

조도와 주로 변화가 노인 여성 보행 시 낙상 관련 운동역학적 위험요인에 미치는 영향

전현민¹ · 박상균²

¹국군체육부대 · ²한국체육대학교 스포츠과학대학 체육학과

Effects of Changes in Illumination Level and Slope on Fall-Related Biomechanical Risk Factors While Walking for Elderly Women

Hyun-Min Jeon¹ · Sang-Kyoon Park²

¹Korea Armed Forces Athletic Corps, Mungyeong, Korea

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

Received 31 October 2015; Received in revised form 14 December 2015; Accepted 20 December 2015

ABSTRACT

Objective : The purpose of this study was to investigate biomechanical changes of the lower limb including dynamic stability with changes in illumination (300Lx, 150Lx, and 5Lx) and slope (level and 15° downhill) as risk factors for elderly falls.

Method : Fifteen elderly females were selected for this study. Seven infrared cameras (Proreflex MCU 240: Qualisys, Sweden) and an instrumented treadmill (Bertec, USA) surrounded by illumination regulators and lights to change the levels of illumination were used to collect the data. A One-Way ANOVA with repeated measures using SPSS 12.0 was used to analyze statistical differences by the changes in illumination and slope. Statistical significance was set at $\alpha=0.05$.

Results : No differences in the joint movement of the lower limbs were found with changes in illumination ($p>0.05$). The maximum plantar flexion movement of the ankle joints appeared to be greater at 5Lx compared to 300Lx during slope gait ($p<0.05$). Additionally, maximum extension movement of the hip joints appeared to be greater at 5Lx and 150Lx compared to 300Lx during slope gait ($p<0.05$). The maximum COM-COP angular velocity (direction to medial side of the body) of dynamic stability appeared to be smaller at 150Lx and 300Lx compared to 5Lx during level gait ($p<0.05$). The minimum COM-COP angular velocity (direction to lateral side to the body) of dynamic stability appeared smaller at 150Lx compared to 5Lx during level gait ($p<0.05$).

Conclusion : In conclusion, elderly people use a stabilization strategy that reduces walk speed and dynamic stability as darkness increases. Therefore, the changes in illumination during gait induce the changes in gait mechanics which may increase the levels of biomechanical risk in elderly falls.

Keywords: Level walking, Slope walking, Illumination, Elderly falls, Dynamic stability, Joint kinetics

1. 서 론

낙상은 갑자기 비의도적인 자세 변화로 인해 바닥에 주저 앉거나, 넘어지는 것을 의미하며(Fuller, 2000), 현재 인간이 태

이 논문은 전현민(2014)의 박사학위 중 일부를 발췌하였음.

Corresponding Author : Sang-Kyoon Park
Korea National Sport University, 88-15 Oryun-dong Songpa-gu,
Seoul, National Sport University, Seoul, Korea
Tel : +82-2-410-6952 Fax: +82-2-410-6952
E-mail : spark@knsu.ac.kr

이 논문은 2014년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2014R1A1A1A005967).

어나서부터 노인이 될 때까지 대부분은 낙상을 경험하게 되는 데 이처럼 낙상은 모든 사람에게 일어날 수 있는 일반적인 상해이다. 그러나 세계적으로 65세 이상 노인의 30%가 낙상을 경험하고, 낙상을 경험한 50%의 노인이 재발을 경험하는 것으로 보고되고 있으며(Ruchinskas, 2003), 우리나라는 '2011년 노인실태조사서'에서 낙상 발생률이 2008년도는 14.8%, 2011년도에는 20.7%로 3년 동안 5.9% 높아졌다고 보고되고 있다(보건복지부, 2012). 또한 현재 우리나라 노인 인구는 통계청(2011)에서 보고된 자료에 의하면 2013년 11.3%에서 2030년에는 65세 이상 노인 인구가 19.3%로 고령화 사회로 진입을

예측하고 있으며, 노인인구 증가속도를 비교하였을 때, 다른 선진국들에 비해 고령화가 빠르게 진행되고 있다. 이러한 자료를 통해 예상을 해보면 노인 인구의 증가로 인해 일반적으로 노인 낙상 또한 증가할 것이라고 예상되어진다.

노인 낙상이 증가하면서 성별에 따른 분포를 한국생활안전연합에서 살펴본 결과 2007년도 서울지역 노인 낙상사고 실태 조사에서 노인 10명 중 8명(283명, 79.3%)이 낙상사고를 경험한 적이 있으며 이중 여성이 68.2%, 남성은 32.8%가 낙상사고를 경험하여 여성이 남성에 비해 2배 이상 사고 경험이 많은 것으로 보고하였다. 이처럼 낙상은 노인 남성 보다는 노인 여성에서 더 많이 발생하고 있다. 특히 여성의 경우 폐경기 이후 여성 호르몬 결핍에 의한 골다공증으로 낙상이 일어나게 되면 뼈와 관련된 상해 가능성이 높다는 보고가 있다(Lee, 2009).

낙상의 요인을 살펴보면 신체적 요인과 환경적 요인으로 크게 나눌 수 가 있다. 첫째로 신체내 위험 요인으로는 노화로 인한 전반적인 신체 기능 상태, 균형감각, 근골격계 및 근육신경계 조직, 감각기관의 장애, 의학적 상태 등이 낙상의 주요한 신체내 위험요인이다(Maki, 1997; Krebs, 1998; Tinetti, 1994.). 둘째로 환경적 위험요인으로는 바닥재질, 어두운 조명, 미끄러운 바닥, 계단, 장애물 보행 등(Murphy & Tickle-Degnen, 2001)이 위험요인으로 보고되고 있다.

