



## 노인의 계단 내려가기 동작 시 계단 높이와 하지 관절 모멘트와의 관계 연구

### An Investigation of the Effect of the Height of Wteps on the Joint Moment of Lower Extremities of the Elderly While Walking Downstairs

은선덕\* (서울대학교)

Eun, Seon-Deok\* (Seoul National University)

---

#### ABSTRACT

S. D. EUN, An Investigation of the Effect of the Height of Wteps on the Joint Moment of Lower Extremities of the Elderly While Walking Downstairs. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 4 pp. 31-38, 2006. The purpose of this study was to investigate the effect of changing the steps height on the joint moment of lower extremity in stair-descent activity of elderly persons. Data were collected by 3-D cinematography and force platform. 9 male elderly subjects in the 60s and 70s participated in this study. All subjects performed a stair-descent in four different heights of stairs (10, 14, 18, 22cm) having 5 step staircase. The results were as follows.

1. For the step height of 22cm the maximum plantarflexion moment was the smallest and the largest for the step height of 14cm.
2. There was not a statistical difference shown for the extension moment of the knee joint for the different height of steps.
3. There was not a statistical difference shown for the flexion moment of the hip joint for the varying height of steps but on average for the 18cm step this increased rapidly.
4. The smallest maximum value for inversion moment was revealed for the step height of 10cm and this increased significantly for the step height of 22cm.
5. The smallest maximum value for abduction moment of the hip joint was revealed for the step height of 10cm and this increased significantly for the step height of 22cm.
6. There was no significant difference shown for the maximum abduction moment for the hip joint.

The main conclusion is that there is a huge difference in the moment of the lower extremities for the elderly while walking down a stairs with a step height above 18 cm and that this moment increased or decreased rapidly under a condition of step height being 22cm. With the results from this research and

related research of elderly walking upstairs it can be shown that the step height has a large role in the safety for the elderly.

**KEYWORDS:** STAIR-DESCENT, PLANTARFLEXION MOMENT, EXTENTION MOMENT, INVERSION MOMENT, ABDUCTION MOMENT

## I. 서 론

많은 학자들이 계단은 일상생활에서 흔히 접할 수 있는 장애물로서 계단에서의 보행은 평지 보행에 비해 더 큰 하지 관절에서의 모멘트와 운동 범위를 요구하기 때문에 매우 흥미로운 연구 과제(Andriacci, Galante 및 Fermier, 1982; Andriacchi와 Mikosz, 1991)라고 하였다. 하지만 계단 보행이 갖는 하지관절에서의 큰 모멘트와 운동범위는 특정한 부류의 이용자들에게는 매우 고통스러운 장애를 경험하게 하기도 한다. 즉 특별히 높은 계단의 경우 사지가 건강한 사람들은 무리 없이 오르내릴 수 있지만 운동 능력이 떨어진 사람들, 예를 들면 의족을 착용한 장애인들이나 근육이나 관절에 질환이 있는 사람들, 혹은 임신부나 노인 등에게는 많은 것을 요구하는 장애물이 될 수도 있다는 것이다.

계단을 통해 불편을 겪는 여러 부류의 이용자들 중에서 가장 많은 인원을 차지하는 계층은 단연 노인 계층이다. 최근 우리나라는 의학 기술의 발달과 급격한 신생아 수의 감소로 인해 노인 인구가 매우 가파른 증가 추세를 보이고 있으며 장기적인 관점에서 심각한 사회 문제로 대두될 가능성이 있다. 따라서 늘어가는 노인 인구의 삶의 질과 관련하여 많은 부분들에 세심한 관심을 기울여야 할 시점이 되었다고 보는 이들이 많다. 이러한 관점에서 노인들과 그들로 하여금 여러 가지 불편을 겪게 하는 계단 간의 관계 역시 되짚어 보아야 할 때라고 생각된다.

계단에서의 보행은 노인들이 직면하는 여러 가지 형태의 추진 과제 가운데에서 매우 어려운 과제중의 하나이기도 하다. 왜냐하면 계단에서는 근육의 손실이나 시각 기능의 감퇴 등과 같은 연령에 관련된 여러 가지 환경적 변화로 인해 노인들이 낙상 등의 사고에 노출될

위험성이 증가하기 때문이다.

