



한국운동역학회지, 2003, 제13권 1호, pp. 121-137  
Korean Journal of Sport Biomechanics  
2003, Vol. 13, No. 1, pp. 121-137

## 계단 오르기 동작시 계단 높이에 따른 하지 관절 모멘트의 변화 분석

은 선 덕(서울대학교)

### ABSTRACT

#### The effect of the stair heights on lower extremity joint moment in stair-ascent activity

Eun, Seon-Deok(Seoul National University)

Eun, S-D. The effect of the stair heights on lower extremity joint moment in stair-ascent activity. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 13, No. 1, pp. 121-138. The purpose of this study was to investigate the effect of the stair heights on lower extremity joint moment in stair-ascent activity. Data were collected by 3-D cinematography, force platform. six normal males were participated in this experiment. All subjects performed a stair-ascent in four different heights of stairs (10, 14, 18, 22cm) having a 5 step staircase. The moment of lower extremity joint was analyzed during stance phase.

The results were as follows:

First, the second increase of plantar flexion moment of ankle joint in the 'forward continuance' phase was not occurred for stair A and B. But it occurred for stair C and D. And the maximum plantar flexion moment increased as the stair height become higher.

Second, it was shown that the maximum inversion moment of the ankle joint was the smallest at stair B and it increased significantly at stair C.

Third, maximum extension moment appeared in the 'pull-up' phase. And it increased as the stair height become higher.

---

2003년 3월 24일(월) 접수

\* Corresponding author, 151-742, 서울시 관악구 신림동 산56번지 서울대학교 종합체육관 124호 운동역학실험실  
연락처 : thunder1@snu.ac.kr, Tel : 011-9138-2056

Fourth, it was shown that the maximum abduction moment of the knee joint was the smallest at stair C and it increased significantly at stair C.

Fifth, maximum extension moment of hip joint increased significantly at stair C.

Sixth, remarkable value of adduction moment occurred at hip joints and maximum adduction moment increased at stair D.

Keywords : stair-ascent moment, plantar flexion moment, inversion moment, abduction moment

## I. 서 론

계단은 일상생활에서 자주 접하게 되는 장애물이며, 평지에서의 보행에 비해 더 큰 하지 관절에서의 모멘트와 운동 범위를 요구하기 때문에 매우 흥미롭다(Andriacci, Galante 및 Fermier, 1982; Andriacchi와 Mikosz, 1991). 또한 계단을 오르는 활동은 동작의 특성상 관절에 많은 부담을 줄 수밖에 없으므로 활동 자체를 기피하게 하는 원인이 되기도 하며, 계단의 높이에 따라 그 정도가 심화될 수도 있기 때문에 많은 사람들이 피하고 싶어하는 활동이다. 그러나 한편으로는 계단이 보행에 장애가 있는 사람들의 재활을 돕거나 최적의 작업환경이나 공공시설의 설계에 반드시 필요한 시설로 활용되고 있는 것이 현실이다. 따라서 이렇듯 복합적 성격을 지닌 계단에서의 보행은 운동역학적인 이해가 반드시 필요하며 다양한 방식의 접근을 통한 연구가 필수적인 분야라 할 것이다.

우리가 계단을 아래위로 오르내릴 때 동작의 편이성은 계단의 경사도와 각 분절에서의 회전축이 진행방향을 고려하여 얼마나 적절한 각도로 놓여 있는가에 달려있다. 즉 각 분절의 회전축이 이루는 각도가 진행방향에 대해 지나치게 벗어나 있을 경우 그만큼 각 관절에 무리가 따를 수밖에 없기 때문이다. 그러나 계단 보행은 평지에서의 보행에 비해 이러한 회전축들의 각도가 고정적이지 못한 것이 사실이다. 따라서 계단 보행의 분석은 평지에서의 분석방법을 기초로 하되 보다 관절역학적인 측면에서의 접근이 필요하다.

평지 보행의 순수 이론에 의하면 추진력은 진행하고자하는 방향에 수직인 면에 있는 축을 중심으로 한 관절 모멘트에 달려있다고 한다(Kowalk, Duncan, 및 Vaughan, 1996). 또한 내전-외전 모멘트의 역할에 대한 지지이론은 이미 Saunders, Inman, 및 Eberhart(1953)의 'compass gait' 모형, Gracovetsky(1985)의 'spinal engine' 이론 등에 의해 제공되었으므로, 계단에서의 보행에 대한 연구는 전후면과 좌우면에서 일어나는 모든 움직임들을 총괄하여 3차원적인 분석을 통해 이루어져야 한다. 예를 들면 무릎에서는 굴곡-신전축 외에도 외전-내전축과 내측 회전-외측 회전축이 겹쳐져 놓이게 되므로 무릎 관절에서의 움직임을 보다 정확히 파악하기 위해서는 전후면과 좌우면에서의 움직임을 통합적으로 보아야 한다. 따라서 계단에서의 보행에 대한 관절역학적 연구는 전후면과 좌우면에서 일어

나는 굴곡과 신전, 내전과 외전 모멘트를 중심으로 이루어져야 한다.

최근까지 이루어진 연구들을 통해 계단 보행의 주요 연구 동향을 살펴보면, 계단 오르기 동작시의 지면반력과 관절 모멘트 및 역학적 일에 대한 연구(Cappozzo와 Leo, 1974), 계단 오르기와 내리기 동작의 지지기 동안의 관절 모멘트 및 하지 근육들의 패턴을 분석한 연구(McFadyen과 Winter, 1988), 계단 오르기 동작에 대한 관절 역학 계산의 정확성을 검증한 연구 (Yu, Growney, Schultz, 및 An, 1996), 계단 오르기와 내리기 동작에서 무릎에 가해지는 내외전 모멘트를 계산한 연구(Kowalk 등, 1996), 평지에서의 보행 동작과 계단 오르기시의 동작에서 무릎의 내외측 움직임과 무릎 관절각을 비교한 연구 (Yu, Stuart, Kienbacher, Growney, 및 An, 1997) 등 비교적 다양한 방향으로의 연구가 진행되어 왔음을 알 수 있다. 그러나 이러한 연구들은 2차원 분석에 의한 좌우면상에서의 움직임에 중점을 두었거나, 3차원 분석이라 하더라도 대표적 높이의 계단에서의 관절역학을 주로 다루었기 때문에 계단 높이에 따른 하지 관절의 역학적 변화를 보다 명확하게 규명하지 못하였다.