보행 주로 변화인 내리막, 장애물, 계단 보행등이 아닌 다른 환경적 위험요인 중 조도 변화에 대한 선행연구들을 살펴 보면 Choi 등 (2010)은 성인 남성은 보행 시 조도가 낮아지면서 보행속도가 느려지고 상하지 각도의 변화량이 줄고 신체의 움직임이 부자연스러워 졌다고 보고하였고 Hamel 등 (2005)은 계단 내리막동안 발끝의 높이가 나이와 조도에 어떠한 영향 주는가에 대한 연구에서는 노인 낙상에 관련되어 조도가 낮아지면 성인들에 비해 발 높이가 증가한다고 보고하였다. 그리고 Kathryn과 Peter (2002)의 연구에서는 조도 변화와 상관없이 전후 지면반력은 작게 나타났고 수직지면반력은 큰 것으로 나타났으며, 조도 변화는 지면반력에 변화가 나타나지 않았다고 보고하였다. 그리고 Moe-Nilssen 등 (2006)은 노인 보행 시 암적응에 따라 어떠한 영향을 주었는지 알아보았으며, 그 결과 노인이 어두워진지 60-90초 사이에 어두움을 적응하여 어두워지기 전과 상체의 가속도 변화가 거의 같은 보행 형태를 보인다고 보고하였다.

이와 같이 조도에 관련된 선행연구에서는 조도에 대한 보행패턴을 나타내는 시공간 변인과 운동학, 운동역학적인 변인을 가지고 연구가 이루어지고 있다. 이러한 조도변화 관련 연구들에서는 낙상에 관련된 신체내 요인으로 분석이 주를 이루고 있으며, 이루어졌다고 하여도 조도변화라는 단일한 환경적 위험요인을 가지고 연구가 이루어지고 있다. 그러나 Tinetti 등

(1988)은 낙상관련 위험요인이 없거나 한 개에서 노인의 낙상율이 8%이지만 4개 이상의 위험요인이 중복 될 경우 78%로 증가하였다고 보고하였다. 이처럼 낙상관련 위험요인이 중복된 상황에서의 낙상 위험성을 증가시킨다고 생각되어진다. 이외에 몇몇 연구들에서 신체내적인 위험요소와 환경적인 위험요소들이 복합적으로 영향을 주었을 때 낙상빈도가 증가하고 낙상으로 인한 상해의 발생률도 높아졌다고 보고하였다(Nevitt et al., 1989; Bergland & Wyller, 2004).

이처럼 단순히 한 개의 환경적 위험요인으로만 연구가 이루어지고 있어 환경적 단일 위험요소일 때는 낙상 예방에 도움을 줄 수 있지만 일상생활에서 일어나는 낙상에서는 단일한 환경적 위험요인만으로 낙상에 미치는 영향을 말하기는 어렵다고 생각되어진다. 그러므로 복합적으로 위험요소가 적용된 상황에서 노인들의 낙상관련 신체내의 요소가 어떠한 변화가 나타나는지 설명하기에는 부족하며, 특히 국내 노인인구가 급속도로 증가하고 있어 일상생활에서의 복합적인 요인으로 인해 발생하는 낙상 관련 연구가 매우 미비한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 위험요인인 조도변화와 보행 주로 변화를 복합적으로 적용하였을 때 낙상과 관련된 신체 내에 어떻게 영향을 미치는가를 분석하기 위해서 노인여성이 일반 보행과 내리막 보행 시 조도에 변화에 따라 시공간적 변인과 운동역학적 변인인 하지 관절의 모멘트, 파워, 지면반력 그리고 동적 안정성 변인인 COM-COP의 각도, 각속도를 산출하여 이를 토대로 낙상 위험 요소가 복합적으로 영향을 주었을 때 하지 관절 운동 능력의 변화와 낙상의 위험성을 예측하고 평가하는데 중요한 척도가 될 수 있을 것으로 생각된다. 따라서 이 연구는 노인을 대상으로 조도의 변화에 따른 보행의 특성에 미치는 영향과 낙상관련 요소들의 변화에 대한 분석을 통하여 위험요소가 복합적으로 영향을 주었을 때 노인에 대한 하지관절의 운동역학적 특성과 낙상과 관련된 동적 안정성의 변화를 구명하고자 하는데 이 연구의 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

이 실험의 연구 대상자는 최근 6개월 간 하지의 정형외과적 병력과 시각적 병력이 없는 65세 이상 여성 노인 15명을 선정하였다. 그리고 실험에 앞서 대상자들에게 실험의 목적과 중요성 및 실험 절차에 대한 충분한 이해를 구하고 실험참여 동의서를 획득한 후 실험을 실시하였다. 이들의 신체 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Subject characteristics

Group	N	Age (yrs.)	High (m)	Weight (kg)	Level walking (m/sec)	Slope walking (m/sec)
old	15	68.53 ±2.36	1.57 ±0.04	55.87 ±7.13	0.91 ±0.06	0.74 ±0.04

2. 실험 장비

보행 시 조도변화와 주로 변화에 대한 대상자들의 동작을 촬영하기 위해 Qualisys (Sweden)사의 Proreflex MCU 240 적외선 카메라 7대를 사용하였으며, 이때의 샘플링 율은 100Hz로 설정하였다. 운동역학적 변인들을 측정하기 위하여 Bertac (USA)사의 Instrumented Treadmill을 사용하였으며, 이때 샘플링 율은 1000 frames/sec로 설정하고 영상장비와 동조하여 데이터를 획득하였다. 실험에 앞서 자연스러운 보행동작을 유도하기 위하여 충분한 연습 후 본 실험을 실시하였으며, 조도 측정을 위한 디지털 조도계는 ISO9001을 획득한 LT사(Taiwan)의 LM-81Lx를 사용하였고, 조도 조절을 위해 전등과 조광기를 사용하였다. 또한 실험 중 예기치 못한 낙상을 예방하기 위해서 천장에 연결하여 안전장치(자체제작)를 설치하였다.

