

하체서포터 착용 이동 시의 운동역학적 분석

이경일¹ · 홍완기² · 이철갑³

¹조선대학교 체육대학 체육학부 · ²조선대학교 대학원 체육학과 · ³조선대학교 의과대학 산업의학과

Biomechanical Analysis on Locomotion with Lower Extremity Supporter

Kyung-II Lee¹ · Wan-Ki Hong² · Chul-Gab Lee³

¹Department of Physical Education, College of Physical Education, Chosun University, Gwangju, Korea

²Department of Physical Education, Graduate School of Chosun University, Gwangju, Korea

³Department of Occupational and Environmental Medicine, School of Medicine, Chosun University, Gwangju, Korea

Received 22 March 2011; Received in revised form 11 April 2011; Accepted 22 June 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the effects of the use of the lower extremity supporter to ground reaction force(GRF) & EMG in women. Five women participated in the experiment conducted in the study(age: 46.7±3.5 yrs, weight: 52.3±2.2 kg, lower extremity height: 74.1±0.9 cm, knee height: 40.7±1.4 cm). The Ground reaction force was measured by AMTI ORG-6 and the Muscle activity of the lower extremity was measured by an 8-channel surface EMG system(Noraxon Myoresearch, USA, 1000Hz). We statistically compared muscle activity and ground reaction force with and without the lower-extremity supporter by one-way repeated ANOVA.

The results were as follows. First, the use of the lower extremity supporter affects the ground reaction force along the anterior-posterior axis(Y). Second, the vertical(Z-axis) reaction force on the upper part of the lower extremity supporter increase because of the difference between the interval of vertical movement. Third, the muscle activity of the lateral gastrocnemius and rectus femoris was higher in the upper part of the lower extremity supporter. Further research for example, on a comparative analysis of joint moments, the effects of direct stressor on joints. and the relationship between muscle activity and joint movement, is necessary for a better understanding of the effects of the lower-extremity supporter.

Keywords : Lower Extremity Supporter, GRF, EMG, Squatting Work Posture

I. 서론

인간은 살아가면서 생활에 필요한 사소한 동작에서부터 생활을 영위하기 위한 작업, 운동 등의 동작을 수행하고 있다. 이러한 동작에서 특수한 여러 자세들은 인체에 좋지 않은 영향을 미치게 된다(Myung, 2006). 특히 허리를 굽히거나 쪼그려 앉은 자세에서 무릎과 허리 등에 근골격계 질환을 유발 할 수 있

며, 이와 같은 사실은 이미 많은 연구에서 보고되고 있다 (Chung, Lee & Kee, 2003; Kim & Yu, 2005; Li & Bckle, 1999).

이중 쪼그려 앉은 자세는 중량물 취급 작업에 비해 순간적인 인체 역학적 부하는 크지 않지만, 1일 2시간 이상 쪼그려 앉아 일을 하는 경우 2시간 미만 일을 하는 작업들보다 무릎 관절에 2.77배(Kim & Yu, 2005) 높은 부하를 받으며, 150°로 굴곡한 상태에서 형성되는 최고 무릎 압박력(peak tibiofemoral joint contact force)은 49.7 N/kg으로 증가하고(Stacey, Rober, Andrea, Rebecca & Urs, 2008), 이러한 자세를 지속적으로 취하는 경우 무릎의 퇴행성관절염이나 통증을 유발하는 원인이 될 수 있다 (Reilly & Martens, 1972). 또한 건강한 사람이라도 정적자세를 오래 유지 할 경우에는 근 섬유질에 대한 잘못된 하중 분포로

본 논문은 2009년 조선대학교 교내 연구비 지원에 의한 논문임.
Corresponding Author : Chul-Gab Lee
Department of Occupational and Environmental Medicine, School of Medicine, Chosun University, 375 Seosuk-Dong, Dong-Gu, Gwangju, Korea
Tel : +82-62-443-5035 / Fax : +82-62-220-3330
E-mail : eecg@paran.com

인해 기능적 결합과 퇴행성 변화를 유발할 수 있다고 보고되고 있으며(McAtamney & Corlett, 1993), 이런 이유로 미국에서는 쪼그려 앉은 자세를 근골격계 질환의 주요 위험요인으로 분류하고 있다(NIOSH, 1981).

이에 대해 의료영상, 삼차원 동작분석, 근전도 분석 등을 통하여 운동역학과 인간공학에서 쪼그려 앉은 자세 대한 정량적이고 객관적인 분석이 시도되어 왔다.

