Title

Analysis on Biomechanical Differences Depending on Changes in Postures During Farm Work

Subtitle

Risk factor investigation of Farmer workers

ABSTRACT

Objective: This study looks into biomechanical variables occurring when one travels in a sitting posture and presents objective references to make improvements in work environments of farm working employees.

Background: The farmers are more common musculoskeletal disorders compared to other professions because it is much more exposed to biomechanical risk factors. The sitting posture that the representative form of the squatted, can cause typical diseases of the knee joint, such as osteoarthritis or patella femoral pain syndrome of the knee joint. Thus it squatted to analyze the effects of the movement when the knee joint load on the sitting position will not be a meaningful study.

Method: In order to proceed with its investigation, the study examined movements of traveling in a sitting posture with and without a lower body supporter through a three-dimensional image analysis and, by using Surface EMG. The study compared and analyzed the average muscle activity and the maximum muscle activity as well.

Results: Every movement of traveling in a sitting posture is related to loads onto the knee joints and, when the farm working employees move to the sides, the study observed a high level of bowlegged moment. The study also noticed differences in muscle activity of medial gastrocnemius with and without the lower body supporter.

Conclusion/ Application: The study argues that what has been discussed so far is evidence to prove how the farm working environments should be improved in consideration of these movements observed when the farm workers travel in a sitting posture.

Keywords

squatting, EMG, knee moment, lower extremity supporter

1. Introduction

우리나라 농업 형태별로 농작물은 수도작, 시설작물, 노지작물, 과수, 축산 등으로 구분될 수 있으며,

작목에 따라 유해인자와 관련 질환이 다르게 나타나는 특징이 있다. 특히 노지나 시설재배 농작물의 경우 지표면의 낮은 곳에서 생육하여 수확 시에 주로 허리를 구부리거나 쪼그려 앉거나, 무릎을 꿇는 자세로 작업하는 경우가 대부분이다. 2012년 농업인의 업무상 질병 및 손상 조사 결과에 따르면 농업인의 농작업 관련 질병 가운데 근골격계 질환이 92.5%로 매우 높았다. 이러한 농작업 질환과 관련된 근골겨계질환의 주요원인으로 주로 허리(50.6%), 무릎(31.6%)에 집중되고 있다고 보고되고 있다(RDA, 2015).
쪼그려 앉거나 무릎을 꿇는 자세는 슬개 대퇴관절의 압력을 증가시켜 무릎관절 연골의 변형을 초래하게 되어 무릎에 골관절염을 유발한다. 우리나라 밭작물은 대개 여성 농업인이 농작업을 수행하게 되는데, 이는 남성에 비해 여성 농업인에게 무릎 골관절염이 훨씬 더 높게 발생할 것으로 추정하고 있다(Kim et al., 2010).

쪼그려 앉거나 무릎을 꿇은 자세로의 작업은 중량물 취급작업에 비해 순간적인 인체 역학적 부하는 크지 않지만, 1일 2시간 이상 쪼그려 앉아서 작업을 하는 경우 2시간 미만의 작업들 보다 무릎 관절에 2.77배(Kim and Ryu, 2005) 높은 부하를 받으며, 관절 압박력 또한 서 있는 자세보다 7.8배 증가하고(Kim and Jang, 2008), 이와 같이 불안정한 자세로 지속적인 농작업을 수행함으로 인해 무릎의 퇴행성관절염 및 무릎 대퇴 통증 증후군 등과 같이 대표적 무릎 관절질환의 원인이 될 수 있다고 보고되고 있다(Lee et al., 2002). 이러한 이유로 미국에서는 쪼그려 앉는 자세를 근골격계질환의 주요 위험요인으로 분류하고 있다(NIOSH, 1982).