따라서 본 연구에서는 인체의 이동 동작에 관련된 복잡한 과정을 이해하고 계단에서의 보행과 관련된 광범한 자료의 축적이라는 측면에서 젊은이들을 대상으로 여러 가지 높이의 계단을 사용하여 계단의 높이가 하지의 관절역학에 어떠한 변화를 가져올 수 있는지를 살펴보고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상자 및 과제

본 연구에 동원된 연구대상자는 하지 관절에 병력이 없는 20~30대의 성인 남자 6명(평균 연령 :  $28.33 \pm 3.08$ 세, 평균 체중 :  $725.94 \pm 104.97$ N, 평균 하지장 :  $0.85 \pm 0.04$ m)이었으며, 모든 연구대상자들은 10cm, 14cm, 18cm, 22cm로 높이를 달리한 4가지 종류의 계단을 1초 간격으로 설정된 메트로놈에 맞춰 올라가는 과제를 수행하였다.

### 2. 실험 및 자료 수집 방법

실험에 사용된 계단은 디딤판의 전후 폭이 25cm이고 총 5개의 단으로 이루어진 4가지 높이의 계단이었으며 높이 증가에 따른 두려움을 최소화시킬 수 있도록 좌우폭을 1.5m 이상으로 넓게 제작하였다. 먼저 가장 낮은 10cm 높이 계단의 세 번째 칸에 만들어진 홈에 지면반력기를 고정시키는 작업을 하였으며, 지면반력기를 설치한 후에는 3차원 실공간 좌표를 얻는데 필요한 통제점 틀을 운동면상에 설치하여 4대의 비디오 카메라로 촬영하였다. 이때 각 비디오 카메라는 운동면의 좌우측에 2대씩 설치

하였으며 30 frames/sec의 속도로 영상을 촬영하였다.

통계점들의 촬영을 마친 다음 이를 제거하고 지면반력기가 설치된 계단을 운동면 상에 고정시킨 후 모든 피험자들이 촬영 중에 자연스러운 동작이 나올 수 있도록 각 높이의 계단을 미리 올라가 보는 사전 연습을 실시하였다.

그 후 발광 마커를 사용하여 골반을 비롯한 하지의 분절점에 영상분석에 필요한 마킹을 하였다. 이때 마커가 부착된 위치는 우측 하지의 주요 관절점의 내외측 및 하지 분절의 지역 좌표계 설정에 필요한 여분의 점, 그리고 좌우측 전상장골극(ASIS) 등으로서, 계단을 올라가고 내려가는 동작을 하는 동안 좌우측에 있는 두 대씩의 카메라에서 동시에 보일 수 있는 위치를 찾아 부착하도록 하였다.

분절점에 대한 마킹이 끝난 후에는 인체계측학적 측정을 실시하였으며 속도 조절을 위해 1초 간격으로 설정된 메트로놈의 소리에 맞춰 계단을 올라갈 수 있도록 최종적인 연습을 실시한 후 본 실험에 대한 촬영에 들어갔다. 이때 모든 피험자는 신발을 신지 않고 실험에 임하도록 하였다.

본 실험에서는 영상 자료와 지면 반력 자료를 동조시키기 위해 수동적인 조작이 필요하므로 매 시행 직전에 발광 라이트를 터뜨려 영상 자료와 지면반력 자료를 동조시켰다.

### 3. 자료 처리 및 변인의 계산 방법

본 연구에 동원된 자료는 영상분석 도구와 지면반력기를 통해 산출되었다. 통계점과 인체관절 중심점의 좌표화, 동조, DLT방법을 이용한 3차원 좌표의 계산 및 자료의 평활화(smoothing)에는 영상분석용 프로그램인 Kwon(1998)이 개발한 프로그램을 사용하였으며, 지면반력 자료는 KwonGRF 2.0을 이용하여 산출하였다.

3차원 좌표값을 계산하기 전에 원자료에 포함된 고주파의 노이즈를 제거하기 위해 저역통과필터(lowpass filter)를 사용하여 6Hz의 차단 주파수(cut-off frequency)로 평활화(smoothing)하였다.

3차원 좌표 계산을 위한 지역좌표계의 설정 방법은 다음과 같다.

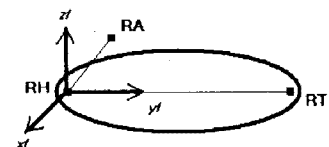
#### (1) 발에 설정된 지역좌표계

$$j_f = \frac{(RT - RH)}{|(RT - RH)|}$$

$$i_f = \frac{(RT - RH) \times (RA - RH)}{|(RT - RH) \times (RA - RH)|}$$

$$k_f = i_f \times j_f$$

( RT=Right Toe, RH=Right Heel, RA=center of the Right Ankle)



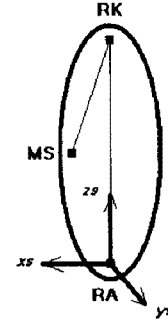
(2) 하퇴에 설정된 지역좌표계

$$k_s = \frac{(RK-RA)}{|(RK-RA)|}$$

$$j_s = \frac{(RK-RA) \times (MS-RK)}{|(RK-RA) \times (MS-RK)|}$$

$$i_s = j_s \times k_s$$

(MS=Mid-Shank, RK=center of the Right Knee)



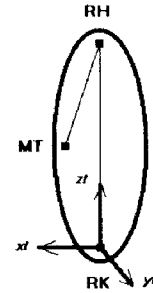
(3) 대퇴에 설정된 지역좌표계

$$k_t = \frac{(RH-RK)}{|(RH-RK)|}$$

$$j_t = \frac{(RH-RK) \times (MT-RH)}{|(RH-RK) \times (MT-RH)|}$$

$$i_t = j_t \times k_t$$

(RH=center of the Right Hip, MT=Mid-Thigh)



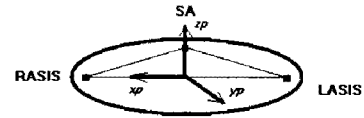
(4) 골반에 설정된 지역좌표계

$$i_p = \frac{(RASIS-LASIS)}{|(RASIS-LASIS)|}$$

$$k_p = \frac{(RASIS-SA) \times (LASIS-SA)}{|(RASIS-SA) \times (LASIS-SA)|}$$

$$j_p = k_p \times i_p$$

(LASIS=Left Anterior Superior Iliac Spine, RASIS=Right Anterior Superior Iliac Spine, SA=Sacrum)



분석 변인인 하지 관절의 모멘트는 공학용 계산 프로그램인 MATLAB 5.3의 내장 함수를 이용하여 만든 프로그램으로 계산하였으며, 역동역학적 접근법(inverse dynamics approach)에 따라 아래 벡터식을 사용하여 산출하였다. 또한 분절의 각속도와 각가속도의 계산에는 분절의 Euler's angle을 사용하였으며, 이를 통해 고정된 전역좌표계에 대한 분절의 지역좌표계의 움직임을 표현하였다.