일반적으로 계단에서의 낙상은 계단을 내려가는 상황에서 가장 흔히 발생하게 되며(Temper, 1992; Cohen, Templer 및 Archea, 1985; Svanstrom, 1974), 계단의 가장자리나 표면에서 발이 걸리면서 일어나게 된다(Cohen 등, 1985; Cohen, 2000). 그러므로 근력의 약화로 순발력과 조정력이 부족해진 노인들에게는 더욱 흔히 발생할 수 있고 그 결과도 가히 치명적이라고 할 수 있다. 따라서 이러한 낙상을 예방하기 위해서는 노인들이 계단을 내려오는 동작과 그 메카니즘에 대한 정확한 이해가 선행되어야 할 것이다.

노인들의 동작 특성에 대한 연구는 여러 가지 변인을 통해 파악이 가능하지만 특히 관절모멘트의 경우 계단 보행시의 동작 특성을 파악하고 편이성을 평가하는데 많은 중요한 정보를 제공해 줄 수 있기 때문에 여러 연구자들에 의해 다양한 연구가 진행되어 왔다. 계단 보행 시의 관절 모멘트 변화를 통해 보행 특성을 살펴본 연구로는, 계단 오르기과 내리기 동작에서 무릎에 가해지는 내전-외전 모멘트에 관한 연구(Kowalk, Duncan 및 Vaughan, 1996)와 40세 이상의 성인을 대상으로 계단오르기 시의 좌우면과 전후면 상에서의 관절 모멘트의 변화를 살펴본 연구(Nadeau, McFadyen 및 Malouin, 2003), 그리고 슬관절 통증이 있는 환자와 없는 환자의 계단 보행 시 관절모멘트의 차이를 비교한 연구(Salsich, Brechter 및 Powers, 2001) 등 여러 연구가 있었지만 대부분 연구 대상이 환자이거나 노인이 아닌 일반 성인인면서 계단의 높이를 고려하지 않은 연구들이 주종을 이루었다. 계단의 높이를 고려한 연구(Reiner, Rabuffetti 및 Frigo, 2002)도 있었지만 역시 대상이 일반 성인이고 단지 전후면 상에서의 하지 관절 모멘트만 비교했다는 점에서 한계가 있었다. 그리고 비교적 최근 국내에서도 노인들을 대상으로 계단 높이에

따른 하지 관절 모멘트의 변화를 살펴본 연구(은선덕과 이영석, 2004)가 있었으나 이 연구 역시 계단을 올라가는 동작에만 한정하였기 때문에 노인들의 계단 보행 시 하지 관절 모멘트에 대한 전반적 평가로는 부족함이 있었다.

따라서 본 연구에서는 노인들이 다양한 높이의 계단을 내려가는 과제를 수행함에 있어서 지지기 동안의 하지 관절 모멘트의 변화를 살펴보고 이를 통해 계단의 높이가 달라지면서 수반되는 하지 관절에서의 역학적 변화와 보행 특성을 살펴보고자 한다.

본 연구의 결과는 계단 보행과 관련된 선행 연구의 결과와 더불어 계단 높이가 노인의 보행에 미치는 영향을 종합적으로 파악하여 노인 전용시설의 계단 설계에 있어서 유용한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구대상자 및 과제

본 연구에 동원된 연구대상자는 하지 관절에 병력이 없는 60~70대의 성인 남자 9명(평균 연령 : 69±3.36세, 평균 체중 : 66±5.63kg)이었으며, 모든 연구대상자들은 10cm, 14cm, 18cm, 22cm로 높이를 달리한 4가지 종류의 계단을 0.5초 간격으로 설정된 메트로놈에 맞춰 내려가는 과제를 수행하였다.

### 2. 실험 및 자료 수집 방법

본 실험은 디딤판의 전후 폭이 25cm이고 총 5개의 단으로 이루어진 4가지 높이의 계단에서 실시하였다. 관절 모멘트 계산에 필요한 자료는 지면반력자료와 영상자료를 통해 획득해야 하므로 이를 위해 각 계단의 세 번째 칸에 지면반력기를 고정시켰으며 운동면의 좌우측에 비디오카메라를 2대씩 설치하였다. 이때 지면반력자료는 120Hz로 샘플링하여 얻었으며 영상자료는 30frames/sec의 속도로 촬영하여 획득하였다. 실험 순서로는 먼저 통제점 틀의 촬영을 마친 다음 이를 제거하고 지면반력기가 설치된 계단을 운동면 상에 고정시