Wretenberg, Ramsey와 Gunnar(2002), Takeo et al.(2002)은 스쿼트(squat) 동작시 나타나는 무릎관절의 접촉면을 MRI(magnetic resonance imaging)를 통해 평가하여 무릎 굴곡각도(flexion angle)에 따라 대퇴(femur)와 경골(tibia)의 접촉면이 변화하고 과도한 무릎굴곡 자세는 무릎의 물리적 부하량을 증가시키며 이는 무릎관절에 부정적 영향을 미칠 수 있다고 보고하였으며, Escamilla(2001)은 무릎 관절 굽힘 각도가 증가할수록 점차적으로 무릎 관절의 압축적인 힘(compressive force)이 증가하여 무릎통증을 야기할 수 있다고 보고하였다. Myung(2006)은 쪼그려 앉은 자세와 15 cm 높이의 의자에 앉은 작업자세를 3차원 동작분석을 통해 평가하여 쪼그려 앉은 자세의 부정적 요인을 정량적으로 비교 분석하였다.

또한 쪼그려 앉은 자세에서 나타나는 하지의 문제점을 개선하기 위해 Kim과 Jang(2008), Lee, Jung과 Ki(2002), Burgess(2003), Straker(2003) 등은 주관적 및 정량적 방법을 이용하여 쪼그려 앉은 자세에서 하지 관절에 부하를 줄일 수 있는 하체서포터 필요성에 대해 보고하였다. 그렇지만 이는 비교적 정량화된 산업현장을 모델로 한 것이며 하체서포터를 착용한 움직임에 따른 동작 효율성에 대한 연구는 이루어지지 않고 있다.

쪼그려 앉은 작업은 이동을 위해 오리걸음을 하게 되는데, 이러한 자세는 무릎관절에 과도한 압박력과 회전력이 동시에 발생하게 된다. 무릎관절염에 관한 역학적 연구에 따르면 쪼그려 앉은 자세나 바닥에 무릎을 지지하는 자세(kneeling), 오리걸음과 같은 쪼그려 앉은 자세에서 무릎을 비트는 동작, 잦은 무릎관절의 손상은 무릎의 골관절염과 관련성을 보인다고 보고되고 있다(Shiramizu, Vizesi, Bruce, Herrmann & Walsh, 2007)

쪼그려 앉은 작업은 다양한 형태의 비정형화된 작업을 하는 경우가 대부분이며(Jung & Jung, 2005), 매우 낮은 작업점을 가지며, 높은 수준의 눈-손 협응 동작(hand-eye coordination)을 요구하기 때문에 작업강도가 높을 수 있다. 그러나 앞선 선행연구들과 같이 하지의 스트레스를 줄일 수 있는 하체서포터의 필요성에 대해 언급하면서도 하체서포터의 착용에 따른 움직임에 대한 연구는 이루어지지 않고 있다.

이와 같은 관점에서 쪼그려 앉은 자세에서 이동성을 고려한 정량적 분석이 매우 중요한 의미를 갖는다고 생각된다. 본 연구는 쪼그려 앉은 자세에서 나타나는 문제점에서 나아가 쪼그려 앉은 자세의 움직임이 근육활동과 지면반력에 어떠한 영향을 미치는지 살펴보는 데 있다. 이를 위해 쪼그려 앉으로(front)

움직임을 하체서포터 높이에 따라 실시하고, 하지 관절에 작용하는 운동역학적 변인과 근육활동 정도를 비교 분석하여 부하를 줄여주기 위하여 개발된 하체서포터 착용 시 나타날 수 있는 문제점에 대해 조사하고자 한다.

II. 연구방법

1. 피험자

본 연구는 자발적으로 참여의사를 밝힌 성인 여성 47명을 연구대상자로 선정하였으며, 하체서포터 높이를 선정하기 위해 빈도분석을 실시하였다. 이들 피험자 중 하지길이와 무릎높이가 평균과 가장 근접한 5명이 실험에 참여하였다. 실험을 수행한 피험자의 신체적 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Physical characteristics of the subjects

Subject (n)	Age (year)	Weight (kg)	Leg length (cm)	Knee height (cm)	Work period (year)
5	46.7±3.5	52.3±2.2	74.1±0.9	40.7±1.4	25.5±5.7
47	48.7±9.2	52.7±7.7	76.3±2.5	42.0±3.2	26.8±6.9

2. 실험 도구

본 실험은 C대학교 운동역학 실험실에서 이루어졌으며, 지면 반력 측정기(AMTI ORG-6, MA) 1대를 1000 Hz/s의 샘플링 속도로 Kwon 3D XP(visol, korea)을 사용하여 수집하였다. 하지 근육의 활동정도를 밝히기 위해서 8채널 무선 노락슨(Noraxon Myoresearch, USA)을 1000 Hz로 샘플링하여 측정하였다. 지면반력과 근전도 신호 동조는 고해상도 비디오 카메라(MotionMaster 200, visol, korea) 1대와 동조시스템 박스(VSAD-101USB, visol, korea)를 사용하여 1대의 LED와 지면반력 동조(sync)채널에 연결하여 동조시켰으며, 근전도 신호는 마지막 채널을 동조(sync)채널로 설정하여 동조버튼을 누르면 TTL 신호가 발생되게 하여 동조시켰다.

