성인의 하향계단 보행 시 중량에 따른 하지의 운동역학적 변인 분석

문제현¹ · 천영진²

¹국민체육진흥공단 체육과학연구원, ²서울대학교 사범대학 체육교육과

Biomechanical Analysis of the Effect that Various Loads has on the Lower Limbs while Descending Stairs

Je-Heon Moon¹ · Young-Jin Chun²

¹Korea Institute of Sport Science, Korea Sports Promotion Foundation, Seoul, Korea

²Department of Physical Education, College of Education, Seoul National University, Seoul, Korea

Received 30 July 2013; Received in revised form 14 September 2013; Accepted 21 September 2013

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the effect that various loads have on the lower limb biomechanics. The following variables were measured and analyzed; performance time for each phase, lower limb moments and joint angles, and ground reaction forces. The kinematic and kinetic data was recorded by 2 force platforms and a motion capture system while 12 healthy adults in their twenties stepped down three steps under loads of 0%, 10%, 20% BW. Results are as follows. First, the different loading conditions did not seem to significantly affect the performance times and the joint angles. Second, the largest ground reaction forces were observed at the 1 step at the 10% BW condition. Finally, at the 0% BW loading condition the right hip extension moment was the smallest and the left hip flexion moment was the largest. The results show that there are not any significant changes in the biomechanics of the lower limbs under loading conditions up to 20% BW. Further investigations including more loading conditions with more weights and more additional steps analyzed are needed.

Keywords: Stair, Descent, Load, Kinetics, Kinematics

I. 서 론

계단보행은 일상생활을 통해 평지 보행 다음으로 빈번하게 이루어지는 활동이면서 평지 보행에 비해 더 많은 능력을 요구하고, 인체의 가속으로 인한 충격력의 크기와 유형이 다르게 나타나며, 주어진 경사에 따라 하지분절에서 발휘되는 힘의 특성이 달라지는 차이가 있다(Kim, Y. S., Kim, E. J., & Seo, 2006; Jun & Ryu, 2008). 이에 따라 계단 보행을 하는 데에 있어서 무릎의 굴곡과 굴곡 모

멘트를 평지 보행과 비교하여 운동학적, 운동역학적으로 연구가 이루어져 왔다(Jevsevar, Riley, Hodge, & Krebs, 1993).

계단 보행은 오르기 동작과 내리기 동작으로 구분할 수 있는데, Kim 등 (2006)은 계단 오르고 내리기 시 나타나는 하지 분절의 보행형태, 시간 및 근활성도의 차이를 규명한 결과 오르막과 내리막 보행 형태가 서로 다른 형태를 나타낸다고 하였다. 특히 계단에서의 낙상은 계단을 내려가는 상황에서 가장 흔히 발생하는데(Cohen, Templer, & Archea, 1985), 이러한 이유 중 하나로 내리기 동작은 한발 지지기 비율이 오르기 동작보다 크게 나타나고, 양발 지지기 비율에서는 오르기 동작보다 작기 때문에 내리기 동작이 균형을 유지하는데 어려움이 있다고 하였다(Zachazewski, Riley, & Krebs, 1993). 또한, Cluff와 Robertson (2011)도 캐나다의 낙상 실태 조사 등의 자료를

Corresponding Author: Young-Jin Chun
Department of Physical Education, College of Education, Seoul National University
Daehakdong, Kwanak-Gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-880-7805 / Fax : +82-2-872-2867
E-mail: yj1000ph@hanmail.net

통하여 계단 내리기 동작이 더 위험하다고 하였다.

