

쪼그려 들기와 허리 굽혀 들기 시 하지관절 움직임과 요추 전만에 관한 생체역학적 분석

Biomechanical Analysis of Lower Limb Joint Motions and Lumbar Lordosis during Squat and Stoop Lifting

황선홍¹, 김영은², 김영호³

Seon hong Hwang¹, Young eun Kim² and Young ho Kim³

1 연세대학교 대학원 의공학과 (Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Yonsei Univ.)

2 단국대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Dankook Univ.)

3 연세대학교 의공학부 (Department of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.)

✉ Corresponding author: younghokim@yonsei.ac.kr, Tel: 033-760-2859

Manuscript received: 2008.3.21 / Revised: 2008.4.23 / Accepted: 2008.8.18

In this study, lower extremity joint kinematics and kinetics and lumbar lordosis were investigated for two different symmetrical lifting techniques(squat and stoop) using the three-dimensional motion analysis. Twenty-six male volunteers lifted boxes weighing 5, 10 and 15kg by both squat and stoop lifting techniques. There were not significant differences in maximum lumbar joint moments between the two techniques. The hip and ankle contributed the most part of the support moment during squat lifting, and the knee flexion moment played an important role in stoop lifting. The hip, ankle and lumbar joints generated power and only the knee joint absorbed power in the squat lifting. The knee and ankle joints absorbed power, the hip and lumbar joints generated power in the stoop lifting. The bi-articular antagonist muscles' co-contraction around the knee joint during the squat lifting and the eccentric co-contraction of the gastrocnemius and semitendinosus were found to be important for straightening up during the stoop lifting. At the time of lordotic curvature appearance in the squat lifting, there were significant correlations in all three lower extremity joint moments with the lumbar joint. Differently, only the hip moment had significant correlation with the lumbar joint in the stoop lifting. In conclusion, the knee extension which is prominent kinematics during the squat lifting was produced by the contributions of the kinetic factors from the hip and ankle joints(extensor moment and power generation) and the lumbar extension which is prominent kinematics during the stoop lifting could be produced by the contributions of the knee joint kinetic factors(flexor moment, power absorption, bi-articular muscle function).

Key Words: Lifting (들기), Squat Lifting (쪼그려 들기), Stoop Lifting (허리굽혀 들기), Low Back Pain (요통), Joint Moment (관절모멘트), Support Moment (지지 모멘트), Joint Power (관절 일률), Lumbar Lordosis (요추전만)

1. 서론

요통은 산업현장에서 많은 사회적 비용을 지불하게 하는 유병률이 높은 산업재해 질환 중 하

나이며 성인인구의 80% 이상이 일생 동안 적어도 한 번은 경험하는 질환이다.¹ 미국성인의 5%에 달하는 인구가 매년 요통을 경험하며,² 미국 직장인 남녀의 연간 요통 유병률이 각각 44%, 48.2%에 달

하고 3 개월 이상 만성요통환자는 남녀 각각 16% 와 17.9%로 나타났다.³

자동화 시스템의 발전으로 작업장 환경이 많이 개선되어 기계나 로봇이 인간을 대신하여 대부분의 힘들고 위험한 일들을 해주고 있으나 산업현장 뿐만 아니라 일상생활에서 여전히 도수운반(manual handling) 작업은 피할 수 없는 인간의 활동영역이다. 도수운반 작업 중에서 들기(lifting)는 요통의 원인 중에서도 가장 높은 위험 요인(risk factor)을 가진 병인(etiology)으로 알려져 있다.⁶

최근 의료영상, 삼차원 동작분석, 근전도 분석, 근골격 시뮬레이션 등을 통하여 들기 동작에 대한 정량적이고 객관적인 분석이 시도되고 있다. van Dieen 등⁷ 은 쪼그려 들기(squat lifting)와 허리굽혀 들기(stoop lifting)에 관한 여러 생체역학적 연구들을 비교하여 쪼그려 들기 자세가 동역학적으로 유리하다고 할 수 없다고 보고하였다. Jager 와 Luttmann⁸ 은 삼차원 동역학 모델을 사용하여 요추 압력을 계산하였는데 하중의 크기와 들어올리는 속도, 가속도 등은 요추압력에 크게 영향을 미치지 않지만 요추 굴곡 정도는 거의 영향을 미치지 않는다고 보고하였다. Leon Straker⁹ 는 쪼그려 들기, 반-쪼그려 들기(semi-squat), 허리굽혀 들기의 세 가지 자세에 대한 생리학적, 정신적, 생체역학적, 임상적 증거들에 대한 고찰을 통해 금기시되었던 허리굽혀 드는 자세도 경우에 따라 장점이 있으며 각각의 자세는 모두 상황에 따라 장단점이 있다고 보고하였다. Burgess-Limerick¹⁰ 은 특정 자세를 제안하기보다 들기 작업을 수행함에 있어서 손상을 덜 받을 수 있는 방법에 대한 일반적인 지침을 제시하였다. 또한 한¹¹ 은 운수유통업의 운반자세에 대한 근력예측모델을 이용한 위험수준 파악에 대한 연구를 통해 무게보다는 작업자세가 요통재해를 유발할 수 있는 가능성이 더 크다고 보고하였다. 이러한 최근의 연구들을 종합해 보면 들기 동작은 상황에 따라 많은 변수들이 존재하고 서로 영향을 끼치므로 어떠한 한 자세가 절대적으로 유리하다고 단정할 수 없다. 따라서 물체의 무게, 들기 자세와 속도, 대칭성 등을 고려한 정확한 운동분석이 필요하다.

본 연구에서는 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기의 두 가지 방법으로 세 가지 무게의 상자를 들어 올리는 동안 요추부 전·후만 곡선 변화와 하지관절 및 요추관절의 운동학적, 운동역학적 특성을 측정, 분석함으로써 대칭적 들기 동작 시 요추부

의 손상을 방지하고, 부하를 경감시키기 위한 하지관절의 기능이 무엇인지 알아보려고 하였다.

2. 방법

2.1 실험대상

본 연구에서는 신경계 또는 근골격계에 질환이 없는 건강한 성인 남자 26 명을 피실험자로 선정하였다.

Table 1 Subject information (N=26)

		Mean ± S.D	range
나이	(세)	23.5 ± 0.76	22 ~ 24
몸무게	(kg)	66.5 ± 6.37	55.6 ~ 74.5
키	(cm)	172.1 ± 6.03	163.4 ~ 183.5
다리길이	왼쪽 (cm)	85.6 ± 4.53	78.0 ~ 94.0
	오른쪽 (cm)	85.7 ± 4.68	94.0 ~ 78.0
무릎너비	왼쪽 (cm)	11.1 ± 0.63	10.2 ~ 12.2
	오른쪽 (cm)	11.2 ± 0.59	10.2 ~ 12.3
발목너비	왼쪽 (cm)	7.51 ± 0.45	7.0 ~ 8.2
	오른쪽 (cm)	7.49 ± 0.44	7.0 ~ 8.2

2.2 실험방법

본 연구는 대칭적 들기 동작에 대하여 삼차원 동작분석을 실시하여 운동학적, 운동역학적 분석을 수행하였고, 개별근육의 근활성도는 삼차원 동작분석 장치와 동기화한 근전도 장치를 통하여 측정하였다.

