

# 몸통 비틀림 운동을 고려한 쪼그려 앉은 작업자의 요추부 작업부담 평가

임대섭 김영진 이경숙 문정환

## Bio-mechanical Evaluation of Squatting Posture with Asymmetric Trunk Motion

D. S. Lim Y. J. Kim K. S. Lee J. H. Mun

### Abstract

A high prevalence of protected horticulture farmer's work-related musculo-skeletal disorders (MSDs) have been reported in precedent studies. One of the tasks required ergonomic intervention to reduce the musculo-skeletal risks is the task of harvesting. The purpose of this study is to evaluate quantitatively the spinal load of worker harvesting with squatting posture to predict and prevent musculo-skeletal risks. Spinal load in Squatting posture with asymmetric trunk motion were analyzed. Before evaluating spinal load on harvesting worker by bio-mechanical approach, it is needed to validate human model. In this study, ADAMS LifeMOD human model shows satisfactory results, comparing with already validated model's results or measured results. While worker reached arms (20%, 40%, 70% arm reach) with various asymmetric trunk motion (0, 45, 90 degree), their spinal loads (extension, twisting and lateral bending moment) were evaluated. In case of extensor moment at lumbo-sacral joint, the more the arm reach got increased, the moment increased. however, in case of twisting moment and lateral bending moment, the more both arm reach and asymmetric trunk motion got increased, the moment increased significantly. The findings of this study suggest that it need to be determine the spinal load, especially twisting, lateral bending moment in evaluating musculo-skeletal workload in squatting posture.

**Keywords :** Squatting, Human Model, Harvesting, Spinal load, Bio-mechanical analysis

### 1. 서론

국내적으로 농업인의 감소, 고령화, 부녀화 등 농업인력 조건이 약화되고, 비닐하우스의 증가로 인해 연중무휴의 노동 조건으로 변함으로써 농업인의 건강상태가 약화되고 있다. 또한 농작업에서의 기계화가 진전되었음에도 불구하고 여전히 인력작업에 의존하는 비율이 높으며, 작물위주의 작업으로 인한 불편한 작업자세, 반복동작, 과도한 힘, 장시간의 노동, 휴식시간의 부족 등 다수의 인간공학적 위험요인을 가지고 있어, 농부증, 근골격계 질환 등 직업성질환의 위험성이 상존하고 있다(Kim et al., 2006).

시설재배(시설참외, 시설딸기 및 시설상추)는 수도작의 경우와 달리 농작업의 기계화가 매우 낮으며, 좁고 낮은 작업 공간 내에서 작업이 주로 이뤄지므로 작업자가 쪼그려 앉은 자세나 허리를 숙이는 자세로 장시간 반복적으로 작업해야 하기 때문에 피로가 심하고, 허리 통증이 심할 경우 허리가 영구적으로 굽어지는 현상이 생긴다. 특히 쪼그려 앉은 작업 자세는 하지의 피로와 불편함을 초래하지만, 지면작물을 대상으로 하는 작목에서 주로 이용된다(Jung and Jung, 2008). 시설재배는 그 특성상 수확기간이 일정하게 정해져 있는 것이 아니라 재배기간 내에 연속적으로 수확작업이 이루어지므로 작업자가 오랫동안 부적절한 작업 자세에 노출된다. 따라

This study was supported by Technology Development Program for Agricultural and Forestry, Ministry for Agricultural, Forestry and Fisheries, Republic of Korea (S-2009-1420-001). The article was submitted for publication on 2011-01-13, reviewed on 2011-01-27, and approved for publication by editorial board of KSAM on 2011-02-10. The authors are Dae Seob Lim, Young Jin Kim, Researcher, KSAM member, Dept. of Biomechatronics Engineering, Sungkyunkwan University, Kyoung Suk Lee, Researcher, KSAM member, Department of Agricultural Engineering, National Academy of Agricultural Science, and Joung Hwan Mun, KSAM member, Professor, Dept. of Biomechatronics Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, Korea. Corresponding author: J. H. Mun, Professor, Dept. of Biomechatronics Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, 440-746, Korea; Tel: +82-31-299-4820; Fax: +82-31-299-4825; E-mail: <jmun@skku.ac.kr>.

서 시설재배의 수확작업은 농작업자의 허리 및 하지부위의 근골격계 작업부담이 높은 작업으로 분류된다(Kim et al., 2008; S.Jin et al., 2009). 이런 작업에서의 부적절한 작업 자세는 특정 근골격계 질환과 연관이 있는 것으로 알려져 있다. 시설재배 작업환경의 위험요인들로 인해 작업자들에게 가장 많이 유발되는 질환은 요통이다. 작업 자세와 관련한 요통 발생의 주요한 인자는 몸통의 굽힘과 측면 굽힘, 비틀림이다(Chaffin, 1973; Anderson et al., 1977; Schultz et al., 1982).

쪼그려 앉은 작업자세로 인한 근골격계 작업부담과 근골격계 질환유발 위험도를 평가하기 위해 많은 연구들이 수행되었다. 설문조사를 이용한 작업자의 불편한 신체부위 및 통증을 평가한 연구와 인간공학적 평가도구인 체크리스트 OWAS와 RULA, REBA 등을 이용한 작업자세를 평가한 연구, 계측장비를 이용한 생체반응 평가연구 등이 있다. 이러한 쪼그려 앉은 작업에 관한 연구를 살펴보면, Nevala-Puranen 등(1993, 1996)은 인간공학적 체크리스트인 OWAS를 이용하여 다양한 착유방식에 따른 작업자세로 인한 신체부담을 평가하였다. Nag 등(1986)은 근전도를 이용하여 인도 여성의 대표적인 8가지 앉은 자세에 대한 생체역학적 평가를 수행하였다. 이 연구에서는 편안하게 서 있는 자세에 대한 상대적인 비교를 통해 근육에서 발생하는 부하를 평가하여 무릎을 꿇는 자세가 가장 컸으며, 두 다리를 쭉 펴고 앉는 자세가 가장 작았다고 보고하였다. Jung 등(2001)은 자동차 조립작업에 대한 생리학적 작업부하를 평가하였다. 볼트 체결작업 동안 몸통을 측방으로 굽히거나 허리 비트는 자세와 쪼그려 앉은 자세가 생리학적 작업부담과 밀접한 상관관계가 높음을 보였다. Chung 등(2003)은 적절한 보조의자의 높이를 찾기 위해 심물리학적 평가방법인 지각 불편도를 이용하여, 쪼그려 앉은 작업 자세를 평가하였다. 작업 보조의자의 높이와 작업자세 유지 시간에 따른 지각 불편도를 평가하여, 작업의자 10 cm 높이에서의 불편도가 가장 낮았다. Kong 등(2009)은 정적 지속 작업시 13개 하지 자세들에 따른 작업자의 주관적 불편도와 생리학적 부담을 평가하였다. 불편도, 심박수 및 근 피로도에는 하지 작업 자세에 따라 유의한 차이를 보였다. 쪼그려 앉은 자세(무릎사이 각도 120, 90, 60도)가 가장 높은 불편도와 심박수를 보였다. Lim 등(2010)은 다양한 수확작업 자세 - 쪼그려 앉은 자세, 허리를 숙이는 자세 및 무릎을 꿇는 자세에서 대칭적인 손 뺨음 작업 수행시에 발생하는 하지 관절(힙, 무릎 및 발목)의 관절부하를 평가하였다.

