



성인 계단보행 시 계단 너비에 따른 하지의 운동역학적 분석

A Kinetic Analysis of the Lower Extremity during Walking on Three Different Stair width in Healthy Adults

전현민 · 류지선*(한국체육대학교)

Jun, Hyun-Min · Ryu, Ji-Seon*(Korea National Sport University)

국문요약

이 연구는 성인 남성을 대상으로 계단 너비에 따른 계단 보행의 지지국면 시 하지분절의 역학적 변인을 정량적으로 분석하여, 보다 효과적인 계단의 너비를 제시하고자 실시하였으며, 이를 위해 20대의 남자 대학생 10명이 참여하였다. 계단의 높이는 18cm, 최소폭은 90cm로 동일하나 디딤면의 너비가 각각 26cm, 31cm, 36cm인 세 개의 계단을 사용 하였다. 이때 사용된 계단의 세 번째 디딤면에 지면반력기를 설치하여 지지구간의 하지관절 모멘트를 분석한바 다음과 같은 결론을 얻었다. 상향계단보행에서 발목관절의 굴곡/신전 모멘트변화를 분석한 결과 계단의 너비가 증가할수록 pull-up 단계의 peak 모멘트가 감소하였으며($p<.05$), 무릎관절에서는 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 계단의 너비가 증가할수록 무릎에 작용하는 신전모멘트가 중지지기에 증가하는 것으로 나타났다($p<.05$). 그러나 고관절에서 차이가 없는 것으로 나타났다. 그리고 하향계단보행에서 발목관절의 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 계단의 너비가 증가할수록 지지기 동안 저축굴곡과 배측굴곡의 차이가 확연히 나타나는 것으로 나타났으며($p<.05$), 무릎관절과 고관절에서는 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 계단의 너비에 따라 신전 모멘트의 차이가 크지 않은 것으로 나타났다.

ABSTRACT

H. M. JUN, J. S. RYU, A Kinetic Analysis of the Lower Extremity during Walking on Three Different Stair width in Healthy Adults. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 4, pp. 161-169, 2008. The purpose of this study was to investigate kinetic variables of the lower extremity during walking on three different stair widths in healthy adults. Ten healthy college-aged adults(23.5 ± 3.5) recruited for this study. Each stairs with the same height and length(18cm and 90cm) under the Korean Constructional Law but three different widths(26cm, 31cm and 36cm) were conducted for this study. One force plate(9286AA, Kistler Co.) was put on third stairs. One-way ANOVA was performed to find the stair width effects during stair walking and the following findings were obtained. There was significantly decreased in ankle resultant joint moment at Pull-Up phase($p<.05$) and, significantly increased in knee extension moment during mid-stance phase as stair width increase($p<.05$), but there was no significance in ankle resultant joint moment was found at Forward Continuance Phase in Ascending Stair Walking and There was significantly increased in ankle resultant joint moment as stair width increase during mid-stance phase($p<.05$) and no significance in knee and hip resultant moments among the stair width in descending stair walking.

KEYWORDS : ascending stair walking, descending stair walking

I. 서론

계단보행은 평지보행과 더불어 인체의 이동 수단으로 빈번히 사용되고 있으며, 계단 보행의 특성은 몸의 균형을 유지하면서 수평이동과 수직상승을 하기 때문에 평지보행에 비해 더 많은 하지의 힘과 근력을 필요로 한다. 또한 계단보행은 지지하는 발의 이동이 교차적으로 반복된다는 점과 양발이 함께 지지하는 순간이 있다는 점에서 평지보행과 비슷하지만, 인체의 가속으로 인한 충격력(양)의 크기와 유형이 다르게 나타나며, 주어진 경사에 따라 하지 분절이 힘을 발휘하는 특성이 달라진다.

이와 같이 계단 보행은 일상생활에서 자주 이루어지며, 평지에서의 보행에 비해 더 큰 하지 관절에서의 모멘트와 운동 범위를 요구하고(Andriacci, Galante & Fermier, 1982; Andriacchi & Mikosz, 1991), 하지 관절에 지속적으로 가해지는 부하는 다양한 형태의 관절 장애를 수반할 수 있다(Costigan, Wyss, Li, Cooke & Olney, 1993). 그러므로 계단을 올라가는 동작은 대상자의 근력과 하지 관절에 가해지는 부하의 크기와 관계에 따라 동작의 패턴과 용이성이 결정된다고 볼 수 있을 것이다.

또한 관절 모멘트의 경우 계단 보행 시의 동작 특성을 파악하고 편이성을 평가하는데 중요한 정보를 제공해 줄 수 있기 때문에 여러 연구자들에 의해 다양한 연구가 진행되어 왔다(2006, 은선덕).