3. 실험 절차

보행 측정에 앞서 대상자 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시한 후 본 실험을 실시하였다. 실험 전에 영상자료 수집을 위해서 트레이드밀 전 측면에 2대, 후 측면에 2대, 좌우 측면 가운데 3대, 총 7대의 적외선 카메라를 <Figure 1>과 같이 설치하였으며, NLT (Non-Linear Transformation)방법을 이용하여 각 카메라의 기준좌표계를 설정 한 다음, 지면반력의 캘리브레이션을 위해서 두 개로 분할된 트레이드밀의 각각 4개 모서리에 마커를 부착하여 지면반력의 좌표계를 설정하였다. 이후 실험 전 모든 대상자들에게 상·하의 타이즈를 착용 시킨 후 전신의 관절점 및 분절 표면에 총 77개의 반사마커를 부착하고 보행 측정에 앞서 대상자 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시하였다. 또한 스탠딩 캘리브레이션이 끝난 후 분절의 위치 추적을 위한 45개의 트래킹마커(tracking marker)를 제외하고 모두 제거하였으며, 런닝머신에서 자연스러운 보행 동작을 위해서 실험에 앞서 5분 정도의 연습 뒤 근육의 피로에 대한 부분을 최소화하기 위해 충분한 휴식 후 본 실험을 실시하였다. 이때 보행 속도는 대상자가 선호하는 속도(self-selected speed)로 하였다. 연구대상자는 프레임에 설치한 고정식 안전장치(harness)를 착용 후 대상자가 현장에서 현실적으로 대하게 되는 조도의 보행환경을 만들기 위하여 한국표준기(KSA 3011,

1998; 표 2)을 이용하여 심야 병실, 복도(3-4, 4-6 Lx), 공부, 독서, 재봉식 및 식품/잡화 점두, 중점부분(300, 400, 600 Lx) 및 계단, 복도 (150, 200, 300 Lx)에 해당되는 6 Lx, 150 Lx, 300 Lx의 총 3종류의 조도 변화에서 평지보행을 먼저 실시한 후 충분한 휴식을 취하고 트레이드밀 경사 각도를 15°로 변경하여 내리막 보행을 실시하였으며, 이는 평지 보행으로 인해 피로에 의해서 평지보행보다 낙상이 많은 내리막 보행 전에 피로에 의해 나타날 변수들을 제거하기 위해서 충분한 휴식을 실시하였다. 촬영은 걷기 시작 10초 후에 양발의 10걸음을 촬영하였다. 이때 조도 변화는 무작위 순서로 실시하였으며, 조도 변화를 준 후 암적응(dark adaptation)을 위해 5분 후 보행을 실시하였다.



Figure 1. Experimental set up

4. 자료 처리

적외선 카메라 7대에서 들어온 2차원 평면상의 데이터는 NLT(Nonlinear transformation)방식으로 3차원 좌표화 하였으며, Qualisys 사의 Qualisys Track Manager 프로그램을 이용하여 위치 좌표(raw data)를 획득하였다.

이렇게 얻은 데이터는 노이즈에 의한 오차를 제거하기 위하여 저역통과필터(low-pass filtering)를 이용하여 필터(filtering) 하였으며, 필터링 시 발생하는 위상지연(phase lag)을 제거하기 위하여 버티워스 2차 양방향필터(second order Butterworth Bidirectional Filter)를 사용하였다. 이때 차단주파수 (cut-off frequency)는 7 Hz로 설정하였다.

이렇게 획득된 자료는 Visual3D software(C-motion Inc., USA)를 이용하여 인체 분절을 모델링하고 산출한 평균치를 사용하였으며, 각 대상자 간 표준화를 위해 대상자 별 국면의 프레임수를 국면의 소요시간으로 나눠 백분율로 나타냈다.

4. 분석 구간

본 연구에서 조도변화에 따른 노인의 보행 시 낙상 관련 운동역학적 위험요인에 미치는 영향을 규명하기 위한 분석 구간은 오른쪽 발 닿는 순간부터 오른쪽 발이 떨어지는 순간까지 지지국면만을 분석하였다(Figure 2).

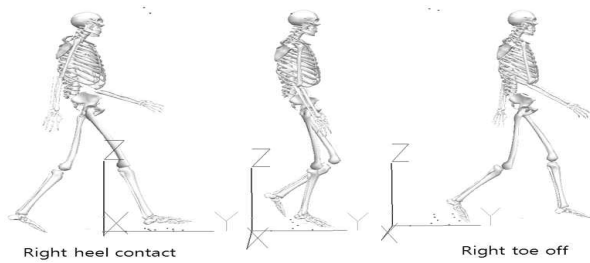


Figure 2. Stance Phase for the analysis

5. 분석 변인

- 1) 소요시간 : 구간별 걸린 시간으로 정의하였다.
- 2) 관절의 모멘트 : 오른쪽 지지구간의 시상면의 모멘트를 산출하였으며, 방향 정의는 (+)가 신전(extension) 및 발바닥 굽힘(plantar flexion), (-)가 굴곡(flexion) 및 발등굽힘(dorsi flaexion) 모멘트로 정의하였다.
- 3) 관절의 파워 : 오른쪽 지지구간의 시상면의 파워를 산출하였으며, 방향 정의는 (+)가 단축성수축(concentric contraction)과 에너지 방출(generation), (-)가 신장성수축(eccentric contraction)과 에너지 흡수(absorption)를 뜻한다.
- 4) 지면반력 : 오른쪽 지지구간의 수직, 수평을 체중으로 표준화하여 산출하였다.
- 5) 동적안정성 : 동적 안정성을 평가하기 위해서 관상면의 좌 우 기울기 각도(XCoM-CoP)는 Hof 등 (2007)이 제한한 공식으로 산출하였으며, 기울기 각도는 각 프레임에서 XCoM과 CoP를 연결한 벡터가 CoP의 수직축과 이루는 각도로 정의될 수 있고, 각도를 미분하여 각속도를 산출하였다.