2.2.1 삼차원 동작분석

6 대의 적외선 카메라(VICON Motion System Ltd., UK)와 2 개의 힘측정판(Kistler Instrumente AG, Switzerland), 그리고 근전도 시스템(MA 300, Motion Lab Systems Inc., USA)을 삼차원 동작분석시스템(VICON 612, Vicon Motion System Ltd., UK)에 동기화하여 피검자의 들기 동작을 측정, 분석하였다. 적외선 카메라는 120Hz, 힘측정판은 1080Hz 의 샘플링률로 데이터를 획득하였다.

피검자는 힘측정판 위에서 똑바로 선 자세에서 동작을 시작하였으며 피검자가 들어올리는 물체는 손잡이가 있는 상자(34×34×27.5cm)로 무게는 5, 10, 15kg 의 3 종류로 하였고, 들기 방법(자세)은 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기의 두 가지로 수행하도록 하였다. 동작구간은 상자에 부착한 마커

의 최저점을 시작으로 하고 최고점에 도달했을 때를 끝으로 설정하였다. 측정된 각 하지관절 모멘트는 역동역학 해석을 통하여 계산되었다.

쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 시 요추부 최대 모멘트를 비교하기 위하여 대응표본 평균검정 (paired t-test)를 시행하였고, 세 가지 무게를 들 때 최대 일률을 비교하기 위하여 윌콕슨 부호 순위검정 (Wilcoxon test)을 시행하였다. 또한, 요추전만이 발현될 때의 관절모멘트 비교를 위하여 3 집단 이상 중위수 비모수 검정방법인 Kruskal-Wallis 검정을 시행하였다.

2.2.2 마커 프로토콜

하지관절과 요추부(L5-S1) 관절 모멘트를 계산하기 위하여, Fig. 1 (a), (b)와 같이 피실험자의 양측 머리앞쪽 (forehead)과 뒤쪽 (back head), 빗장뼈 (clavicle) 사이, 7 번 경추(C7), 흉골(sternum)과 10 번 흉추(T10), 양측 어깨, 상박(upper arm), 주관절, 하박(lower arm), 손목, 손가락, 전상장골극(anterior superior iliac spine), 천추(sacrum), 대퇴(thigh), 슬관절, 정강뼈(tibia), 족관절의 외측복사뼈(lateral malleolus), 둘째 중족골두(second metatarsal head), 발뒤꿈치(heel) 등의 해부학적 위치에 총 30 개의 14mm 반사 마커(reflective marker)를 부착하였고, 요추의 전·후만 곡선을 분석하기 위하여 Fig. 1 (c)와 같이 척추를 따라 4 개의 마커(V1~V4: C7 마커와 T10 마커 사이, 그리고 T10 마커와 SACR 마커 사이에 등간격으로 2 개씩)를 추가로 부착하였다.

2.2.3 지지 모멘트

Winter¹² 는 고관절, 슬관절, 족관절의 세 관절 신전 모멘트를 합하여 지지 모멘트(support moment)라고 정의하고 각 관절 모멘트 값과의 상관관계, 지면반발력(ground reaction force)과의 상관관계를 분석함으로써 보행 중 하지의 안정적인 상체 지지 전략을 설명하였다. 본 연구에서는, Winter의 방법과는 달리, 신전모멘트뿐만 아니라 굴곡모멘트도 함께 합산하여 지지 모멘트를 계산하였다. 보행에서 지지 모멘트가 이동 중 넘어지지 않고 상체를 떠받치는 하지의 신전작용을 의미했다면, 들기 동안 지지 모멘트는 바닥에서 물건을 드는 초기 자세는 다르더라도 마지막에 물건을 들고 서 있는 중립위(neutral position)를 취하고, 유지하려는 하지 관절들의 굴곡, 신전 평형유지 작용을 의미한다. 따라서 허리굽혀 들기 시 과신전을 방지하고 중립위를 고수하려는 슬관절의 굴곡모멘트나 고관절에서 신전운동 말기에 관성력을 극복하기 위해 나타나는 작은 양의 굴곡모멘트도 무시하지 않고 음의 값 그대로 표현하였다.

2.2.4 동적 근전도

들기 동안 하지와 몸통 근육의 근활성도를 알아보기 위하여 복직근(rectus abdominis), 요추부 척추기립근(lumbar erector spinae), 외측광근(vastus lateralis), 반건양근(semi-tendinosus), 전경골근(tibialis anterior), 내측비복근(medial gastrocnemius)에 표면전극(MA-411)을 부착하여 동적 근전도(Dynamic

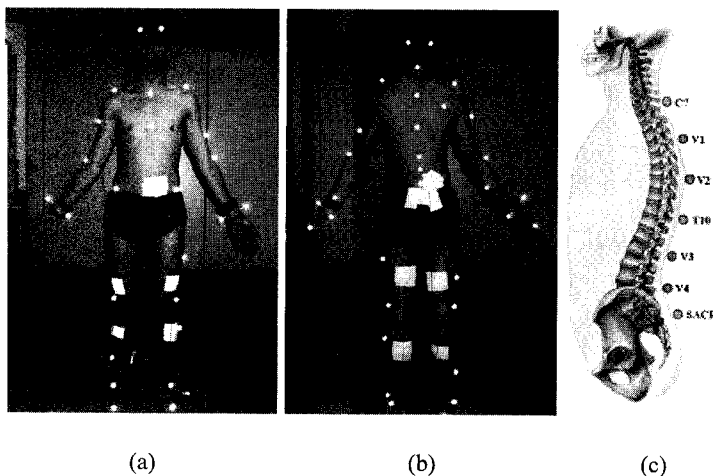


Fig. 1 Reflective markers and EMG electrodes placements

EMG)를 측정하였다.

근전도장치를 이용하여 측정된 근전도 데이터는 MyoResearch 1.06(Noraxon Inc., USA)과 MATLAB 7.1(Mathworks Inc., USA)을 이용하여 신호처리 하였다. 대역통과필터(80-250 Hz)를 사용하여 잡음을 제거한 후 50ms 간격으로 평균제곱근(root mean square, RMS)값을 얻었으며, 3Hz의 저역통과필터를 사용하여 선형 포락선(linear envelope) 처리하였다.¹³

2.2.5 요추곡선

들기 움직임에서 상체의 기울기(trunk inclination), 등 근육과 척추인대의 기전(mechanics of lower back muscle and posterior longitudinal ligament), 일률 전달(power transmission) 등이 척추곡선(spinal curvature), 특히 요추 전-후만 변곡 시점과 관련이 깊다는 선행연구들²²⁻²⁵의 결과를 근거로 본 연구에서도 요추곡선(lumbar curvature)이 변화하는 시점에서 하지와 요추부의 동역학적 변수들을 분석하였다.

Fig. 1 (c)에서 T10, V3, V4, SACR 4 개 마커의 X-Z 좌표를 선형보간(linear interpolation)하여 요추곡선을 만들었으며 이 곡선을 호로 하는 원의 중심을 찾아 요추 전만과 후만의 변곡 시점을 찾아내었다.