이와 같이 계단보행에 관련된 연구에서 보면, Andriacchi, Andersson & Fermier(1980)은 계단을 오르내리는 활동에서 나타나는 무릎관절 모멘트를 연구하였는데, 계단을 오르내리는 동안 발생했던 굴·신근에 의한 모멘트가 평지 보행 시의 모멘트에 비해 월등히 큰 것으로 나타났다고, 은선덕, 이기광 및 서정석(2004)은 하지 관절에서 굴곡 모멘트에 비해 매우 큰 신전 모멘트가 발생하는 것으로 나타났으며, 발목 관절보다는 무릎 관절과 고관절에서 큰 신전 모멘트가 발생 하는 것으로 나타났다고 보고하였다. 또한 계단 오르기와 내리기 동작 시 하지분절의 보행형태 및 EMG비교분석 연구에서는 오르막 계단 보행 시 내리막 계단 보행보다 골반의 높이는 보다 낮게 보행하는 추세를 보였고, 좌·우 발목각 에에서도 더 많이 배측굴곡 되어 보행하는 양상을 나타냈다(김유신, 김은정 및 서충진, 2006).

계단의 높이와 이에 따른 보행 특성을 살펴본 연구에서 은선덕(2003)이 연구한 계단의 높이가 하지 관절 모멘트에 미치는 영향의 연구에서 22cm 정도의 계단 높이에서는 발목관절의 최대 내번모멘트와 무릎 관절의 최대 외전모멘트의 증가가 뚜렷이 나타난다고 보고하였고, 또한 노인의 계단 오르기 활동 시 계단 높이가 지지기 동안의 하지 관절 모멘트연구에 의하면(은선덕, 이영석, 2004) 발목 관절의 최대 외번·외전 모멘트는 계단 14cm에서 가장 작게 나타났으며, 무릎 관절에서는 계단의 높이가 증가할수록 최대 외전 모멘트의 크기도 함께 증가하였다.

현재 우리나라의 건축법에 명시되어 있는 계단너비는 26cm 이상이지만 진영환, 유병인 및 곽이섭(2006)과 은선덕(2003)등 대부분의 연구들은 계단의 너비에 대해 명시하지 않았거나 건축법상에 맞지 않는 25cm로 디디는 면을 제시하였으며, 이재훈(2005), Mcfadyen, Winter(1988) 등은 각각 41cm, 28cm로 너비가 계단 규격에는 맞지만 현재 실제 사용되어지는 계단너비와 차이가 있는 계단을 이용하여 연구하였다.

최근 발표한 한국인 인체치수조사(size korea)에서 한국인 평균 발 크기는 25~29세의 남자가 252.7±10.3mm, 30~34세는 249.7±11mm 보고하였다. 이와 같이 현재 계단 너비의 규격과 성인 발 크기가 맞지 않아 계단을 오르고 내릴 때 디딤면에 의해서 사람들에게 낙상의 위험이 되고 있으며, Cohen et al. (1985), Cohen (2000)의 연구에서도 일반적으로 계단의 낙상은 계단의 가장자리나 표면에서 발이 걸리면서 일어나게 된다고 보고되었다.

따라서 계단 보행 시 보다 효율적인 동작을 유도하기 위해서 계단 너비변화에 따른 하지의 운동역학적 분석을 통해 어떠한 변화를 가져올 수 있는지를 살펴보고자 한다. 이 연구에서 설정한 가설은 첫째, 상향계단 보행 시 계단 너비 변화에 따라 발목관절의 모멘트의 차이가 있을 것이다. 둘째, 상향계단 보행 시 계단 너비 변화에 따라 무릎관절의 모멘트의 차이가 있을 것이다. 셋째, 상향계단 보행 시 계단 너비 변화에 따라 고관절의 모멘트의 차이가 있을 것이다. 넷째, 하향계단 보행 시 계단 너비 변화에 따라 발목관절의 모멘트의 차이가 있을 것이다. 다섯째, 하향계단 보행 시 계단 너비 변화에 따라 무릎관절의 모멘트의 차이가 있을 것이다. 여섯째, 하향계단 보행 시 계단 너비 변화에 따라 고관절의 모멘트의 차이가 있을 것이다.

표 1. 피험자의 특성

대상자	특성	연령(vrs.)	신장(cm)	체중(kg)	발치수(cm)
M		23.5	176.9	74.8	266.5
SD		3.5	53.0	11.3	7.8

II. 연구방법

1. 연구 대상

대상자는 최근 6개월 내에 하지에 정형 외과적 이상 소견이 없는 20대의 성인 남자 10명을 선정하였고 이들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

2. 실험 장비

이 연구에서 사용된 촬영 장비는 Qualisys사의 Proreflex MCU 240 카메라 7대를 사용했다. 이 카메라는 240frames까지 촬영할 수 있으며, 촬영과 동시에 실시간으로 3차원 위치 좌표를 얻을 수 있는 적외선 카메라(infrared rays camera)이다. 이 연구에서의 샘플링률(Hz)은 100frames/sec로 설정하였다. 또한 실험에 사용한 계단의 구조는 건축법에서 제시하고 있는 계단 높이 18cm이하, 너비 최소 26cm, 최소 폭 90cm를 준수하여 높이는 18cm로하고 너비를 달리한 3가지 종류(26cm, 31cm, 36cm)의 계단들을 지면반력기에 맞게 설계하였다(그림 1). 이렇게 설계된 계단구조에 스위스 Kistler사의 지면반력기 Type 9286A의 반력기(plate) 1대를 세 번째 계단에 설치하였으며, 자료 수집은 Bioware version 3.2(software analysis system)를 이용하여, 수직(Fz), 전후(Fy), 좌우(Fx) 방향의 힘을 측정 하였다.