3. 실험방법

하체 서포터 높이 선정은 하지길이와 무릎길이를 측정하여 유사한 신체특성을 가진 47명의 성인여성을 대상으로 4가지 높이(11 cm, 15 cm, 18 cm, 21 cm)의 하체서포터를 2주간 사용하게 한 후 사용빈도가 가장 높은 18 cm와 21 cm 높이의 하체서포터와 무게중심이 뒤쪽으로 쏠리지 않는 안정된 자세(chung et al., 2003)를 유지할 수 있는 높이인 11 cm 선정하여 사용하였다 <Figure 1>, <Table 2>. 움직임은 하체서포터를 허리벨트를 이용

해 엉덩이에 밀착되게 고정한 후 쪼그려 앞으로(Y-axis) 이동하는 동작을 실시하였다.



Figure 1. Lower Extremity Supporter

Table 2. Lower extremity support type

Type		Trial	Total
Subject 5	Squat (A)	trial 2 sub 5 × trial 2	10 trial
	Support 11cm(B)	trial 2 sub 5 × trial 2	10 trial
	Support 18cm(C)	trial 2 sub 5 × trial 2	10 trial
	Support 21cm(D)	trial 2 sub 5 × trial 2	10 trial

실험에 들어가기 전 피험자의 부자연스러운 동작을 방지하기 위해 쪼그려 이동 동작을 충분히 연습한 후 실시하였으며, 3회 반복하여 측정된 자료 중 영상을 통해 가장 자연스러운 동작 2회를 분석하였다. 피험자 모두 신발을 착용하지 않은 상태에서 스판 재질의 운동복을 착용하고 촬영하였다. 근전도 분석을 위해 척추기립근(erector spinae) 중 요추 4번에서 양쪽으로 2cm지점과 외측 비복근(lateral gastrocnemius), 대퇴직근(rectus femoris), 대둔근(gluteus maximus)에 표면전극(surface electrode)을 부착하였다(Cram, Kasman & Holtz, 1998). 자료 표준화를 위해 하지관절의 최대 정적 근력은 실제 데이터 수집 전에 측정되었다(Table 3). 이렇게 수집된 결과들은 좌우가 대칭이 된다는 가정 아래 왼쪽 데이터만을 사용하였다.

Table 3. EMG_{max} Measurement

EMG _{max}	Measurement
Knee extension	In the sitting position in a chair, tibia is taken place vertically on the ground. Resisted force is applied to the back from the front of the ankle.
Ankle plantar flexion	Stand up straight. Resisted force is applied to the floor from dorsum of foot
Trunk extension	In Prone position, resisted force is applied to the floor from the upper back
Hip extension	In Prone position and knee flexion in 90 angles, resisted force is applied to the floor from Thigh.

4. 이벤트(Event) 및 국면의 구분

본 실험에서의 이벤트 및 국면설정은 수직 지면반력 및 영상자료를 기초로 지지발이 지면에 닿는 순간(E1), 첫 번째 수직 지면반력의 정점(E2), 두 번째 수직반력의 정점(E3)으로 구분하였으며, E1과 E3시점 사이를 stance phase(SP)으로 설정하여 분석하였다(Figure 2).

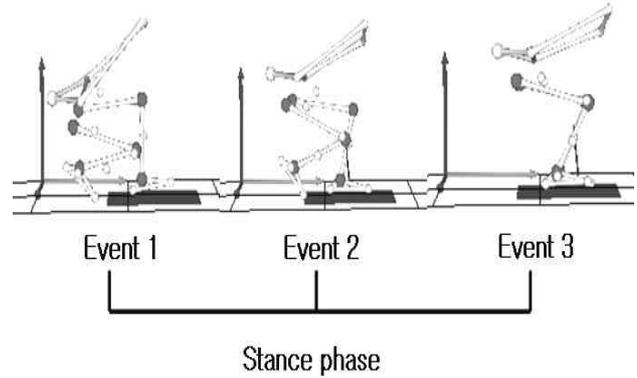


Figure 2. Event and Phase

5. 데이터의 산출

수집된 지면반력 데이터 값을 일반화하기 위해 각 대상자들의 몸무게(body weight)로 나누었다. 근전도 분석은 실험을 통해 얻은 근전도를 10 Hz의 차단주파수(cutoff frequency)로 필터링(low-pass filtering)하였다. 근전도 데이터는 최대 정적수축 근전도치에 대해 아래 공식을 사용하여 표준화하였다. 각 피험자와 각 조건에 따라 최대 근전도치와 평균근전도치를 계산하였다.

$$nEMG = \frac{EMG_{raw}}{EMG_{max}}$$

EMG_{raw}는 정류화하고 필터 처리된 실제 동작 시 근전도치이며, EMG_{max}는 각 근육별 최대 정적 신전 수축 시 발생되어진 최대 근전도를 의미한다.