우선 발목 관절에 가해진 힘 즉, 발 분절의 근위단에 작용하는 힘은,

$$\vec{F}_a = m_f \vec{a}_f - m_f \vec{g} - \vec{F}_{gr}$$

( $\vec{F}_a$  = 발목 관절에 가해지는 힘벡터,  $m_f$  = 발의 질량,  $\vec{a}_f$  = 발의 질량중심의 가속도,

$\vec{g}$  = 중력 가속도 벡터,  $\vec{F}_{gr}$  = 지면반력 벡터)이 되며, 이때의 모멘트는,

$$\vec{M}_a = \vec{J}_f - \vec{M}_{gr} - \vec{P}_{gr} \times \vec{F}_{gr} - \vec{P}_a \times \vec{F}_a$$

( $\vec{M}_a$  = 발목 관절에서 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_f$  = 발의 각운동량의 변화,  $\vec{M}_{gr}$  = 지면반력 모멘

트 벡터,  $\vec{P}_{gr}$  = 발의 질량 중심에서 압력 중심으로의 위치 벡터,  $\vec{P}_a$  = 발의 질량 중심에서 발목 관절로의 위치 벡터)로 나타낼 수 있다.

같은 방식으로 무릎 관절에 작용하는 힘, 즉 하퇴의 근위단에 작용하는 힘은,

$$\vec{F}_k = m_s \vec{a}_s - m_s \vec{g} - \vec{F}_a$$

( $\vec{F}_k$  = 무릎 관절에 가해지는 힘벡터,  $m_s$  = 하퇴의 질량,  $\vec{a}_s$  = 하퇴의 질량중심의 가속도)가 되며, 이 지점에서 작용하는 모멘트는

$$\vec{M}_k = \vec{J}_s - \vec{M}_a - \vec{P}_{ka} \times \vec{F}_a - \vec{P}_k \times \vec{F}_k$$

( $\vec{M}_k$  = 무릎 관절에서 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_s$  = 하퇴의 각운동량의 변화,  $\vec{P}_{ka}$  = 하퇴의 질량 중심에서 발목 관절 중심으로의 위치 벡터,  $\vec{P}_k$  = 하퇴의 질량 중심에서 무릎 관절 중심으로의 위치 벡터)로 계산된다.

고관절에 작용하는 힘도 같은 방식으로 계산하는데, 대퇴의 근위단에 작용하는 힘은,

$$\vec{F}_h = m_t \vec{a}_t - m_t \vec{g} - \vec{F}_k$$

( $\vec{F}_h$  = 고관절에 가해지는 힘 벡터,  $m_t$  = 대퇴의 질량,  $\vec{a}_t$  = 대퇴의 질량중심의 가속도)가 되며, 모멘트는

$$\vec{M}_h = \vec{J}_t - \vec{M}_k - \vec{P}_{hk} \times \vec{F}_k - \vec{P}_h \times \vec{F}_h$$

( $\vec{M}_h$  = 고관절에서 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_t$  = 대퇴의 각운동량의 변화,  $\vec{P}_{hk}$  = 대퇴의 질량 중심에서 무릎 관절 중심으로의 위치 벡터,  $\vec{P}_h$  = 대퇴의 질량 중심에서 고관절 중심으로의 위치 벡터)로 계산된다.

본 연구에서 제시된 모멘트값은 신장의 차이에서 오는 자료의 곡해를 최소화시키기 위해 실제 산출된 모멘트값에 100을 곱한 다음 피험자의 체중과 하지장의 길이로 나누어 표준화시킨 값을 사용하였다.

#### 4. 통계 처리 방법

본 연구는 계단에서 올라가는 동작을 수행하는 동안 계단 높이의 증가에 따라 하지 관절 모멘트가 어떻게 변화하는지를 살펴보는 것이다. 따라서 이 연구의 통계적인 분석은 계단 높이의 증가가 하지 관절의 모멘트 변화에 미치는 영향을 살펴보기 위해 반복측정일원변량분석(one-way ANOVA with repeated measures)을 사용하였다.

## IV. 결과 및 논의

### 1. 발목 관절 모멘트의 변화

#### 1) 배측굴곡과 저측굴곡 모멘트

발목 관절에서 발생한 모멘트는 그림 1에 제시된 바와 같이 배측굴곡 모멘트는 거의 나타나지 않은 반면 저측 굴곡 모멘트는 매우 크게 나타냈다. 계단A(10cm)와 계단B(14cm)에서는 지지기의 중반 이후에 일시적인 모멘트의 상승이 나타나지 않은 반면, 계단C(18cm)와 계단D(22cm)에서는 일시적인 상승 패턴을 보였다. 이러한 결과는 McFafyen과 Winter(1988)의 주장 대로라면 모멘트의 첫 번째 상승은 'pull-up' 단계에서 체중을 끌어올리는 과정에서 나타나야 하며, 두 번째 상승은 'forward continuance' 단계에서 다음 계단으로 신체를 밀어올리는 과정에서 나타나야만 한다. 그러나 본 연구에서 나타난 결과에 의하면 이러한 두 번의 상승이 계단A와 계단B에서는 나타나지 않았다. 이러한 결과는 14cm높이인 계단B까지는 'forward continuance' 단계에서 나타나는 발목 관절에 의한 추진이 거의 일어나지 않았기 때문으로 풀이된다. 바꾸어 말하면 적어도 18cm 이상의 높이부터는 계단의 높이가 증가할수록 발목 신전근들의 역할도 함께 증가한다고 볼 수도 있을 것이다.