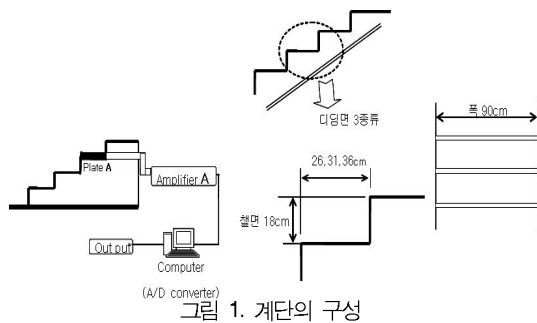


그림 1. 계단의 구성

3. 실험 절차

이 실험의 절차는 연구조건에 적합하며, 실험에 동의한 연구대상자를 선정하여 실험의 절차를 설명한 후, 가장 자연스러운 동작을 유도하기 위해 충분한 연습을 실시하였다. 그리고 본 실험에서는 영상자료 수집을 위해 진행 방향으로 카메라를 정면에 1대, 전 측면에 2대, 후 측면에 2대, 양 측 가운데 2대, 총 7대의 적외선 카메라와 지면반력 자료를 수집하기 위하여 Kistler사의 Type 9286A 지면반력기 1대를 설치한 다음 실험 전에 NLT(nonlinear transformation) 방법을 이용하여 각 카메라의 기준좌표계를 설정하였다. 이때 카메라 간 동조(synchronize)는 컴퓨터에 의해 통제되었으며, 이때 지면반력기의 샘플링율은 1000Hz로 설정하였다. 실험 전 모든 피험자들에게 상의를 탈의하고 하의는 타이즈를 입힌 후, 하체에 총 6개의 반사마커를 부착 하였다. 보행 측정에 앞서 대상자의 신체의 해부학적 상태를 고려한 자료를 추출하기 위해 실험 전 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시한 후 본 실험을 실시하였다. 또한 실험 시 대상자의 자연스러운 보행동작을 유도하기 위한 보행속도는 자신의 선호속도로 실시하였다.

4. 분석 국면 및 분석 변인의 정의

1) 분석국면 및 이벤트

분석 국면으로 상향계단 보행은 오른발 착지순간을 Event1, 중지지기는 Event2, 오른발 이지 순간을 Event3이며, 하향계단 보행 역시 오른발 착지순간을 이벤트4, 중지지기는 이벤트5, 오른발 이지 순간을 이

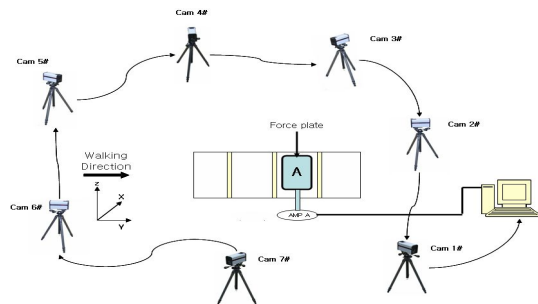


그림 2 실험장비의 배치

표 2. 계단 너비에 따른 이벤트별 하지 모멘트의 변화

(단위: Nm/kg)

구분	상향계단			구분	하향계단			
	26cm	31cm	36cm		26cm	31cm	36cm	
발목관절	E1	-0.078 ±0.055	-0.053 ±0.062*	0.011 ±0.069*	E4	-0.150 ±0.113	-0.139 ±0.055	-0.216 ±0.139
	E2	-0.547 ±0.260	-0.668 ±0.291	-0.339 ±0.383*	E5	-0.457 ±0.297	-0.533 ±0.227	-0.806 ±0.180*
	E3	-0.042 ±0.035	-0.044 ±0.020	-0.038 ±0.030	E6	-0.102 ±0.369	0.001 ±0.019	0.015 ±0.029
무릎관절	E1	0.077 ±0.102	0.106 ±0.062	0.102 ±0.071	E4	0.146 ±0.069	0.166 ±0.073	0.209 ±0.106
	E2	-0.291 ±0.136	-0.280 ±0.210	-0.419 ±0.272*	E5	-0.426 ±0.338	-0.498 ±0.241	-0.380 ±0.286
	E3	0.144 ±0.048	0.160 ±0.046	0.159 ±0.022	E6	-0.246 ±0.285	-0.126 ±0.045	-0.125 ±0.064
고관절	E1	-0.295 ±0.137	-0.363 ±0.167	-0.286 ±0.155	E4	-0.127 ±0.212	-0.142 ±0.121	-0.266 ±0.152
	E2	-0.332 ±0.181	-0.377 ±0.189	-0.145 ±0.339	E5	-0.005 ±0.130	0.097 ±0.129	0.254 ±0.066
	E3	0.052 ±0.132	0.027 ±0.077	-0.010 ±0.091	E6	0.053 ±0.353	-0.097 ±0.243	0.246 ±0.052