6. 통계처리

각 작업유형별 시점 및 구간에 대한 지면반력과 근전도의 평균과 표준편차를 계산하였다. 하체서포터 착용 높이에 따른 차이 비교는 SPSS 17.0을 사용하여 반복 측정을 통한 일원 분산분석(one-way analysis of variance: ANOVA)을 실시하였으며, 유의수준 $\alpha=0.05$ 수준에서 검증하였다.

III. 결과

1. 지면반력

본 연구의 하체서포터 높이에 따른 각 이벤트별 지면반력(전후, 좌우, 상하)의 결과는 다음과 같다.

1) 지지발의 전후 지면반력

하체서포터 높이에 따른 전후 지면반력의 차이는 <Table 4>와 같이 모든 이벤트에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다 ($p < .05$). E1에서는 type D가 type A, B보다 높은 값을 나타냈으며, E2에서는 type A와 type B보다 Type C와 type D가 각각 높은 전후지면반력 값을 나타냈다. E3에서는 type B보다 type C, D가 높은 값을 나타냈다(Figure 3).

Table 4. GRF of Y-axis (unit: N/BM)

	Type A	Type B	Type C	Type D	F	post-hoc
E1	-.257 ±.255	-.034 ±.359	.016 ±.111	.175 ±.193	7.333**	D>A, B
E2	-.786 ±.47	-.712 ±.470	.042 ±.380	.400 ±.300	14.973***	A<C, D B<C, D
E3	-.365 ±.41	-.597 ±.41	.106 ±.74	.116 ±.19	4.607*	B<C, D

* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$

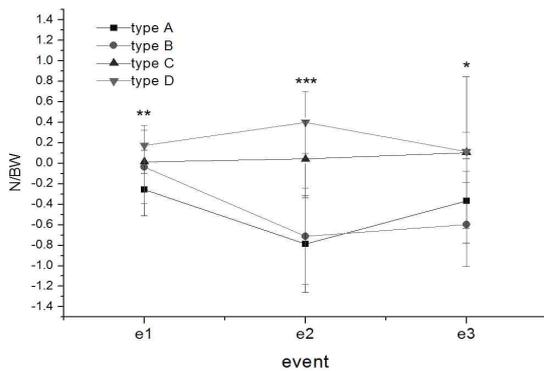


Figure 3. GRF of Y-axis

2) 지지발의 좌우 지면반력

하체서포터 높이에 따른 좌우 지면반력의 차이는 <Table 5>와 같이 모든 이벤트에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다 ($p > .05$). 그러나 각 이벤트에서 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 하체서포터의 높이가 가장 높은 type D의 좌우 지면반력이 상대적으로 높은 경향을 나타냈다(Figure 4).

Table 5. GRF of X-axis

(unit: N/BM)

	Type A	Type B	Type C	Type D	F	post-hoc
E1	.104 ±.13	.017 ±.13	.215 ±.17	.320 ±.39	3.577	-
E2	.004 ±.01	.182 ±.03	.115 ±1.0	.413 ±.60	2.355	-
E3	.038 ±.52	.101 ±.30	.137 ±.57	.169 ±.38	.222	-

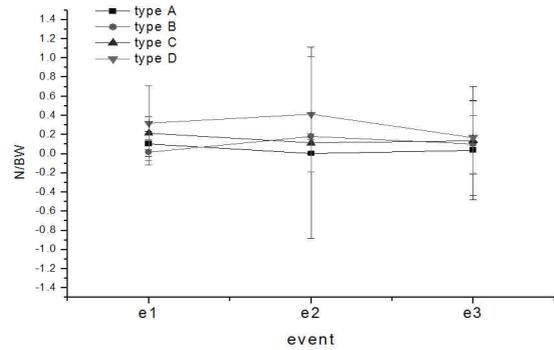


Figure 4. GRF of X-axis

3) 지지발의 수직 지면반력

하체서포터 높이에 따른 수직 지면반력의 차이는 <Table 6>와 같이 E2에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으며 ($p < .05$), type D가 type A보다 높은 수직 지면반력 값을 나타냈다. E1과 E3에서 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 type D의 수직 지면반력이 상대적으로 높은 경향을 나타냈다(Figure 5).