6. 통계처리

본 연구에서 노인집단의 평지와 내리막 보행 시 조도변화에 따른 통계적 차이를 검증하기 위하여 반복측정변량분석(one-way ANOVA with repeated measures)을 실시하였다. 이때 통계적 차이가 있을 경우 사후검증은 Bonferroni 방법으로 실시하였으며 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였고 원활한 통계 분석을 위하여 SPSS 12.0 통계 패키지를 이용하였다.

III. 결 과

앞에 서술한 방법으로 조도변화가 노인 여성의 보행 시 낙상 관련 운동역학적 위험요인에 미치는 영향을 살펴보고 위하여 소요시간, 보장, 보폭, 하지관절의 관절모멘트, 관절과워, 지면반력 변화, 동적안정성 변화를 산출하여 다음과 같이 나타났다.

1. 시공간적 변인

내리막과 평지 보행 시 조도변화에 따른 시공간적 변인을 살펴보면(Table 2), 지지시간에서 평지에서 300 Lx에서 0.63초로 가장 짧게 지지하였고 150 Lx에서 0.68초로 가장 길게 지지하였다. 또한 내리막에서 또한 300 Lx에서 0.62초로 짧게 나타났고 150 Lx에서 0.65 초로 가장 길게 나타났으며, 스윙 시간에서는 평지보행에서 300 Lx에서 0.36초로 가장 짧게 소요하였고 내리막 보행에서는 5 Lx에서 0.34초로 짧게 소요하였으나, 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

Table 2. Gait Parameters

					(unit: sec, m)				
Level walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)	Slope walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)
Support Time	0.63 (0.04)	0.68 (0.07)	0.65 (0.09)	F=3.523 (p=.053)	Support Time	0.62 (0.04)	0.65 (0.06)	0.64 (0.07)	F=1.709 (p=.203)
Swing Time	0.36 (0.04)	0.37 (0.03)	0.37 (0.04)	F=2.102 (p=.145)	Swing Time	0.35 (0.03)	0.36 (0.02)	0.34 (0.05)	F=2.767 (p=.098)
Step Time	0.50 (0.03)	0.53 (0.05)	0.51 (0.06)	F=3.353 (p=.049) a<b(p=.044)	Step Time	0.50 (0.02)	0.51 (0.04)	0.50 (0.04)	F=.502 (p=.611)
Step wide	0.16 (0.03)	0.16 (0.03)	0.17 (0.03)	F=6.626 (p=.004) a<c(p=.018)	Step wide	0.16 (0.04)	0.16 (0.03)	0.17 (0.04)	F=8.027 (p=.002) a<c(p=.031) b<c(p=.004)
Step length	0.37 (0.05)	0.39 (0.03)	0.37 (0.05)	F=1.079 (p=.352)	Step length	0.29 (0.04)	0.31 (0.03)	0.29 (0.03)	F=2.503 (p=.100)

보장의 소요시간에서는 평지보행에서 300 Lx에서 0.50초로 가장 짧게 소요하였고 150 Lx에서 0.53초의 시간을 소요하였으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p=.044$). 그러나 경사로 보행에서는 차이가 거의 없는 것으로 나타났다. 그리고 보폭(step wide)에서는 평지와 내리막 보행에서 300 Lx와 150 Lx에서 0.16 m로 가장 짧은 보폭으로 나타났고 5 Lx에서 0.17 m로 넓은 보폭으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타나 사후검증 결과는 평지는 300 Lx와 5 Lx에서 차이가 있다($p=.018$). 그리고 내리막은 5 Lx와 300 Lx, 150 Lx에서 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.031$, $p=.004$). 그러나 보장(step length)에서는 차이가 없는 것으로 나타났다.

2. 하지관절의 관절모멘트 (사상면)

조도 변화에 대한 하지관절의 모멘트는 <Table 3>과 같으며, 발목관절의 최대 저측굴곡 모멘트에서 평지와 내리막 모두에서 5 Lx에서 가장 작은 것으로 나타났으나 내리막 보행에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나 사후검증을 실시한 결과 300 Lx와 5 Lx에서 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.045$). 그리고 최대 배측 굴곡에서는 5 Lx가 평지와 내리막 보행에서 가장 큰 것으로 나타났으나 평지 보행에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나 사후검증을 실시한 결과 300 Lx와 150 Lx에서 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.007$).