하지만 체크리스트를 이용하여 쪼그려 앉은 작업자세로 인한 근골격계 질환유발 위험성이나 불편한 신체부위를 평가한 선행 연구는 평가자의 주관적인 개입이 평가의 신뢰성에 영향을 미치는 정성적인 평가라는 한계점이 있다(Kim et al., 2006; Lee et al., 2008). 생리학적 평가방법을 이용한 연구는 전신의 작업부담을 평가할 수는 있지만, 상해가 빈번히 발생

되는 허리, 어깨 및 하지와 같이 특정부위에 부과되는 각각의 작업부하 - 근력 및 피로 -를 평가할 수 없다는 한계점이 있다(Hoozemans et al., 1998). 또한 선행 연구에서는 쪼그려 앉은 작업 자세에서의 몸통의 운동을 제한하였거나 대칭형 굽힘 운동만을 고려한 연구라는 한계점이 있다.

따라서, 본 연구목적은 몸통 비틀림 운동을 고려한 쪼그려 앉은 작업자의 요추부에 발생하는 모멘트를 정량적으로 평가하고, 생체역학적 평가를 통해 허리 요추부의 근골격계 작업 부담을 평가하는데 있다.

## 2. 재료 및 방법

### 가. 피험자 및 실험장치

본 연구에 사용된 실험 장치는 그림 1과 같이, 피험자의 동작 및 기구의 운동을 획득하기 위해 피험자와 도구에 부착된 광학마커, 마커의 반사광을 받아들이는 Vicon사(Vicon 460, VICON motion system Ltd., UK)의 카메라 6대 그리고 지면 반력을 측정하기 위한 AMTI사(AMTI, Watertown, USA) 2대의 지면반력기로 구성하였다. 인체에 부착된 광학마커는 빛을 반사시키고 이 빛을 6대의 카메라가 적외선 스트로브로 받아들이어 인체의 움직임 즉 신체분절의 위치 정보, 각 관절의 상대각 및 조작부 운동범위를 측정한다. 카메라 각각을 통해 획득된 2차원 위치정보는 데이터 스테이션을 통해 3차원 위치정보로 변환되며, 카메라와 지면반력기의 주요 제원은 표 1과 같다.

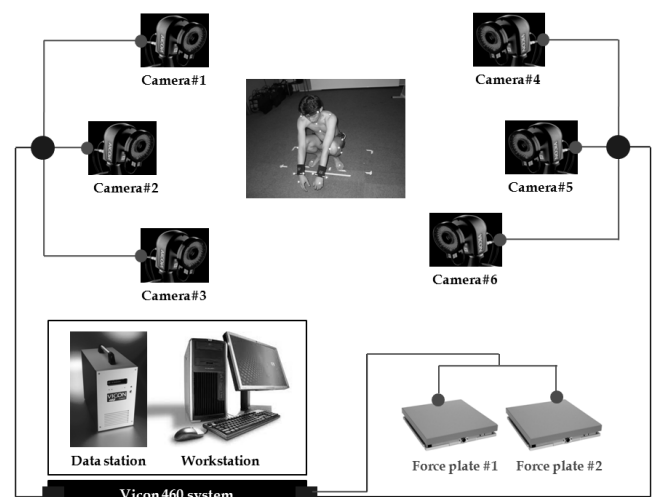


Fig. 1 Experimental equipment and subject (Vicon 460 System™).

본 연구의 피험자는 실험의 객관성을 유지하기 위하여 근골격계 질환 및 허리 관련 질환이 없는 남성 10명을 선정하였다. 피험자의 특성은 표 2에서와 같다. 인체모델의 신뢰성

**Table 1** Specification of the equipment used in this study

| Equipment      | Maker | Model | Specification   |
|----------------|-------|-------|---|
| Camera         | VICON | MCam2 | 1. User selected frame rates : up to 1000 fps<br>2. Pixel of digital CMOS sensor : 1280 x 1024 pixels<br>3. Aspect ratio : 1.33:1<br>4. Infra-red strobe : 875 nm<br>5. Resolution : 1280 x 1024 pixels |
| Force Platform | AMTI  | OR6-1 | 1. Channel : 6 Channel<br>2. Frequency : 60 ~ 1080 Hz   |

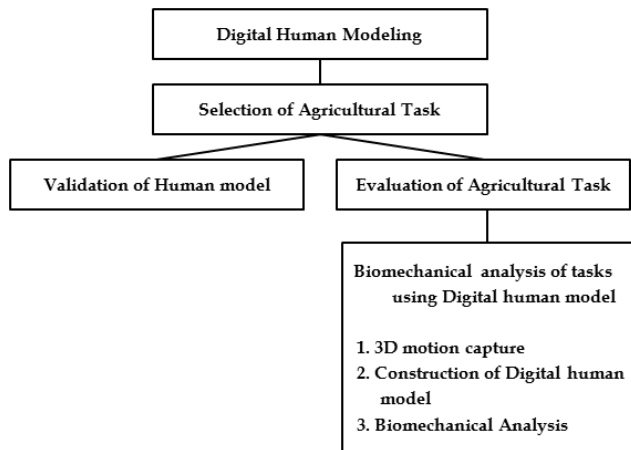
**Table 2** Characteristics of the subjects (n=10)

| Age (yr)     | Height (cm) | Weight (kg)  |
|--------------|-------------|--------------|
| 25.3 (± 0.6) | 178 (± 7)   | 75.3 (± 5.9) |

을 검증하기 위해서 5명의 피험자가 각각 보행 실험과 들기 실험을 하였고(Gilchrist et al., 1997; Kingma et al., 1998), 검증된 모델을 실제 농작업에 적용하기 위해서 수확작업을 수행하였다.

**나. 평가대상 작업 선정, 인체모델 검증 및 적용 평가를 위한 실험절차**

본 연구에서 평가대상이 되는 작업은 첫째 농작업자의 생체역학적 평가를 위한 인체모델을 구성하고, 이 모델에 대한 신뢰성을 검증하기 위한 보행(walking) 및 들기(lifting) 작업이고, 둘째 검증된 모델을 적용하여 평가하기 위한 대표적 농작업인 쪼그려 앉은 수확작업이다. 전체적인 연구방법 절차는 그림 2와 같고, 세부적인 내용은 다음과 같다.



**Fig. 2** Selection of agricultural tasks and study process using human model.

**1) 인체모델 검증을 위한 보행 및 들기 작업**

본 연구에서 이용될 상용 인체모델 도구인 BRG.LifeMOD 2005.0.0(Biomechanics Research Group Inc., USA)는 인체

모델을 구성하고, 검증하여야만 사용이 가능하다(Gabriele H. et al., 2009). 따라서 본 연구에서는 인체모델을 이용한 적용 연구에 앞서 인체모델을 개발하고, 운동을 구현하여 인체모델이 정확하고 신뢰성 있는 결과를 도출해 내는지에 대한 신뢰성 검증실험이 선행되었다.