Table 6. GRF of Z-axis

(unit: N/BM)

	Type A	Type B	Type C	Type D	F	post-hoc
E1	1.303 ±.47	1.490 ±.76	1.460 ±.82	1.572 ±.90	.276	-
E2	8.523 ±1.30	8.801 ±1.64	9.385 ±1.53	10.011 ±.89	3.688*	A<D
E3	10.865 ±1.17	11.523 ±1.09	11.173 ±.58	11.722 ±1.13	1.454	-

* $p < .05$

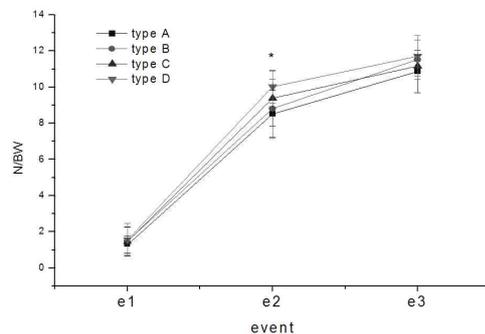


Figure 5. GRF of Z-axis

2. 근전도

하체서포터 착용 높이에 따른 stance phase(SP)의 최대 근전도치는 다음의 <Table 7>과 같이 외측 비복근과 대퇴직근에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($p < .05$). 외측 비복근에서는 type C와 type D보다 type B가 낮은 값을 나타냈으며, 대퇴직근에서는 type D가 type A와 type B보다 높은 근전도 값을 나타냈다(Figure 6).

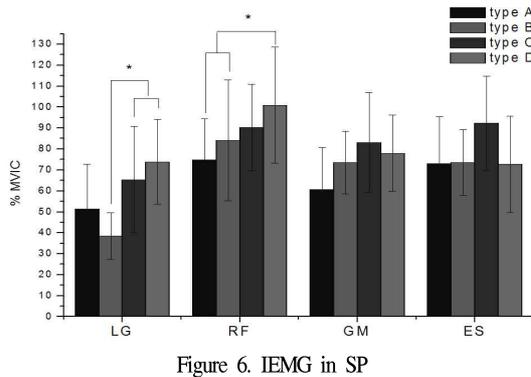


Figure 6. IEMG in SP

Table 7. IEMG in SP

	Type A	Type B	Type C	Type D	F	post-hoc
LG	51.48 ±21.22	38.42 ±11.07	65.45 ±25.36	73.96 ±20.16	5.449*	B<C, D
RF	74.75 ±19.75	84.07 ±28.93	90.34 ±20.71	100.91 ±27.66	3.542*	A, B<D
GM	60.77 ±19.98	73.63 ±14.92	83.17 ±23.81	78.00 ±18.18	3.407	-
ES	73.11 ±22.48	73.59 ±15.75	92.31 ±22.39	72.76 ±22.96	2.473	-

* $p < .05$

IV. 논의

쪼그려 앉은 자세에서 정적인 작업은 하체서포터 사용으로 하지관절에 부하를 감소시킨다. 그러나 하체서포터 착용 후 이동 동작 시 나타나는 하지관절의 역학적 변인이 달라질 수 있다. 이에 대해 본 연구는 하체서포터 착용 후 움직임 동작에서 나타나는 운동역학적 변인들을 비교 분석해 보고자 하였다. 쪼그려 앉은 자세에서 앞으로 이동 시 한발 입각기(stance)에서 발생하는 지면반력은 신체 무게 중심의 변화로 인해 정상보행과 다르게 나타날 수 있으며, 대부분의 힘이 무릎관절에 전달되게 된다. 따라서 쪼그려 움직임 시 지면반력의 크기를 운동역학 측면에서 관찰하는 것은 이동 운동에 따른 충격이 무릎관절에 미치는 영향을 이해할 수 있는데 도움을 줄 것이라 생각된다.

실험 결과, 전후 지면반력에서 지지발이 지면에 닿는 순간(E1) 상대적으로 높은 하체서포터를 착용한 type C와 type D는 후측(+)방향으로 힘을 보이고 있는 반면, 쪼그려 이동한 type A와 낮은 하체서포터의 type B는 전측(-)방향의 힘을 보였다. 또한 체중 이동이 지지발로 옮겨진 E2와 E3에서도 하체서포터의 높이가 상대적으로 높은 type C와 type D에서 후측(+)방향 힘이 나타났다. 이는 type C와 D는 발바닥 닿기(foot flat) 형태가 발생하여 신체 무게 중심이 지지발의 수직선상보다 앞쪽 또는 동일 선상에 위치하는 것을 의미하고, type A와 상대적으로 낮은 하체서포터를 착용한 type B는 뒤꿈치 닿기(heel contact) 형태가 발생하여 일반적인 보행과 같은 신체 무게 중심이 지지발의 수직선상보다 뒤쪽에 위치하는 것을 의미하며, 수직지면반력의 정점인 E2와 E3에서도 유사한 패턴이 나타났다.