한편, 부하에 따른 계단 보행은 작업 현장이나, 일상생활, 가정에서 흔히 일어나는 보행의 형태 중 하나이다 (Bhambhani, Buckley, & Maikala, 1997). 부하를 주는 방법으로 앞쪽과 뒤쪽에 부하를 줄 수 있는데, Hall, Boyer, Cillette와 Mirka (2013)은 무릎에서의 내전 모멘트가 관절염 환자에게 가장 큰 영향을 준다고 하여 무릎 내전 모멘트를 분석한 결과 부하를 주지 않은 경우보다 앞쪽과 뒤쪽에 부하를 준 경우가 크게 나타났으며, 내리기 동작보다는 오르기 동작에서 더 큰 내전 모멘트가 발생한다고 하였다. 앞쪽에 부하를 준 연구로 Anderson, Meador, McClure, Makrozhopoulos, Brooks와 Mirka (2007)은 트레드밀 걷기에서 바벨을 어깨 높이에 드는 동작과 바구니를 벨트 높이에 들고서 보행을 할 때의 허리에 대한 운동역학적 변인을 분석한 결과, 바벨을 어깨 높이에 드는 동작에서 몸통 근육의 활동이 43% 증가하였고, 바구니를 벨트 높이에서 드는 동작은 허리의 과신전 자세가 나타났다고 하였다. 이러한 결과로 볼 때 부하가 앞쪽으로 과하게 작용하게 되면, 허리 부상을 초래할 가능성이 있다는 것으로 추측할 수 있다. 뒤쪽에 부하를 준 연구로 Hong과 Li (2005)는 초등학생을 대상으로 배낭을 메는 동작으로 등에 부하를 가하여 지면반력을 분석한 결과 15, 20 %의 부하에서 차이가 나타났다고 하였다. 이처럼 부하를 어디에 주느냐, 그리고 얼마만큼의 부하를 주느냐에 따라 계단 보행 동작이 달라진다는 것을 알 수 있다.

여기서 주목할 점은, 계단 내리기 동작을 분석하는 데에 있어 영향을 미치는 중요한 변수 중 하나로 계단의 기울기가 있다는 점이다(Livingstone, Stevenson, & Olney, 1991). Riener, Rabuffetti와 Frigo (2002)는 각기 다른 계단 경사도(24°, 30°, 42°)에서 관절 각도와 모멘트에서는 경사도에 따라 비교적 작은 차이를 나타낸 반면, 관절 파워에서는 큰 차이를 나타냈다고 보고하였다. 유사한 연구로 Stacoff, Diezi, Luder, Stüssi와 Kramers-de Quervain (2005)는 20°, 30°, 41°의 기울기에서 동작을 분석한 결과 41°의 급격한 기울기에서만 수직 반력에서 차이가 났으며 연구 대상자마다 편차가 크게 나타나 가장 불안한 보행 패턴을 보였다고 하였고, Eun (2006)도 노인을 대상으로 계단 내려가기 동작을 할 때 계단 높이와 하지의 관절 모멘트와의 관계를 분석한 결과, 18 cm 이상의 계단을 내려오면서 하지 관절에서의 모멘트 변화가 크게 나타나며, 22 cm에서는 매우 급격한 증가 또는 감소 양상을 나타낸다고 보고하여 계단 기울기가 동작의 결과에 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

이와 같은 연구 동향을 볼 때 선행 연구에서 제시하지 못한 부하를 앞으로 들어 올린 자세에서 계단 내리기 동작을 할 때 체중의 0%, 10%, 20%의 부하를 적용하여

구간별 소요시간 및 하지의 관절각도와 지면반력, 관절의 모멘트를 분석하고자 하였다. 다만, 연구 대상자가 중량을 앞으로 들고 있기 때문에 시야를 가리고 있는 관계로 연구대상자의 안전을 고려하여 19°의 기울기로 계단을 설계하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구의 연구대상자는 최근 6개월간 상지와 하지에 부상이 없고, 오른발을 주로 사용하는 20대 후반의 건강한 남성 12명을 대상으로 하였다. 실험에 참가한 연구대상자는 실험의 목적과 절차를 충분히 이해할 수 있도록 설명한 후 참여 의사를 밝힌 대상만을 연구대상으로 포함하였다. 구체적인 신체 정보는 다음 <Table 1>과 같다.

2. 실험절차

실험은 2013년 3월 서울시에 위치한 S대학교 운동역학실험실에서 진행하였다. 실험 전 연구진은 연구대상자의 안전을 고려하여 일반적인 계단 보다 낮고 넓은 높이가 17 cm, 너비 50 cm, 기울기가 19°인 4단 계단을 제작하여 2대의 지면반력 측정 장비를 2-3단 높이에 해당하는 목재 계단 틀에 각각 고정하였다.