3. 결과

3.1 들기 높이와 시간

전체 평균 들기 시간은 $1.73 \pm 0.47s$, 높이는 $1.01 \pm 0.05m$ 로 측정되었으며 자세와 무게에 따라 유의한 차이는 없었다.

3.2 관절각

Fig. 2 는 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 두 가지 들기 방법으로 상자를 드는 동안 하지관절의 관절각을 시상면에서 관찰한 결과이다. 쪼그려 들기 동안 관절운동범위는 슬관절, 고관절, 요추관절, 족관절 순서로 컸다. 쪼그려 들기 시작 시 슬관절은 최대로 굴곡(flexion)된 상태이며 그 후 계속 신전(extension)하여 마지막에 중립위를 취하였으며 하지관절 중 가장 큰 관절운동범위(ROM)를 보였다. 다른 관절에서도 크기는 다르지만 초기에 굴곡 상태에서 신전하여 중립위를 취하였는데 고관절은 말기에 중립위를 지나 약간 신전되는 경향을 보였다. 허리굽혀 들기 시에는 요추관절이 가장 큰 관절운동범위를 보였으며 다음으로 고관절, 족관절, 슬관절 순서로 관절운동 범위가 컸다. 슬관절의 시상면 운동이 거의 없는 것은 허리굽혀 들기의 특징으로써 Fig. 2 (b)에서 확인할 수 있었다. 또한 족관절은 초기에 약간 저굴(plantarflexion)된 상태에서 배굴(dorsiflexion)되는데 이는 상자를 들기 위해 몸을 앞으로 숙인 초기 자세에서 정강이 근위부(proximal)가 후퇴한 상태에 놓여 있기 때문이다.

3.3 관절모멘트

Fig. 3 은 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 시 시상면에서의 관절모멘트를 나타낸 것이다. 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 모두 초기(20% 이전)에 족관절에서는 신전모멘트가 증가하였다가 이후 지속적으로 감소하였다. 상자의 무게가 증가함에 따라 관절모멘트의 값도 증가하였다. 최대 족관절 모멘트는 허리굽혀 들기에서 보다 쪼그려 들기에서 항상 컸으며, 그 차이는 상자의 무게가 증가함에 따

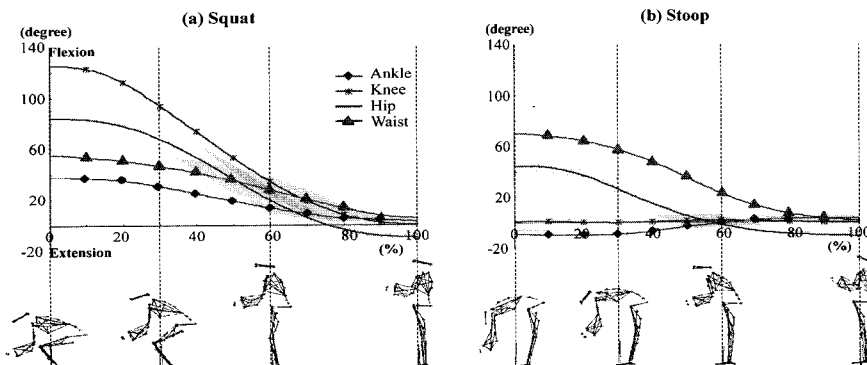


Fig. 2 Joint angles in sagittal plane during squat and stoop liftings

라 더욱 크게 나타났다. 쪼그려 들기에서 슬관절 모멘트는 초기 신전모멘트에서 굴곡모멘트로 변화하였으며 그 시기는 무게가 증가할수록 일찍 나타났다. 허리굽혀 들기에서는 거의 전체 동작구간에서 굴곡모멘트가 작용하였다. 쪼그려 들기 동안에는 슬관절 중심이 지면반발력 벡터 앞쪽에서 뒤쪽으로 이동함에 따라 모멘트 팔(moment arm)의 방향이 변하기 때문에 신전모멘트에서 굴곡모멘트로 바뀌는(Fig. 3(a)) 반면 허리굽혀 들기에서 슬관절은 항상 최대 신전 상태를 유지하고 지면반발력 벡터는 슬관절 중심의 앞쪽으로만 지나기 때문에 슬관절에는 계속 굴곡모멘트가 작용했다. 고관절 모멘트는 족관절에서처럼 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 모두에서 초기(30% 이전까지) 신전 모멘트가

증가하였다가 점차 감소하였다. 족관절 모멘트변화 패턴과 다른 점은 최대 고관절 모멘트 값이 쪼그려 들기보다 허리굽혀 들기에서 더 크게 나타난 것이다.

요추관절 모멘트도 족관절, 고관절과 유사하게, 초기 신전모멘트가 급격히 증가했다가 이후 서서히 감소하는 형태를 보였다. 특이할 만한 것은 5kg 의 비교적 가벼운 상자에 대해서는 허리굽혀 들기의 최대 요추관절 모멘트 값이 쪼그려 들기에서 보다 크게 나타났는데 15kg 의 무거운 상자를 들었을 때는 반대로 쪼그려 들기의 최대 요추관절 모멘트 값이 허리굽혀 들기에서 보다 더 크게 나타났다($p < 0.05$).