킨 후 모든 피험자들에게 동작에 대한 사전 연습을 실시하였다. 그 후 발광 마커를 사용하여 골반을 비롯한 하지의 분절점에 영상분석에 필요한 마킹을 하였다. 분절점에 대한 마킹이 끝난 후에는 인체계측학적 측정을 실시하였으며 보행 속도 조절을 위해 0.5초 간격으로 설정된 메트로놈의 소리에 맞춰 정확히 왼발이 계단의 3번째 단에 설치된 지면반력기를 짚고 내려갈 수 있도록 최종적인 연습을 실시한 후 본 실험에 대한 촬영에 들어갔다. 이때 모든 피험자는 신발을 신지 않고 실험에 임하도록 하였다.

본 실험에서는 매 시행 직전에 트리거 조작을 통해 영상 자료에는 발광라이트가 기록되고 지면반력 자료에는 전기적인 신호가 기록되도록 하여 두 자료를 동조시켰다.

### 3. 자료 처리 및 변인의 계산 방법

본 연구에 동원된 자료는 영상분석 도구와 지면반력기를 통해 산출되었다. 통제점과 인체관절 중심점의 좌표화, 동조, DLT방법을 이용한 3차원 좌표의 계산 및 자료의 스무딩에는 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 지역통과필터(lowpass filter)를 사용하여 6Hz의 차단 주파수(cut-off frequency)로 필터링하였다.

3차원 좌표 계산을 위한 지역좌표계의 설정 방법은 다음과 같다.

3차원 좌표 계산을 위한 지역좌표계의 설정 방법은 다음과 같다.

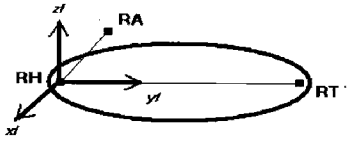
(1) 발에 설정된 지역좌표계

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

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

$$k_f = i_f \times j_f$$

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



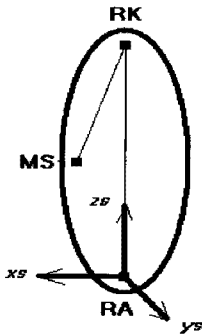
(2) 하퇴에 설정된 지역좌표계

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

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

$$i_s = j_s \times k_s$$

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



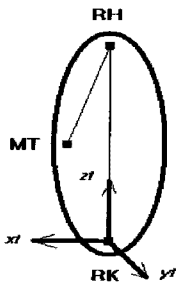
(3) 대퇴에 설정된 지역좌표계

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

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

$$i_t = j_t \times k_t$$

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



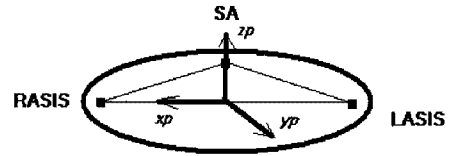
(4) 골반에 설정된 지역좌표계

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

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

$$j_p = k_p \times i_p$$

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



분석 변인인 하지 관절의 모멘트는 아래 벡터식을 토대로 공학용 계산 프로그램인 MATLAB 5.3의 내장 함수를 이용하여 만든 프로그램으로 산출하였다.

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,

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

( $\vec{M}_a$  = 발목 관절에서 발생하는 모멘트 벡터,  $\vec{J}_f$  = 발의 각운동량의 변화,  $\vec{M}_{gr}$  = 지면반력 모멘트 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 체중의 차이에서 오는 자료의 곡해를 최소화시키기 위해 실제 산출된 모멘트값을 피험자의 체중으로 나누어 표준화시킨 값을 사용하였다.

#### 4. 통계 처리 방법

본 연구는 계단을 내려가는 동작을 수행하는 동안 계단 높이의 증가가 하지 관절모멘트에 미치는 영향을 살펴보는 것이므로 .05의 유의수준에서 반복측정일원변량분석(one-way ANOVA with repeated measures)을 사용하여 유의성을 검증하였다.

