가함에 따라 감소하는 것을 보였고 평균 일률은 증가함을 보였다. 운동의 반복 횟수의 차이에 의해 이전의 연구와는 비교할 수 없었다.

상반되는 근육의 비는 그 관절주위의 근육의 균형과 불균형의 지표가 되며 슬관절은 인체에서 가장 크고 복잡한 관절중의 하나이고 정상기능이 손상예방에 중요하기 때문에 슬관절에서 신전근의 최대우력에 대한 굴곡근의 최대우력비 또한 동속성 운동평가에서 중요한 기준 척도 중에 하나가 된다(Gilliam, 1979). 이 비율 또한 연령, 성별, 활동도, 검사속도, 중력 등의 영향을 받는다(Appen & Duncan, 1986, Barr & Duncan, 1988, Fillyaw 등 1986). Appen과 Duncan(1986)은 중력의 영향을 고려했을 때와 고려하지 않았을 때의 최대우력비는 모든 속도에서 뚜렷한 차이가 있었으며 속도가 증가하였을 때도 그 비율은 증가하였다. Fillyaw 등(1986)은 중력의 영향을 고려한 상태에서 시행한 실험에서는 속도의 증가에 따라 감소함을 보였다. 본 연구에서는 속도의 증가에 따라 신전근에 대한 굴곡근의 비율은 증가하였으므로 Appen 과 Duncan의 보고와 일치한다.

중력의 영향을 고려하여 측정하였을 때는 고려하지 않았을 때에 비해 슬관절 신전근 우력은 더 크게 나오며 슬관절 굴곡근 우력은 더 낮게 나오게 되며 이러한 영향에 의해 슬관절 신전근의 최대 우력에 대한 굴곡근의 최대 우력비에 영향을 미치게 된다. Appen과 Duncan(1986)은 남자 대학생 육상 선수를 대상으로 한 실험에서 60°/sec, 180°/sec의 속도를 주었을 때 중력의 영향을 고려하지 않았을 때는 64%, 79%의 신전근에 대한 굴곡근의 비율을 보였고 중력의 영향을 고려하였을 때는 54%, 60%의 비율을 보였고 본 연구에 얻은 79.0%, 97.1% 그리고 65%, 78%에 비해 다소 낮은 경향이 있으나 Appen과 Duncan의 연구는 하지의 근육을 많이 사용하는 육상 선수를 대상으로 하였기 때문에 슬관절 굴곡근과 신전근의 고른 사용으로 중력의 영향을 고려 하였을 때는 그 비율이 비

교적 낮게 나왔다. Richard(1981)는 여자를 대상으로 중력의 영향을 고려하였을 때 180°/sec에서 60%라고 보고하여 57%가 나온 본 연구와 거의 유사하였다.

V. 결 론

본 연구는 중력의 영향에 따른 슬관절 근육의 차이를 규명하고자 등속성운동 측정 기구의 하나인 Cybex NORM Testing and Rehabilitation System를 이용하여 20대 정상 성인을 대상으로 슬관절 굴곡과 신전 운동을 실시하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 중력의 영향을 고려하였을 때의 굴곡근 최대우력값은 중력의 영향을 고려하지 않은 굴곡근 최대우력값보다 감소하였다($p < 0.05$, $p < 0.01$).
- 2) 중력의 영향을 고려하였을 때의 신전근 최대우력값은 중력의 영향을 고려하지 않은 신전근 최대우력값보다 증가하였다($p < 0.05$, $p < 0.01$).
- 3) 중력의 영향을 고려하였을 때의 굴곡근 일의 총량은 중력의 영향을 고려하지 않은 굴곡근 일의 총량보다 감소하였다($p < 0.05$, $p < 0.01$).
- 4) 중력의 영향을 고려하였을 때의 신전근 일의 총량은 중력의 영향을 고려하지 않은 신전근 일의 총량보다 증가하였다($p < 0.05$, $p < 0.01$).
- 5) 중력의 영향을 고려하였을 때 신전근의 최대우력에 대한 굴곡근의 최대우력비는 중력의 영향을 고려하지 않은 최대우력비보다 감소하였다($p < 0.05$).