한편, McFafyen과 Winter(1988)에 의하면 'forward continuance' 단계에서는 발목 관절의 역할이 무릎 관절이나 고관절에 비해 크다고 했지만, 본 연구에서는 비슷하거나 혹은 상당히 작은 것으로 나타났다. 또한 저측굴곡 모멘트의 최대값에 있어서는 계단의 높이가 높아질수록 점차 증가하였으며 심지어 계단D에서는 계단A에 비해 거의 두 배 가량의 모멘트가 발생하였고 그 차이도 유의한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 22cm 높이의 계단까지는 계단 높이의 변화에 적응할 만한 충분한 근력이 뒷받침되었기 때문인 것으로 판단된다.

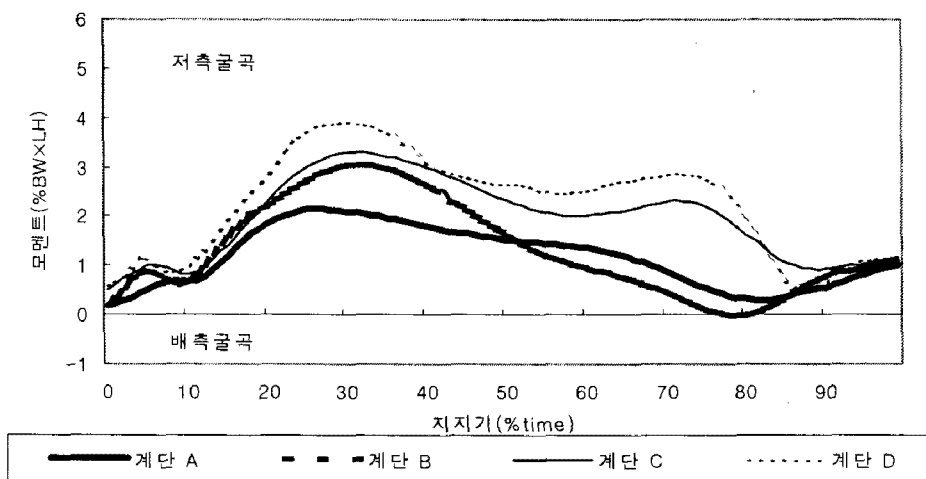


그림 1. 발목 관절의 배측굴곡과 저측굴곡 모멘트의 변화

표 1. 발목 관절의 최대 배측굴곡과 저측굴곡 모멘트

(단위 : %)

구분	계단A(10cm)	계단B(14cm)	계단C(18cm)	계단D(22cm)
배측굴곡	-0.12±0.13	-0.33±0.31	-0.22±0.39	-0.23±0.31
저측굴곡	2.55±1.15	3.15±1.56	4.02±1.34	4.80±1.31

표 2. 발목 관절의 최대 배측굴곡과 저측굴곡 모멘트에 대한 반복측정일원변량분석 결과

	Source	SS	df	MS	F	Sig.
배측굴곡	계단높이	.133	3	.044	.683	.576
	A:B	.265	1		4.363	.091
	B:C	.703	1		.404	.553
	C:D	.006	1		.017	.902
저측굴곡	계단높이	17.445	3	5.815	7.411	.003**
	A:B	2.160	1		1.840	.233
	B:C	4.559	1		3.435	.123
	C:D	3.588	1		5.369	.068

\*\*P&lt;.01

## 2) 내변과 외변 모멘트

계단 높이의 증가에 따른 발목 관절의 내변과 외변 모멘트의 변화 패턴은 아래 그림 2와 같다. 전체적인 패턴 변화를 살펴보면, 착지 초기에 일시적으로 약간의 외변 모멘트가 생성되었다가 지지기의 10~15% 지점을 지나면서 점차 내변 모멘트의 생성이 증가하기 시작하여 지지기의 80%와 90% 사이에서 최대 내변 모멘트를 생성시키는 것으로 나타났다. 그 후 이지 시점이 가까워지면서 급격한 감소 양상을 보였다. 계단 높이의 증가에 따른 패턴상의 특이한 변화는 보이지 않았지만 다른 계단에 비해 계단D에서 유난히 큰 내변 모멘트가 발생하였다.

최대 내변 모멘트의 평균과 유의성에 대한 검증 결과는 표 3과 표 4에 나타나있다. 표에서 알 수 있듯이 최대 내변 모멘트는 계단B에서 가장 작았고 계단D에서 가장 큰 것으로 나타났으며, 통계적으로도 계단C와 계단D 사이에서 유의한 증가가 있는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 내전과 외전 모멘트가 추진과 내·외측 안정성을 제공하는데 중요한 역할을 하기 때문에(Kowalk 등, 1996) 14cm높이인 계단B에서 가장 안정성이 높은 보행을 했고, 22cm 높이인 계단D부터는 내·외측 안정성이 상당 부분 감소하고 있음을 보여주고 있다.

한편, 발목 관절에서 내변 모멘트가 크게 나타나는 이유는 발목 관절에서의 주된 동작 형태는 외변이지만 인체 내부적으로는 외변의 정도를 줄이기 위해 내변 모멘트가 작용하기 때문인 것으로 파악된다. 따라서 지지기의 후반부에 최대 내변 모멘트가 발생한 것으로 보아 발이 이지되기 직전에 발목이



가장 크게 외변 되었음을 알 수 있다.