Table 3. Joint Moment in Sagittal plane

(unit: Nm/kg)

Level walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)	Slope walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)		
Ankle	max	1.16 (0.18)	1.14 (0.17)	1.12 (0.19)	F=1.582 ($p=.223$)	Ankle	max	0.92 (0.12)	0.93 (0.12)	0.88 (0.11)	F=3.622 ($p=.038$) a>c($p=.045$)
	min	-0.06 (0.07)	-0.09 (0.08)	-0.12 (0.14)	F=2.000 ($p=.010$) a<b($p=.007$)		Knee	-0.06 (0.07)	-0.08 (0.09)	-0.11 (0.10)	F=3.231 ($p=.068$)
Knee	max	0.56 (0.29)	0.48 (0.32)	0.51 (0.29)	F=.259 ($p=.774$)	Knee	max	1.32 (0.48)	1.39 (0.70)	1.31 (0.62)	F=1.980 ($p=.178$)
	min	-0.26 (0.10)	-0.29 (0.12)	-0.28 (0.10)	F=.636 ($p=.537$)		min	-0.13 (0.09)	-0.11 (0.10)	-0.13 (0.10)	F=2.656 ($p=.088$)
Hip	max	0.48 (0.12)	0.45 (0.09)	0.50 (0.16)	F=.009 ($p=.323$)	Hip	max	0.36 (0.16)	0.40 (0.27)	0.39 (0.13)	F=.280 ($p=.758$)
	min	-0.40 (0.12)	-0.42 (0.13)	-0.43 (0.15)	F=.608 ($p=.552$)		min	-0.40 (0.14)	-0.48 (0.15)	-0.47 (0.16)	F=10.696 ($p=.001$) a<b($p=.002$) a<c($p=.010$)

* Ankle, Knee, Hip(max: extension, min: flexion)

Table 4. Joint power in Sagittal plane

(unit: W/kg)

Level walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)	Slope walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)		
Ankle	max	0.73 (0.34)	0.78 (0.36)	0.90 (0.41)	F=1.634 ($p=.228$)	Ankle	max	0.73 (0.34)	0.78 (0.36)	0.90 (0.41)	F=1.634 ($p=.228$)
	Knee	-1.04 (0.28)	-1.00 (0.31)	-0.98 (0.24)	F=.033 ($p=.967$)		min	-1.35 (0.26)	-1.35 (0.29)	-1.26 (0.26)	F=2.311 ($p=.115$)
Knee	max	0.70 (0.18)	0.69 (0.27)	0.78 (0.44)	F=.609 ($p=.551$)	Knee	max	0.95 (0.29)	0.94 (0.31)	0.90 (0.37)	F=.117 ($p=.891$)
	min	-1.21 (0.77)	-1.13 (0.85)	-1.15 (0.78)	F=.049 ($p=.953$)		min	-4.12 (1.79)	-4.35 (2.18)	-4.01 (2.33)	F=1.244 ($p=.304$)
Hip	max	1.10 (0.68)	1.29 (0.98)	2.50 (4.96)	F=1.241 ($p=.321$)	hip	max	0.95 (0.73)	0.89 (0.43)	1.33 (1.14)	F=1.255 ($p=.317$)
	min	-0.58 (0.42)	-0.75 (0.74)	-1.25 (2.24)	F=1.328 ($p=.299$)		min	-0.48 (0.40)	-0.53 (0.27)	-0.60 (0.32)	F=.675 ($p=.517$)

* Ankle, Knee, Hip(max: generation, min: absorption)

Table 5. Maximum GRF during stance phase

					(unit: N/kg)				
Level walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)	Slope walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)
First peak Vertical forces	1.16 (0.15)	1.14 (0.12)	1.13 (0.12)	F=2.121 (p=.160)	Impact forces	1.25 (0.20)	1.22 (0.18)	1.23 (0.17)	F=1.317 (p=.284)
Second peak Vertical forces	1.07 (0.14)	1.10 (0.14)	1.06 (0.14)	F=10.889 (p=.002) b>c(p=.011)	Active forces	1.01 (0.12)	1.02 (0.11)	1.03 (0.12)	F=1.874 (p=.447)
Anterior forces	0.11 (0.03)	0.11 (0.02)	0.11 (0.03)	F=1.440 (p=.254)	Anterior forces	0.10 (0.02)	0.10 (0.02)	0.10 (0.02)	F=.828 (p=.709)
Posterior forces	-0.12 (0.03)	-0.11 (0.03)	-0.12 (0.03)	F=.506 (p=.608)	Posterior forces	-0.12 (0.03)	-0.12 (0.03)	-0.12 (0.03)	F=.349 (p=.709)

3. 하지관절의 관절파워 (시상면)

조도 변화에 대한 하지관절의 모멘트는 <Table 4>과 같으며, 발목관절의 최대 파워인 방출이 평지에서는 5 Lx에서 가장 큰 것으로 나타났고 내리막 보행에서는 조도가 어두워질수록 방출이 커지는 것으로 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 발목관절 최대 신장성수축 파워에서는 평지와 내리막 보행에서는 조도가 어두워질수록 작아지는 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 무릎관절의 최대 단축성수축 파워가 평지 보행에서는 5 Lx에서 가장 큰 것으로 나타났으나 신장성 수축 파워는 가장 작은 것으로 나타났고 내리막 보행에서는 조도가 어두워질수록 작아지는 형태를 보이고 있으나 신장성 수축 파워는 5 Lx에서 가장 작은 것으로 나타났다. 그러나 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 엉덩관절의 최대 단축성수축 파워와 최대 신장성수축 파워가 평지와 내리막 보행 모두에서 5 Lx에서 가장 큰 것으로 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

4. 지면반력의 변화

조도 변화에 대한 지면반력 변화는 <Table 5>과 같으며, 체중 수용기 최대 수직지면반력이 평지 보행에서는 5 Lx가 가장 작은 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 나타

나지 않았다. 그러나 말기 입각기 최대 수직지면반력에서는 통계적으로 조도 변화에 대한 유의한 차이가 나타나 통계적으로 유의한 차이가 나타나 사후검증을 실시한 결과 5 Lx와 150 Lx에서 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.011).