* 26cm와 통계적으로 유의한 차이($p < .05$)

벤트6로 정의 하였다. 이처럼 상향계단 보행은 3개의 이벤트와 2개의 국면으로 정의 하였으며, 하향계단 보행 또한 상향계단 보행 시와 동일하게 3개의 이벤트와 2개의 국면으로 정의 하였다.

2) 분석변인 정의

분석변인은 계단보행에서 시상면상의 하지의 발목, 무릎, 고관절의 굴곡과 신전모멘트를 분석하였다. 이때 모멘트를 해석은 발목 관절에서의 (-)값은 저축굴곡(plantar flexion)의 값을 말하며 (+)값은 배축굴곡(dorsiflexion)의 값을 나타내고 무릎 관절에서의 (+)값은 굴곡(flexion) (-)값은 신전(extension)의 값을 나타냈으며, 고관절에서의 (-)값은 신전(extension) (+)값은 굴곡(flexion)의 값을 나타낸다.

5. 자료처리 및 통계처리

7대의 카메라에서 들어온 2차원 평면상의 데이터는 NLT(non-linear transformation) 방법에 의해서 3차원 공간상의 데이터로 변환된다. 이렇게 얻은 데이터를 처리 하는데 생김 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위하여 Butterworth 2nd low-pass filtering 방법을 이용하여 스

무딩 하였다. 이때 차단 주파수는 6.0Hz로 선정하였다. 또한 3차원 좌표 값이 산출된 후 각 피험자 간 데이터의 표준화를 위해 각 대상자 별 소요된 구간별 프레임 수를 구간별 소요시간으로 나눠 백분율로 나타냈다. 또한 이 연구에서는 계단 보행 시 계단 너비변화와 운동역학적 요인과의 차이를 검증하기 위해 SPSS 12.0 통계 프로그램의 하위 프로그램인 일원변량분석(One-way ANOVA)을 이용하였으며, 이때 유의한 차가 있을 경우 집단 간에 사후검정으로 Tukey 방법을 사용하였다. 이 연구에서의 가설 유의수준은 $\alpha = .05$ 수준으로 설정하였다.

III. 결과 및 논의

1. 상향 계단보행의 하지관절 모멘트

1) 계단 너비의 발목관절 모멘트 변화

<그림 3>은 계단 너비변화에 따른 발목 관절에서 발생한 모멘트는 3가지 계단들에서 선행연구와 모두 유사한 패턴을 보이는 것으로 나타났으나, Event1에서는 계단의 너비가 26cm와 31cm일 때와는 달리 36cm

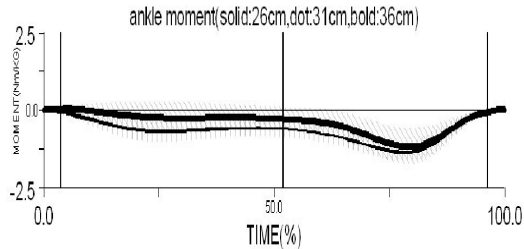


그림 3. 너비에 따른 발목관절의 저축굴곡과 배축굴곡 모멘트

일 때 배축굴곡 모멘트의 형태로 나타났다($p < .05$). 그리고 표를 보면 Event2에서 각각의 계단에서 전반적으로 저축굴곡 모멘트의 형태를 보이는 것으로 나타났으며, 31cm일 때가 $-0.668 \pm 0.291 \text{ Nm/kg}$ 으로 저축굴곡 모멘트가 가장 큰 것으로 나타났다. 반면 너비가 36cm일 때 저축굴곡 모멘트가 가장 작은 것으로 나타났다($p < .05$).

계단의 너비가 26cm와 31cm인 경우 두 개의 Peak가 나타나는 반면 36cm에서는 한 개의 Peak가 나타나는 것으로 보아 계단의 너비가 증가할수록 1국면에서의 모멘트가 작아지는 것으로 나타났다. 이처럼 계단의 너비가 작을 때에는 발의 뒤꿈치를 들고 있다가 계단의 너비가 증가할수록 디디는 면적이 증가하면서 발의 뒤꿈치를 들지 않기 때문에 발목관절에 생성되는 모멘트가 작아지는 것으로 생각된다. 이러한 결과는 계단의 너비가 증가할수록 발목관절의 활동에 부담을 줄일 수 있는 요인이 된다(Collins, et al, 1989).