실험에 참가한 모든 연구대상자는 신체에 적합한 동일한 형태의 실험복과 신발 재질의 차이에서 발생하는 데이터 변질을 배제하기 위해 동일한 운동화를 착용한 후 신체 주요 관절에 반사마커를 직접 부착하였고 좌우 대퇴와 하퇴에는 cluster 마커를 부착하였다(Cappozzo, Cappello, Croce, & Pensalfini, 1997). 체중을 측정한 후, 해부학적 자세로 내측 관절의 마커(medial marker)를 부착한 상태로 약 5초간 static 촬영 후 동작 수행에 방해가 되는 내측 관절의 마커(medial marker)는 제거하였다. 이후 부상방지를 위한 준비운동을 약 15분 정도 실시한 후 제작한 계단을 오르내리며 높이에 적응할 수 있도록 하였다. 모든 준비를 마친 연구대상자는 제일 높은 계단에서 연구진이 준비한 65×50×20 cm 크기의 상자 안에 부하(무 중량, 체중의 10% 중량, 체중의 20% 중량)를 받은 후, 두 상완을 굽혀 앞으로 들어 올린 상태로 4개의 계단을 내려가는 동

Table 1. Characteristics of subject

Sub	Age (yrs)	Height (cm)	Weight (kg)
Mean	29.3	176.2	72.0
SD	2.67	5.37	11.69

Figure 1. Experimental setup

작을 촬영하였다(Figure 1). 착지방법에 따른 차이를 배제하기 위하여 모든 계단을 내려가면서 좌우측 하지 발 모두 전족으로 착지할 수 있도록 유도하였다. 12명의 연구대상자는 위에서 설명한 동일한 방법으로 동일한 무 중량, 체중의 10% 중량, 체중의 20% 중량 3회씩 총 9회의 동작을 수행하였으며, 순서는 무작위 방법에 의하여 진행하였다. 모든 실험을 마친 연구대상자는 순서는 본인의 복장으로 환복한 후 귀가 조치하였다.

3. 자료 분석

8대의 적외선 카메라와 2대의 지면반력 측정 장비는 랜선을 통하여 동조되었으며 분석용 컴퓨터에 저장하였다. 저장한 원 자료는 Qualisys Track Manager ver. 2.3을 사용하여 labeling 작업 후 c3d 포맷으로 변환하였다.

자료 분석은 Visual3D Standard ver. 4.91.0을 이용하였으며 분석 가능한 모든 마커에는 Butterworth 4th order low-pass filter 6 Hz를 적용하였다. 인체분석모델은 골반의 경우 Coda pelvis를 사용하였고 대퇴(thigh), 하퇴(shank), 발(foot) 분절은 Visual3D에서 제공하는 모델을 사용하였다. 이벤트 설정은 지면반력 수직방향의 힘 값으로 정의하였으며 분석 구간은 오른발이 제일 높은 위치에 있는 3단 계단에서 떨어지기 시작한 시점부터 왼발이 1단 계단에서 떨어지는 시점까지로 하였으며, 구체적인 시점은 다음과 같이 구분하였다.

Figure 2. Angle definition

- RTO1 - 제일 높은 계단에서 오른발이 이탈하는 시점
- RTC - 오른발이 첫 번째 지면반력에 착지하는 시점
- RMF - 첫 번째 지면반력의 힘 값이 최대로 높은 시점
- LTO1 - 제일 높은 계단에서 왼발이 이탈하는 시점
- LTC - 왼발이 두 번째 지면반력에 착지하는 시점
- LMF - 두 번째 지면반력의 힘 값이 최대로 높은 시점
- RTO2 - 첫 번째 지면반력에서 오른발이 이탈하는 시점
- LTO2 - 두 번째 지면반력에서 왼발이 이탈하는 시점

분석 변인은 양발의 지면반력 접촉시간, 양발의 발목, 무릎, 고관절의 각도, 최대 충격력, 양발의 발목, 무릎, 고관절의 모멘트이다. 최대 충격력은 연구대상자 개개인의 체중과 부하를 합하여 표준화하였고 모멘트의 경우도 연구대상자 개개인의 체중과 부하의 합에 신장을 곱하여 표준화하였다. 전역좌표계는 좌우방향을 X, 전후방향을 Y, 수직방향을 Z로 설정하였고 지역좌표계는 Cardan Sequence (X-Y-Z)로 정의하였다(Figure 2).