작업관련 관절질환과 관련된 연구를 살펴보면, 특정 자세에의 불편도를 주관적으로 평가한 연구와 시뮬레이션을 통한 정량적 방법을 적용한 여러 가지 연구가 진행되었다(Lee et al., 2002; Burgess, 2003; Straker, 2003; Jung and Jung, 2005). 연구결과에 따르면 무릎을 굽힌 자세에서 허벅지의 대근육(major muscle)들을 수축, 동원해야 하기 때문에 불편도가 높아지며, 들기 자세에서 무릎을 이용하는 것이 허리를 보호할 수 있지만 무릎 부담작업이 될 수 있다고 보고하였다. 또한 쪼그려 앉은 자세에서 무릎부하는 불가피하지만 서포터를 통해 일정부분 감소시킬 수 있다고 보고하고 있다. 하지만 위 연구들은 정적인 자세에서 이루어져 실제 농작업 현장에서 발생하는 움직임을 고려한 연구가 진해되어야 한다.

이와 같이 쪼그려 앉은 자세에서 이동성을 고려한 정량적 분석은 직업성 무릎 관절질환 관련 연구에서 매우 중요하다고 판단된다. 특히 선행연구(Lee et al., 2011)에서 제시된 쪼그려 이동 시 하체서포터의 높이가 높을수록 서포터를 들어 올려 이동시키는 동작으로 인해, 무릎을 신전시키는 대퇴직근의 근활성도가 증가한다고 보고 되고 있고, 이에 대한 하체서포터 착용 유무에 따른 차이에 대한 정량적 연구가 요구된다.

따라서 본 연구에서는 노지 및 시설작목의 농작업에서 수행하는 쪼그려 앉은 자세와 쪼그려 앉은 자세에서 하체서포터 착용이 근육활동과 무릎관절 모멘트에 어떠한 효과를 미치는지 살펴보고자 하였다. 이를 위해 농작업 중에 발생 빈도 높은 쪼그려 앞으로(front)움직임과 옆으로 움직임(side)에 대하여 하체서포터 착용 유무에 따라 하지 관절에 작용하는 운동역학적 변인과 근육활동 정도를 정량화하여 비교 분석하였다.

2. Method

2.1 Subjects

본 연구는 연구목적을 충분히 이해하고, 실험에 자발적으로 참여의사를 밝힌 성인 여성 6명을 피실험자로 선정하였다. 실험에 참여한 피험자들은 과거와 현재 근골격계질환(Musculoskeletal Disorder) 등과 관련한 질환이 없었으며, 최근 6개월 이내에 근골격계 관련 통증으로 인하여 병원에서 치료를 받은 경험이 없는 정상적 활동이 가능하다. 실험에 참여한 피험자의 신체적 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Characteristics of subject

연령(세)	신장(㎝)	체중(kg)	다리길이(cm)	무릎높이(cm)
22.5(±SD:0.5)	155.4(±SD:2.7)	53.5(±SD:3.5)	92.7(±SD:1.9)	43.3(±SD:1.4)

*SD: Standard Deviation

2.2 Experimental equipment

본 실험은 C대학교 운동역학 실험실에서 이루어졌으며, 지면반력 측정기(AMTI ORG-6, USA) 를 1000 Hz/s의 샘플링 속도로 측정하였고, MotionMaster 200(Visol, Korea)적외선 카메라 6대를 사용하여 Kwon 3D XP(Visol, Korea)를 통해 데이터를 수집하였다. 하지 근육의 활동 정도를 분석하기 위해서 8채널 무선 노락슨(Noraxon Myoresearch, USA)을 1000 Hz로 샘플링하여 측정하였다. 영상과 지면반력, 그리고 근전도 신호 동조는 동조시스템 박스(VSAD-101USB, Visol, Korea)를 사용하여 LED와 지면반력 동조(sync)채널에 동조시켰다. 그리고 근전도 신호는 마지막 채널을 동조(sync)채널로 설정하여 동조버튼을 누르면 Transistor & Transistor Logic(TTL)신호가 발생되게 하여 동조시켰다.

2.3 Experimental Design

하체 서포터 선정은 시중에 유통되고 있으며 무게중심이 뒤쪽으로 쏠리지 않는 안정된 자세(Chung et al., 2003)를 유지할 수 있는 11 cm 높이의 하체서포터를 착용하였다(Figure 1).

Figure 1. Lower Extremity Supporter

움직임은 하체서포터를 허리벨트를 이용해 엉덩이에 밀착되게 고정한 후 쪼그려 앞으로(Y-axis: front) 이동하는 동작과 옆으로(X-axis: side) 이동하는 동작을 실시하였다(Figure 2, Table 2).