정상보행에서 체중 수용기 중 뒤꿈치 닿기(heel contact) 구간은 전측(-)방향으로 지면반력이 발생하며, 뒤꿈치 이지(heel off)에는 후측(+)방향으로 지면반력이 전환되어 발의 roll-over 메커니즘이 발생한다(Neumann, 2004). 본 연구에서는 하체서포터의 높이가 높을수록 정상보행과 상반 되는 전후지면 반력의 패턴이 나타나 하체서포터 높이가 전후 지면반력에 영향을 미치는 것으로 나타났으며, 뒤꿈치 닿기(heel contact) 구간에서 나타나는 후측(+)방향 힘은 고정된 경골에 대해 대퇴골의 미끄러짐(slide) 현상이 나타나 지지발의 무릎 전단력을 증가시켜 무릎관절의 후방십자인대와 반월연골조직에 부정적인 영향을 미칠 것으로 판단된다.

좌우 지면반력은 하체서포터 높이에 따라 유의차가 없었다. 이러한 결과는 지지발이 지면에 닿는 순간부터 지지발이 전체 체중을 완전히 지지하기까지 신체 무게중심의 좌우 이동변화가 미미하기 때문으로 판단된다. 그러나 하체서포터 높이가 높을수록 상대적으로 좌측(+)지면 반력이 높아지는 것으로 나타나 향후 연구에서 관절에 가해지는 직접적인 스트레스 요인인 관절모멘트를 비교분석하여 좀 더 정확한 정보를 제공해야 할 것이다.

지지발의 수직지면반력은 E2에서 하체서포터를 이용하지 않은 type 1보다 21 cm 높이의 type 4가 높은 수직지면반력 값을 나타냈다. 이는 하체서포터를 착용하지 않은 type 1은 앞으로 움직임 시 오리걸음으로 인해 시상면에서 일어나는 상하 움직임이 작은 반면 하체서포터를 착용한 type 4는 다리 뒤쪽 걸림을 방지하기 위해 무릎신전에 의해 신체를 위쪽으로 밀어올림으로 발생하는 수직지면반력(Roy et. al, 2006)이 작용하여 나타난 결과로 사료된다. 또한 E1과 E3에서 통계적 유의차는 없지만 E2와 같이 하체서포터의 높이가 높아질수록 수직지면반력 값이 증가하는 요인 또한 앞선 논의와 같이 상하움직임이 커짐으로 인해 나타난 결과로 보여 진다.

쪼그려 앉기를 수행하는 동안 90°의 무릎굴곡 각도에서 가장 큰 관절 힘(joint force)이 발생하며(MacIntyre, Hill, Fellows, Ellis

& Wilson, 2006), 120°이상의 무릎굴곡 보다 90°의 무릎굴곡 위치에서 무릎연골의 순간 압박력이 증가한다(Ashvin, James & Shamal, 2005). 따라서 하체서포터를 착용함으로써 지속적인 무릎 관절 압박력은 감소시킬 수 있지만, 움직임으로 인해 나타나는 무릎 굴곡각의 변화는 중량물 취급 등과 같이 순간적인 인체 역학적 부하가 작용함으로써 무릎관절에 부정적 영향을 미칠 것으로 판단된다.

근전도 분석은 근육동원 양상 및 최대근과위, 근육질환의 진단 및 임상 의학적 진단을 할 수 있으며, 개인의 근력 및 근피로 등을 과학적으로 예측할 수 있기 때문에 상해를 방지할 수 있다(Gu, Chae, Kang, Yoon & Jang, 2009). 따라서 쪼그려 앉았을 때 움직임에서 나타나는 근활성도와 하체서포터를 이용한 정적인 쪼그려 앉기 근활성도의 비교를 통해 근피로도의 차이를 알아보고자 하였다.

SP 구간에서 나타나는 최대 근전도치에서는 외측 비복근과 대퇴직근에서 유의차를 보였으며, 두 근육 모두 하체서포터의 높이가 높을수록 큰 근전도치를 나타냈다. 이러한 결과는 정적인 자세에서 하체서포터를 이용한 작업보다 쪼그려 앉은 작업 자세에서 대퇴직근의 근피로도가 증가하며(Kim, 2008), 15 cm의 하체서포터를 사용하는 것이 하지근육의 근활성도를 감소시키는 방법이라고 보고한 Oh, Kwon, Kim, Myung 과 Kim(2005)의 연구와 상반된 결과이다. 이와 같이 정적 자세와의 차이는 쪼그려 이동 시 하체서포터의 높이가 높을수록 서포터를 들어 올려 이동시키는 동작으로 인해, 무릎을 신전시키는 대퇴직근의 근활성도가 증가하여 나타난 결과로 판단되며, Carnell, Taunton, Clement, Smith & Khan(2001)의 연구와 같이 무릎 굴곡각이 90°일 때 가장 높은 근활성도가 발생하며, 90°를 정점으로 하여 굴곡각이 증가할수록 근활성도가 낮아진다는 것을 알 수 있었다.