4. 통계처리

부하(무 중량, 체중의 10% 중량, 체중의 20%)에 따른 종속변인의 차이를 검증하기 위하여 SPSS 16.0 Ver (SPSS Inc., USA)을 사용하여 기술통계분석과 반복이 있는 일원변량분산분석(One-way ANOVA for repeated measure)을 실시하였다. 사후분석은 LSD 분석을 사용하였으며 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 운동학적 변인

계단 하향 보행 시 부하에 따른 하지의 운동학적 변인으로 전체 분석 구간에서의 소요시간과 하지의 관절 각도

Table 2. Result of time and joint angle variables.

(Mean±SD)

	unit	0%	10%	20%	p
Time	sec				
Right contact		0.79±0.09	0.76±0.10	0.78±0.11	.776
Left flight		0.52±0.06	0.50±0.06	0.51±0.09	.884
Left contact		0.73±0.07	0.72±0.12	0.77±0.13	.551
Right flight		0.48±0.05	0.47±0.08	0.50±0.10	.618
Flexion-extension angle	degree				
Ankle	R. strike	50.96±4.22	48.85±4.62	47.38±5.44	.199
	L. strike	54.12±6.80	52.53±6.97	52.53±6.97	.812
	R. max force	87.42±3.76	85.43±4.19	85.24±5.60	.446
	L. max force	86.12±6.48	84.78±7.63	84.78±7.63	.873
Knee	R. strike	-5.48±2.68	-4.29±2.40	-4.94±3.40	.601
	L. strike	-7.80±1.85	-7.62±1.14	-7.03±1.44	.429
	R. max force	-25.43±4.69	-24.61±4.73	-26.68±6.52	.642
	L. max force	-28.35±6.03	-28.33±8.61	-29.38±8.20	.930
Hip	R. strike	15.43±4.39	13.98±4.47	13.66±4.56	.592
	L. strike	17.26±5.46	15.61±3.83	15.34±5.51	.600
	R. max force	13.44±5.38	12.06±5.14	12.12±6.17	.791
	L. max force	14.84±6.74	12.93±6.21	13.08±7.30	.746

Note. † significant difference between 10% and 20% at $p<.05$

를 분석한 결과 <Table 2>와 같이 나타났다.

소요시간에서 오른발과 왼발의 지지기 시간(contact time)과 체공기 시간(flight time)은 중량에 따라 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p>.05$). 다만, 왼발의 지지기 시간과 오른발의 체공기 시간에서 20%의 중량으로 걸어 내려올 때 다른 중량에서보다 다소 길게 나타났다.

하지의 관절 각도에서도 각 중량에 따라 엉덩이, 무릎, 발목 관절의 신전, 굴곡 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>.05$).

2. 운동역학적 변인

계단 하향 보행 시 중량에 따른 하지의 운동역학적 변인으로 전체 분석 구간에서의 최대 수직지면반력과 엉덩이와 무릎, 발목 관절에서의 모멘트를 산출한 결과 <Table 3>와 같이 나타났다.

<Table 3>에서 보는 바와 같이 최대 수직지면반력은 첫발을 내딛는 오른발에서는 부하에 따라 유의한 차이를 나타내지 않았으나($p>.05$), 왼발의 지면반력에서 10%와 20%의 중량에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

또한, 관절의 모멘트에서는 오른쪽 엉덩이 관절이 신전할 때 0% 중량에서 다른 부하와 통계적으로 유의한 차이

를 나타냈고, 왼쪽 엉덩이 관절이 굴곡할 때는 0% 중량에서 다른 부하에서와 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

IV. 논 의

본 연구는 계단 하향 보행 시 부하에 따라 하지 관절에서의 각도와 모멘트, 구간별 소요시간 및 지면반력의 크기를 비교, 분석하는 데에 그 목적이 있다. 계단 오르내리는 일상생활에서 독립적인 생활을 위해서 필수적인 활동으로 젊은이뿐만 아니라 특히 노인에게 있어서 낙상으로 인한 많은 위험에 노출되어 있다(Novak & Brouwer, 2011). 또한, 짐을 앞으로 들고 보행하는 것은 농업이나 건설업에서와 같은 산업 현장에서 흔히 발생하는 동작이다(Anderson et al., 2007).