Figure 2. Movement type during the experiment

Table 2. Movement type

Type	Trial	Total
Non Support Front Movement(NSFM)	sub 6 × trial 2	12
Non Support Side Movement(NSSM)	sub 6 × trial 2	12
11cm Support Front Movement(SFM)	sub 6 × trial 2	12
11cm Support Side Movement(SSM)	sub 6 × trial 2	12

실험에 앞서 피험자들에게 실험의 목적에 대해 설명하였고, 원활한 실험이 이루어질 수 있도록 실험방법과 유의사항을 전달하였다. 또한 정확한 데이터 획득과 부자연스러운 동작을 방지하기 위해 실험에 들어가기 전에 쪼그려 이동 동작을 충분히 연습한 후에 실험을 수행하도록 하였다. 실험은 5회 반복하여 측정한 자료 중 영상을 통해 가장 자연스러운 동작 2회를 분석하였다. 피험자 모두 신발을 착용하지 않은 상태에서 스판 재질의 운동복을 착용하고 촬영하였다. 수집된 결과들은 좌우가 대칭이 된다는 가정 아래 왼

쪽 데이터만을 사용하였으며, 수집된 지면반력 데이터 값을 일반화하기 위해 각 대상자들의 몸무게(body weight)로 나누었다.

2.4 Measurement of Image

영상 분석은 통제점 및 인체관절 중심점의 좌표화와 동조를 거쳐 Abdel-Aziz Karara(1971)의 일차선형변환방법(DLT : Direct Linear Transformation method)을 이용해 3차원 좌표를 계산하였다. 노이즈(nosie)를 제거하기 위하여 저역 통과 필터(lowpass filter) 방법으로 스무딩을 하였으며, 차단 주파수는 6Hz로 설정하였다. 자료에 대한 평활화(smoothing)는 Kwon3D XP 프로그램을 사용하였다. 인체 관절은 대상자에게 부착된 해부학적 마커정보를 이용하여 발목관절(ankle joint), 무릎관절(knee joint)의 관절과 발(foot), 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 골반(pelvis)의 4개 분절을 강체로 모델링하였으며, 인체분절 지수(Body Segment Parameters)는 Plagenhoef et al. (1983)의 자료를 사용하였다. 이때 각 관절의 중심점을 위치를 찾기 위하여 촬영된 영상을 통해 고관절 중심점은 Tylkowsky 방식(Tylkowski, 1982)을 사용하였고, 무릎관절과 발목관절은 mid-point(secondary point)방식으로 관절중심을 설정하였다.

2.5 Measurement of ElectroMyoGram(EMG)

근전도 분석을 위해 척추기립근(erector spinae: ES) 중 요추 4번에서 양쪽으로 2 cm지점과 내측 비복근(medial gastrocnemius: MG), 대퇴직근(rectus femoris: RF), 전경골근(tibialis anterior: TA)에 표면전극(surface electrode)을 부착하였다(Cram et al., 1998)(Figure 3). 근전도 분석은 실험을 통해 얻은 raw data를 정류(Rectification)와 Smoothing 처리한 후 10 Hz의 차단주파수(cutoff frequency)로 필터링(low-pass filtering) 하였고, 처리된 값의 RMS(Root Mean Square)를 피험자와 각 조건에 따라 최대 EMG와 평균EMG를 계산하였다.