본 연구에서는 근골격계 질환이 가장 빈번하게 발생하는 요추부 및 하지관절의 부하를 평가하기 위하여 힙, 무릎, 발목관절에서의 관절각, 관절힘 및 요추부 L5/S1 관절의 관절모멘트를 평가인자로 선정하였다(Lim et al., 2009). 평가방법으로는 인체모델 검증을 위해 선행연구에서 사용한 방법 즉, 절대 값 차이(식 1과 식 2), 상대 값 차이(식 3) 및 상관도(식 4)를 이용하였다(Gilchrist et al., 1997; Jung, 1997; Wojtyra, 2003; Pan et al., 2004).

$$\text{Absolute Difference} = L_{LifeMOD} - L_{Vicon} \quad (1)$$

$$\text{Root Mean Square} = \sqrt{\frac{\sum(L_{LifeMOD} - L_{Vicon})^2}{n}} \quad (2)$$

$$\text{Relative Difference (\%)} = \frac{L_{LifeMOD} - L_{Vicon}}{L_{Vicon}} \times 100 \quad (3)$$

$$r_{LifeMOD, Vicon} = \frac{\sum L_{LifeMOD} * L_{Vicon}}{\sum L_{LifeMOD}^2 * \sum L_{Vicon}^2} \quad (4)$$

where,  $L_{LifeMOD}$  : Predictive value  
 $L_{Vicon}$  : Experimental value

또한 선행연구에서 제시된 바와 같이, 추가적인 검증을 위해서 그림 3과 같이 보행분석과 지면반력 분석 및 들기 작업 분석을 수행하였다. 보행분석은 상용 프로그램에서 사용되는 Vicon Plugin-Gait 모델의 결과와 비교 평가하였고, 지면반력의 경우는 지면반력기(OR6-1, AMTI, USA)를 통해 측정된 수치와 족부모델을 통해 예측된 수치를 비교 평가하였다. 또한 들기작업 분석은 문헌(Kingma et al., 1998)에 제시된

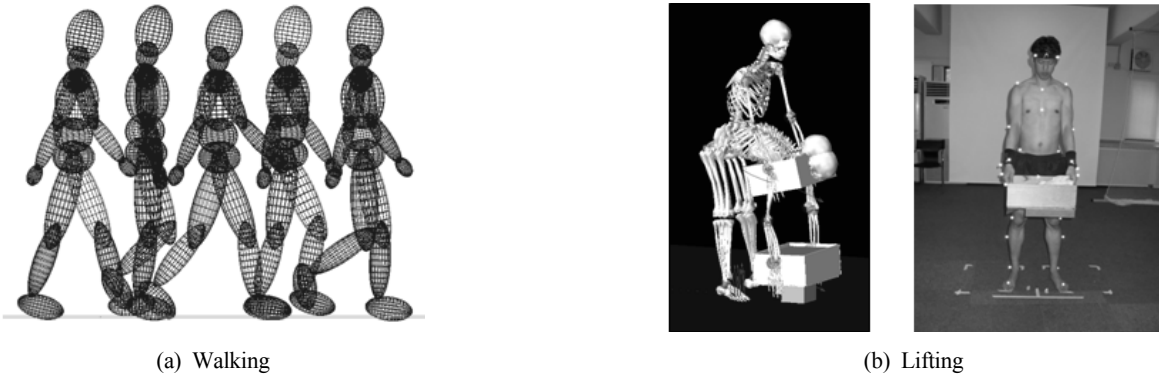


Fig. 3 Experimental setting for human model validation.

방법과 동일하게 시행되어, 요추부 부하와 비교 평가하였다.

2) 인체모델 적용을 위한 지면작물 수확작업

검증된 인체모델을 적용하고, 평가하기 위한 수확작업 모의실험은 관련 문헌연구(Chung et al., 2003)을 참조하여, 두 개의 지면반력기 위에서 수행되었다. 그림 4와 같이 실험 중 피험자가 쪼그려 앉은 자세를 유지하며, 대퇴부와 정강이 부위 사이 각이 30도를 넘어서지 않도록 제한하기 위해 사전 교육을 실시하였다. 주어진 작업조건과 작업속도에 따라 수확하는 모의실험을 수행할 수 있도록 전자 메트로놈(SMT-2000, Samick, Korea)을 이용하여 해당 작업영역에 팔을 뻗는 작업 속도를 설정하였다.

그림 5는 비대칭성 쪼그려 앉은 자세를 이용하여 수확하는 작업을 나타낸다. 왼쪽에서 오른쪽으로 나타내는 것은 팔 동작을 나타내는 것으로 팔을 뻗는 거리를 나타내며, 각각 가까운 곳(팔길이 20%), 먼 곳(팔길이 40%), 아주 먼 곳(팔길이 70%) 군으로 나타냈다. 그리고 위에서 아래로 나타내는 것은 몸통의 꺾임 각도를 나타낸 것으로 각각 정면, 반 측면, 측면 몸통 꺾임으로 나타내었다.

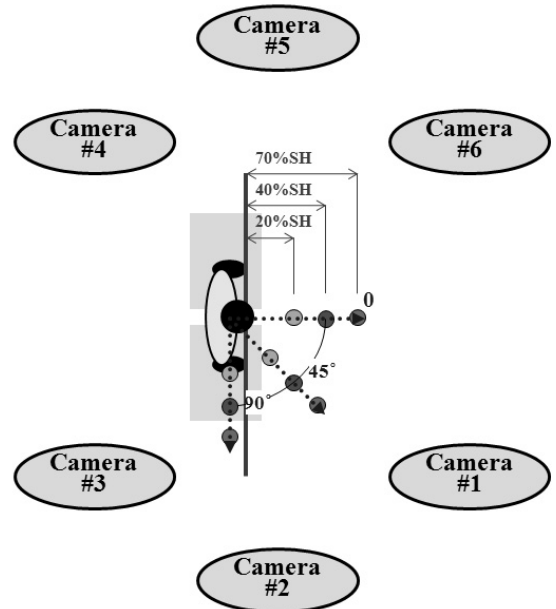
지면작물 수확작업시 작업자의 허리부하는 작업자의 몸통 운동뿐만 아니라 팔 운동의 영향을 받는다(Lim et al., 2007). 따라서 이 실험의 독립변수는 그림 5와 같이 몸통의 꺾임 각도 3수준(정면, 측면으로 45도, 측면으로 90도)과 팔의 뻗음 길이(피험자 팔 길이의 20%, 40%, 70%)로 설정하였다. 표 8



(a) Worker in farm



(b) Subject in laboratory



(c) Experimental setting in laboratory

Fig. 4 Experimental setting in oriental melon harvest work.