또한 발목관절의 역할은 2국면에서 가장 큰 것으로 나타나는 것으로 보아 McFadyen & Winter (1998)의 연구와 유사한 결과를 보였다.

표 3. 상향계단보행 시 Event 별 발목관절 모멘트의 일원변량분석 결과

		제곱합	자유도	평균제곱	F	p	post-hoc
발목 Event1	집단간	.010	2	.005	4.822	.017	a<b,c
	집단내	.026	24	.001			
	합계	.036	26				
발목 Event2	집단간	.631	2	.315	6.915	.004	a<c
	집단내	1.095	24	.046			
	합계	1.726	26				
발목 Event3	집단간	.000	2	.000	.139	.871	
	집단내	.020	24	.001			
	합계	.021	26				

post-hoc: a집단-26cm, b집단-31cm, c집단-36cm

2) 계단 너비의 무릎관절 모멘트 변화

<그림 4>은 계단의 너비에 따른 무릎의 굴·신 모멘트의 변화 패턴을 나타낸 것으로써 보는 바와 같이 착지 초기부터 신전모멘트가 급격히 증가하는 것으로 관찰되었으며, 지지기의 75~80%를 지나면서 굴곡모멘트가 발생하기 시작하였다. 계단의 너비가 증가 할수록 신전모멘트가 보다 급격히 증가하고, 오래 지속되는 변화 패턴을 보이고 있다.

위 표에서 보면 Event2인 중지지기에서 26cm와 31cm일 때 신전 모멘트가 유사하게 나타난 반면 너비가 36cm일 때 무릎에 가해지는 신전 모멘트가 크게 나타나 계단의 너비가 증가할수록 중지지기 시 무릎에 작용하는 신전 모멘트가 증가하는 것으로 나타났다($p < .05$). McFadyen (1988)에 의하면 계단보행에서 가장 많은 추진이 일어나는 단계는 'pull-up'단계로써 한쪽 다리가 계단에 착지하는 순간부터 반대쪽 다리의 중간 스윙기까지의 구간이며, 무릎 관절의 신전근들이 주된 역할을 하는 구간이라 하였다.

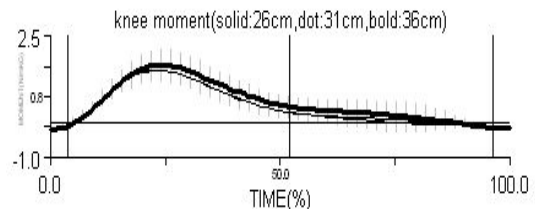


그림 4.너비에 따른 무릎관절의 굴·신 모멘트

표 4. 상향계단보행 시 Event 별 무릎관절 모멘트의 일원변량분석 결과

		제곱합	자유도	평균제곱	F	p	post-hoc
Event1	집단간	.003	2	.001	.319	.730	
	집단내	.094	24	.004			
	합계	.097	26				
Event2	집단간	.257	2	.129	3.705	.040	a<c
	집단내	.834	24	.035			
	합계	1.091	26				
Event3	집단간	.003	2	.001	.788	.466	
	집단내	.040	24	.002			
	합계	.042	26				

post-hoc: a집단-26cm, b집단-31cm, c집단-36cm

표 5. 상향계단보행 시 Event별 고관절 모멘트의 일원변량 분석 결과

	계급합	자유도	평균계급	F	p	post-hoc
Event1	집단 간	2	.015	.632	.540	
	집단 내	24	.023			
	합계	26				
Event2	집단 간	2	.153	2.131	.141	
	집단 내	24	.072			
	합계	26				
Event3	집단 간	2	.011	.882	.427	
	집단 내	24	.012			
	합계	26				

post-hoc: a집단-26cm, b집단-31cm, c집단-36cm

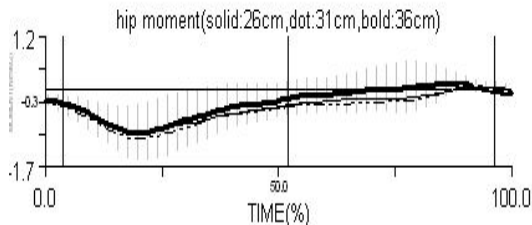


그림 5. 너비에 따른 고관절의 굴·신 모멘트

3) 계단 너비의 고관절 모멘트 변화

<그림 5>은 계단의 너비에 따른 고관절 굴·신 모멘트의 변화 패턴을 나타낸 것으로서 보는 바와 같이 1국면에서 고관절의 최대 신전 모멘트가 나타났으며, 2국면에서 최대 굴곡 모멘트가 나타났다.