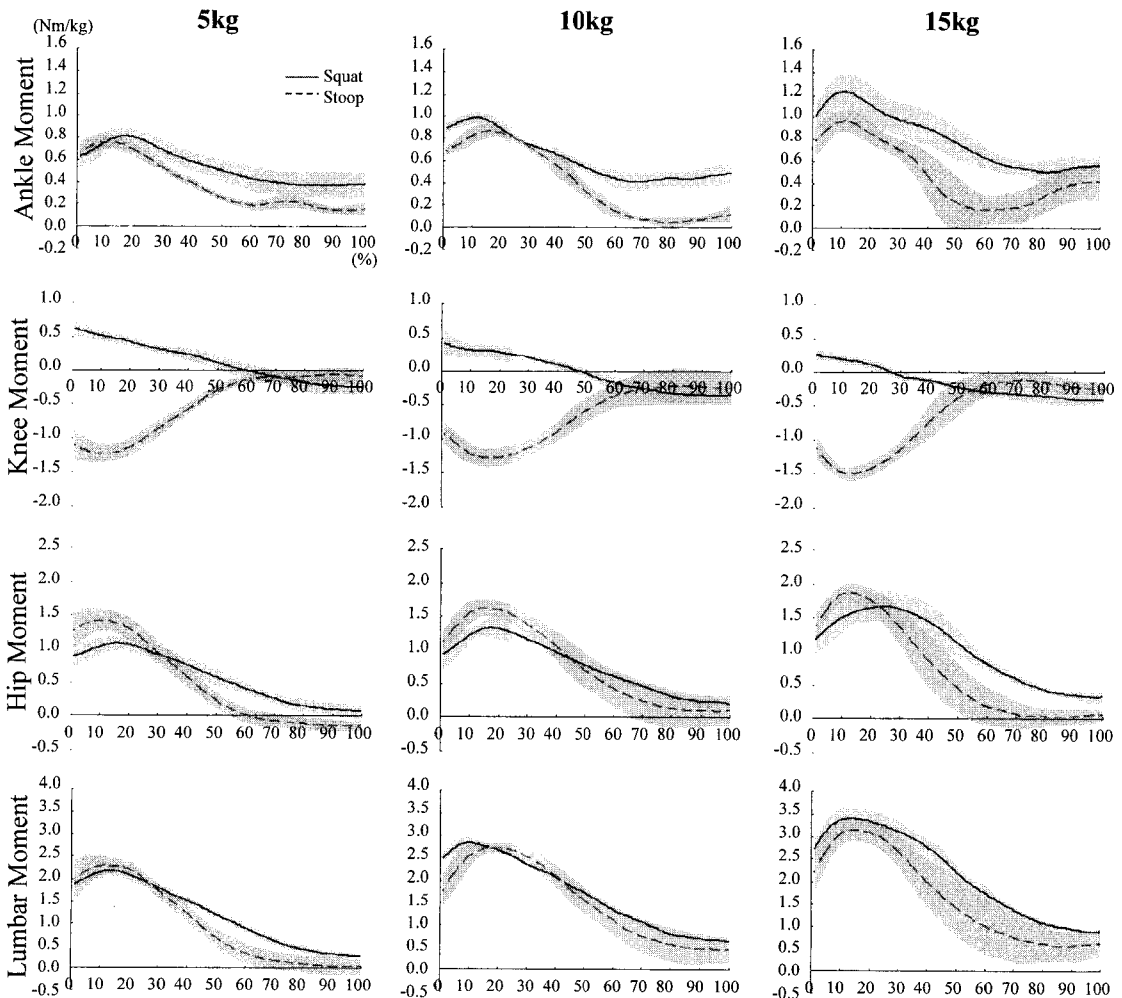


Fig. 3 Joint moments during squat and stoop liftings

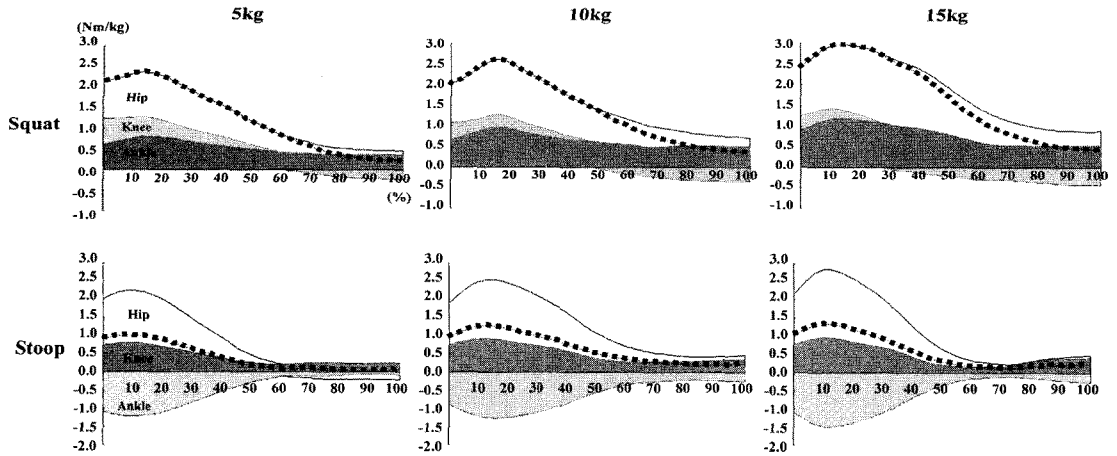


Fig. 4 Support moments during squat and stoop liftings

3.4 지지 모멘트

Fig. 4 는 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 동안 하지관절의 지지 모멘트를 나타낸 것이다. 각 시점에서 상하 실선 사이의 높이가 해당 관절의 모멘트 크기를 의미하며 점선은 세 관절의 모멘트를 모두 합한 지지 모멘트이다. 쪼그려 들기 초기(20% 이전)에 족관절과 고관절의 모멘트가 컸으며 무게가 증가할수록 증가하였다. 허리굽혀 들기에서는 지지 모멘트가 족관절 모멘트 값보다 약간 크게 나타났는데 이는 음의 값을 갖는 슬관절의 굴곡모멘트 때문이다. 쪼그려 들기에서 지지 모멘트는 슬관절 모멘트가 굴곡모멘트로 변하기 전까지 세 관절 모두 신전모멘트가 작용하여 신전운동이 일어나는데 이 시기의 슬관절 신전모멘트는 고관절과 족관절의 신전모멘트에 비해 그 크기가 상대적으로 작다. 무게가 증가할수록 슬관절의 신전모멘트 크기는 더욱 작아졌다. 지지 모멘트에서의 차이하는 각 관절의 모멘트 크기만을 고려할 때 쪼그려 들기에서 일어나는 무릎의 신전운동은 대부분 족관절과 고관절의 신전모멘트에 의해 수동적으로 일어난다고 볼 수 있다.

허리굽혀 들기 시 초기(20% 이전)에는 쪼그려 들기에서 처럼 고관절, 족관절의 신전 모멘트가 크게 작용하였고 무게가 증가할수록 크기도 증가하였다. 그러나, 슬관절은 쪼그려 들기에서와는 달리 신전모멘트가 아닌 굴곡모멘트가 발생하였으며 그 크기도 고관절, 족관절처럼 무게가 증가할수록 증가하였다. 허리굽혀 들기에서는 음의 값을 갖는 슬관절의 굴곡모멘트에 의하여 지지 모멘트는 쪼

그려 들기에서 보다 작은 값을 보였으며, 고관절 신전 모멘트 곡선과 족관절 신전 모멘트 곡선 사이에 그려졌다. 허리굽혀 들기 시 고관절, 족관절이 신전 모멘트를 발생하여 신전하는 동안 슬관절의 굴곡모멘트는 슬관절을 굴곡시키는 동작을 일으키는 것이 아니라 몸 앞쪽에 놓인 물체를 무릎을 편 상태로 들어 올리는데 있어서 바닥을 지지하고 무릎의 과신전을 방지하여 하지의 중립자세를 유지하려는 작용을 한다고 설명할 수 있다.

3.5 관절 일률

Fig. 5 는 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 시 무게에 따른 관절별 일률을 나타낸 것이다. 쪼그려 들기 시에 족관절에서는 초기 30%까지 구심성 수축(concentric contraction)으로 일률을 최대 생성(generation)하였다가 이후 점차 감소하였고 슬관절에서는 생성된 일률이 족관절에서보다 더 일찍 감소하기 시작하여 30%이후에서는 일률을 흡수하는 원심성 수축(eccentric contraction)을 하였다. 고관절과 요추관절에서는 전체 구간의 40%까지 일률을 계속 생성한 후 감소하였으나 일률 흡수는 없었다. 허리굽혀 들기 시에는 약 10%까지 족관절은 약간의 구심성 수축으로 일률을 생성한 후에 원심성 수축으로 대부분 일률을 흡수하였고 슬관절은 초기부터 원심성 수축으로 일률을 흡수하였다. 고관절과 요추관절은 쪼그려 들기에서처럼 구심성 수축으로 일률을 생성하였다.