<Table 2>에서와 같이 구간별 소요시간의 결과에서 중량이 증가할수록 구간별 소요시간에는 변화가 나타나지 않았다. 다만, 같은 중량에서는 오른발보다 왼발의 지지기 시간 및 체공기 시간이 짧게 나타났다. 이러한 이유로 본 연구에서는 정지 상태에서 계단을 내려왔기 때문인 것으로 판단되며, Mian등(2007)의 연구에서도 노인을 대상으로 운동 전후 계단 내리기 동작의 소요시간을 측정한 결과 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았지만, 전체 소요시간

Figure 3. Mean result of right low limb angle

Figure 4. Mean result of left low limb angle

과 체공기 시간, 지지기 시간이 대체적으로 감소한다고 하였다. 또한, Cluff와 Robertson (2011)의 연구에서도 5단 높이의 계단에서 내려올 때 하지의 운동역학적 변인을 분석을 한 결과 내려올수록 최대속도가 증가한다고 보고하였다.

<Table 2; Figure 3, 4>에서와 같이 중량에 따른 하지에서 각 관절의 각도 차이는 나타나지 않았다. Riener 등 (2002)은 근육의 길이가 길어지는 원심성수축을 할 때 충격에 대항하는 근력이 발휘된다는 점에 주목하고, 계단 내리기 시 무릎과 발목관절이 신전하면서 지면에 닿을 때 발목에서 약 10-13%의 충격을 흡수하고, 순차적으로 무릎과 엉덩이 관절에서 16-22%, 50-54%의 충격을 흡수한다고 보고하였다. Lieber (1992)는 부하가 증가하게 되면 근섬유에 손상을 입을 수 있다고 하였으나, 본 연구에서는 무릎 및 발목 관절에서의 모멘트 차이가 나타나지 않았기 때문에 20%까지의 중량이 계단을 내려오는 동작에는 큰 영향을 미치지 않았다고 할 수 있겠다.

<Table 3>에서 보는 바와 같이 지면반력 값에서는 왼발이 밟는 1단 높이의 지면반력 값에서 10% 중량일 때와 20% 중량일 때 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 차이가 오히려 10% 중량일 때가 더 크게 나타났는데, 이는 연구 대상자가 중량의 부담으로 인하여 20% 중량일 때는 충격을 줄이기 위한 일련의 동작을 한 것으로 판단된다. 이러한 이유 중 하나로 20% 중량일 때 왼발의 접촉시간이 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았으나, 다른 중량일 때보다 약 0.05초 길게 나타난 점에서 접촉시간을 길게 가져가 충격력을 완화시키는 전략을 사용한 것으로 판단된다. 또한, <Figure 5>에서 보는 바와 같이 계단 내리기의 지면반력 형태는 평지 보행과는 다르게 뒤꿈치가 닿는 첫 번째 봉우리의 지면반력 값이 앞꿈치가 닿는 두 번째 봉우리의 지면반력 값보다 크게 나타나 선행 연구와의 결과와 일치한 것으로 나타났다(Riener et al., 2002; Stacoff et al., 2005; Protopapadaki et al., 2007). 위의 결과와는 반대로, Hong와 Li (2005)는 평균 체중이

Table 3. Result of vertical force and moment variables

(Mean±SD)

		unit	0%	10%	20%	p
Vertical force		N/BW				
Right foot			1.52±0.18	1.49±0.24	1.47±0.24	.847
Left foot			1.55±0.17	1.62±0.16 [†]	1.43±0.20	.042
Flexion-extension moment		N · m/(BW*ht)				
R. ankle	Dorsi flexion		0.01±0.01	0.02±0.01	0.02±0.01	.219
	Plantar flexion		-0.79±0.09	-0.80±0.13	-0.78±0.12	.873
R. knee	Flexion		0.61±0.11	0.55±0.11	0.60±0.12	.380
	Extension		-0.23±0.07	-0.26±0.06	-0.29±0.09	.151
R. hip	Flexion		0.60±0.15	0.54±0.14	0.55±0.10	.522
	Extension		-0.29±0.06*	-0.38±0.11	-0.42±0.11	.006
L. ankle	Dorsi flexion		0.06±0.01	0.06±0.01	0.07±0.02	.655
	Plantar flexion		-0.77±0.09	-0.75±0.11	-0.72±0.05	.389
L. knee	Flexion		0.76±0.21	0.72±0.24	0.76±0.28	.882
	Extension		-0.05±0.03	-0.06±0.04	-0.07±0.05	.524
L. hip	Flexion		0.68±0.09*	0.59±0.14	0.58±0.09	.050
	Extension		-0.15±0.11	-0.19±0.18	-0.23±0.18	.529