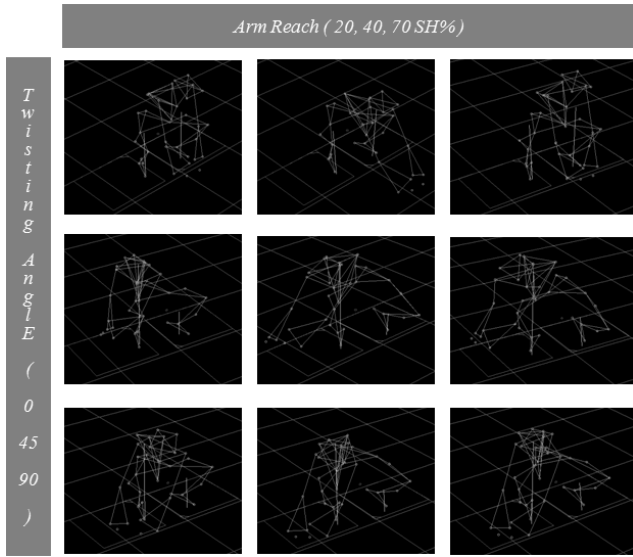


Fig. 5 Asymmetric Squatting posture during melon harvest work.

은 검증된 모델을 통해 몸통의 꺾임 각도에 따른 쪼그려 앉은 작업 자세시 허리부하 값을 분석한 결과이다. 팔 동작의 경우는 팔 길이의 비율(% SH)을 이용하여 가까운 곳(20%), 중간(40%), 먼 곳(70%)으로 설정하였다. 또한 종속변수는 허리의 부하 값 즉 요추부(L5/S1)에서의 모멘트 값으로 설정하였다. 인체운동 계측장비를 통해 획득된 운동학적 값을 ADAMS LifeMOD 상용 소프트웨어 인체모델의 입력 값으

로 사용하여 주어진 작업동작에서의 요추부의 생체 역학적 분석을 수행하였다.

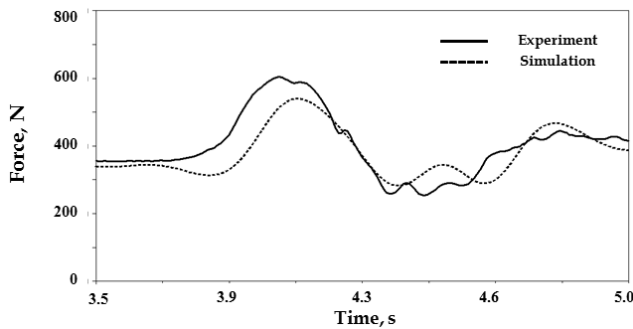
### 3. 결과 및 고찰

#### 가. 인체모델 구성 및 검증 결과

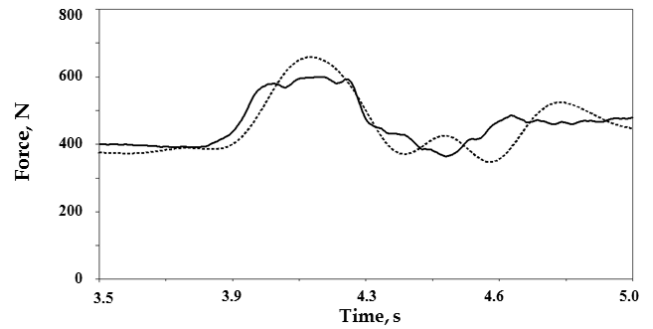
##### 1) 지면반력

그림 6은 피험자가 보행 1주기 동안 발생시키는 지면 수직 방향으로 작용하는 지면반력(Ground Reaction Force)을 나타낸 것이다. 각각의 선은 지면반력기(forceplate)를 통해 측정된 값과 인체 족부 모델을 통해 예측된 결과 값이다. 즉, 피험자의 발이 지면반력 위에 있을 때의 계측 데이터와 예측 데이터를 비교한 그래프이다.

표 3의 Root mean square(RMS) 값 차이의 경우, 좌/우 수직력(Z방향)은 각각 93.40 N, 100.64 N으로, 좌/우 측방 수평력(Y방향)은 27.41 N, 9.53 N으로 선행연구(Gilchrist et al., 1997)의 결과인 111 N(수직력)과 39.1 N(수평력)과 비교할 때 더 작은 오차 값을 보였다. 상대값 차이 값(Relative Position Differences)의 경우, 생체역학적 평가기준(Wojtyra, 2003)인 15% 이내에 모두 포함되었다. 상관관계(Correlation Coefficients)는 좌, 우 측방 수평력을 제외하고, 수직력(Z)의 상관관계는 좌측 0.94, 우측 0.94로, 모두 피어슨 계수가 0.9 이상으로 상관도가 매우 높았다. 보행분석에서는 수직력이 좌, 우 측방



(a) Left Foot



(b) Right Foot

Fig. 6 Validation Data in Ground Reaction Force - Vertical Force.

Table 3 The validation of the simulation's result in ground reaction force at walking

| Contents                           | Left Foot      |                |                | Right Foot     |                |                |
|------------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
|                                    | X <sup>a</sup> | Y <sup>b</sup> | Z <sup>c</sup> | X <sup>a</sup> | Y <sup>b</sup> | Z <sup>c</sup> |
| Relative Position Differences (%)  | -2.49          | -              | -4.22          | 14.53          | -              | -1.42          |
| Absolute Position Differences (N)  | -6.62          | -0.68          | 8.71           | -0.97          | 2.39           | 10.74          |
| Root Mean Square (N)               | 62.45          | 27.41          | 93.40          | 65.83          | 9.53           | 100.64         |
| Pearson's Correlation Coefficients | 0.94           | 0.62           | 0.94           | 0.94           | 0.77           | 0.94           |

<sup>a</sup>X stands for forward-backward direction

<sup>b</sup>Y stands for left-right direction

<sup>c</sup>Z stands for upward-downward direction

수평력과 전, 후방 수평력에 비해 매우 큰 값을 가지므로, 수직력에서의 결과를 통해 모델의 신뢰성을 평가한다. 따라서 인체모델을 통한 예측치가 문헌에 제시된 오차 범위 내에 들어 신뢰할 수 있는 결과를 도출함을 확인하였다.

2) 기구학적 정보 및 운동역학적 정보

표 4와 그림 7은 각각 보행 중 검증된 모델(Vicon Plug-in-gait model)과 본 연구 인체모델의 기구학적 정보(관절의 각운동)에 대해 비교한 표와 그림이다. 그림 7은 보행 1주기 동안 왼쪽 하지관절에 발생하는 신체 관절운동을 나타내는 그래프로 시상면(Sagittal plane)에서의 각운동을 나타낸다. 발목관절의 경우 다른 관절에 비해 비교적 오차가 크게 발생하였다. 이는 다관절로 구성된 실제 발목관절을 2자유도의 단순한 기구학적 모델로 설정하였기 때문이다. 상대차이 값(Relative Position Differences)의 경우, 좌/우 발목, 좌/우 무릎, 좌/우 힙 관절 각각 -9.17/1.28%, 0.70/5.47%, -1.97/-1.52%로 모두 10% 이하의 값을 가지며, 생체 역학적 분석평가 기준(Wojtyra, 2003)인 15% 이내에 포함되었다. Root Mean

Square(RMS) 값의 차이도 좌/우 하지관절에서 평균 5도 이하였다. 상관관계 계수는 피어슨 계수가 좌/우 발목, 좌/우 무릎, 좌/우 힙 관절 각각 0.97/0.97, 0.99/0.99, 0.99/0.99로, 상관도가 매우 높은 결과를 보였다.