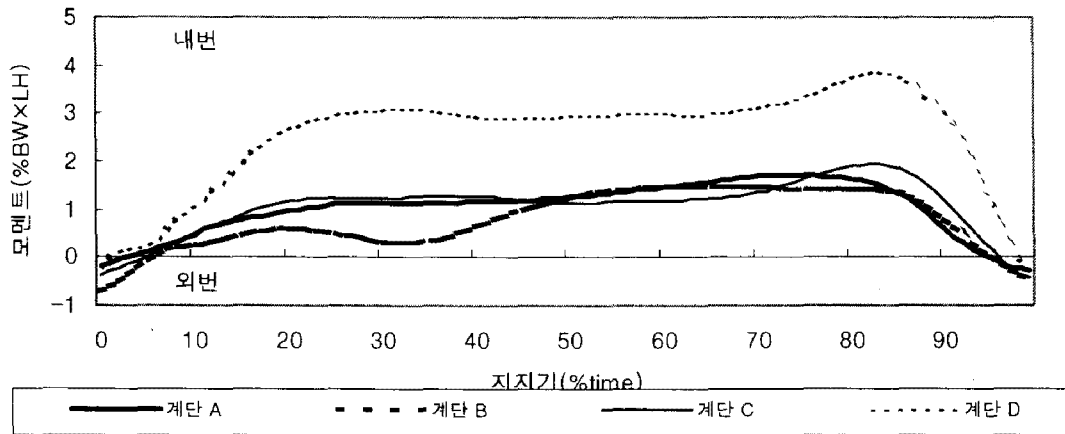


그림 2. 발목 관절의 내번과 외번 모멘트의 변화

표 3. 발목 관절의 최대 내번과 외번 모멘트 (단위 : %)

구분	계단A(10cm)	계단B(14cm)	계단C(18cm)	계단D(22cm)
내번	2.04±1.38	1.93±1.47	2.43±1.70	4.07±1.77
외번	-0.50±0.56	-0.92±0.51	-0.42±0.86	-0.33±0.21

표 4. 발목 관절의 최대 내번과 외번 모멘트에 대한 반복측정일원변량분석 결과

	Source	SS	df	MS	F	Sig.
내번	계단높이	17.806	3	5.935	3.356	.047*
	A:B	0.079	1	0.079	.030	.869
	B:C	1.530	1	1.530	.512	.506
	C:D	16.203	1	16.203	4.966	.076**
외번	계단높이	1.242	3	.414	1.487	.258
	A:B	1.058	1	1.058	35.327	.002**
	B:C	1.490	1	1.490	1.564	.266
	C:D	0.058	1	0.058	.072	.799

\*P<.05, \*\*P<.01

3. 무릎 관절 모멘트의 변화

1) 굴곡과 신전 모멘트

계단 높이의 증가에 따른 무릎 관절의 굴곡과 신전 모멘트의 변화 패턴은 아래 그림 3과 같다. 우선 전체적인 패턴상의 변화를 살펴보면 착지 초기부터 신전 모멘트의 가파른 증가가 관찰되었으며, 지지기의 30%를 지나면서 서서히 감소하는 양상을 나타냈다. 또한 지지기의 80%를 지나면서부터는 굴곡 모멘트가 발생하기 시작하였다. 최대 신전 모멘트가 발생한 시점은 지지기의 30%를 전후한 시점으로 모든 계단이 비슷했으나, 계단C부터는 지지기의 중반을 지나는 시점부터 약간의 신전 모멘트의 상승이 있었다는 점에서 차이가 있었다. 이러한 결과는 발목 관절의 경우와 마찬가지로 18cm높이인 계단C부터는 'forward continuance' 단계에서 추진력을 증가시키기 위한 동작을 취하기 때문인 것으로 풀이된다.

최대 굴곡과 신전 모멘트의 평균과 유의성에 대한 검증 결과는 표 5와 표6에 나타나있다. 표에서 보는 바와 같이 최대 굴곡 모멘트와 신전 모멘트는 계단의 높이가 증가할수록 함께 증가하는 것으로 나타났으며, 통계적으로도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났는데, 이는 각속도의 증가에 기인한 것으로 판단되며 무릎 신전근의 원활한 활동이 22cm높이인 계단D까지도 꾸준히 이어지고 있음을 짐작할 수 있다.

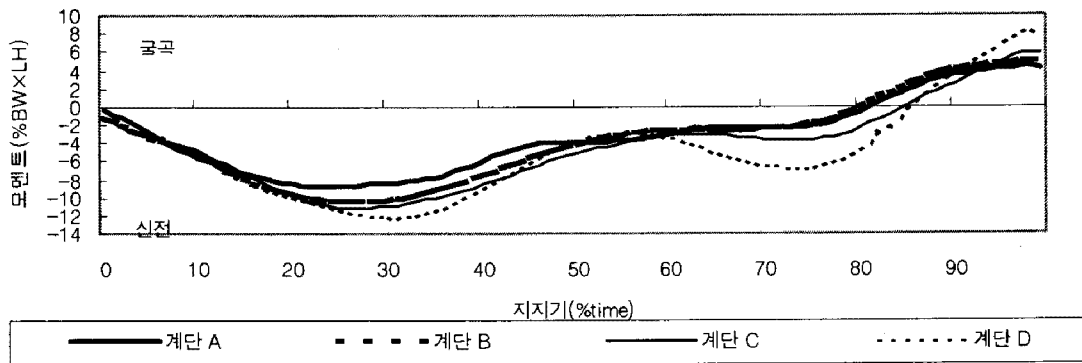


그림 3. 무릎 관절의 굴곡과 신전 모멘트의 변화

표 5. 무릎 관절의 최대 굴곡과 신전 모멘트

(단위 : %)

구분	계단A(10cm)	계단B(14cm)	계단C(18cm)	계단D(22cm)
굴곡	4.98±2.04	5.41±1.38	6.01±1.83	8.38±2.82
신전	-9.82±1.95	-10.84±2.45	-11.81±1.74	-13.33±2.63

표 6. 무릎 관절의 최대 굴곡과 신전 모멘트에 대한 반복측정일원변량분석 결과

	Source	SS	df	MS	F	Sig.
굴곡	계단높이	41.465	3	13.822	5.771	.008**
	A:B	1.127	1	1.127	1.156	.331
	B:C	2.124	1	2.124	.507	.508
	C:D	33.844	1	33.844	13.044	.015*
신전	계단높이	40.084	3	13.361	8.606	.001**
	A:B	6.181	1	6.181	1.471	.279
	B:C	5.607	1	5.607	3.855	.107
	C:D	13.954	1	13.954	3.345	.127