### III. 결과 및 논의

#### 1. 좌우측에 대한 관절모멘트

그림 1에서 좌우측에 대한 하지 관절 모멘트의 변화 양상을 살펴보면, 발목과 무릎 관절에서는 저축굴곡과 신전 모멘트가 관찰된 반면 고관절에서는 굴곡 모멘트가 발생하는 것으로 나타났다. 발목관절에서는 일반적으로 저축굴곡모멘트만 발생하고, 두 개의 peak가 있으며 지지기의 초기에는 좀 크고 후기에는 작은 패턴을 보이게 된다. 하지만 본 연구에서는 지지기의 중반까지는 저축굴곡모멘트가 생성되었다가 이후 발이 계단에서 떨어지기 직전까지는 배축굴곡모멘트가 생성되는 것으로 나타났다. 이는 젊은 피험자를 대상으로 한 대부분의 선행연구에서는 찾아볼 수 없었던 것으로, 본

실험에 참여한 노인들의 경우 지지기 동안, 특히 후반부에 발목관절 주변 근육의 역할이 상대적으로 크지 않았다는 사실을 알 수 있다.

표 1에서 좌우측에 대한 하지관절 모멘트의 계단높이 별 차이를 살펴보면, 발목관절에서는 모든 계단에서 저축굴곡과 배축굴곡모멘트가 발생하였지만 최대배축굴곡모멘트의 경우 그 크기도 작거나와 계단 높이에 따른 차이가 전혀 없었던 반면, 최대저축굴곡모멘트의 경우 14cm계단에서  $1.41 \pm 0.26 \text{ Nm/kg}$ 으로 가장 크게 나타났고 10cm와 18cm는 각각  $1.04 \pm 0.23 \text{ Nm/kg}$ 과  $1.03 \pm 0.38 \text{ Nm/kg}$ 으로 거의 유사한 값을 보였으며 22cm계단에서는  $0.61 \pm 0.37 \text{ Nm/kg}$ 으로 가장 작은 모멘트가 생성되는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 Riener 등(2002)이 계단의 경사도가 높을수록 최대저축굴곡모멘트가 증가했다는 연구 결과와 상이한 것으로 연구대상자의 연령대의 차이에 기인한 결과라고 생각된다.

이렇듯 노인들이 가장 높은 22cm계단에서 가장 작은 값을 나타낸 이유는 발목관절 신전근들의 역할이 아래로 내려오는 체중을 지탱하기에 충분치 못했다는 것을 의미하며 갑작스러운 배축굴곡으로 인해 낙상의 위험까지 있을 수 있다고 판단된다.

무릎관절에서는 신전모멘트만 발생했으며, 지지기의 후반부에 최대신전모멘트가 생성된 것으로 나타났다. 계단 높이에 따라 패턴 상의 차이는 관찰되지는 않았지만 22cm 높이의 계단에서  $1.52 \pm 0.32 \text{ Nm/kg}$ 으로 다른 계단에 비해 약간 더 큰 신전모멘트가 생성되는 것으로 나타났다. 하지만 전체적으로 계단높이에 따라 최대신전모멘트의 차이가 크지 않은 것으로 미루어 볼 때 무릎관절 신전근의 역할은 계단 높이에 크게 영향을 받지 않거나, 혹은 하지관절의 모멘트의 경우 개인적인 보행 습관이나 계단을 내려가는 동작에서 발을 바닥에 딛는 방식에 따라 무릎과 발목 관절에 작용하는 모멘트의 차이가 특히 뚜렷이 나타나므로(Nisell 등, 1987) 그로 인해 계단 간 차이가 거의 없는 것으로 나타났다고도 추정해 볼 수 있을 것이다.

고관절에서는 지지기의 초반부에 약간의 신전모멘트가 생성된 것을 제외하고는 거의 굴곡모멘트만 생성되는 것으로 나타났다. 계단별로는  $0.43 \pm 0.22 \text{ Nm/kg}$ 과  $0.49 \pm 0.13 \text{ Nm/kg}$ 으로 나타난 10cm와 14cm높이의 계단

에 비해  $0.77 \pm 0.26 \text{ Nm/kg}$ 과  $0.64 \pm 0.34 \text{ Nm/kg}$ 으로 나타난 18cm, 22cm계단에서 상대적으로 더 큰 최대굴곡모멘트가 생성되는 것으로 나타났는데 이는 계단 높이가 높아지면서 고관절 중심이 신속하게 전방으로 이동하게 되어 나타난 결과로 생각된다. 특히 22cm계단에서는 지지기 동안의 굴곡모멘트의 변화 양상이 다른 세 계단과는 약간 다르게 나타났는데, 이러한 결과는 계단 높이가 지나치게 높아지면서 높이에 대한 불안감 때문에 안정성 확보를 위해 몇몇 피험자들이 착지자세에 변화를 주었기 때문인 것으로 풀이된다.