그림 8은 보행 1주기 동안 왼쪽 하지관절에 발생하는 시상면(Sagittal plane)에서의 관절힘을 나타내는 것으로 하지관절에 발생하는 관절력은 비슷한 패턴을 보였다. 본 연구의 시뮬레이션 운동역학적 결과는 검증된 모델에 비해 조금 크고 아래로 볼록하게 작용하는 시점이 조금씩 뒤로 밀리는 현상을 보이는데, 이는 인체 관절을 수식화 하는 모델링 과정에서 실제로 복잡한 구조를 가지는 발목관절을 단순화된 2 자유도 모델로 단순화시키는 데서 기인한 것으로 사료된다.

표 5와 그림 8에서 제시된 바와 같이, 운동역학적 결과는 상대값 차이 값의 경우, 좌/우 발목, 좌/우 무릎, 좌/우 힙 관절 각각 -4.75/-1.57%, -8.00/-2.52%, -6.34/-0.73%로 모두 10% 이하의 값을 가지며, 생체 역학적 분석평가 기준(Wojtyra, 2003)인 15% 이내에 포함되었다. 상관관계 계수는 피어슨 계수가 좌/우 발목, 좌/우 무릎, 좌/우 힙 관절 각각

Table 4 The validation of the simulation's result in kinematic data at walking

| Contents                           | Left  |      |       | Right |       |       |
|------------------------------------|-------|------|-------|-------|-------|-------|
|                                    | Ankle | Knee | Hip   | Ankle | Knee  | Hip   |
| Relative Position Differences (%)  | -9.17 | 0.70 | -1.97 | 1.28  | 5.47  | -1.52 |
| Absolute Position Differences (N)  | 1.17  | 0.01 | 0.62  | 0.03  | -0.54 | -0.56 |
| Root Mean Square (N)               | 2.26  | 2.46 | 2.44  | 2.08  | 3.28  | 2.48  |
| Pearson's Correlation Coefficients | 0.97  | 0.99 | 0.99  | 0.97  | 0.99  | 0.99  |

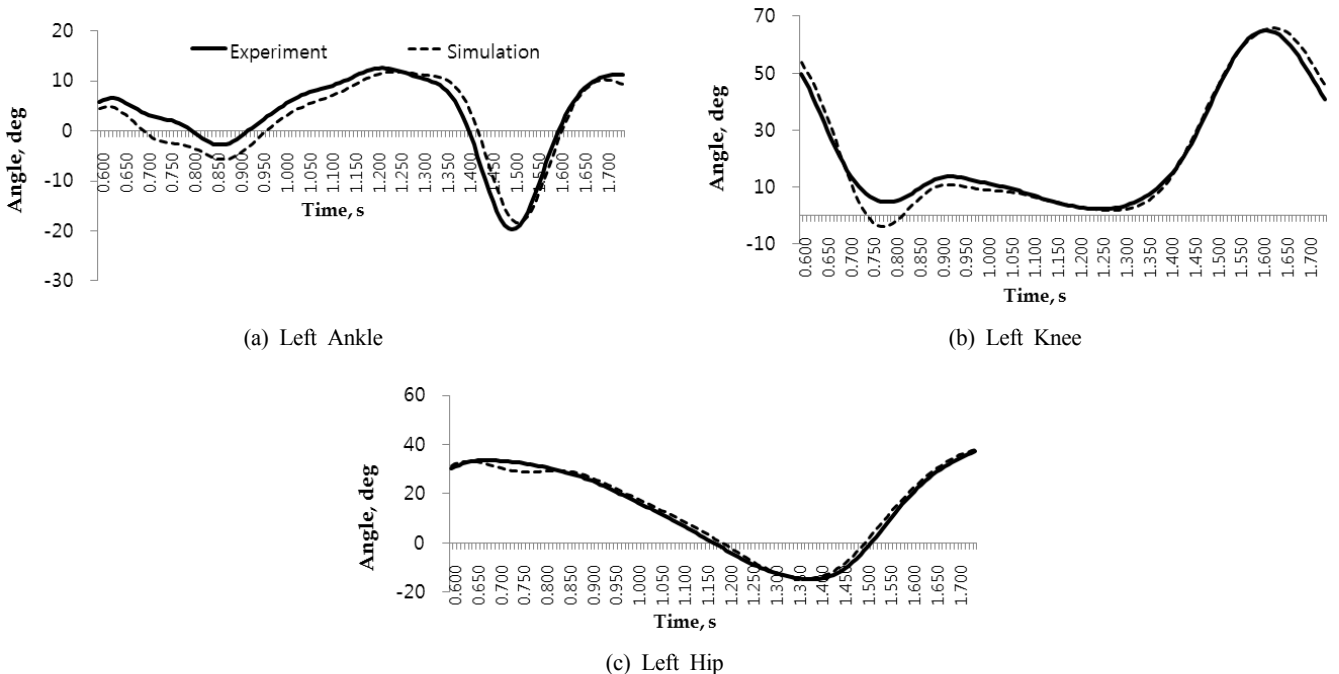
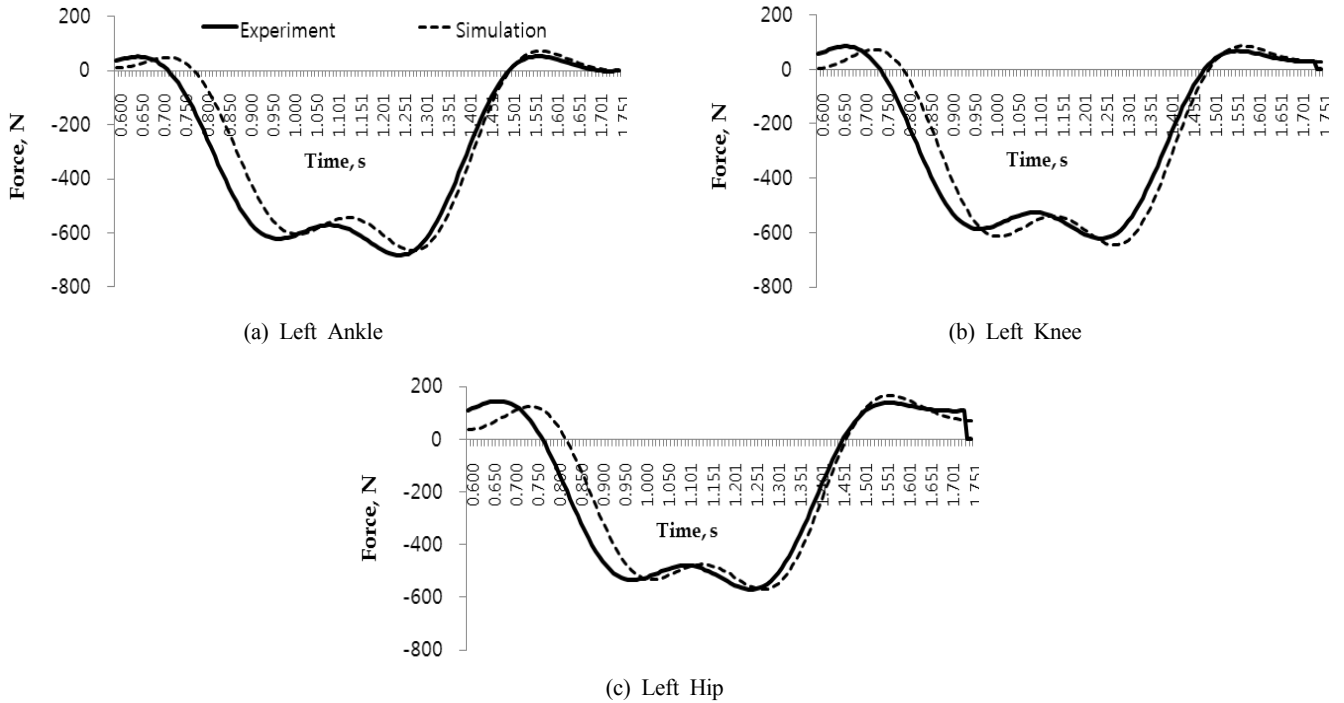