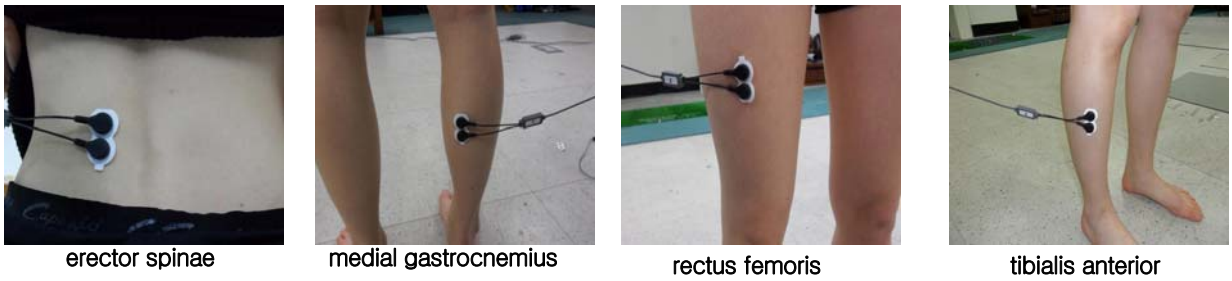

Figure 3. Muscles and position of EMG electrode

2.6 Definition of event

본 실험에서의 이벤트 및 국면설정은 수직 지면반력 및 영상자료를 기초로 지지발이 지면에 닿는 순간(Event 1: E1), 첫 번째 수직 지면반력의 정점(Event 2: E2), 두 번째 수직반력의 정점(Event 3: E3)으로 구분하였으며, E1과 E2시점 사이를 1stance phase(1SP), E2와 E3 사이를 2stance phase(2SP)으로 설정하여 분석하였다(Figure 4).

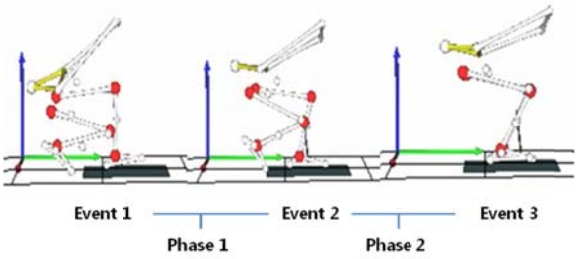

Figure 3. Definition of event and phase

2.7 Data analysis

각 작업유형별 시점 및 구간에 대한 무릎 관절 모멘트와 근전도의 평균과 표준편차를 계산하였다. 하체서포터 착용 유무와 이동방법 따른 차이 비교는 SPSS 20.0을 사용하여 일원 분산분석(one-way analysis of variance: ANOVA)을 실시하였으며, 유의한 경우 사후검정은 scheffe를 실시하였다. 유의수준 α=.05 수준에서 검정하였다.

3. Results

3.1 Knee joint moment

3.1.1 flexion/extension moment

하체서포터 착용 유무와 움직임 형태에 따른 굴곡/신전 무릎 모멘트의 차이는 <Table 3>과 같다.

Table 3. flexion/extension moment

Event	NSFM(1)	NSSM(2)	SFM(3)	SSM(4)	F-value	Post-hoc
Event 2	.050±.204	.024±.131	.135±.241	.087±.097	.661	
Event 2	.937±.269	1.257±.231	.856±.250	.941±.127	5.485**	1,3,4<2
Event 3	.895±.153	.928±.147	.873±.150	.827±.160	1.440	

M±SD **p<.01

결과에서 보는 바와 같이 E2에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으며(p< .01), 서포터를 착용하지 않은 옆으로(NSSM)움직임이 다른 형태에 보다 높은 값을 나타냈다. E1에서는 움직임에 따른 유의한 차이를 보이지 않았으나 SFM이 상대적으로 높은 값을 보였다. E3에서 움직임 형태에 따른 차이를 보이지 않았다.

3.1.2 varus/valgus moment

하체서포터 착용 유무와 움직임 형태에 따른 내/외반 무릎 모멘트의 차이는 <표 4>와 같다.

Table 4. varus/valgus moment

Event	NSFM(1)	NSSM(2)	SFM(3)	SSM(4)	F-value	Post-hoc
Event 1	.001±.023	.001±.025	.045±.062	.028±.037	2.621	
Event 2	.088±.058	.250±.112	.118±.057	.205±.078	8.004**	1,3<2,4
Event 3	.115±.058	.156±.048	.143±.049	.147±.068	.889	

M±SD **p<.01

결과에서 보는 바와 같이 첫 번째 수직 지면반력의 정점인 E2에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으며 (p< .01), 하체서포터 착용 유무에 관계없이 옆으로(side)움직임이 앞으로(front) 움직임보다 높은 값을 나타냈다. E1에서는 통계적 유의차는 보이지 않았지만 E2와는 달리 움직임이 아닌 서포터 착용 유무에 따라 상대적으로 다른 값을 보였다.