전체적인 패턴은 선행연구의 결과(Andriacci 등, 1980; Mcfadyen과 Winter, 1988; Bowsher와 Vaughan, 1995)와 유사하게 지지기 동안 1국면에서 최대 신전 모멘트가 나타났다고 보고하였다. 이처럼 모든 계단들에서 유사한 경향을 보이는 것으로 나타났다. 이는 계단의 너비 증가에 따른 고관절의 최대 신전 모멘트의 변화는 작게 관찰된 것으로 보아 계단의 너비변화에 따라 고관절 모멘트의 변화가 없다는 것을 알 수 있다. 그러나 계단의 너비가 증가할수록 신전모멘트에서 굴곡모멘트로의 전환 시점이 다소 빠른 것으로 나타났다.

2. 하향 계단보행의 하지관절 모멘트

1) 계단 너비의 발목관절 모멘트 변화

표 6. 하향계단보행 시 Event별 발목관절 모멘트의 일원변량 분석 결과

	계급합	자유도	평균계급	F	p	post-hoc
Event4	집단 간	2	.009	1.077	.357	
	집단 내	24	.008			
	합계	26				
Event5	집단 간	2	.132	3.513	.046	a<c
	집단 내	24	.038			
	합계	26				
Event6	집단 간	2	.002	1.779	.190	
	집단 내	24	.001			
	합계	26				

post-hoc: a집단-26cm, b집단-31cm, c집단-36cm

하향계단보행 시 발목관절의 모멘트 변화 패턴을 나타낸 것으로서 <그림 6>에서 보면 Contact와 Forward continues에서 Peak 모멘트를 보이는 유사한 형태를 보이고 있으나 계단의 너비가 증가할수록 저축굴곡과 배축굴곡의 차이가 확연히 나타나는 것으로 나타났다. 이는 계단의 너비가 증가할수록 계단의 디딤면이 증가하여 정확하고 자연스러운 계단보행을 실시하는 반면, 계단의 너비가 감소하게 되면 디딤면의 감소로 인하여 정확한 발의 접촉 이후 정확한 Forward continues 단계를 유지하지 못하고 다음 계단으로 미끄러지듯이 이동하기 때문에 이와 같은 결과를 보이는 것으로 생각된다. 위 표에서와 같이 Event5에서 또한 전반적으로 저축굴곡 모멘트의 형태를 보이는 것으로 나타났으며, 36cm일 때가 $-0.806 \pm 0.180 \text{ Nm/kg}$ 으로 저축굴곡 모멘트가 가장 큰 것으로 나타나 계단 너비의 증가에 따른 저축굴곡 모멘트의 증가는 계단을 내려갈 시 계단의 너비가 작아질수록 발을 디디는 면적이 작아져 지면반력기의 가장자리에 걸쳐 내려가는 형태를 보이 되어 지면 반력 값이 작게 나타나고 넓어질수록 디딤면이 증가하여 지면반력 값이 커지기 때문이라 생각된다. 이러한 결과는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며($p < .05$), 사후 검증한 결과 Event5에서 26cm가 36cm보다 작은 것으로 나타났다.

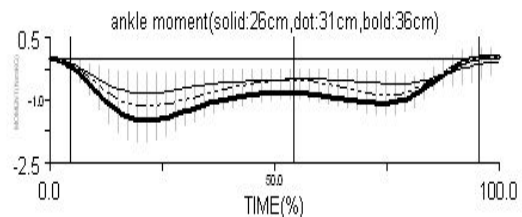


그림 6. 하향계단보행 시 너비에 따른 발목관절의 굴·신 모멘트

2) 계단 너비의 무릎관절 모멘트 변화

위 표에서 계단 너비의 증가에 따른 무릎 관절의 굴곡과 신전 모멘트의 변화를 나타낸 것으로 Event4에서 굴곡 모멘트의 형태를 보이는 것으로 나타났으며, 36cm일 때는 $0.209 \pm 0.106 \text{ Nm/kg}$ 으로 굴곡 모멘트가 가장 큰 것으로 나타났다. 이는 너비가 좁으면 발이 디디는 면적이 작아져 계단을 디디기보다는 계단의 모서리를 미끄러지듯이 내려가게 되어 무릎의 굽힘 동작이 작아지기 때문이며, 반대로 계단의 너비가 증가하면 무릎에 가해지는 충격량을 감소하기 위한 무릎의 굽힘 동작이 커지기 때문에 이와 같은 현상이 나타나는 것으로 생각된다. 또한 <그림 7>에서와 같이 계단의 너비가 36cm일 때 다른 너비에 비해 다소 신전모멘트가 가파르게 증가하고 감소하는 것으로 나타났으나 계단 너비에 따른 패턴의 차이는 없는 것으로 나타났다.

계단의 너비에 따른 신전 모멘트의 차이가 크지 않은 것은 무릎관절의 신전근의 역할이 계단의 너비에 크게 영향을 받지 않거나 개인적 보행 방식에 따라 무릎과 발목 관절에 작용하는 하지관절 모멘트의 차이가 뚜렷이 나타나기 때문에 계단에 따른 차이가 거의 없는 것으로 사료된다(Nisell et al. 1987). 그리고 McFadyen & Winter(1988)의 연구에서와 같은 그래프의 패턴을 보이고 있으며 이 연구에서 사용한 계단의 너비가 28cm이어서 본 연구의 31cm인 그래프와 거의 흡사하게 나타났다.