Fig. 7 The validation of the simulation's result in kinematic data at walking.

**Table 5** The validation of the simulation's result in kinetic data at walking

| Contents                           | Left  |       |        | Right |        |        |
|------------------------------------|-------|-------|--------|-------|--------|--------|
|                                    | Ankle | Knee  | Hip    | Ankle | Knee   | Hip    |
| Relative Position Differences (%)  | -4.75 | -8.00 | -6.34  | -1.57 | -2.52  | -0.73  |
| Absolute Position Differences (N)  | 22.77 | 0.84  | 6.27   | -5.15 | -8.07  | -5.34  |
| Root Mean Square (N)               | 96.24 | 99.76 | 108.16 | 98.53 | 104.50 | 102.01 |
| Pearson's Correlation Coefficients | 0.95  | 0.94  | 0.94   | 0.95  | 0.94   | 0.94   |



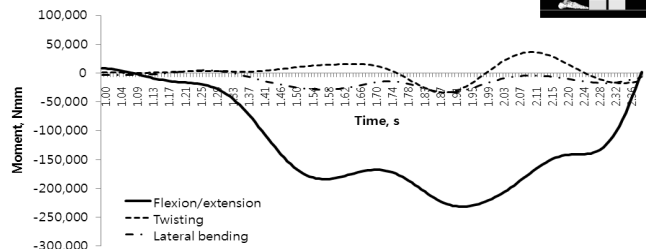
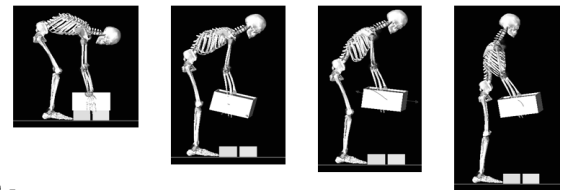
**Fig. 8** The validation of the simulation's result in kinetic data at walking.

0.95/0.95, 0.94/0.94, 0.94/0.94로 상관관계가 매우 높았다. 따라서 인체모형을 통한 예측치가 문헌에 제시된 오차 범위 내에 들어 신뢰할 수 있는 결과를 도출함을 확인하였다.

몸을 앞으로 굽히고, 펴는 굽힘 토크가 가장 크게 작용한다. 따라서 상대적으로 크게 작용하는 굽힘 토크를 대상으로 비교 평가하였다.

**3) 요추부 관절토크**

들기 실험은 요추부의 관절토크를 비교 평가하기 위해 수행하였다. 들기 작업의 경우 요추부의 상해를 가장 빈번히 발생시키는 작업으로 많은 연구들이 수행되어 왔으며, 그 결과들을 비교 평가하기에 적합한 실험이라 판단하여 수행하였다. 그림 9는 Kingma 등(1998)의 논문에 제시된 방법과 동일하게 수행하여 비교 평가한 결과이다. 그리고 들기 동작 1주기 동안 작업자의 들기 동작 자세와 이때 요추부에 발생하는 해부학적 축에 대한 3방향의 토크를 나타내는 그래프이다. 이 토크는 굽힘 토크(bending torque), 비틀림 토크(twisting torque), 측방 굽힘 토크(lateral bending torque)이다. 본 연구의 들기 실험에서는 작업자의 정면에 놓인 상자를 드는 동작이므로 몸을 비틀거나 측면으로 굽히는 운동이 제한되므로



**Fig. 9** Torque information of lumbar joint during lifting.

들기 실험에서는 중량물과의 거리, 높이, 시간 및 자세에 따라 달라지므로 문헌(Kingma et al., 1998)에 제시된 실험조건인 오른쪽 발끝에서 전방으로 5 cm, 지면에서 10 cm 높이 지점을 들기 작업의 시작점으로 설정하고, 1.5초 동안 15.7 kg 중량물을 편한 들기 작업 자세를 이용하여 드는 작업을 수행하였다. 요추부 토크 값은 최대값과 평균값을 구하여, 문헌과 비교하였다. 그림 10과 같이 인체모델을 통해 예측된 최대 토크 및 평균 토크 값이 문헌에 제시된 최소값과 최대값 사이에 있는 것으로 분석되었다. 따라서 인체모델을 통한 예측치가 문헌에 제시된 분석결과 범위 내에 들어 신뢰할 수 있는 결과를 도출함을 확인하였다. 따라서 인체모델을 통한 요추부 작업부하 예측 결과는 신뢰성이 높은 것으로 판단된다.

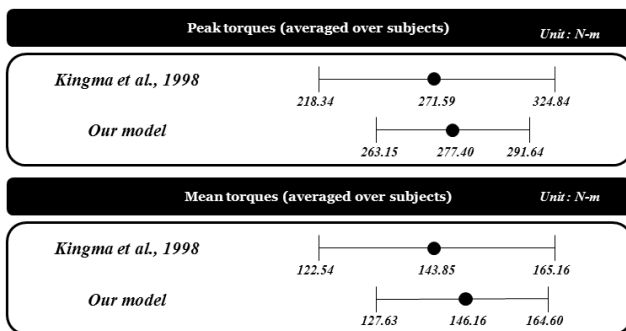


Fig. 10 validation of the simulation's result in torque at lumbo-sacral joint.

나. 시설참외 수확작업시 작업자 요추부의 생체역학적 평가

그림 11은 허리를 전/후방 방향으로 허리에 작용하는 굽힘 모멘트(flexion moment) 평균을 나타내는 그래프로, 가까운 위치, 중간 위치, 먼 위치의 팔 뻗음 작업시 발생하는 모멘트를 나타낸다. 그리고 허리의 트는 각도 즉, 0, 45, 90도에 따른 결과를 함께 나타냈다. 표 6에서 보는 바와 같이 허리의 트는 각이 0도인 정면 작업(SS)시 요추부 신전모멘트 평균값은 가까운 곳, 중간, 먼 곳에서 각각 88.4 Nm, 97.2 Nm, 132.3 Nm이며, 허리의 트는 각이 45도인 측면 작업(TS-45D)

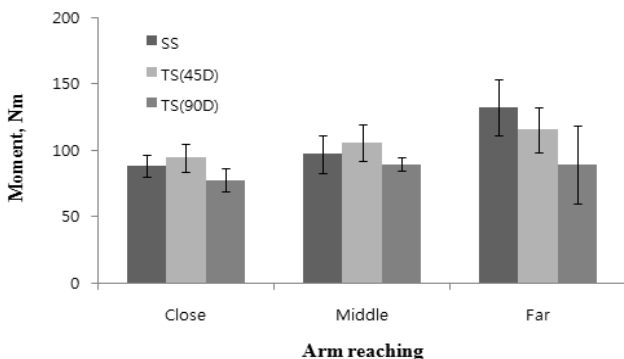


Fig. 11 Flexion / extension moment in lumbar.