5. 동적안정성의 변화

조도 변화에 대한 동적안정성은 <Table 6>과 같으며, 동적안정성 변인인 관상면의 좌 우 기울기 각도(COM-COP)에서는 평지보행과 내리막보행 모두에 미세하게 5 Lx에서 작게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 그러나 정중면 COM-COP 내측 최대 각속도에서는 평지 보행에서 조도가 어두워질수록 빨라지는 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타나 사후검증 실시 결과 5 Lx가 300 Lx와 150 Lx 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.025, p=.005). 그러나 내리막 보행에서는 150 Lx가 가장 작은 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

동적안정성에 관련된 COM-COP 외측 최대 각속도에서는 평지 보행에서 5 Lx에서 가장 큰 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 나타나 사후검증 실시 결과 5 Lx와 150 Lx가 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p=.046). 그러나 내리막 보행에서는 150 Lx가 가장 작은 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다.

Table 6. Dynamic Stability

					(unit: deg, deg/sec)				
Level walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)	Slope walking	300Lx ^a M(SD)	150Lx ^b M(SD)	5Lx ^c M(SD)	F(p)
COM-COP angle	5.38 (0.94)	5.47 (1.01)	5.62 (1.15)	F=.698 (p=.515)	COM-COP angle	4.84 (1.04)	4.75 (1.09)	4.90 (1.50)	F=1.322 (p=.300)
COM-COP medial angular velocity	83.56 (21.35)	85.87 (27.51)	95.77 (30.00)	F=8.205 (p=.002) a<c(p=.025) b<c(p=.005)	COM-COP medial angular velocity	90.64 (20.60)	84.06 (24.98)	90.70 (27.27)	F=1.960 (p=.160)
COM-COP lateral angular velocity	-56.08 (15.27)	-53.83 (24.22)	-62.86 (21.76)	F=3.691 (p=.038) b<c(p=.046)	COM-COP lateral angular velocity	-51.47 (12.32)	-47.34 (15.90)	-50.50 (18.26)	F=.677 (p=.516)

IV. 논 의

이 연구는 조도 변화와 주로 변화가 노인에게 빈번히 일어날 수 있는 낙상의 원인으로써 노인 낙상예방을 위하여 조도 변화와 주로 변화에 따라 변화되는 하지관절의 생체역학적 변화를 분석하여 낙상에 영향을 미치는가를 구명하기 위하여 실시되었다.

하지관절의 모멘트에서 조도변화에 대한 평지와 내리막 보행에서 발목관절의 저축/배축굴곡 모멘트를 살펴보면 초기 접지기에서 배축굴곡 모멘트는 외부환경이 어두워질수록 점점 커지는 형태를 보이고 저축굴곡 모멘트는 점점 작아지는 형태를 보이고 있다. 이는 외부환경이 갑자기 어두워져도 속도의 변화가 나타나지 않지만 발목관절 모멘트에서는 속도를 제어하기 위해서 발목에서 초기 접지기에서 배축굴곡 모멘트를 증가시키고 저축굴곡 모멘트 또한 작아지는 형태로 추진력을 줄이는 것이라고 생각되어진다.

무릎관절 굽신 모멘트는 본 연구 결과에서는 평지와 내리막 보행 시 조도 변화에 따른 영향에 대한 통계적인 차이가 나타나지 않았으나 많은 노인 보행 연구들에서 무릎 관절의 역할에 대해서 Zhang 등 (2000)과 Joen (2008)은 무릎관절은 운동성과 안정성이 보행에서 중요한 요인이고 충격 흡수 역할과 동시에 지면에 발이 접촉 하였을 때 근골격의 상해를 방지하며 추진력을 얻기 위해 필요한 안정성을 유지하는 기능이라고 보고하였다. 그러나 본 연구에서는 평지와 내리막 보행에서 조도에 영향을 받지 않고 무릎의 역할이 같은 형태로 이루어지고 있다. 무릎관절의 파워에서 또한 차이를 보이지 않고 있어 굴곡/신전 동작에서 보행 속도가 조도에 영향을 받지 않아서 모멘트에서 차이가 없고 파워에 차이도 없는 것으로 보았을 경우 무릎관절의 각속도 또한 차이가 없을 것으로 예상되어지며 트레이드밀 보행에서 조도 변화에 따른 차이가 없는 것으로 생각된다. 엉덩 관절에서 파워에서는 내리막 보행과 평지보행에서 엉덩 관절의 움직임을 관여하는 근들이 최대 단축성 수축이 어두워질수록 커지는 형태를 보이며, 최대 신장성 수축이 커지는 형태를 보이고 있다. 이는 어두워지면서 자신의 속도를 제어하지 못하며 추진하고 이를 제어하기 위해서 입각기에서 신체의 속도를 제하는 것으로 판단된다.

지면반력 변인 중 첫 번째 최대수직지면반력에서 추진력에 의미를 지니고 있는데 평지 보행에서 더 크게 나타났으며, 내리막 보행에서 추진력을 줄여 내리막을 보행하는 것으로 나타났으며, 두 번째 최대수직지면반력은 그와 반대로 나타났다. 그러나 조도변화에 대한 변화는 나타나지 않았다. Robin과 Waked (1997)은 신체균형과 수직 지면반력 상이에 매우 밀접한 관계가 있다고 보고하였는데, 신체균형의 영향이 있을 것

으로 생각된 조도 변화에 대한 변화가 나타나지 않았다. 본 연구에서 결과와 이전 연구가 반대의 경향이 나타났다.