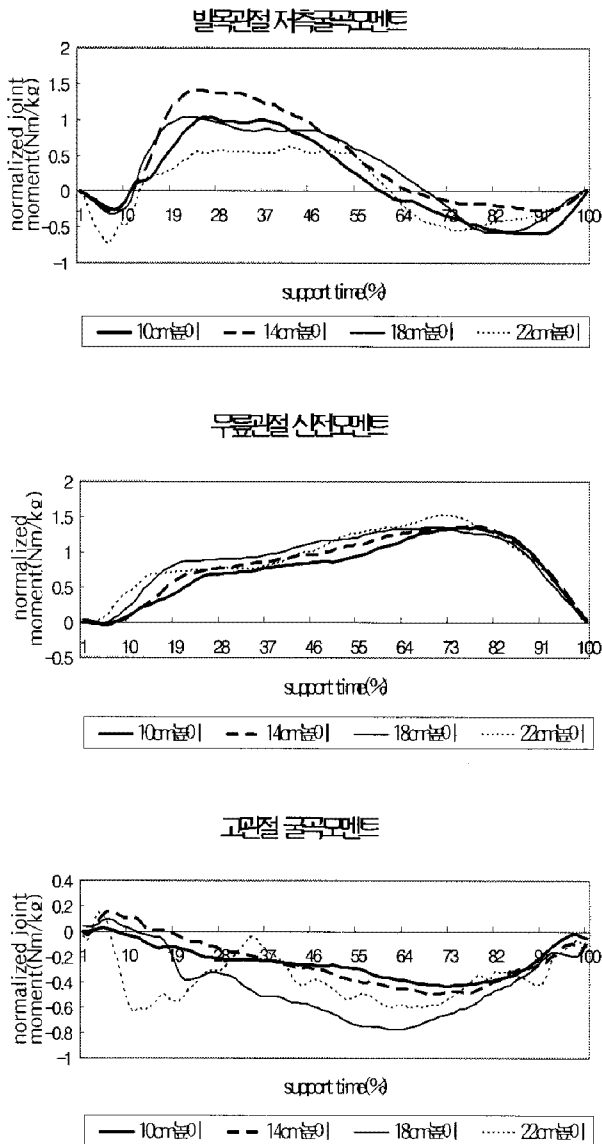


그림 1. 좌우측에 대한 하지관절모멘트의 변화

표 1. 좌우측에 대한 최대하지관절모멘트의 변화 (단위 : Nm/kg)

구분	10cm 계단(a)	14cm 계단(b)	18cm 계단(c)	22cm 계단(d)	유의성 (P<.05)
발목관절의 최대저축굴곡모멘트	1.04±0.23	1.41±0.26	1.03±0.38	0.61±0.37	ab, bc, cd
무릎관절의 최대신전모멘트	1.35±0.25	1.37±0.24	1.35±0.25	1.52±0.32	
고관절의 최대굴곡모멘트	0.43±0.22	0.49±0.13	0.77±0.26	0.64±0.34	

## 2. 전후측에 대한 관절모멘트

전후면 상에서의 굴곡과 신전모멘트도 계단 보행에서 매우 중요한 요인이지만, 내전과 외전 모멘트 역시 추진과 내·외측 안정성을 제공하는데 중요한 역할을 한다 (Kowalk 등, 1996). 따라서 전후축을 중심으로 좌우면상에서 발생하는 하지관절모멘트를 그림2와 표2에서 살펴보면, 발목관절에서는 내변모멘트만 발생하는 것으로 나타났는데, 이는 지지기 동안 발목관절 중심점이 지면반력의 압력중심 위치보다 내측에 위치했기 때문인 것으로 생각된다. 한편 최대내변모멘트의 생성 시기에 계단의 높이에 따라 약간의 차이가 있는 것으로 나타났는데,  $1.03 \pm 0.33 \text{ Nm/kg}$ 으로 다른 계단에 비해 30% 이상 큰 모멘트값을 보인 22cm높이에서는 최대내변모멘트가 지지기의 초반부에 발생한 반면 10cm와 14cm, 18cm는 지지기의 후반부에 생성되는 것으로 나타났다. 이는 계단의 높이가 높아질수록 지지기의 초반 자세제어에 필요한 발목관절의 내변근(adductor)들에 과도한 부하가 가해질 수 있음을 의미한다고도 볼 수 있다.