시에는 각각 94.5 Nm, 106.1 Nm, 115.5 Nm이며, 허리의 트는 각이 90도 측면 작업(TS-90D)시에는 각각 77.8 Nm, 89.7 Nm, 89.2 Nm이다. 따라서 허리의 평균 굽힘 모멘트는 허리의 트는 각이 0인 정면 작업(SS)시 팔 뻗음 거리가 멀어짐에 따라 증가하는 경향을 보였다.

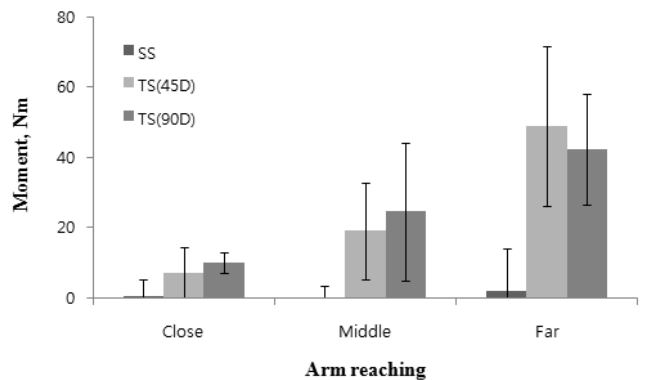


Fig. 12 Twisting moment in lumbar.

그림 12는 허리를 좌/우 방향으로 허리를 비트는 모멘트인 비틀림 모멘트 평균을 나타내는 그래프로, 가까운 위치, 중간 위치, 먼 위치의 팔 뻗음 작업시 발생하는 모멘트를 나타낸다. 그리고 허리의 트는 각도 즉, 0, 45, 90도에 따른 결과를 함께 나타냈다. 표 8의 비틀림 모멘트(Twisting moment) 평균값은 허리의 트는 각이 0도인 정면 작업(SS)시 가까운 곳, 중간, 먼 곳에서 각각 8.6 Nm, 15.2 Nm, 31.5 Nm이며, 허리의 트는 각이 45도인 측면 작업(TS-45D)시에는 각각 28 Nm, 53 Nm, 77.6 Nm이며, 허리의 트는 각이 90도인 측면 작업(TS-90D)시에는 각각 20.2 Nm, 35.4 Nm, 79.5 Nm이다. 따라서 먼 곳에 손을 뻗어 하는 작업하는 경우 모멘트가 가장 크고, 허리를 비트는 비대칭 운동 각도가 커짐에 따라 모멘트 값이 증가함을 보였고, 또한 팔의 뻗음 정도가 커짐에 따라 증가하는 경향을 보였다. 이는 허리의 작업부하가 증가함을 보였다.

그림 13은 허리를 피험자의 정면에서 좌/우 방향으로 허리

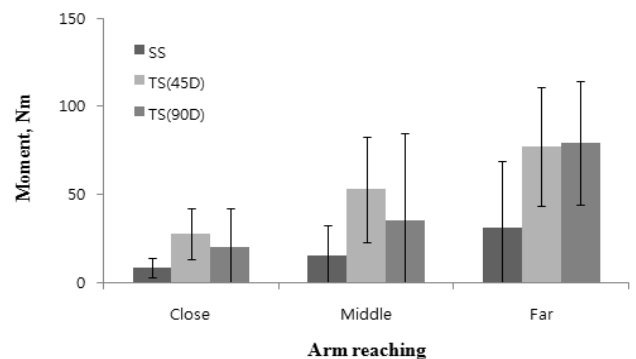


Fig. 13 Lateral bending moment in lumbar.



**Table 6** Moment at L5/S1 joint during harvest work

(Unit : Nm)

|                | 0 Degree (SS) |            |             | 45 Degree (MS) |             |             | 90 Degree (TS) |            |            |
|----------------|---------------|------------|-------------|----------------|-------------|-------------|----------------|------------|------------|
|                | Close         | Middle     | Far         | Close          | Middle      | Far         | Close          | Middle     | Far        |
| S <sup>a</sup> | 88.4(8.3)     | 97.2(13.9) | 132.3(21.2) | 94.5(10.4)     | 106.1(13.6) | 115.5(17.3) | 77.8(8.7)      | 89.7(4.9)  | 89.2(29.5) |
| T <sup>b</sup> | 0.4(5.1)      | 0.24(3.1)  | 1.9(12.1)   | 7.2(7.2)       | 19.2(13.7)  | 48.9(22.8)  | 10.2(2.9)      | 24.6(19.5) | 42.4(15.8) |
| F <sup>c</sup> | 8.6(5.5)      | 15.2(17.5) | 31.5(37.7)  | 28(14.3)       | 53(29.8)    | 77.6(33.7)  | 20.2(22.1)     | 35.4(49.3) | 79.5(35.1) |

<sup>a</sup>S stands for flexion-extension moment

<sup>b</sup>T stands for twisting moment

<sup>c</sup>F stands for lateral bending moment

를 비트는 모멘트인 측방 굽힘 모멘트 평균을 나타내는 그래프로, 가까운 위치, 중간 위치, 먼 위치의 팔 뻗음 작업시 발생하는 모멘트를 나타낸다. 그리고 허리의 트는 각도 즉, 0, 45, 90도에 따른 결과를 함께 나타냈다. 표 6의 측방 굽힘 모멘트(Lateral bending moment) 평균값은 허리의 트는 각이 0도인 정면 작업(SS)시 가까운 곳, 중간, 먼 곳에서 각각 0.4 Nm, 0.24Nm, 1.9Nm이며, 허리의 트는 각이 45도인 측면 작업(TS-45D)시에는 각각 7.2Nm, 19.2Nm, 48.9Nm이며, 허리의 트는 각이 90도인 측면 작업(TS-90D)시에는 각각 10.2 Nm, 24.6Nm, 42.4Nm이다. 따라서 먼 곳에 손을 뻗어 하는 작업의 경우 모멘트가 가장 크다. 허리를 비트는 비대칭 운동 각도가 커짐에 따라 모멘트 값이 증가함을 보였고, 또한 팔의 뻗음 정도가 커짐에 따라 모멘트 값이 증가하는 경향을 보였다. 허리를 비트는 비대칭성 쪼그려 앉은 작업 자세에서는 신전 모멘트 값은 팔의 뻗음 정도에만 영향을 받지만, 측방 굽힘 모멘트와 비틀림 모멘트 값 등이 비대칭 각도 뿐 아니라 팔의 뻗음 정도에 따라서도 허리부하에 많은 영향을 받음을 알 수 있었다.