관절 일률에서 두 가지 들기 동작 시 가장 큰 차이점은 족관절과 슬관절에서의 일률 생성, 흡수

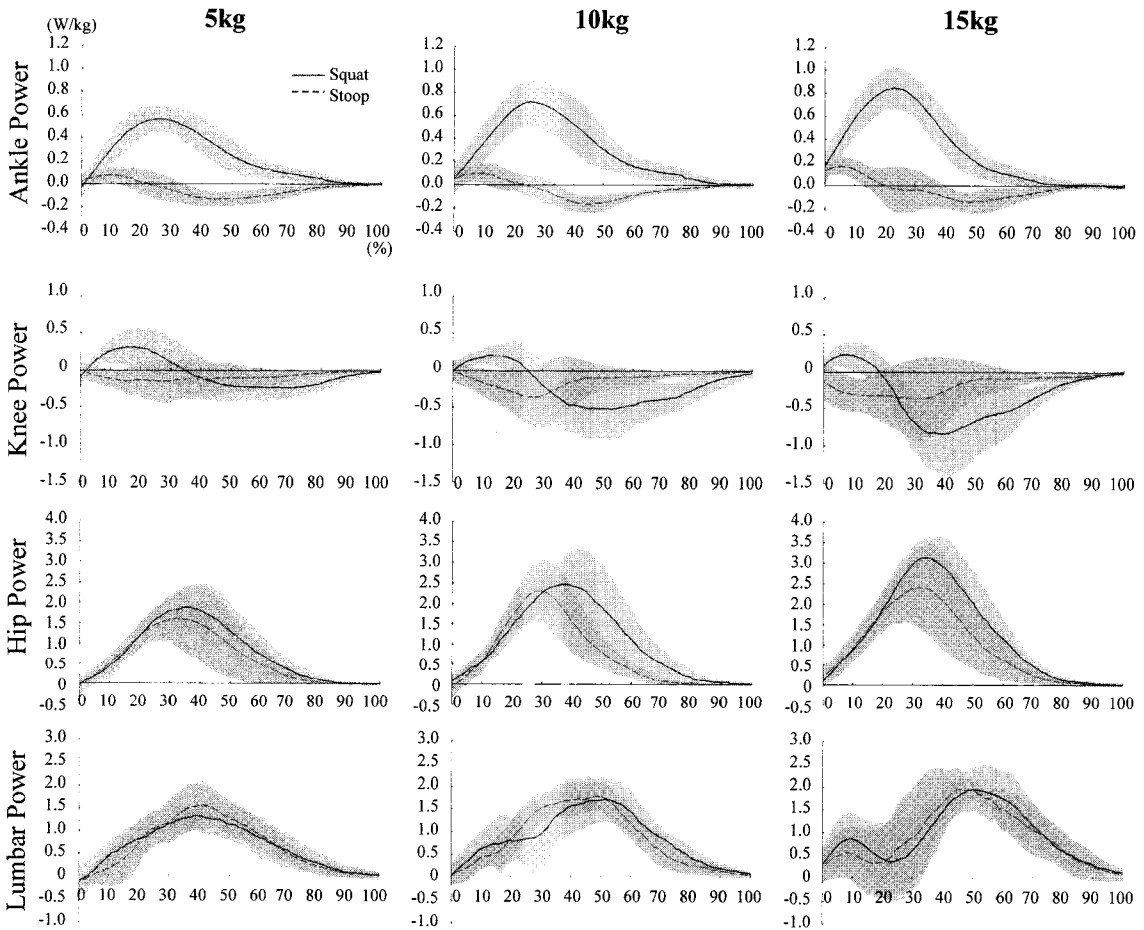


Fig. 5 Joint powers during squat and stoop liftings

량이었다. 두 가지 들기 방법에서 비슷한 패턴을 보였던 고관절과 요추관절의 일률은 쪼그려 들기의 평균 최대 일률이 약간 컸으나 10kg 을 들 때 고관절 최대일률과, 5kg 을 들 때 요추관절 최대 일률만 통계적으로 유의하였다. ($p < 0.05$, Wilcoxon test) 15kg 의 상자를 들 때 20~30% 구간에 요추관절 일률은 감소하다가 다시 증가하는데 이는 무거운 물건을 들며 초기에 급하게 생성한 일률을 원심성 수축으로 흡수하는 운동조절로 볼 수 있다.

3.6 동적 근전도

Fig. 6 은 세 가지 무게의 상자를 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기 방법으로 들었을 때 주요 하지 근육과 몸통 근육의 근전도 신호를 나타낸 것이다.

쪼그려 들기 동안 족관절에서 전경골근과 비복근의 근전도는 초기 값에서 감소하는 경향으로,

두 근육에서 유사하게 나타났다. 무릎관절에서 외측광근의 근전도는 초기 큰 활성을 보인 후 들어 올리는 동안 감소하였고, 반건양근의 근전도는 들기 중반까지 증가했다가 감소하였다. 요추관절에서 요추기립근의 근전도는 큰 변화를 보이지 않았지만 중반 이전 초기 값이 상대적으로 다소 크게 나타났다.

허리굽혀 들기 동안 족관절에서 전경골근의 근전도는 30%까지 증가했다가 감소하는 경향을 보였는데 무게가 증가할수록 그 증가 폭이 커졌다. 비복근의 근전도는 초기부터 큰 값을 보였고 드는 동안 계속 감소하였다. 무릎관절에서 외측광근의 근전도 변화폭은 크지 않았는데 초기보다는 중반 이후의 값이 컸다. 반건양근의 근전도는 20%~30% 까지 증가했다가 감소하였다. 요추 기립근의 근전도는 쪼그려 들기에서와 유사하게 큰 변화가 없었