노인 낙상과 밀접한 관련이 있는 정중면 COM-COP각도와 각속도는 평지 보행 시 조도가 어두워지면 질수록 각도가 커지는 형태가 나타나는 것은 지지시 좌우로 움직임이 크게 나타나 보행 시 더욱 불안정해진다고 생각되어진다. 그러나 결과에서는 유의한 차이는 나타나지 않았다. 그와 관련된 Lee와 Chou (2006)은 좌우 기울기 각도가 클수록 보행안정성이 감소해 낙상의 위험성을 높인다고 하였으며, 좌우 기울기 각도는 보행 평형성을 평가하는데 매우 효과적이라고 제시하였다. 또한 보행 시 동적안정성에 관련된 연구들에서 보행 시 건강한 노인이 낙상을 경험한 노인들보다 정중면 COM-COP각도가 커진다고 보고하였으며(Lee & Chou, 2006), 이치덱 노인이 더 불안정한 상태로 보행이 이루어지고 있어 보행 중에 낙상이 일어날 가능성이 높다고 생각되어진다. 또한 정중면 COM-COP각속도를 살펴보면 어두워질수록 내/외측으로 움직임의 변화율이 빠르게 나타나는 것은 외부환경이 어두워져 시각적인 영향으로 증가되는 것으로 생각된다. 이로 인해서 노인들은 근력약화로 좌우 움직임이 커지면 지지하는 능력이 떨어져 낙상의 위험성이 증가될 것으로 생각된다. 그러나 내리막 보행에서는 정중면 COM-COP각도와 각속도가 평지보다 증가될 것으로 생각되었으나, 조도변화에 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 이러한 현상은 내리막 보행에서는 노인이 평지보행과 달리 안정성을 확보하여 내리막 보행을 실시하기 때문에 외부환경이 어두워진다고 하여도 좌우의 움직임을 작게 하여 안정성을 확보하는 것으로 생각된다.

이상 살펴본 바와 같이 조도 변화에 따른 하지관절의 모멘트, 파워, 지면반력에서는 조도에 영향을 받지 않고 비슷한 보행을 실시하였으나 동적안정성에서는 어두워질수록 좌우의 움직임이 커지는 것을 알 수 있었다. 이러한 현상은 결과적으로 조도가 어두워지면 보행 속도가 낮추어 안정성이 확보하게 된다. 그러나 트레이드밀에서 보행을 실시하여 외부환경이 어두워져도 보행의 속도를 조절하지 못하고 같은 속도로 보행을 실시하기 때문에 하지관절의 운동역학적 변인들에서는 차이가 없는 것으로 나타났다. 그리고 동적안정성은 평지 보행에서 좌우의 움직임 커져 신체의 안정성을 확보하기 어렵게 만들어졌으며, 이로 낙상의 위험성을 증가할 것이라 생각된다.

V. 결 론

이 연구는 노인집단 대상으로 조도의 변화와 보행주로 변화에 따른 보행의 특성에 미치는 영향을 알아보기 위해 병적

결함이 없는 65세 이상의 여성노인집단 15명씩을 선정하였으며, 소요시간, 보장, 보폭, 하지관절의 관절모멘트, 관절과워, 지면반력 변화, 동적안정성 변화를 산출하였으며, 다음과 같은 결론에 도달하였다.

첫째, 시공간적 변인에서는 평지에서 5 Lx보다 150 Lx에서 보장의 소요시간이 길게 나타났고 보폭에서는 평지보행에서 5 Lx보다 300 Lx에서 짧게 나타났고 내리막 보행에서는 5 Lx보다 300 Lx와 150 Lx에서 짧게 나타났다.

둘째, 하지관절의 모멘트 중 발목관절 최대 저축굴곡 모멘트가 내리막 보행에서 5 Lx보다 300 Lx에서 크게 나타났고 최대 배측굴곡 모멘트가 평지 보행에서 300 Lx에서 크게 나타났다. 그리고 엉덩관절의 최대 굴곡 모멘트가 내리막 보행에서 300 Lx보다 150 Lx와 5 Lx에서 크게 나타났다.

셋째, 지면반력의 변화에서는 말기입각기 최대 수직지면반력에서 평지 보행에서 150 Lx보다 5 Lx에서 작게 나타났다.

넷째, 동적안정성의 변화에서는 COM-COP 최대 내측각속도에서 평지 보행 시 5 Lx보다 150 Lx와 300 Lx에서 작게 나타났고 COM-COP 최대 외측 각속도에서는 평지 보행 시 5 Lx보다 150 Lx에서 작게 나타났다.

이상을 종합하여 보면, 조도 변화에서는 보행속도의 변화가 트레드밀에 의해서 속도가 고정되어 운동역학적 변인인 모멘트, 파워, 지면반력에서는 차이가 거의 없는 것으로 나타났으나, 동적안정성 평가항목인 정중면 COM-COP각도 및 각속도에서는 조도가 어두워질수록 최대각도가 커지는 형태를 보이고 있으며, 각속도의 내측과 외측에서는 점점 각속도가 커지는 것으로 나타났다. 이처럼 조도가 어두워질수록 노인집단은 좌우로 움직임이 커지고 빠르게 움직이는 것으로 나타나 성인보다 노인이 노화로 인해 하지근력이 약해지므로 좌우 흔들림을 버틸 수 있는 근력이 낮기 때문에 어두워질수록 낙상의 위험성이 높아질 것으로 판단된다.