또한 외측 비복근의 차이는 부하가 신체중심에 앞에 위치했을 때 신체중심이 무너지는 것으로 보상하기 위해 후방에 위치한 근육의 근활성도가 증가한다는 Wall-Scheffer, Geiger & Steudel-Numbers(2007)의 연구와 같이 하체서포터의 높이가 증가할수록 몸의 무게중심(center of gravity)이 압력 중심(center of pressure)의 앞에 위치함서 전방으로 넘어짐을 제어하기 위해 족관절 저굴(plantarflexion)이 활성화 되어 나타난 결과로 사료된다. 비록 근육의 근활성도가 증가하였다고 관절에 가해지는 스트레스가 증가한다고 단정 할 수는 없지만, 근활성도가 근육에 걸리는 부하를 객관적으로 측정하는 방법(Nordander et al. 2000)이기 때문에 하지관절에 가해지는 스트레스가 하체서포터 착용과 높이에 따라 증가한 것으로 판단된다.

대둔근과 척추기립근에서 유의한 차이가 나타나지 않은 것은 무릎신전 움직임에 있어 하지 관절 운동의 상당부분이 대퇴직근, 반건양근, 비복근의 작용에 의해 슬관절 뿐만 아니라 고관절과 족관절이 동시에 영향을 받기 때문에(Doorenbosch, Harlar,

Roebroek & Lankhorst, 1994) 두 근육의 근전도는 이동 형태에 따라 큰 변화가 없는 것으로 판단된다.

위의 논의를 종합해 보면 하지장(leg length)에 대한 24.3% 이상 높이의 하체서포터는 한발 입각기(stance) 시 전후 및 수직 신체무게중심의 변화를 발생시킴으로써 지지축인 무릎관절 조직에 부정적 영향을 미치는 것으로 나타났으며, 이를 제어하기 위한 근활성도 또한 하체서포터의 높이에 따라 증가함으로써 동적 효율성에 부정적 영향을 미치는 것으로 나타났다. 따라서 동적 효율성을 고려한 하체서포터 개발이 필요하며 하지장에 대한 하체서포터 높이 또한 중요한 요인으로 작용할 수 있다고 사료된다.

V. 결론

본 연구의 목적은 하체서포터 착용이 쪼그려 이동 시 지면 반력과 근육활성도에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 이를 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 하체서포터 착용이 전후지면반력에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 이는 뒤꿈치 닿기(heel contact) 구간에서 나타나는 후측(+)방향 힘은 고정된 경골에 대해 대퇴골의 미끄러짐(slide) 현상이 나타남으로 인해 지지발의 무릎 전단력을 증가시켜 무릎관절 조직에 부정적인 영향을 미칠 것으로 판단된다.

둘째, 수직지면 반력은 시상면에서 일어나는 상하 움직임의 차이로 인해 하체서포터의 높이가 높을수록 증가함을 알 수 있었다.

셋째, 외측 비복근과 대퇴직근의 근전도치는 하체서포터의 걸림을 방지하기 위해 슬관절 신전과 족관절 저축굴곡이 증가하여 상대적으로 높은 하체서포터에서 높게 나타나는 것을 알 수 있었다.

이를 종합해 보면 움직임에서 나타나는 문제점을 고려하여 하지관절에 부하를 줄일 수 있는 하체서포터 개발이 필요하며, 후속 연구로 관절에 가해지는 직접적인 스트레스 변인인 관절 모멘트를 비교 분석하여 좀 더 정확한 정보를 제공 할 필요가 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

- Ashvin, T., James, C. H., & Shamal, D. D.(2005). Contact stresses in the knee joint in deep flexion. *Medical Engineering Physics*, 27, 329-335.
- Burgess, R.(2003). Squat, Stoop, or Something in Between.