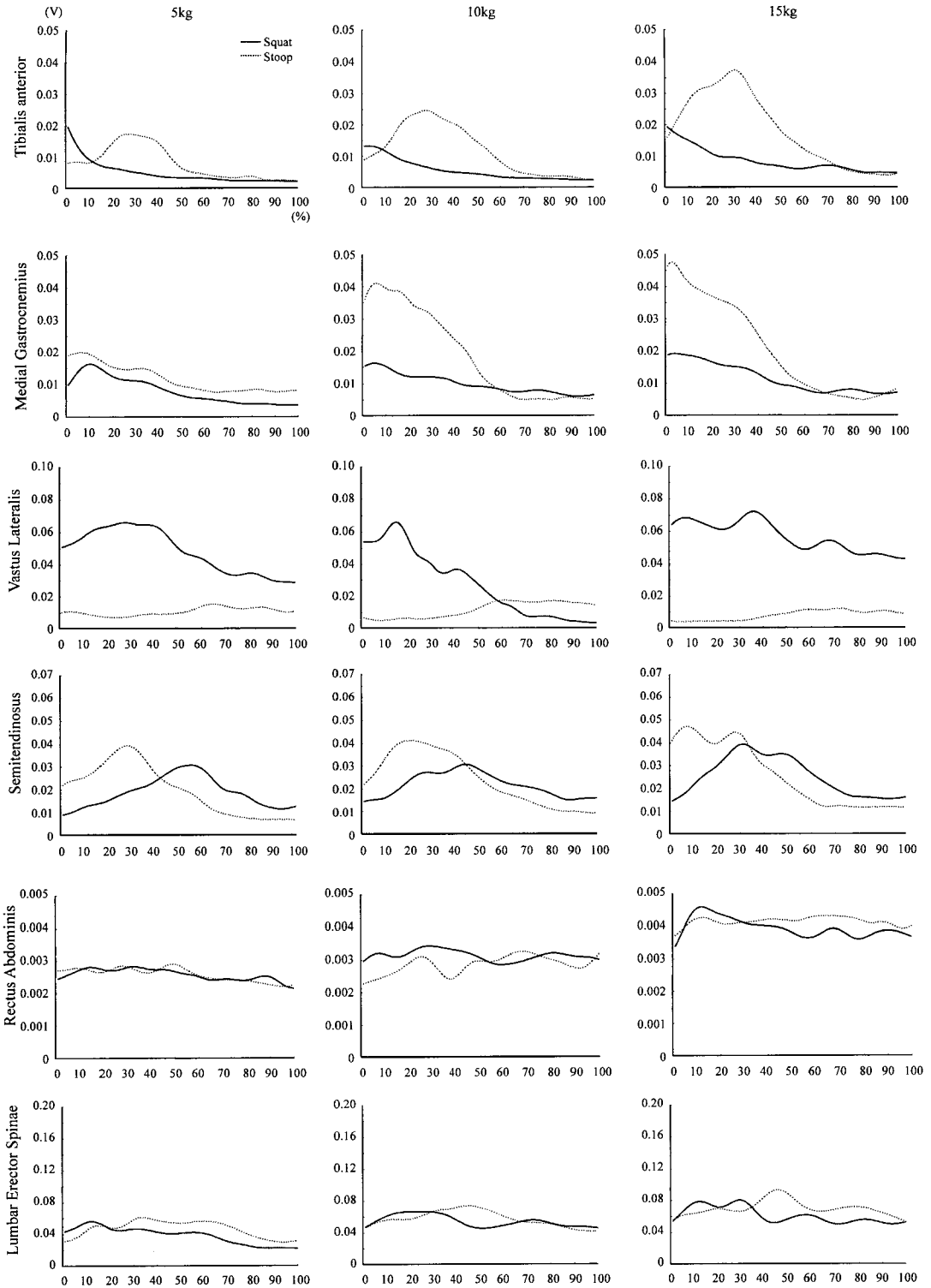


Fig. 6 Linear enveloped EMG of lower limb muscles during squat and stoop lifting

다.

족관절의 전경골근과 비복근의 근전도는 쪼그려 들기보다 허리굽혀 들기에서 더 큰 활성을 보였고, 무릎관절의 외측광근은 쪼그려 들기에서 더 큰 활성을 보였다. 반건양근 근전도의 크기 변화 폭은 두 가지 들기 방법에서 유사했으나 초기에는 허리굽혀 들기 시에 상대적으로 더 큰 값을 보였고, 최대 근전도 값도 허리굽혀 들기에서 더 일찍 나타났다. 두 가지 들기 방법에서 모두 복직근의 근전도 변화는 거의 없었는데, 다만 무게가 증가할수록 그 크기는 증가하였다

3.7 요추곡선과 하지관절 운동의 상관관계

쪼그려 들기에서는 50%, 허리굽혀 들기에서는 60% 정도 들기가 진행된 시점에서 요추전만이 나타났다(Fig. 7).

Table 2 은 들기 중 요추전만이 나타날 때 측정된 각 관절의 각도와 모멘트를 비교한 것이다. 쪼그려 들기 시 요추전만이 나타날 때 측정된 슬관

절과 족관절 각도는 무게가 증가함에 따라 유의하게 감소하였고 요추관절 모멘트는 증가하였다. 허리굽혀 들기 시에는 무게 증가에 따라 요추 굴곡 각도가 유의하게 감소하였고, 요추관절 모멘트와 고관절 모멘트가 유의하게 증가하였다.

통계상 유의한 결과를 보인 관절들 외에도 하지와 요추관절 모두 무게가 증가할수록 더 신전된 상태에서 전만이 나타났으며 관절 모멘트도 무게가 증가함에 따라 증가하였음을 알 수 있었다.

Table 3 는 들기 동안 요추전만이 나타난 시점에서 하지관절 각과 요추관절 각, 하지관절 모멘트와 요추관절 모멘트 사이의 상관관계이다. 쪼그려 들기에서 요추관절 각도와 유의한 상관관계를 가진 하지관절은 슬관절이었고, 고관절, 슬관절, 족관절 모멘트들은 모두 요추관절 모멘트와 유의한 상관성이 있었다. 허리굽혀 들기에서 요추관절 각도와 유의한 상관관계를 가진 하지관절은 고관절과 족관절로 나타났고, 고관절 모멘트가 요추관절 모멘트와 유의한 상관관계를 보였다.

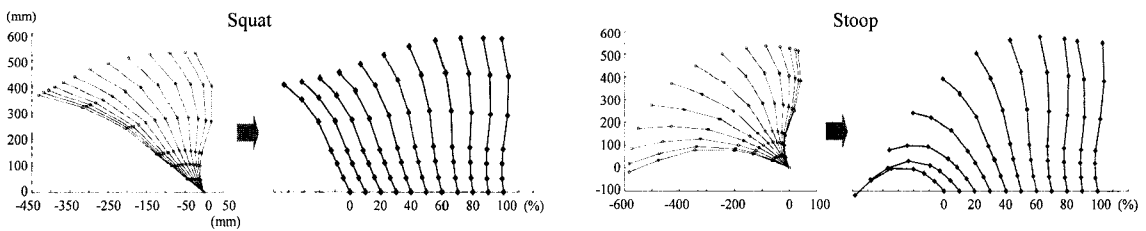


Fig. 7 Lumbar lordosis appearance time during squat and stoop liftings

Table 2 Joint angles and moments when the lordosis appears (Kruskal Wallis)

Mean (SD)	Squat lifting			Stoop lifting		
	5kg	10kg	15kg	5kg	10kg	15kg
Joint angles (deg)						
Lumbar joint	31.32(3.41)	31.14(4.05)	28.01(3.71)	28.19(1.96)*	25.96(2.14)*	24.79(4.53)*
Hip joint	18.23(22.16)	13.55(20.55)	5.67(15.49)	-1.90(5.11)	-1.89(6.23)	-6.05(4.79)
Knee joint	23.06(18.41)*	18.65(13.54)*	8.15(6.30)*	-0.83(3.95)	-1.18(2.81)	-2.15(2.38)
Ankle joint	10.28(6.71)*	7.32(4.71)*	2.80(2.28)*	1.25(2.58)	0.09(2.12)	-0.25(2.93)
Joint moments (Nm/kg)						
Lumbar joint	0.89(0.33)*	1.17(0.33)*	1.19(0.21)*	0.60(0.09)*	0.85(0.12)*	0.97(0.09)*
Hip joint	0.51(0.26)	0.62(0.28)	0.61(0.20)	0.32(0.07)*	0.42(0.10)*	0.46(0.11)*
Knee joint	-0.20(0.10)	-0.36(0.14)	-0.47(0.11)	-0.38(0.13)	-0.43(0.12)	-0.48(0.11)
Ankle joint	0.48(0.20)	0.57(0.20)	0.54(0.15)	0.42(0.17)	0.43(0.18)	0.45(0.24)

*: There is significant difference in angle or moment with respect to the weight increase (p < .05)

Table 3 Correlation coefficient between lumbar and lower extremities (angle/moment)