\* $P < .05$ , \*\* $P < .01$ 

## 2) 내전과 외전 모멘트

무릎 관절의 내전과 외전 모멘트의 변화 패턴은 아래 그림 4와 같다. 전체적인 패턴상의 변화를 살펴보면, 지지기의 초반과 후반에는 주로 외전 모멘트가 발생하였으며 지지기의 중반에는 약간의 내전 모멘트가 발생한 것으로 나타났다. 모든 계단에서 최대 외전 모멘트는 지지기의 80%를 전후한 시점에서 발생했으며 계단D에서 급격한 증가 양상을 보였다. 이러한 결과는 선행연구들(David 등, 1996; Kowalk 등, 1996; Yu 등, 1996)의 결과와는 약간의 차이가 있는 결과로서, 특히 David 등(1996)은 외전 모멘트의 경우 지면반력벡터가 항상 무릎 관절 중심점의 내측을 지나기 때문에 지지기동안 항상 발생하게 된다고 했는데 본 연구에서는 약간의 내전 모멘트도 발생한 것으로 나타났다. 이러한 결과상의 차이는 David 등(1996)의 연구에서는 지면반력 벡터가 무릎 관절 중심점의 내측을 지났지만, 본 연구에 동원된 피험자들의 경우 안정성을 높이기 위해 다리를 벌리고 올라갔기 때문으로 추측된다. 따라서 그러한 이유 때문에 외전 모멘트가 비교적 작게 나타났고 일반적으로 많이 나타나지 않는 내전 모멘트 역시 비교적 크게 나타난 이유일 것으로 생각된다.

표 7과 표 8에 나타난 최대 내전과 외전 모멘트의 변화와 유의성을 살펴보면, 최대 내전 모멘트에 비해 외전 모멘트의 생성이 크며, 최대 내전 모멘트와 외전 모멘트 모두 계단C에서 가장 작고 계단D에서 가장 큰 것으로 나타났다. 특히 계단C에서 계단D로 높이가 높아지면서 무릎 관절의 외전 모멘트가 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 지면반력 벡터가 무릎관절의 내측을 지나는 경향이 특히 증가하기 때문에 나타난 현상으로 보행 패턴의 변화가 있었다는 것을 의미한다. 즉 22cm 높이의 계단D를 지나면서부터는 David 등(1996)의 주장대로 계단 높이의 증가가 지지기 동안 무릎 관절의 안정성을 크게 떨어뜨린다는 사실을 알 수 있다.

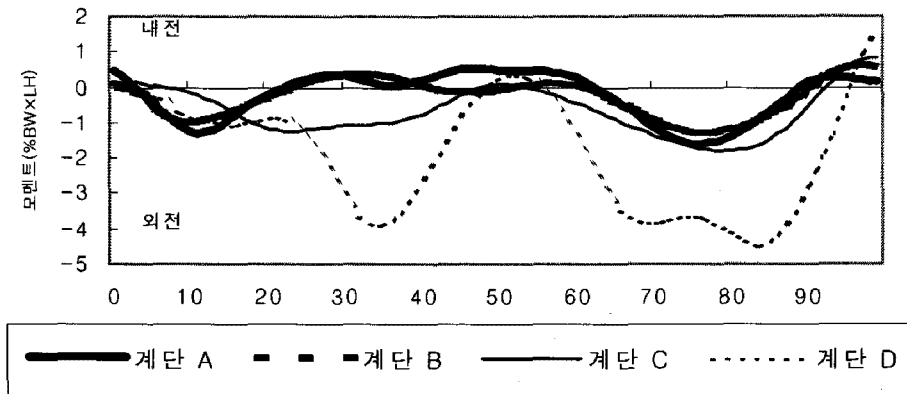


그림 4. 무릎 관절의 내전과 외전 모멘트의 변화

표 7. 무릎 관절의 최대 내전과 외전 모멘트 (단위 : %)

구분	계단A(10cm)	계단B(14cm)	계단C(18cm)	계단D(22cm)
내전	2.20±1.33	1.96±1.44	1.68±.95	2.43±1.51
외전	-2.68±1.34	-2.72±1.07	-2.54±.79	-5.79±1.38

표 8. 무릎 관절의 최대 내전과 외전 모멘트에 대한 반복측정일원변량분석 결과

	Source	SS	df	MS	F	Sig.
내전	계단높이	1.883	3	.628	.532	.667
	A:B	.355	1	.355	.134	.729
	B:C	.465	1	.465	.182	.687
	C:D	3.405	1	3.405	1.140	.335
외전	계단높이	44.570	3	14.857	17.584	.000**
	A:B	.009	1	.009	.004	.955
	B:C	.194	1	.194	.484	.517
	C:D	63.375	1	63.375	53.986	.001**

\*\*P<.01

#### 4. 고관절 모멘트의 변화

##### 1) 굴곡과 신전 모멘트

고관절에서의 굴곡과 신전 모멘트의 변화 패턴은 아래 그림 5와 같다. 전체적인 패턴상의 변화를 살펴보면, 착지 초기부터 신전 모멘트가 발생하여 일시적인 증가 후 감소된 다음 지지기의 중반을 지

나면서 최대 신전모멘트를 생성시켰다. 그 후 이지 될 때까지 점차 감소하는 양상을 나타냈다. 이러한 변화 패턴은 계단의 높이와 무관하게 비슷한 경향을 보였다. 최대 신전 모멘트는 지지기의 70%를 전후한 시점에서 발생하였으며 이 시기의 신전 모멘트만을 비교한다면 계단C에서 가장 큰 값을 보였다고 볼 수 있다. 이러한 결과는 지지기 동안 신전 모멘트가 크게 나타났다는 점에서는 선행연구 (Andriacci 등, 1980; McFafyen과 Winter, 1988; Bowsher와 Vaughan, 1995)와 유사하지만 전체적으로는 약간의 차이가 있다고 볼 수 있다. 즉 선행연구들에서는 지지기 동안 굴곡과 신전 모멘트가 모두 나타났고 지지기의 초반, 즉 'weight acceptance'와 'pull-up' 단계에서 고관절의 최대 신전 모멘트가 나타났다고 보고한 반면, 본 연구에서는 지지기의 중반부 이후인 'forward continuance' 단계에서 최대 신전 모멘트가 나타났다. 이러한 결과는 고관절 모멘트의 경우 몸통의 조절에 영향을 받게 되므로 피험자 간의 차이가 클 수 밖에 없으므로(McFafyen & Winter, 1988) 개인차 혹은 실험 환경의 차이에 기인한 것으로 판단된다.