참 고 문 헌

1. 김진호, 김상범, 안용팔 : 한국 정상 성인의 슬관절 신근 및 굴곡근에 대한 등속성운동 평가 11(2) : 172-183, 1987.
2. 강세운, 정양기, 안용팔 : 20대 건강한 청년의 슬관절 신전근 및 굴곡근에 대한 등속성 운동검사. 대한재활의학회지 10(2) : 116-123, 1986.
3. Alexander J, Molnar GE : Muscular strength in children : Preliminary report on objective standards : Arch Phys Med Rehabil 54 : 424-427, 1973.
4. Appen L, Duncan PW : Strength relationship of the knee musculature : Effects of gravity and sport : J Orthop Sports Phys Ther 7 : 232-235, 1986.
5. Barnes WS : Relationship of motor-unit activation to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities : Phys Ther 60 : 1152-1158, 1980.
6. Barr AE, Duncan PW : Influence of position on knee flexor peak torque : J Orthop Sports Phys Ther 9 : 279-283, 1998.
7. Borges O : Isometric and Isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70 : Scand J Rehab Med 21 : 45-53, 1989.
8. Carlson RB : Relationship between isometric and isotonic strength : Arch Phys Med Rehabil 51 : 176-179, 1970.
9. de Lateur B, Lehmann JF, Warren CG, Stonebridge J, Funita G, Cokelet, K, Egbert H : Comparison of effectiveness of isokinetic and isotonic exercise in quadriceps strengthening : Arch Phys Med Rehabil 53 : 60-64, 1972.
10. Doss WS, Karpovich PV : Comparison of concentric, eccentric, and isometric strength of elbow flexor : J Appl Physiol 20 : 351-353, 1965.
11. Fillyaw M, Bevins T, Fernandez L : Importance of correcting isokinetic peak torque for the effect of gravity when calculating knee flexor to extensor muscle ratio : Phys Ther 66 : 23-29, 1986.
12. Froese EA, Houston ME : Torque-velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis : J Appl Physiol 59 : 309-314, 1985.
13. Gillian TB, Sady SP, Freedson PS, Villanacci J : Isokinetic torque levels for high school football players : Arch Phys Med Rehabil 60 : 110-114, 1979.
14. Goslin BR, Charteris J : Isokinetic dynamometry : normative data for clinical use in lower extremity (knee) cases : Scand J Rehabil Med 11 : 105-109, 1979.
15. Hislop JH, Perrine JJ : The isokinetic concept of exercise : Phys Ther 47 : 114-117, 1967.
16. Kannus P, Jarvinen M : Knee flexor/extensor strength ratio in follow-up of acute knee distortion injuries : Arch Phys Med Rehabil 71 : 38-41, 1990.
17. Keating JL, Matyas TA : The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles : Phys Ther 76(8) : 866-889, 1996.
18. Knapik JJ, Ramos MU : Isokinetic and isometric torque relationships in human body : Arch Phys

- Med Rehabil 61 : 64-67, 1980.
19. Knapik JJ, Wright JE, Mawdsley RH, Braun JM : Isokinetic, Isometric and Isotonic Strength Relationship : Arch Phys Med Rehabil 64 : 77-80, 1983.
 20. Lucca JA, Kline KK : Effects of upper and lower limb preference on torque production in the knee flexors and extensor : J Orthop Sports Phys Ther 11 : 202-207, 1989.
 21. Murray MP, Gardner GM, Mollinger LA, Sopic SB : Strength of Isometric and Isokinetic Contractions : Arch Phys Med Rehabil 60 : 412-419, 1980
 22. Nelson SG, Duncan PW : Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity : Phys Ther 63 : 674-676, 1983.
 23. Nicholas JJ, Robinson LR, Logan A, Robertson R : Isokinetic testing in young nonathletic able-bodied subject : Arch Phys Med Rehabil 70 : 210-213, 1989.
 24. Osterling LR : Optimal isokinetic loads and velocities producing muscular power in human subject : Arch Phys Med Rehabil 56 : 152-157, 1975.
 25. Perrin DH : Isokinetic Exercise and Assessment : Human Kinetic Publishers : 1993.
 26. Richards D : Dynamic strength characteristics during isokinetic knee movements in health women : Physiotherapy Canada 33 : 141-149, 1981.
 27. Scudder GN : Torque curves produced at the knee during isometric and isokinetic exercise : Arch Phys Med Rehabil 61 : 68-73, 1980.
 28. Seeds R, Levene J, Goldberg H : Normative data for Isostation B100 : J Orthop Sports Phys Ther 9 : 141-155, 1987.
 29. Smith LE, Whitley JD : Relation between muscular force of limb, under different starting conditions and speed of movement : Res Q 34 : 489-496, 1963.
 30. Thistle HG, Hislop HJ, Maffrid M, Lowman EW : Isokinetic contraction : A new concepts of resistive exercise : Arch Phys Med Rehabil 48 : 279-282, 1967.
 31. William SM, Stutzman L : Strength variation through the range of motion : Phys Ther 39 : 145-152, 1959.
 32. Winter DA, Wills RP, Orr GW : Errors the use of isokinetic dynamometers : Eur J Appl Physiol 46 : 397-408, 1981.
 33. Zakas A, Mandroukas K, Vamvakoudis E, Christoulas K, Aggelopoulou N : Peak torque of quadriceps and hamstring muscle in basketball and soccer player of different division : J Sports Med Phys Fitness 35(3) : 199-205, 1995.