좌우면상에서 무릎관절에 발생하는 모멘트는 외전모멘트가 대부분인 것으로 나타났다. 최대외전모멘트는 지지기의 초중반부에 생성되었는데, 10cm와 14cm계단에서는 각각  $0.77 \pm 0.27 \text{ Nm/kg}$ 과  $0.81 \pm 0.23 \text{ Nm/kg}$ 으로 비슷한 값을 보였으며 18cm와 22cm 계단에서는 각각  $1.12 \pm 0.48 \text{ Nm/kg}$ 과  $1.53 \pm 0.32 \text{ Nm/kg}$ 으로 상대적으로 높은 최대외전모멘트의 생성을 나타냈다. 특히 22cm 계단은 외전모멘트의 생성 패턴에 있어서도 약간의 차이가 관찰되었는데 지지기의 중후반부에도 외전모멘트의 크기가 여전히 다른 계단에 비해 큰 것으로 나타났다. 이는

발이 지면에 닿은 후 무릎관절 중심이 지면반력의 압력 중심 근처로 옮겨지는데 상당한 시간이 소요되었기 때문에 풀이된다. 따라서 무릎관절 주변의 외전근에 가해진 지나친 부하가 그 원인일 것으로 판단된다.

좌우면상에서의 고관절 외전모멘트도 22cm계단에서 다른 세 계단과는 다른 변화양상을 나타냈다. 이는 지지기동간의 고관절에서의 좌우안정성의 변화가 상대적으로 컸기 때문인 것으로 생각된다. 그러나 계단 높이에 따른 유의한 차이는 관찰되지 않았다. 또한 은선덕(2004)의 연구에 의하면 계단을 올라가는 동작에서는 고관절에서 내전모멘트의 생성이 오히려 큰 것으로 나타났던 반면, 내려가는 동작에서는 내전모멘트의 생성이 거의 관찰되지 않은 것으로 미루어볼 때 다리를 벌리고 내려가는 동작 특성이 나타나지 않았다는 것을 알 수 있다.

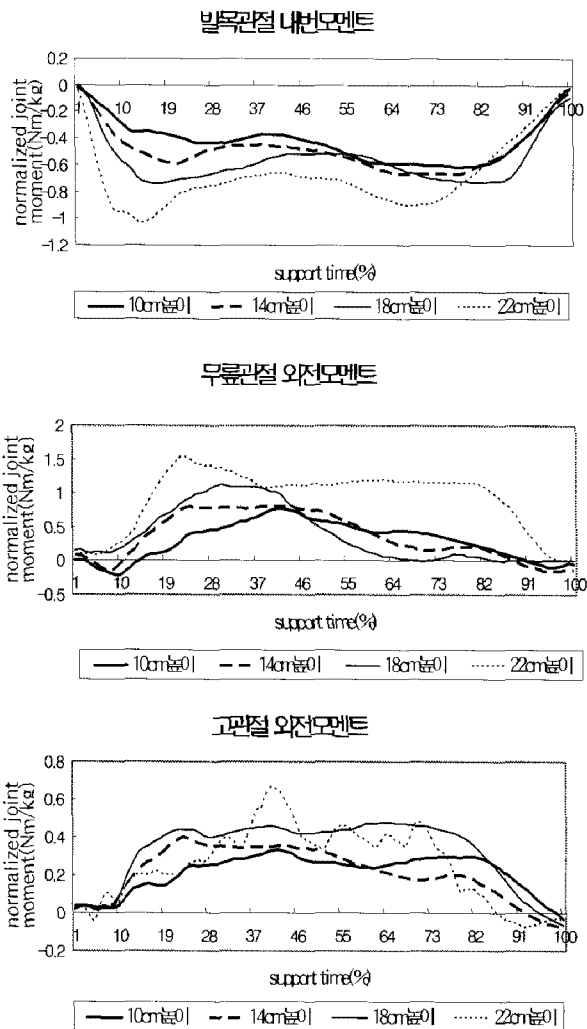


그림 2. 전후축에 대한 하지관절모멘트의 변화

표 2. 전후축에 대한 최대하지관절모멘트의 변화 (단위 : Nm/kg)