Note. *Significant difference between 0% and the others, [†]significant difference between 10% and 20% at $p<.05$

47 kg인 초등학생을 대상으로 체중의 0%, 10%, 15%, 20% 중량을 배낭에 메고 계단 오르기와 내리기 동작에서 지면반력을 비교한 결과, 계단 내리기 동작에서 첫 번째 봉우리의 지면반력 값이 두 번째 봉우리의 지면반력 값보다 1.59배 컸으며, 15%, 20% 중량이 0%, 10% 중량에서 보다 지면반력의 크기에 차이가 나타났다고 하였다. 이러한 차이는 연구대상자의 연령과 체중 차이로 인하여 발생한 것으로 생각된다. 즉, 체중의 같은 20%라고 하더라도 초등학생들에게는 큰 중량이 될 수 있지만, 성인의 경우에는 큰 중량이 되지 않는다고 할 수 있겠다.

엉덩이 관절에서 발생하는 신전 모멘트는 계단에서 내려올 때 발생하는 반면, 계단을 오를 때에는 지지기의 대부분 구간에서 굴곡 모멘트가 발생하며(Riener et al., 2002), Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern과 Galante (1980)는 계단에서 내려올 때 엉덩이의 최대 신전 모멘트가 평지에서보다 1.5배 더 크다고 보고하였다. 또한, Protopapadaki 등 (2007)의 연구에서는 계단 내리기에서 무릎의 최대 신전 각도가 $90.52\pm7.11^\circ$ 로 나타나 계단 오를 때의 값인 $93.92\pm7.40^\circ$ 보다 작게 나타났는데, 이는 무릎이 덜 굴곡되면 힘팔의 길이가 짧아지기 때문에 모멘트 값이 줄어든다고 하였다. 이러한 결과를 바탕으로 <Table 3>에서 보는 바와 같이 0% 중량에서 오른쪽 엉덩이 관절의 신전 모멘트가 다른 중량에서 보다 작게 나타났는데, 이는 중량 차이로 인한 결과로 나타난 것으로 사료된다. 또한, 엉덩이 관절의 신전 모멘트에서 오른발과 왼발을 비교할

Figure 5. Mean and SD result of round reaction forces in 0%, 10%, 20% load condition

Figure 6. Mean and SD result of joint moment in 0%, 10%, 20% load condition

때 중량에 따라서는 양쪽 모두 증가하는 추세를 보였지만, 같은 중량에서는 오른쪽 엉덩이 관절의 신전 모멘트가 왼쪽보다 크다는 것을 확인할 수 있었다. 이와 유사한 결과로 Novak과 Brouwer (2011)은 계단을 내려올 때 엉덩이의 신전 모멘트에서 잘 쓰는 발이 크게 나타난 결과와 일치한다. 반면, 왼쪽 엉덩이 관절에서는 굴곡 모멘트 값이 중량에 따라서 0%의 중량과 다른 중량들에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($p < .05$).

Cluff와 Robertson (2011)은 4대의 지면반력기를 이용하여 4개의 보행 주기를 측정된 결과, 첫 번째 스텝의 엉덩이 굴곡 모멘트가 다른 주기의 굴곡 모멘트보다 크게 나타났다고 하였다. 이러한 결과로 볼 때 본 연구에서의 분석 구간이 가장 높은 곳에서 처음 계단을 내려오는 오른발과 그 다음 주기인 왼발에 대해서만 분석하였기 때문에 분석 구간이 다소 짧은 이유 때문인 것으로 사료된다. 또한, 관절 모멘트는 수직축에 대한 신체중심의 위치에 따라 달라지기 때문일 수도 있다는 결과(Protopapadaki et al., 2007)가 있어 추후 연구에서는 몸통의 움직임상을 고려하여 분석해야 할 것으로 생각된다.