Andriacchi, Galante & Fermier(1982)의 연구에서는 지지기 동안에서 한 개의 Peak 모멘트만 나타났다고 보고 하였으나, 이 연구에서는 지지기 동안 1국면의 Peak 모멘트와 2국면의 Peak 모멘트인 2개의 모멘트가 나타났다.

표 7. 하향계단보행 시 Event 별 무릎관절 모멘트의 일원변량분석 결과

	제곱합	자유도	평균제곱	F	p	post-hoc
Event4	집단 간	.021	2	.010		
	집단 내	.176	24	.007	1.401	.26
	합계	.196	26			
Event5	집단 간	.020	2	.010		
	집단 내	1.510	24	.063	.159	.84
	합계	1.530	26			
Event6	집단 간	.054	2	.027		
	집단 내	.324	24	.014	2.003	.157
	합계	.379	26			

post-hoc: a집단-26cm, b집단-31cm, c집단-36cm

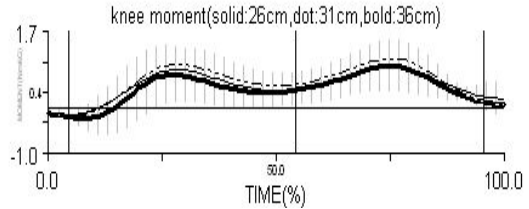


그림 7. 하향계단보행 시 너비에 따른 무릎관절의 굴 신 모멘트

3) 계단 너비의 고관절 모멘트 변화

<그림 8>에 나타난 바와 같이 전반적으로 지지기시 1국면에서 다른 두 계단에 비하여 36cm의 계단이 신전모멘트가 급격히 증가한 후 지지기 후반에 굴곡모멘트로의 전환이 서서히 이루어지고 있는 것으로 나타났다. 이는 상대적으로 디딤면이 넓은 36cm의 계단에서 다른 계단에 비하여 인체의 가속을 제어하기 위해 신전모멘트가 보다 원활히 작용하였기 때문인 것으로 생각된다. 그래프에서 보면 McFadyen & Winter(1988)의 연구에서와 같은 그래프의 패턴을 보였고 31cm와 거의 흡사한 모멘트의 값을 보이고 있으나 모든 Event에서 유의한 차이가 나타나지 않았다.

표 8. 하향계단보행 시 Event 별 고관절 모멘트의 일원변량분석 결과

	제곱합	자유도	평균제곱	F	p	post-hoc
Event4	집단 간	.053	2	.027		
	집단 내	.423	24	.018	1.509	.241
	합계	.476	26			
Event5	집단 간	.174	2	.087		
	집단 내	.691	24	.029	3.022	.067
	합계	.866	26			
Event6	집단 간	.115	2	.057		
	집단 내	.895	24	.037	1.539	.235
	합계	1.010	26			

post-hoc: a집단-26cm, b집단-31cm, c집단-36cm

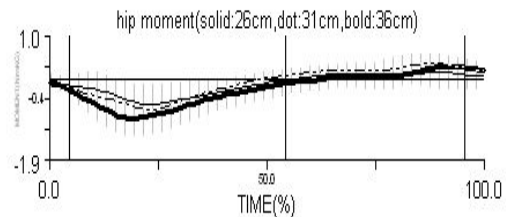


그림 8. 하향계단보행 시 너비에 따른 고관절의 굴 신 모멘트

IV. 결론

성인을 대상으로 계단 너비변화에 따른 하지의 운동역학적 요인을 분석한 결과의 요약 및 결론은 다음과 같다.

1 상향계단 보행

1) 발목관절의 지축굴곡/배측굴곡 모멘트변화를 분석한 결과 계단의 너비가 증가할수록 초기 접지순간과 중지지기의 모멘트가 감소하였으며($p < .05$), 발이 떨어지는 순간에서 모멘트의 차이는 거의 없는 것으로 나타났다.

2) 무릎관절의 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 계단의 너비가 증가할수록 무릎에 작용하는 신전모멘트가 중지지기에 증가하는 것으로 나타났다($p < .05$).

3) 고관절의 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 전체적인 패턴이 유사하게 나타나 계단의 너비에 따른 차이가 거의 없는 것으로 나타났다.

2 하향계단 보행

1) 발목관절의 지축굴곡/배측굴곡 모멘트를 분석한 결과 계단의 너비가 증가할수록 지지기 동안 지축굴곡과 배측굴곡의 차이가 확연히 나타나는 것으로 나타났다($p < .05$).