3.2 EMG

3.2.1 EMG of 1 stance phase(1SP)

하체서포터 착용 유무와 움직임 형태에 따른 1stance phase(1SP)의 평균 근전도와 최대 근전도는 Table 5와 같이 척추기립근(ES)의 최대 근전도에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으며(p<.05), 서포터를 착용하지 않은 옆으로 (side)움직임이 하체서포터를 착용한 앞으로 움직임과 착용하지 않은 앞으로 움직임보다 높은 값을 나타냈다. 이는 옆으로 이동 시 한발 입각기(stance)를 위한 높은 허리 신전 움직임이 발생한 것으로 해석될 수 있다.

3.2.2 EMG of 2 stance phase(2SP)

첫 번째 수직 지면반력의 정점과 두 번째 수직 지면반력의 정점 구간까지인 2stance phase(2SP)의 평균 근전도와 최대 근전도는 Table 6과 같다.
결과에서 보는 바와 같이 척추기립근(EP)의 평균 근전도와 내측비복근(MG)의 평균 근전도와 최대 근전도에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다(p<.05). 이를 구체적으로 살펴보면 지지발로 신체중심을 잡기 위해 척추기립근(EP)의 근활성도가 하체서포터를 착용하지 않은 옆으로 움직임 시에 더 증가한 것으로 해석될 수 있으며, 1stance phase(1SP)와 다르게 평균 근전도가 높은 특징을 보이고 있다.
내측비복근(MG)의 평균 근전도와 최대 근전도는 하체서포터를 착용한 앞으로 움직임(SFM)에서 낮은 근활성도를 보였으며 이는 중심을 잡기 위한 발목의 움직임이 다른 움직임에 비해 작은 것으로 해석될 수 있다.

Table 5. 1 stance phase(1SP)

muscle		NSFM(1)	NSSM(2)	SFM(3)	SSM(4)	F-value	Post-hoc
Erector spinae	mean	44.70±10.97	44.70±10.97	44.70±10.97	44.70±10.97	.551	
	max	70.74±17.57	108.47±28.08	84.75±14.87	92.45±13.26	4.607*	1,3<2
Rectus femoris	mean	41.98±21.52	32.85±18.98	49.80±2.44	39.11±14.15	1.482	
	max	84.08±24.41	56.52±27.71	76.75±3.47	78.31±24.85	1.232	
Tibialis anterior	mean	53.47±23.18	25.16±9.51	49.60±24.50	80.35±38.02	1.382	
	max	103.50±37.96	119.44±36.00	87.33±25.41	138.08±50.31	.978	
Medial gastocnemius	mean	41.98±13.32	19.57±7.39	28.83±12.84	21.66±5.82	.656	
	max	78.98±20.47	56.00±31.44	32.51±7.18	51.86±14.61	2.077	

Table 6. 2 stance phase(2SP)

muscle		NSFM(1)	NSSM(2)	SFM(3)	SSM(4)	F-value	Post-hoc
Erector spinae	mean	20.57±5.81	21.95±5.78	28.17±4.54	37.28±13.42	6.124**	1,2,3<4
	max	51.08±15.87	45.37±14.00	41.96±1.18	65.20±15.14	1.971	
Rectus femoris	mean	47.00±19.07	36.18±17.37	47.68±12.09	42.01±16.94	.761	
	max	75.24±29.51	53.90±18.85	56.61±12.96	74.25±39.46	1.319	
Tibialis anterior	mean	82.24±36.60	74.02±29.66	54.98±29.19	88.23±36.74	.660	
	max	130.47±57.11	107.32±52.69	84.06±32.34	139.08±52.36	.977	
Medial gastrocnemius	mean	32.28±8.65	40.25±18.00	7.97±3.77	19.66±7.57	4.256*	3<1,2
	max	58.14±23.25	56.47±25.25	10.71±5.79	33.05±16.03	5.083*	3<1,2

M±SD *p<.05, **p<.01

4. Discussion

쪼그려 움직임 시에 관절 모멘트의 크기를 운동역학적인 측면에서 관찰하는 것은 이동 운동에 따른 충격이 무릎관절에 미치는 영향을 이해하는데 도움을 줄 수 있으며(Lee et al., 2011), 또한 각 관절 움직임에 관여하는 여러 근육들의 근활성도를 평가된 것은 부하량과 관련하여 설명되어질 수 있다. 본 연구는 농작업 유형 중 빈번히 행해지는 쪼그려 앉은 움직임을 독립변인으로 설정하고, 종속변인으로 위 두 가지 생체역학적 변인을 설정하여 논의하고자 하며, 논의에 앞서 이러한 연구가 기존에 보고되지 않아 생체역학적 이론에 근거하여 논의를 제시하고자 한다.