최대 굴곡과 신전 모멘트의 평균과 유의성에 대한 검증 결과는 표 9와 표 10에 제시되어 있다. 표에서 보는바와 같이 최대 신전 모멘트 역시 계단의 높이가 증가할수록 함께 증가하는 것으로 나타났는데, 특히 계단B와 계단C 사이에서 고관절 신전 모멘트가 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

계단 높이 증가에 따른 고관절의 최대 신전 모멘트의 변화를 살펴보면, 계단C에서 유의한 증가가 관찰된 것으로 보아 18cm 높이의 계단까지는 고관절의 원활한 신전이 이루어지고 있음을 알 수 있다.

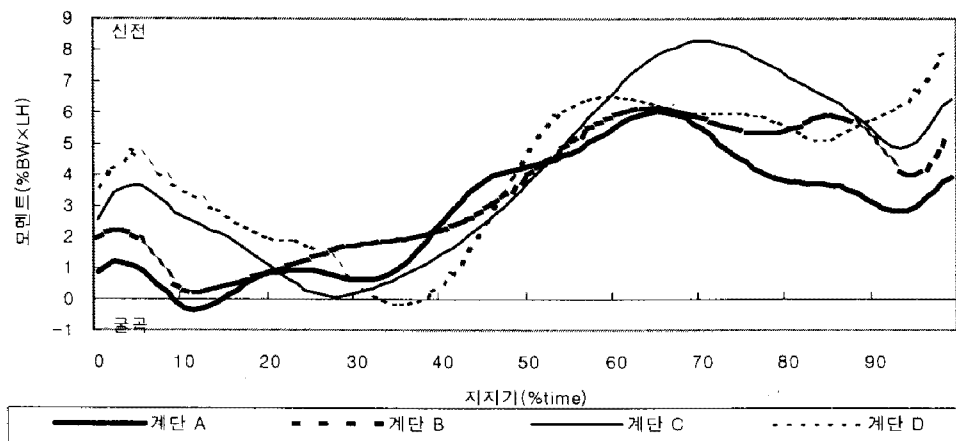


그림 5. 고관절의 굴곡과 신전 모멘트의 변화

표 9. 고관절의 최대 굴곡과 신전 모멘트

(단위 : %)

구분	계단A(10cm)	계단B(14cm)	계단C(18cm)	계단D(22cm)
굴곡	-1.13±1.02	-.63±.88	-1.16±1.12	-.93±1.02
신전	7.07±1.29	7.18±1.02	8.62±1.06	9.51±.59

표 10. 고관절의 최대 굴곡과 신전 모멘트에 대한 반복측정일원변량분석 결과

	Source	SS	df	MS	F	Sig.
굴곡	계단높이	1.068	3	.356	.365	.779
	A:B	1.490	1	1.490	.957	.373
	B:C	1.685	1	1.685	.880	.391
	C:D	.313	1	.313	.623	.466
신전	계단높이	24.961	3	8.320	11.585	.000**
	A:B	.077	1	.077	.132	.732
	B:C	12.470	1	12.470	10.453	.023*
	C:D	4.682	1	4.682	2.390	.183

\*P&lt;.05, \*\*P&lt;.01

## 2) 내전과 외전 모멘트

고관절의 내전과 외전 모멘트의 변화 패턴은 아래 그림 6과 같다. 전체적인 패턴 변화를 살펴보면 착지 초기에는 약간의 외전 모멘트가 생성되었다가 동작이 진행되면서 점차 내전 모멘트의 생성이 증가하였다. 그 후 다시 외전 모멘트를 발생시키면서 이지된 것으로 나타났다. 계단 높이에 따른 패턴상의 뚜렷한 차이는 관찰되지 않았으나 다른 계단과는 달리 계단D에서 고관절 내전 모멘트의 급격한 증가 양상을 나타냈다.

표 11과 표 12에 나타난 최대 내전과 외전 모멘트의 평균값 및 유의성에 대한 결과를 살펴보면, 최대 내전 모멘트는 계단B에서 가장 작게 나타났고 계단D에서 가장 큰 것으로 나타났다. 그러나 피험자간 개인차에 의해 통계적인 유의성은 나타나지 않았다.

이러한 결과를 종합해보면 고관절의 내전과 외전 모멘트 역시 선행연구(McFafyen과 Winter, 1988; Bowsher와 Vaughan, 1995)와는 차이를 보이고 있음을 알 수 있다. 즉 선행연구에서는 지지기의 대부분 동안 고관절의 외전 모멘트가 발생한 것으로 보고했으나, 본 연구에서는 오히려 지지기의 상당부분 동안 내전 모멘트가 발생한 것으로 나타났다. 이러한 결과는 앞에서 언급했듯이 안정성을 높이기 위해 다리를 상당히 벌리고 계단을 올라갔기 때문인 것으로 해석된다. 또한 지지기 동안의 내전 모멘트의 변화가 상대적으로 심한 것으로 나타났는데, 이러한 결과 역시 McFafyen와 Winter(1988)의 주장대로 해석하자면 고관절에서의 좌우 안정성 부족을 나타내는 결과라고 볼 수 있다. 비록 통계적인 유의성은 없었지만 계단D에서 나타난 최대 내전모멘트의 증가 역시 이러한 관점에서 해석한다면 고관절에서의 좌우 안정성 역시 18cm와 22cm사이의 계단 높이에서 유의하게 떨어진다고 볼 수 있다.