값은 먼 곳에 손을 뻗어 하는 작업하는 경우 가장 큰 모멘트 값을 보였고, 허리를 비트는 비대칭 몸통 운동 시에 모멘트 값의 차이는 크지 않았다. 측면 굽힘 모멘트와 회전 비틀림 모멘트 값은 먼 곳에 손을 뻗어 하는 작업하는 경우 가장 큰 값을 보였고, 허리를 비트는 비대칭 운동 각도가 커짐에 따라 값이 증가함을 보였다. 또한 팔의 뻗음 정도가 커짐에 따라 모멘트가 증가하는 경향을 보였다. 비대칭성 쪼그려 앉은 작업 자세에서는 신전 모멘트 값은 팔의 뻗음 정도에만 영향을 받지만, 측면 굽힘 모멘트와 회전 비틀림 모멘트 값 등이 허리를 비트는 비대칭 각도 뿐 아니라 팔의 뻗음 정도에 따라서도 허리부하에 많은 영향을 받음을 알 수 있었다.

- (3) 농작업자의 생체역학적 평가를 위한 인체모형을 구성하고, 쪼그려 앉은 작업 등을 정량적으로 평가 해석함이 가능함을 보였다.

**참 고 문 헌**

**4. 요약 및 결론**

본 연구는 농작업자의 생체역학적 평가를 위해 인체모형을 구성하고, 이를 이용하여 농작업자의 생체역학적 평가를 통해 근골격계 작업부담을 평가하였다. 검증된 인체모형이 정량적으로 쪼그려 앉은 작업의 해석이 가능하였고, 이를 일반적인 농작업자의 인간공학적 해석도구로 사용가능함을 보였다.

- (1) 인체모형의 신뢰성을 검증하기 위해서 보행 동작과 들기 동작을 대상으로 평가하였으며, 평가인자 즉, 지면 반력, 관절각 및 관절힘 모두 문헌에서 제시한 기준을 만족시켜 신뢰성이 검증되었다. 또한 허리 요추부 모멘트는 문헌에서 제시한 기준 내에 포함되어 신뢰성이 검증되었다.
- (2) 검증된 인체모형을 이용하여 시설참외 수확작업시 쪼그려 앉은 작업자세를 평가하였다. 요추부 신전모멘트

1. Anderson, B., Ortengren, R. and Herberts, P. 1977. Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related posture and loading. Orthopedic Clinics of North America 8:85-96.
2. Chaffin, D. 1973. Localized muscle fatigue - definition and measurement. Journal of Occupational Medicine 15:346-354.
3. Chung, M. K., I. S. Lee and D. H. Kee. 2003. Effect of stool height and holding time on postural load of squatting postures. International Journal of Industrial Ergonomics 32:309-317.
4. Gabriele Helms, Bernd-Arno Behrens, Martin Stolorz, Patrick Wefstaedt and Ingo Nolte. 2009. Multi-body simulation of a canine hind limb: model development, experimental validation and calculation of ground reaction forces. BioMedical Engineering OnLine 8:36.
5. Gilchrist, L. A. and D. A. Winter. 1997. A multi-segment computer simulation of normal human gait. IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering 5(4):290-299.

6. Hoozemans, M. J. M., A. J. van der Beek, M. H. W. Fringsdresen and L. H. V. van der Woude. 1998. Pushing and pulling in relation to musculoskeletal disorders: a review of risk factors. *Ergonomics* 41(6):757-781.
7. Jung, D. H. 1997. *Basic Statistics*. Bach-san Seo-dang, Seoul, Korea.
8. Jung, M. K., I. S. Lee and Yoon, S. Y. 2001. Physiological workload evaluation of screw driving tasks in automobile assembly jobs. *International Journal of Industrial Ergonomics* 28(4):181-188.
9. Jung, H. S. and H. -S. Jung. 2008. Evaluation of proper height for squatting stool. *Ergonomics* 51(5):671-90.
10. Kingma, I., M. P. de Looze, J. H. van Dieën, H. M. Toussaint, M. A. Adams and C. T. Baten. 1998. When is a lifting movement too asymmetric to identify low-back loading by 2-D analysis?. *Ergonomics* 41(10):1453-1461.
11. Kim, K. R. 2008. *A Study on the Farmers' Health Status and Musculo-skeletal Workload*. Ph.D. thesis, Seoul National University.
12. Kim, K. S., K. R. Kim, H. C. Kim and K. S. Lee. 2006. Risk assessment and symptoms of musculo-skeletal disorders in melon farm workers. *Journal of Korean Society of Occupational and Environmental Hygiene* 16(4):385-397.
13. Kong, Y. K., D. M. Kim, S. J. Lee, J. H. Lee, Y. H. Lee, K. S. Lee, S. T. Sohn. 2009. Evaluation of the Effects of Lower-limb Postures on the Subjective Discomfort, Heart Rate and EMGs of Lower Extremity Muscles. *Journal of the Ergonomics Society of Korea* 28(1):9-19.
14. Lee, S. S., Y. H. Kim, A. R. Choi and J. H. Mun. 2008. A study on ergonomics design of wheelbarrow for melon farm on protected horticulture. *Journal of Biosystems Engineering* 33(3):157-166.
15. Lim, D. S., K. S. Lee, A. R. Choi, Y. J. Kim, J. H. Mun. 2009. Biomechanical analysis on the Lower back using Human Model during Pushing the Manual Vehicle. *J. of Biosystem eng.* 34(4):286-294.
16. Lim, D. S., K. S. Lee, K. R. Kim and J. H. Mun. 2007. Spinal load on Asymmetrical Squatting posture at ground level. 2007 Summer Conference of Korean Society for Agricultural Machinery, Koo-rye, Korea.
17. Nag, P. K., Chintharia, S., Saiyed, S. 1986. EMG analysis of sitting work postures in women. *Applied ergonomics* 17(3): 195-197.
18. Nevala-Puranen, N., Minna Kallionpää and Kari Ojanen. 1996. Physical load and strain in parlor milking. *International Journal of Industrial Ergonomics* 18(4):277-282.
19. Nevala-Puranen, N., Taattola, K. and Veniiliinen, J., 1993. Rail system decreases physical strain in milking. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 12:311-316.
20. Pan, C. S., K. M. Miller, C. Sharon and John A. Wu. 2004. Evaluation of a computer-simulation model for human ambulation on stilts. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 4:283-303.
21. S. Jin, R. McCulloch and G.A. Mirka. 2009. Biomechanical evaluation on postures assumed when harvesting from bush crops. *International Journal of Industrial Ergonomics* 39(2): 347-352.
22. Schultz, A., Anderson, G., Ortengren, A., Nachemson, A., Haderspeck, K 1982. Loads on the lumbar spine : validation of a biomechanical analysis : measurements of inter-discal pressures and myoelectric signals. *Journal of Bone and Joint Surgery* 64A:713-720.
23. Wojtyra, M. 2003. Multibody simulation model of human walking. *Mechanics based design of structures and machines* 31(3):357-379.