구분	10cm 계단(a)	14cm 계단(b)	18cm 계단(c)	22cm 계단(d)	유의성 (P<05)
발목관절의 최대내반모멘트	0.62±0.12	0.67±0.28	0.74±0.31	1.03±0.33	cd
무릎관절의 최대외전모멘트	0.77±0.27	0.81±0.23	1.12±0.48	1.53±0.32	cd
고관절의 최대외전모멘트	0.33±0.24	0.40±0.23	0.48±0.18	0.66±0.37	

#### IV. 결론 및 제언

본 연구는 계단을 내려가는 동안 계단 높이의 변화가 하지 관절 모멘트에 미치는 영향을 알아보는 것을 주된 목적으로 한다. 이러한 연구 목적에 따라 9명의 60-70대 노인들을 대상으로 지지기동간의 하지 관절 모멘트를 분석하였다.

동작에 대한 분석 결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 발목관절의 최대저축굴곡모멘트는 22cm 계단에서 가장 작았으며, 14cm 계단에서 가장 큰 것으로 나타났다.

둘째, 무릎관절 신전모멘트는 계단높이에 따라 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

셋째, 고관절 굴곡모멘트는 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 평균적으로 18cm 계단부터 급격히 증가하는 것으로 나타났다.

넷째, 발목 관절의 최대 내반 모멘트는 10cm 계단에서 가장 작았으며 22cm 계단에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

다섯째, 무릎 관절의 최대외전모멘트는 10cm 계단에서 가장 작았으며 22cm 계단에서 유의하게 증가하는 것으로 나타났다.

여섯째, 고관절에서는 외전 모멘트만 생성되었으며, 최대 외전모멘트의 경우 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다.

본 연구의 결과를 종합하면 노인들은 18cm 이상의 계단을 내려오면서 하지 관절에서의 모멘트 변화가 크게 나타나며 22cm 높이의 계단에서는 매우 급격한 증

가 혹은 감소 양상을 나타냈다. 따라서 이러한 결과를 토대로 본 연구가 계단을 올라가는 동작에 대한 선행연구들의 결과와 더불어 노인들이 안전하게 오르내릴 수 있는 계단을 설계하는데 참고자료로서의 역할을 할 수 있기를 기대한다.

## 참 고 문 헌

- 은선덕과 이영석 (2004). 노인의 계단오르기 활동시 계단 높이가 지지기 동안의 하지 관절 모멘트에 미치는 효과. *한국체육학회지*, 43(5), 405-414.
- Andriacchi, T. P., Galante, J. O. & Fernier, R. W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J. Bone Jt Surg.* 64-A, 1328-1335.
- Andriacchi, T. P. & Mikosz R. P. (1991). Musculoskeletal dynamics locomotion and clinical applications. *Basic Orthopaedic Biomechanics*, NY: Raven Press. 51-92.
- Cohen H. H., Templer J. & Archea J. (1985). An analysis of occupational stair accident patterns. *J. Saf. Res.* 16, 178-181
- Cohen H. H.(2000). A field study of stair descent. *Ergon. Des.* 2000;(spring). 11-5
- 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, 383-388.
- Kwon, Y. H. (1998). *KWON3D Motion Analysis Package Version 3.0 User's Reference Manual.* : Visol Corp.
- Nadeau S., McFadyen B. J. & Malouin F. (2003). Frontal and sagittal plane of stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking?. *Clinical Biomechanics*, 18, 950-959.
- Nisell, R., Mizrahi J., Ekholm J. (1987). Knee and ankle Load during step-down activities. *Biomechanics*, X-B, Champaign, IL: Human Kinetics. 1137-1142.
- Riener R., Rabuffetti M. & Frigo C. (2002). Stair ascent and descent at different inclinations. *Gate and Posture*, 15, 32-44.
- 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, 906-912.
- Svanstrom L. (1974). Fall on Stairs: an epidemiological accident study. *Scand. J. Soc. Med.* 2, 113-120
- Templer J. (1992). *The Staircase: Studies of Hazards, Fall, and Safer Design.* cambridge: Massachusetts Institute of Technology

투 고 일 : 2006. 10. 30

심 사 일 : 2006. 11. 10

심사완료일 : 2006. 12. 20