Correlation coefficient (p)		Squat lifting		Stoop lifting	
		Lumbar angle	Lumbar moment	Lumbar angle	Lumbar moment
Lower limb joint angle	Hip angle	0.219(0.398)	-0.334(0.190)	0.822(0.000)*	0.044(0.864)
	Knee angle	0.653(0.005)*	0.018(0.947)	0.375(0.126)	0.525(0.025)
	Ankle angle	0.148(0.571)	-0.295(0.250)	-0.750(0.000)*	-0.280(0.261)
Lower limb joint moment	Hip moment	0.381(0.131)	0.975(0.000)*	0.287(0.248)	0.875(0.000)*
	Knee moment	0.352(0.166)	-0.621(0.008)*	0.672(0.002)*	-0.116(0.646)
	Ankle moment	-0.354(0.163)	0.668(0.003)*	-0.802(0.000)*	-0.199(0.428)

* : The correlation coefficient has a statistical significance at $p < 0.01$

4. 고찰

본 연구에서는 여러 가지 들기 방법 중 쪼그려들기와 허리굽혀 들기, 두 가지 방법만을 분석 대상으로 선정하였고 모두 대칭적 운동으로 가정하였다. 또한 개인에 따른 움직임 전략의 차이를 최소화하기 위해 다소 통제된 움직임을 피검자에게 요구하였다. (드는 시간, 양 발 사이 간격 등) 실제로 일상생활에서 들기 동작 중 요추의 기계적 손상은 비대칭적이거나 불균형적인 운동으로 인해 발생하는 경우가 많은데, 이에 대한 추가적인 연구와 고찰이 필요할 것으로 보인다.

본 연구의 요추관절 모멘트 분석결과에서 5kg 과 10kg 들기 시 최대 요추관절 모멘트는 쪼그려들기와 허리굽혀 들기 두 방법 간에 큰 차이를 보이지 않았고, 오히려 15kg 을 들 때 쪼그려 들기에서 최대 요추관절 모멘트가 더 컸다. 이는 쪼그려 들기가 항상 요추에 안전한 들기 방법이라 단정할 수 없다는 최근 연구들을 지지하는 결과라고 할 수 있다.⁷

관절 모멘트와 관절 일률을 구하여 각 관절의 동역학적 역할을 분석하였고 근전도 분석을 통하여 개별 근육의 역할을 분석하였는데 본 연구에서 측정된 피검자들의 근전도 데이터는 모멘트와 일률 데이터보다 개인별 차이가 더 컸다. 또한, 요추 근육 근전도 측정을 위하여 척추기립근 요추부에 부착한 표면 전극에서는 피부 움직임으로 인한 잡음이 많아 신호처리에 어려움이 있었다.

요추 전만 발현시점에서 각 하지 관절들의 관절 각, 관절 모멘트 값들과 요추관절의 관절 각, 관절 모멘트 값들 분석하여 들기 동작에 있어 각 하지 관절의 주요 기능과 기여도를 알아보고자 하

였는데, 요추 전만 발현시점은 무게가 증가할수록 하지와 요추가 더 신전된 상태에서 나타나는 경향이 있음을 발견하였다. 또한, 이 시기에 하지 관절과 요추관절의 상관관계 조사에서 쪼그려 들기에서는 슬관절 각도변화, 허리굽혀 들기에서는 고관절과 족관절 각도변화가 요추 관절각 변화와 유의한 상관관계를 갖는 것으로 나타났다. 이는 운동형상학적인 측면에서 두 가지 들기 방법의 특성을 그대로 반영하는 결과라 할 수 있다. 하지 관절과 요추 관절의 모멘트 상관관계 분석결과에서는 쪼그려 들기 시 세 하지 관절 모멘트가 모두 요추관절 모멘트와 관계가 있었고 허리굽혀 들기 시에는 고관절 모멘트만이 요추 관절 모멘트와 유의한 상관관계를 갖는 것으로 나타났다.

단순 수학적 인체모형을 이용한 역동역학 해석만으로는 개별 근육의 역할과 기능을 설명하기에 어려움이 있었다. 들기 움직임에서 하지 관절 운동의 상당 부분이 슬관절 주변의 양관절 근육 (대퇴근육의 대퇴직근, 슬굴곡근의 반건양근, 하퇴삼두근의 비복근)의 작용에 의해 슬관절 뿐만 아니라 고관절과 족관절이 동시에 영향을 받으며,¹⁷⁻²⁰ 들기는 대표적인 닫힌 사슬 운동(closed chain kinetics)으로^{18,19} 하지의 닫힌 사슬 운동에서 양관절 근육은 길항근 동시 수축과 같은 복잡한 근수축 기전(Lombard's paradox^{15,16})이 존재하므로 운동형상학적 결과와 운동학적 결과, 그리고 근전도 결과가 들기 움직임의 관절운동 특성을 일관되게 서술해 주지는 못하였다.

측정된 고관절, 족관절 모멘트 값의 1/2 씩만 합산하는 Hof 의 새로운 지지모멘트 계산 방법¹⁴으로 양관절 근육의 작용을 고려한 해석이 어느 정도 가능하기는 하지만 개별 근육의 활성 및 기

여도 분석에는 여전히 어려움이 있었다. 따라서 좀 더 정확하고 신뢰할만한 근전도 분석과 근골격 시뮬레이션을 통한 근력, 근길이 분석이 추가로 수행된다면 하지관절과 주변 근육들의 요추부 부담을 줄이기 위한 기능을 좀 더 자세하고 객관적으로 설명할 수 있을 것으로 생각된다.

5. 결론

1) 5kg 과 10kg 을 들 때 쪼그려 들기와 허리굽혀 들기의 최대 요추관절 모멘트는 큰 차이가 없었다. 오히려 15kg 을 들 때 쪼그려 들기에서 최대 요추관절 모멘트가 더 크게 관찰되었는데 이는 쪼그려 들기가 허리굽혀 들기보다 생체역학적으로 항상 유리하다고 할 수 없다는 선행연구들과 유사한 결과이다.

2) 쪼그려 들기에서는 고관절과 족관절의 신전 모멘트가 지지모멘트로서 역할을 하였고, 허리굽혀 들기에서는 슬관절의 굴곡모멘트가 지지에 중요한 역할을 하고 있음을 지지모멘트 분석을 통하여 알 수 있었다.

3) 쪼그려 들기에서 족관절, 고관절, 요추관절은 일률을 생성하고 슬관절만 일률을 소모하는 반면, 허리굽혀 들기에서 족관절과 슬관절은 일률을 소모하고, 고관절과 요추관절은 일률을 생성하였다.

4) 근전도 분석 결과, 쪼그려 들기에서 슬관절의 신전근과 굴곡근의 동시수축이 중요한 작용이었고, 허리굽혀 들기에서는 비복근과 반건양근의 등척성 협력수축이 중요한 작용으로 분석되었다.