Figure 5는 각각의 움직임에 따른 Event별 굴곡/신전모멘트 변화를 나타낸 것이다.

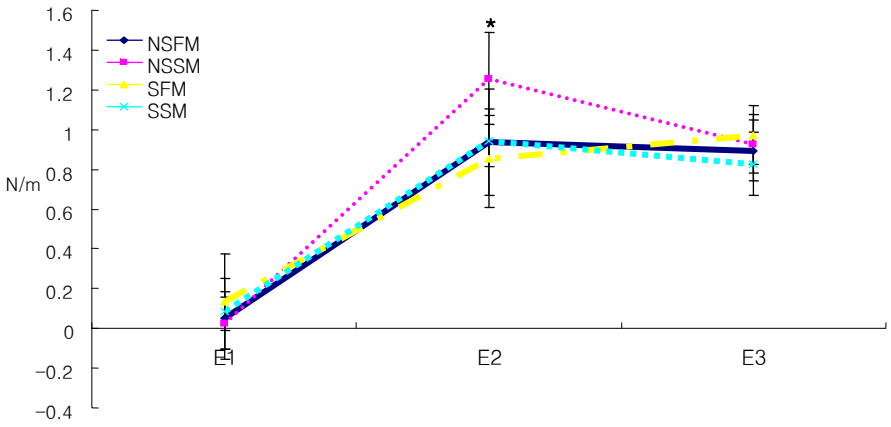

Figure 4. flexion/extension moment

하체서포터를 착용하지 않은 옆으로 움직임(NSSM)을 제외한 나머지 이동형태에서는 유사한 굴곡/신전무릎관절 모멘트를 나타내고 있으며, 하체 서포터를 착용하지 않은 옆으로 움직임은 나머지 다른 움직임과 비교해 지지발의 수직 지면반력이 가장 높은 시점인 E2에서 높은 신전 모멘트 값을 나타냈다.

이러한 결과는 신체중심을 지지하는 발로 옮겨가는 과정에서 신체중심의 상하움직임 크다는 것을 의미하며 유사한 움직임인 SSM과의 차이는 11cm 높이의 하체서포터로 인해 움직임이 작았기 때문으로 사료된다. 이러한 논의는 1구간의 근활성도 차이에서도 확인되었는데, 척추 기립근의 최대 근활성도가 NSSM에서 가장 높은 값을 보인 것은 옆으로 움직임 시에 무릎관절 움직임을 크게 하기 위해 상체를 신전시킴으로서 척추기립근의 근활성도가 가장 높게 나타난 것으로 판단된다. 또한 무릎관절 신전근인 대퇴직근에서는 통계적 유의차가 나타나지 않았지만 NSSM에서 상대적으로 가장 높은 값을 보여 이를 뒷받침한다. 따라서 하체서포터를 착용하지 않은 옆으로 움직임 시에 신체중심의 상하운동을 억제하는 것이 무릎관절의 순간적인 신전 부하를 감소시키는데 도움이 될 것으로 사료된다.

무릎관절에서의 높은 내반 모멘트는 내측 관절면의 협소와 관련되며, 장기적으로 슬개대퇴 통증 증후군(PFPS : patellofemoral pain syndrome)의 원인이 될 수 있다. 또한 무릎관절 반월판 손상 기전은 굴곡된 체중부하의 무릎관절에 대해 수평면에서 발생하는 대퇴과들의 강력한 회전운동으로 나타난다. 이러한 움직임은 닫힌사슬(close-chain) 즉, 발이 지면에 지지하였을 때 나타나는데 쪼그려 앉아 움직임은 기본적으로 이러한 형태를 띄게 된다.

Figure 6은 각각의 움직임에 따른 Event별 내/외반모멘트 변화를 나타낸 것이다.