2) 무릎관절의 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 계단의 너비에 따라 신전 모멘트의 차이가 크지 않은 것으로 나타나 무릎관절 신전근의 역할이 계단의 너비에 따라 크게 영향을 받지 않는 것으로 나타났다.

3) 고관절의 굴곡/신전 모멘트를 분석한 결과 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았으나, 계단의 너비가 증가할수록 지지기 신전모멘트가 급격히 증가한 후 지지기 후반에 굴곡모멘트로의 전환이 서서히 이루어지는 패턴을 보였다.

이상을 종합하여 보면 상향계단보행 시 계단의 너비가 증가할수록 발목관절의 역할이 감소하였고, 무릎 신전근의 활동이 활발하게 이루어지는 것으로 나타났다.

그러나 하향계단보행 시 계단의 너비가 증가할수록 발이 지면에 접촉하는 순간 발목관절의 역할이 증가하였고, 무릎 신전근의 활동에는 변화가 없는 것으로 나타난 반면 고관절의 신전근의 활동은 활발하게 이루어지는 것으로 나타났다. 향후, 상해와 관련 깊은 노인을 대상으로 상해예방을 위해 적절한 계단의 너비 제시를 위한 심층적인 연구가 이루어져야겠다.

참고문헌

- 김유신, 김은정, 서충진.(2006) 계단 오르기과 내리기 동작 시 하지분절의 보행형태 및 EMG비교분석. **한국체육학회지**, 45(4), 535-545.
- 김희수.(2004). 보행 시 노인과 어린이의 상체 분절과 관절에 대한 운동학적 분석. 한국체육대학교 대학원 박사학위논문.
- 류지선, Joseph Hamill.(2003). **운동역학 실험**. 대한미디어.
- 이경옥, 허승연.(2001). 유아보행의 운동학적 종단연구. **한국여성체육학회지**, 15(1), 141~154.
- 은선덕.(2003). 계단 오르기 동작 시 계단 높이에 따른 하지관절 모멘트의 변화 분석. **한국운동역학회지**, 13(1), 121-137.
- 은선덕, 이기광, 서정석.(2004). 계단 걷기 시 노인과 젊은이의 동작에 관한 운동역학적 차이 연구. **한국사회체육학회지**, 22, 511-522.
- 은선덕, 이영석.(2004). 노인의 계단 오르기 활동시 계단 높이가 지지기 동안의 하지 관절 모멘트에 미치는 효과. **한국체육학회지**, 44(5), 405-414.
- 은선덕.(2006). 노인의 계단 내려가기 동작 시 계단 높이와 하지 관절 모멘트와의 관계 연구. **한국운동역학회지**, 16(4), 31-38.
- 이재훈.(2005). 계단보행 시 노인의 하지에 관한 운동역학적 분석. 한국체육대학교대학원 석사학위논문.
- 정남주.(2002). 계단보행 시 몸통 기울기와 발착지 유형에 따른 하지분절의 역학적 에너지 변화. 한국체육대학교대학원 박사학위논문.

- Andriacchi. T.P., Andersson, G.B.J., & Fermier, R.W. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 62-A, 749-757.
- Andriacchi. T.P., Galante. J.O., & Fermier. R.W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *Journal of bone and joint surgery*, 64-A, 1328-1335.
- Andriacchi, T.P., & Mikozi R.P. (1991). *Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications*. In Basic Orthopaedic Biomechanics (Edited by V. C. Mow and W. C. Hayes), 51-92, Raven Press, New York.
- Costigan, P.A., Wyss, U.P., Li, J., Cooke, T.V.D., & Olney, S.J. (1992). Force and moment at the knee during stair-climbing. Proc. XIVth Congr. Int. Society of Biomechanics, Paris, France, 288-289.
- Cohen H.H., & Templer J. (1985). An analysis of occupational stair accident patterns. *Journal of Safety Research*. 16(4), 178-181.
- Cohen H.H. (2000). A field study of stair descent. *Ergon. Des*, spring, 11-5.
- Kowalk D.L., Duncan J.A., & Vaughan C. L. (1996). Abductoin-adduction moment at the knee during stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 29, 383-388
- McFadyen, B.J., & Winter, D.A. (1988). An intergrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21(9), 733-744
- Morrison J.B. (1969) Function of the knee joint in various activities. *Journal of Biomedical Eng.*, 4(12), 573-580
- Nigg, B.M., & Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), 595-602
- Nisell. R. Mizrahi J., Ekholm J. (1987). Knee and ankle Load during step-down activities. *Biomechanics*, X-B, Champaign, IL: *Human Kinetics*. 1137-1142.
- Salsich G.B., Brechter J.H., Powers C.M. (2001). Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 16(10), 906-912.
- Shumway-Cook A, Woollacott M. (1997). *Attentional demands and posture control: new insights for assessing and treating instability in order adults*. Talk given at the APTA annual meeting, June.

투 고 일 : 10월 31일
 심 사 일 : 11월 6일
 심사완료일 : 12월 9일