5) 들기 도중 요추전만이 나타나는 시기는 무게가 증가할수록 더 신전된 상태에서 나타났으며, 쪼그려 들기에서는 세 하지관절 모멘트가, 허리굽혀 들기에서는 고관절 모멘트가 요추관절과 유의한 상관관계를 가졌다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 쪼그려 들기 시 두드러진 운동형상은 슬관절의 신전운동인데 이는 주로 고관절과 족관절에서 만들어낸 운동역학 요소(신전모멘트와 일률 생성)가 중요한 역할을 하며 요추부를 지지한다고 분석할 수 있었으며, 허리 굽혀들기 시 관절의 운동형상학적 변화는 요추(허리)에서 가장 크게 나타나는데 이때 슬관절의 굴곡모멘트, 슬관절의 일률흡수, 양관절 굴곡 근활성, 등 슬관절의 운동역학적 요소가 중요한 역할을 하고 있음을 알 수 있었다.

후 기

본 연구는 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원과, 정부(과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(R01-2006-000-10257-0).

참고문헌

1. Anthony, H. W., "Diagnosis and Management of Low Back Pain and Sciatica," *American family physician*, Vol. 52, No. 5, pp. 1333-1341, 1995.
2. Frymoyer, J. W. and Cats-Baril, W., "Predictors of Low Back Pain Disability," *Clinical Orthopaedics & Related Research*, Vol. 221, pp. 89-98, 1987.
3. Koopman, F. S., Edelaar, M., Slikker, R., Reynders, K., Van der Woude, L. H. V. and Marco, H. J. M., "Effectiveness of a Multidisciplinary Occupational Training Program for Chronic Low Back Pain: A Prospective Cohort Study," *Am. J. of physical medicine & rehabilitation*, Vol. 83, No. 2, pp. 94-103, 2004.
4. Chen, Y. L., "Changes in Lifting Dynamics after Localized Arm Fatigue," *International J. of Industrial Ergonomics*, Vol. 25, No. 6, pp. 611-619, 2000.
5. Burgess-Limerick, R., Shemmell, J., Barry, B. K., Carson, R. G. and Abernethy, B., "Spontaneous Transitions in the Coordination of a Whole Body Task," *Human Movement Science*, Vol. 20, Issues 4-5, pp. 549-562, 2001.
6. Hsiang, S. M., Brogmus, G. E. and Courtney, T. K., "Low Back Pain (LBP) and Lifting Technique - A Review," *International J. of Industrial Ergonomics*, Vol. 19, No. 1, pp. 59-74, 1997.
7. Van Dieen, J. H., Marco, H. J. M. and Toussaint, H. M., "Stoop or squat: a Review of Biomechanical Studies on Lifting Technique," *Clin. Biomech.*, Vol. 14, Issue 10, pp. 685-696, 1999.
8. Jager, M. and Luttman, A., "Biomechanical Analysis and Assessment of Lumbar Stress during Load Lifting using a Dynamic 19-Segment Human Model," *Ergonomics*, Vol. 32, Issue 1, pp. 93-112, 1989.
9. Straker, L., "Evidence to Support using Squat, Semi-squat and Stoop Techniques to Lift Low-lying

- Objects," *International J. of Industrial Ergonomics*, Vol. 31, No. 3, pp. 149-160, 2003.
10. Burgess-Limerick, R., "Squat, Stoop, or Something in Between?" *International J. of Industrial Ergonomics*, Vol. 31, No. 3, pp. 143-148, 2003.
 11. Han, J. S., "The Study for Evaluating the Physical Loading Condition Utilizing Muscle Force Predict Model on the Working Posture of the Transportation Industry," *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 22, No. 1, pp. 109-117, 2001.
 12. Winter, D. A., "Overall Principle of Lower Limb Support during Stance Phase of Gait," *J. Biomech.*, Vol. 13, No. 11, pp. 923-927, 1980.
 13. Hwang, S. H., Ryu, K. H., Keum, Y. K. and Kim, Y. H., "Gait Analysis on Unexpected Missing Foot Steps," *Journal of the KSPE*, Vol. 24, No. 1, pp. 85-92, 2007.
 14. Hof, A. L., "On the Interpretation of the Support Moment," *Gait & Posture*, Vol. 12, Issue 3, pp. 196-199, 2000.
 15. Lombard, W. P., "The Action of Two-joint Muscles," *Am. Phys. Ed. Rev.*, Vol. 8, pp. 141-145, 1903.
 16. Lombard, W. P. and Abbott, F. M., "The Mechanical Effects Produced by the Contraction of Individual Muscles of the Thigh of the Frog," *Am. J. Phys.*, Vol. 20, Issue 1, pp. 1-60, 1907.
 17. Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Roebroek, M. E. and Lankhorst, G. J., "Two Strategies of Transferring from Sit-to-Stand; the Activation of Monoarticular and Biarticular Muscles," *J. Biomech.*, Vol. 27, No. 11, pp. 1299-1307, 1994.
 18. McGinity, G., Irrgang, J. J. and Pezzullo, D., "Biomechanical Considerations for Rehabilitation of the Knee," *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, Issue 3, pp. 160-166, 2000.
 19. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E. and Andrews, J. R., "Biomechanics of the Knee during Closed Kinetic Chain and Open Kinetic Chain Exercises," *J. ACSM*, Vol. 30, No. 4, pp. 556-569, 1998.
 20. Zajac, F. E., Neptune, R. R. and Kautz, S. A., "Biomechanics and Muscle Coordination of Human Walking Part II: Lessons from Dynamical Simulations and Clinical Implications," *Gait & Posture*, Vol. 17, Issue 1, pp. 1-17, 2003.
 21. Mitnitski, A. B., Yahia, L. H., Newman, N. M., Gracovetsky, S. A. and Feldman, A. G., "Coordination Between the Lumbar Spine Lordosis and Trunk Angle during Weight Lifting," *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, Issue 2, pp. 121-127, 1998.
 22. McGill, S. M., Hughson, R. L. and Parks, K., "Changes in Lumbar Lordosis Modify the Role of the Extensor Muscles," *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, Issue 10, pp. 777-780, 2000.
 23. Gracovetsky, G., "Function of the Spine," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 8, No. 3, pp. 217-223, 1986.
 24. Dolan, P. and Adams, M. A., "Influence of Lumbar and Hip Mobility on the Bending Stresses Acting on the Lumbar Spine," *Clinical Biomechanics*, Vol. 8, Issue 4, pp. 185-192, 1993.
 25. Garg, A. and Moore, J. S., "Prevention Strategies and the Low Back in Industry," *Occupational Medicine*, Vol. 7, No. 4, pp. 629-640, 1992.
 26. Garg, A. and Herrin, G. D., "Stoop or Squat, a Biomechanical and Metabolical Evaluation," *IIE Transactions*, Vol. 11, Issue 4, pp. 293-302, 1979.
 27. Welbergen, E., Kemper, H. C. G., Knibbe, J. J., Toussaint, H. M. and Clijssen, L., "Efficiency and Effectiveness of Stoop and Squat Lifting at Different Techniques," *Ergonomics*, Vol. 34, Issue 5, pp. 613-624, 1991.
 28. Duplessis, D. H., Greenway, E. H., Keene, K. L., Lee, I. E., Clayton, R. L., Metzler, T. and Underwood, F. B., "Effect of Semi-rigid Lumbosacral Orthosis Use on Oxygen Consumption during Repetitive Stoop and Squat Lifting," *Ergonomics*, Vol. 41, Issue 6, pp. 790-797, 1998.