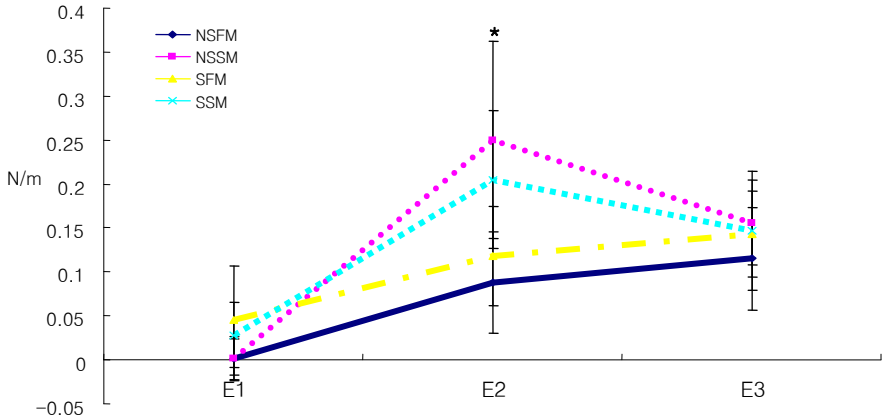

Figure 5. varus/valgus moment

Figure 6에서 하체서포터를 착용하지 않은 옆으로 움직임(NSSM)과 하체서포터를 착용한 옆으로 움직임(SSM)이 두 형태의 앞으로 움직임보다 큰 변화량을 보여주고 있다. 이러한 결과는 옆으로 움직임에서 나타나는 무릎관절 내반이 더 큰 것을 의미하며 지속적인 부하가 아닌 순간적인 인체 역학적 부하가 무릎관절에 작용하는 것으로 해석될 수 있다.

일반적으로 무릎관절의 굴곡이 커질수록 수평면에서의 회전운동은 증가하게 되는데 90° 굴곡된 무릎관절에서 약 40°~50°의 회전운동을 허용한다(Neumann, 2003). 무릎관절의 수평면에서의 회전운동은 내/외반 모멘트를 변화시키는데 이러한 기전은 움직임 시 무릎관절 모멘트 팔(moment arm)의 변화로 인해 나타난다. 본 연구에서의 차이는 두 가지로 해석될 수 있는데 첫째, 옆으로 움직임 시에 중심축에 신체중심을 옮겨가지 못한 상태에서 최대 수직 지면반력이 나타냈으며, 이로 인해 무릎관절의 내반 모멘트가 증가한 것이다. 두 번째, 앞선 신전/굴곡모멘트에서 논의하였듯 쪼그려 옆으로 움직임 시 무릎관절 움직임이 크기 때문에 회전운동을 크게 유발할 수 있는 90° 굴곡에 가까워져 내반 모멘트가 증가한 것이다. 결국 이러한 두 가지 원인은 무릎관절 내반 모멘트를 증가시키는 원인이며 생체 역학적으로 부정적 원인을 제공한다고 요약할 수 있고 쪼그려 앉은 자세에서의 옆으로 움직임은 신중하게 고려되어야 한다고 볼 수 있다.

근전도에서의 특징적인 부분은 구간에 따른 차이 값이다. 척추기립근의 경우 지면에 발이 닿는 시점인 E1에서 첫 번째 최대 수직 지면반력이 나타나는 E2시점까지는 최대 근활성도에서 통계적 차이를 보인 반면, 2구간에서는 평균 근활성도에서 SSM에서 차이를 보였다. 이러한 결과는 옆으로 움직임 시 1구간에서는 순간적인 상체 신전 움직임을 보인 것이며, 2구간에서는 상체를 신전시킨 상태로 연속적인 움직임을 나타났기 때문으로 풀이된다. 또한 2구간에서 내측비복근의 평균 및 최대 근활성도에 차이를 보인 것은 하체서포터를 착용하고 앞으로 움직임 시에 족관절 저굴(plantarflexion)이 비활성화 되어 나타난 결과이다. 이는 하체서포터를 착용하지 않은 움직임에서 족관절로 지지하는 경향을 보인 것으로 해석될 수 있는데 생체 역학적으로 무릎관절의 높은 굴곡은 비복근의 편심성 근수축을 유발하여 신체중심을 잡기 위한 동작을 취하였기 때문으로 사료된다.