V. 결론 및 제언

본 연구는 계단 하향 보행 시 부하에 따라 구간별 소요시간, 하지 관절에서의 각도와 모멘트 및 지면반력의 크기를 비교, 분석하는 데에 그 목적이 있다. 이를 위하여 20대 후반의 건강한 남성 12명을 대상으로 지면반력 2대와 3단 높이의 계단을 만든 후 체중의 0%, 10%, 20%의 중량을 들고 계단을 내려오는 동작을 3차원 영상분석을 통하여 구간별 소요시간, 하지 관절의 각도, 지면반력, 하지의 관절 모멘트를 산출한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다. 첫째, 계단 내리기 동작에서는 중량에 따라 소요시간과 하지의 관절 각도에서는 영향을 미치지 않았다. 둘째, 1단에 설치된 지면반력에서 10% 중량일 때 가장 큰 지면반력 값을 보였다. 마지막으로, 0% 중량일 때 오른쪽 엉덩이의 굴곡 모멘트의 크기가 가장 작았고 왼쪽 엉덩이의 신전 모멘트의 크기가 가장 크게 나타났다. 이를 종합하면, 20%의 중량까지는 계단을 내려오는 동작에 있어 하지 관절의 변인에 큰 변화는 없으나 중량을 앞쪽에 들고 계단을 내려갈 때 안전사고 예방을 위하여 반드시 시야를 확

보하고, 허리의 부상 방지를 위하여 허리를 똑바로 세우고 걸어야 할 것이다. 추후 연구에서는 분석 범위를 몸 전체, 특히 허리 근육을 포함하도록 하고, 계단의 수를 더 늘려야 할 것으로 판단된다.

참고문헌

- Anderson, A. M., Meador, K. A., McClure, L. R., Makrozahopoulos, D., Brooks, D. J., & Mirka, G. A.(2007). A biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics*, 50(12), 2104-2117.
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B. J., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O.(1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of bone and joint surgery, American Volume*, 62(5), 749-757
- Bhambhani, Y., Buckley, S., & Maikala, R.(1997). Physiological and biomechanical responses during treadmill walking with graded loads. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(6), 544-551.
- Cappozzo, A., Cappello, A., Croce, U. D., & Pensalfini, F. (1997). Surface-marker cluster design for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(12), 1165-1174.
- Cohen, H., H., Templer, J., & Archea, J.(1985). An analysis of occupational stair accident patterns. *Journal of Safety Research*, 16(4), 171-181.
- Cluff, T., & Robertson, D. G. E.(2011). Kinetic analysis of stair descent: Part 1. Forwards step-over step descent. *Gait & Posture*, 33, 423-428.
- Eun, S. D.(2006). An investigation of the effect of the height of steps on the joint moment of lower extremities of the elderly while walking downstairs. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(4), 31-38.
- Hall, M., Boyer, E. R., Gillette, J. C., & Mirka, G. A.(2013). Medial knee joint loading during stair ambulation and walking while carrying loads. *Gait & Posture*, 37, 460-462.
- Hong, Y., & Li, J. X.(2005). Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking. *Gait & Posture*, 22, 63-68.
- Jevsevar, D. S., Riley, P. O., Hodge, W. A., & Krebs, D. E.(1993). Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. *Physical Therapy*, 73(4), 229-238.
- Jun, H. M., & Ryu, J. S.(2008). A kinetic analysis of the lower extremity during walking on three different stair width in healthy adults. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(4), 161-169.
- Kim, Y. S., Kim, E. J., & Seo, C. J.(2006). The comparative analysis of EMG and gait patterns of lower extremities during going up stairs and down. *The Korean Journal of Physical Education*, 45(4), 535-545.
- Lieber, R. L.(1992). *Skeletal muscle: structure and function, implications for rehabilitation and sport medicine*. Baltimore, MA: Williams and Wilkins.
- Livingstone L. A., Stevenson, J. M., & Olney, S. J.(1991). Stair-climbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 72(6), 398-402.
- Mian, O. S., Thom, J. M., Narici, M. V., & Baltzopoulos, V.(2007). Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait & Posture*, 25, 9-17.
- Novak, A. C., & Brouwer, B.(2011). Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait & Posture*, 33, 54-60.
- Protopapadaki, A., Drechsler, W. I., Cramp, M. C., Coutts, F. J., & Scott, O. M.(2007). Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*, 22, 203-210.
- Riener, R., Rabuffetti, M., & Frigo, C.(2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*, 15, 32-44.
- Stacoff, A., Diezi, C., Luder, G., Stüssi, E., Kramers-de Quervain, I. A.(2005). Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & Posture*, 21, 24-38.
- Zachazewski, J. E., Riley, P. O., & Krebs, D. E.(1993). Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subject. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 30(4), 412-422.