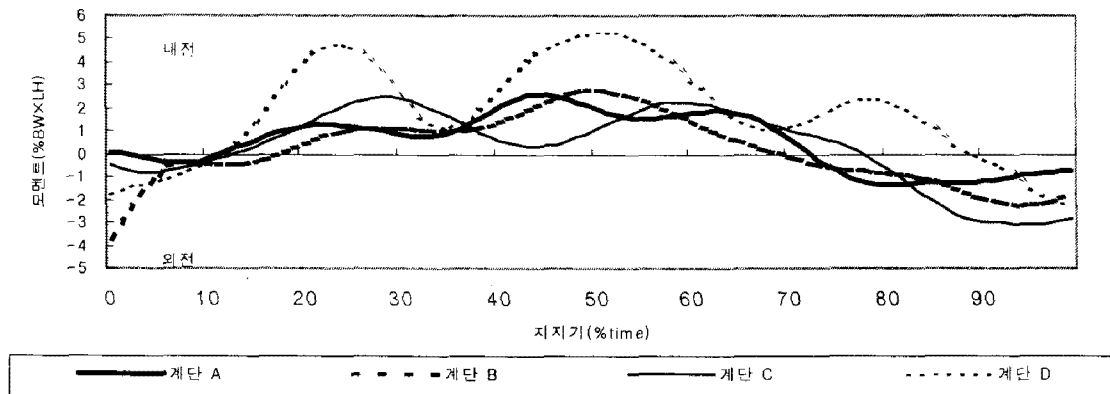


그림 6. 고관절의 내전과 외전 모멘트의 변화

표 11. 고관절의 최대 내전과 외전 모멘트 (단위 : %)

구분	계단A(10cm)	계단B(14cm)	계단C(18cm)	계단D(22cm)
내전	4.08±2.66	3.41±1.79	4.77±3.97	7.14±3.06
외전	-2.56±1.49	-5.85±8.00	-4.15±3.19	-3.95±2.46

표 12. 고관절의 최대 내전과 외전 모멘트에 대한 반복측정일원변량분석 결과

	Source	SS	df	MS	F	Sig.
내전	계단높이	47.389	3	15.796	2.415	.107
	A:B	2.747	1	2.747	.543	.494
	B:C	11.207	1	11.207	.513	.506
	C:D	54.777	1	54.777	3.055	.141
외전	계단높이	32.666	3	10.889	.525	.671
	A:B	64.813	1	64.813	1.071	.348
	B:C	17.408	1	17.408	.247	.640
	C:D	.224	1	.224	.013	.914

## V. 결론 및 제언

본 연구는 계단을 올라가는 동안 계단 높이의 변화가 하지 관절 모멘트에 미치는 효과를 알아보는 것을 주된 목적으로 한다. 이러한 연구 목적에 따라 6명의 젊은이를 대상으로 지지기 동안의 하지 관절 모멘트를 분석하였다.

동작에 대한 분석 결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 'forward continuance' 단계에서의 저측굴곡 모멘트의 상승은 계단A(10cm)와 계단B(14cm)에서는 나타나지 않았으며, 계단C(18cm)와 계단D(22cm)에서만 나타났다. 또한 최대 저측굴곡 모멘트는 계단의 높이가 증가할수록 점차 증가하였다.

둘째, 발목 관절의 최대 내전 모멘트는 계단B에서 가장 작았으며 계단D에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

셋째, 무릎 관절의 최대 신전 모멘트는 'pull-up' 단계에서 가장 크게 나타났으며, 계단의 높이가 증가할수록 신전 모멘트도 함께 증가하였다.

넷째, 무릎 관절의 외전 모멘트는 계단C에서 가장 작았으며 계단D에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

다섯째, 고관절의 최대 신전 모멘트는 계단C에서 유의하게 증가하였다.

여섯째, 고관절에서는 상당한 수준의 내전 모멘트가 생성되었으며, 최대 내전 모멘트는 계단D에서 증가하였다.

본 연구의 결과는 계단을 올라가는 동작에서 계단 높이가 하지 관절에 미치는 영향을 파악하는데는 어느 정도의 역할을 하였다고 볼 수 있다. 하지만 계단에서의 보행에 대한 보다 심층적인 연구를 위해서는 상해와 관련이 깊은 계단을 내려오는 동작, 특히 계단 높이의 변화에 따른 동작의 변화 패턴 및 효과에 대한 연구가 뒤따라야 할 것이다.

끝으로 본 연구에서 사용된 방법 외에 계단 보행의 효율을 측정하는 것도 의미가 있으며, 추후 방법적인 측면에서 근피로도 및 에너지 효율에 대한 연구도 이어져야 할 것으로 판단된다.

## 참 고 문 헌

- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B. J. & Fermier, R. W. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J. Bone Jt. Surg.* 62-A, pp. 749-757.
- Andriacchi, T. P., Galante, J. O. & Fermier, R. W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J. Bone Jt Surg.* 64-A, pp. 1328-1335.
- Andriacchi, T. P. & Mikosz R. P. (1991). Musculoskeletal dynamics locomotion and clinical applications. *Basic Orthopaedic Biomechanics*, NY: Raven Press. pp. 51-92.
- Bowsher, K. A. & Vaughan, C. L. (1995). Effect of foot-progression angle on hip joint moment during gait. *Journal of Biomechanics*, 28, pp. 759-762.



- Cappozzo, A. & Leo, T. (1974). Biomechanics of walking up stairs. 1st CISM-IfToMM Symp. Theory and Practice of Robot and Manipulators, 1, 115-132.
- Chandler, R. F., Clauser, C. E., McConville, J. T., Reynolds, H. M. and Young, J. W. (1975). *Investigation of inertial properties of the human body*. AMRL-TR-74-137, AD-A016-485. DOT-HS-801-430. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Gracovetsky, S. (1985). An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *Journal of biomed. Engng.* 7, pp. 205-216.
- Kowalk D. L., Duncan J. A., Vaughan C. L. (1996). Abductuin-adduction moment at the knee during stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 29, pp. 383-388.
- Kwon, Y. H. (1998). *KWON3D Motion Analysis Package Version 3.0 User's Reference Manual*. : Visol Corp.
- Lee, K. K. (1998). *The effect of running speed and turning direction on lower extremity joint moment*. Ph. D. Dissertation, Oregon State University.
- McFadyen, B. J. & Winter, D. A. (1988). An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, 21, pp. 733-744.
- Saunders, J. B., Inman, V. T. & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J. Bone Jt. Surg*, 35-A, pp. 543-559.
- Yu, B., Growney, E. S., Schultz, F. M. & An, K. N. (1996). Calibration of measured center of pressure of a new stairway design for kinetic analysis of stair climbing. *Journal of Biomechanics*, 29-12, pp. 1625-1628.
- Yu, B., Stuart, M. J., Kienbacher, T., Growney, E. S. & An K. N. (1997). Valgus-varus motion of the knee in normal level walking and stair climbing. *Clinical Biomechanics*, 12-5, pp. 286-293.
- Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinematics of human motion*. Human Kinetics. pp. 47-52