- International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(3), 143-148.
- Cannell, L. J., Taunton, J. E., Clement, D. B., Smith, C., & Khan, K. M.(2001). A randomised clinical trial of the efficacy of drop squat or leg extension/leg curl exercises to treat clinically diagnosed jumpers knee in athletes. *American Orthopaedic Society Medicine*, 35, 60-64.
- Chung, M. K., Lee, I., & Kee, D.(2003). Effect of Stool Height Holding Time on Postural Load of Squatting Postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32(5), 307-309.
- Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J.(1998). *Introduction to surface Electromyography*, 2nd ed., An Aspen Publication.
- Doorenbosch, C. A., Harlar, J., Roebroeck, M. E., & Lankhorst.(1994). Two strategies of Transferring from Sit-to-Stand; the activation of Monoarticular and Biarticular Muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11), 1299-1307.
- Escamilla, R. F.(2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 127-141.
- Gu, H. M., Chae, W. S., Kang, N. J., Yoon, C. J., & Jang, J. I.(2009). Comparative Analysis of Muscle Activity and Ground Reaction Force between Skilled and Unskilled Player during a Free Throw. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 19(2), 347-357.
- Jang, E. J.(2008). *The Study on the Lower Extremity Supporter for the Prevention of MSDs*. Unpublished Doctoral Dissertation, Graduate School of Dongeui University.
- Jung, H. S., & Jung, H. S.(2005). Evaluation of Proper Height for Squatting Stool and the Ergonomic Design of Wearable Stool. *Journal of the Korea Institute of Industrial Engineers*, 18(3), 288-296.
- Kim, Y. C., & Jang, E. J.(2008). The study used Brog's Scale on the Lower Extremity Supporter. *Journal of the KOSOS*, 23(5), 105-110.
- Kim, Y. C., & Ryu, Y. S.(2005). Ergonomic Evaluation of The Hazardous Jobs in Squatting Work Posture. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 24(1), 37-41.
- Lee, I. S., & Jung, K. M., & Ki, D. H.(2002). Evaluation of Postural load of Varying leg Posture using the Psychophysical Scaling. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 21(4), 47-65.
- Li, G., & Buckle, P.(1999). Current Techniques for Assessing Physical Exposure to Work-related Musculoskeletal Risks, With Emphasis on Posture-based Methods, *Ergonomics*, 42(5), 674-695.
- National Institute for Occupational Safety and Health(NIOSH)(1981). *Musculoskeletal 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) Publication No. 97-141.
- Neumann, D. A.(2004). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation*. St. Louis : Mosby.
- MacIntyter, N. J., Hill, N. A., Fellows, R. A., Ellis, R. E., & Wilson, D. R.(2006). Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 88, 596-605.
- McAtamney., & Corlett, E. N.(1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders, *Applied Ergonomics*, 24(3), 91-99.
- Nordander, C., Hansson, G. A., Rylander, L., Asterland, P., Bystrom, J. U., Ohlsson, K., Balogh, I., & Skerfving, S.(2000). Muscular Rest nad Gap Frequency as EMG Measures of Physical Exposure; The Impact of Work Tasks and Individual Related Factors. *Ergonomics*, 43(11), 1904-1919.
- Myung, S., S.(2006). *Dynamics Simulation for Analysis of Human Movement*. Unpublished Doctoral Dissertation, Graduate School of Yonsei University.
- Oh, J. S., & Kwon, O. Y., & Kim, H. S., & Myeong, S. S., & Kim, M. H.(2005). A Comparison of Lower Extremities and Erector Spinae Muscle Activity according to work Postures during a Weeding with a Short Handle Hoe. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 31(4), 13-15.
- Reilly, D. T., & Martens, M.(1972). Experimental Analysis of the Quadriceps Muscle Fore and Patellofemoral Joint Reaction Force and Various Activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43(2), 126-137.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Pottie, F.(2006). The effect of footposition and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 585-593.
- Shiramizu, K., Vizesi, F., Bruce, W., Herrmann, S., & Walsh, R. W.(2007). Tibiofemoral contact areas and pressures in six high flexion knees, *International Orthopedics*, 33(2), 403-406.

- Stacey, M. S., Rober, A. C., Andrea, H., Rebecca, M. L., & Urs, P. W.(2008). Tibiofemoral joint contact force and knee kinematics during squatting. *Gait & Posture*, 27(3), 276-286.
- Straker, L.(2003). Evidence to Support using Squat, Semisquat and Stoop Techniques to Lift Low-lying Objects. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31(3), 149-160.
- Takeo Nagura, Chris, O., Dyrby, Eugene, J., Alexander, Thomas, P., Andriacchi.(2002). Mechanical loads at the knee joint during deep flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(2), 881-886.
- Wall-Scheffler, C. M., Geiger, K., & Steudel-Numbers, K. L.(2007). Infant carrying: the role of increased locomotory costs in early tool development. *American Journal of Physical Anthropology*, 133(2), 841-846.
- Wretenberg, P, Ramsey, D. K., & Gunnar, N,(2002). Tibiofemoral contact points relative to flexion angle measured with MRI. *Clinical Biomechanics*, 17, 477-485.