5. Conclusion

본 연구는 농작업 중에 발생 빈도 높은 쪼그려 앞으로(front)움직임과 옆으로 움직임(side)에 대하여 하체서포터 착용 유무에 따라 하지 관절에 작용하는 운동역학적 변인과 근육활동 정도를 정량화하기 위해 실시하였다. 그 결과 하체서포터를 착용하지 않은 옆으로 움직임에서 높은 무릎부하가 나타났다. 본 연구를 통해 쪼그려 앉은 자세에서의 각각의 동적 움직임은 무릎관절의 부하량과 관련이 있다는 것으로 확인 할 수 있었다. 특히 옆으로 움직임 시 높은 내반 모멘트는 무릎관절 관절염 원인으로 제안되며 농작업 종사자들의 환경개선을 위한 작업에 기초자료로 활용될 수 있을 것으로 판단된다. 본 연구는 실험실 내의 환경에서 실험이 이루어짐에 따라 이동형태 등 실제 농작업 환경과는 다소 차이가 있을 수 있으며, 일반화 시켜 적용하는 데에는 제한이 있을 수 있다. 그러나 쪼그려 앉아 움직임 시 나타나는 무릎관절 부하량을 정량적으로 평가하여 관련 연구에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgements

This work was funded by grants from Center for Farmer's Safety and Health of Chosun University.

References

Burgess, R., Squat, Stoop, or Something in Between. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(3), 143-148, 2003.

Cram, J. R. and Kasman, G. S., *Introduction the Surface Electromyography*, Aspen Publishers Inc, Gaithersburg, Maryland, 1988.

Chung, M. K., Lee, I. and Kee, D., Effect of Stool Height Holding Time on Postural Load of Squatting Postrues. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32(5), 307-309, 2003.

Jung, H. S. and Jung, H. H., Evaluation of Proper Height for Squatting Stool and the Ergonomic Design of Wearable Stool. *Journal of the Ergonomics Society of Korean*, 18(5), 307-309, 2005.

Kim, I., Kim, H. A., Seo, Y. I., Song, Y. W., Jeong, J. Y. and Kim, D. H., The pre-valence of knee osteoarthritis in elderly community residents in Korea. *Journal of Korean Medicine Science*, 25(2), 293-298, 2010.

Kim, Y. C. and Jang, E. J., The study used Brog's Scale on the Lower Extremity Supporter. *Journal of the KOSOS*, 23(5), 105-110, 2008.

Kim, Y. C. and Ryu, Y. S., Ergonomic Evaluation of The Hazardous Jobs in Squatting Work Posture. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 24(1), 37-41, 2005.

Lee, I. S., Jung, K. M. and Ki, D. H. Evaluation of Postural load of Varying leg Posture using the Psychophysical Scaling. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 21(4), 47-65, 2002.

Lee, K. I., Hong, W. K. and Lee, C. G., Biomechanical Analysis on Locomotion with Lower Extremity Supporter. *Korean Journal of the Sports Biomechanics*, 21(2), 215-222, 2011.

National Institute for Occupational Safety and Health(NIOSH), *Musuloskeletal Disorders and Workplace Factors: A Critical Review of Epidemiological Evidence for Work-related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity and Lower Back*, DHHS(NIOSH) Publisher, 1981.

Neumann, D. A., *Kinesiology of the Musculoskeletal System; Foundations for Physical Rehabilitation*. St. Louis. Mosby, 2004.

Plagenhoef, S., Gaynor, E., and Abdelnour, T., Anatomical data for analysis human motion. *Research Quarterly for Exercise and sports*, 54(20), 169-178, 1983.

Straker, L., Evidence to Support using Squat, Semisquat and Stoop Techniques to Lift Low-lying Objects. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(3), 149-160, 2003.

Rural Development Administration (RDA), http://farmer.rda.go.kr/pro/index.do?g_cd=999001001002 (retrieved December 12, 2015).

Tylkowski, C. M., Simon, S. R. and Mansour, J. M., Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip. In Nelson, J. P.(Ed), Proceedings of 10 th Open Scientific Meeting of the Hip Society, 89-125, 1982.