참고문헌

- Lee, H. H. (2008). A Role of vitamin D in postmenopausal wWomen. *Journal of Menopausal Medicine*, 14(2), 109-114.
- Bergland, A., & Wyller, T. B. (2004) Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home. *Injury Prevention*, 10, 308-313.
- Hamel, K.A., Okita, N., & Higginson, J. S., (2005). Foot clearance during stair descent: effects of age and illumination. *Gait and Posture*, 21, 135-140.
- Fuller, G. F. (2000). Falls in the elderly. *American Academy of Family Physician*, 61(7), 2159-2168.
- Judge, J. O., Davis, R. B., & Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology*, 51, M303-312.
- Kathryn, A. C., & Peter, R. C. (2002). Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. *Gait & Posture*, 15, 153-158.
- Krebs, D. E., Jette, A. M., & Assmann, S. F. (1998). Moderate exercise improves gait stability in disabled elder. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 79(12), 1489-1495.
- Lee, H. J., & Chou, L. S. (2006). Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 569-575.
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journarl of the American Geriatrics Society*, 45(3), 313-320.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL, Akra T, Birkedal L, & Nygaard H. (2006). Modulation of gait during visual adaptation to dark. *Journal of Moter Behavior*, 38(2), 118-125.
- Murphy, S., & Tickle-Degnen, L. (2001). The effectiveness of occupational therapy-related treatments for persons with parkinson's disease: a meta-analytic review. *American Journal of Occupational Therapy*, 55, 385-392.
- Nevitt, M. C. (1989). Risk Factors for Reccurent Nonsyncopal Fall : A Prospective study. *The Journal of the American Medical Association*, 261(18), 2663-2668.
- Robbins, S. & Waked, E.(1997). Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(5), 463-467.
- Ruchinskas, R. (2003). Clinical prediction of falls in the elderly. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82(4), 273-278.
- Tinetti, M. E. (1994). Prevention of falls and fall injuries in elderly persons: a research agenda. *Preventive Medicine*, 23(5), 756-762.
- Tinetti, M. E., Speechly, M. & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 319(26), 1701-1707.

Appendix : Kinetic variables during walking

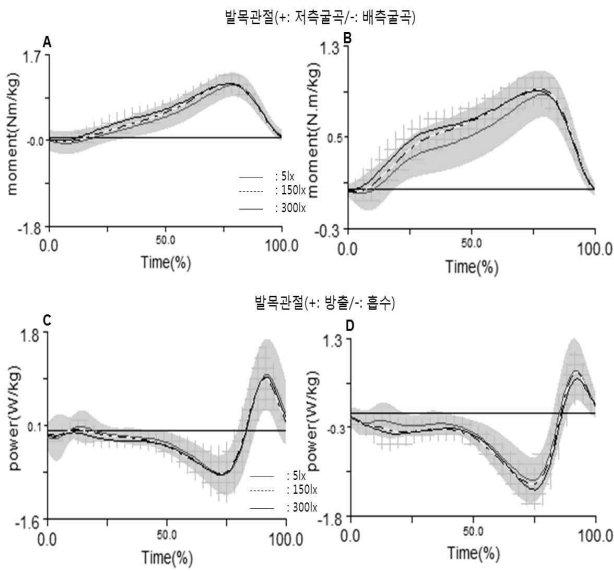


Figure 1 : Ankle joint kinetic

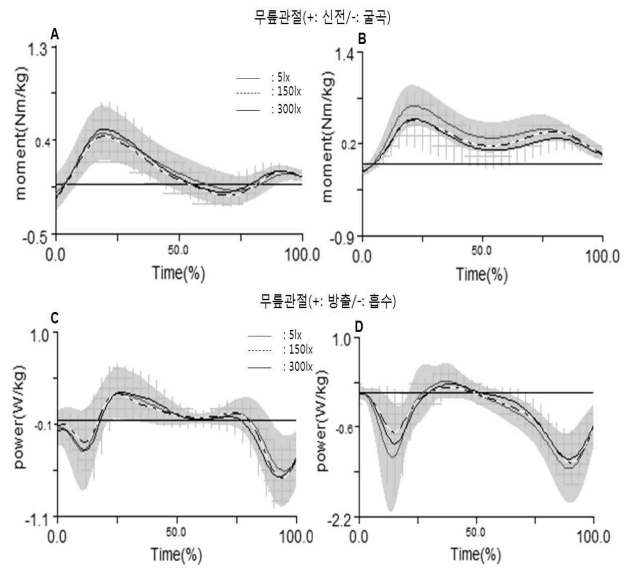


Figure 2 : knee joint kinetic

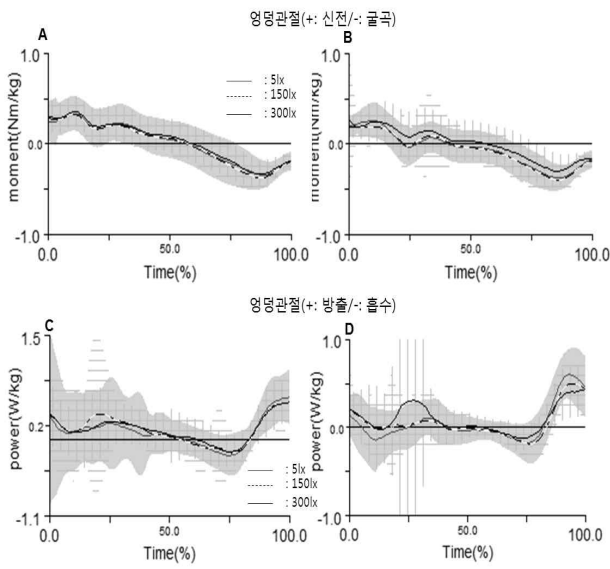


Figure 3 : hip joint kinetic

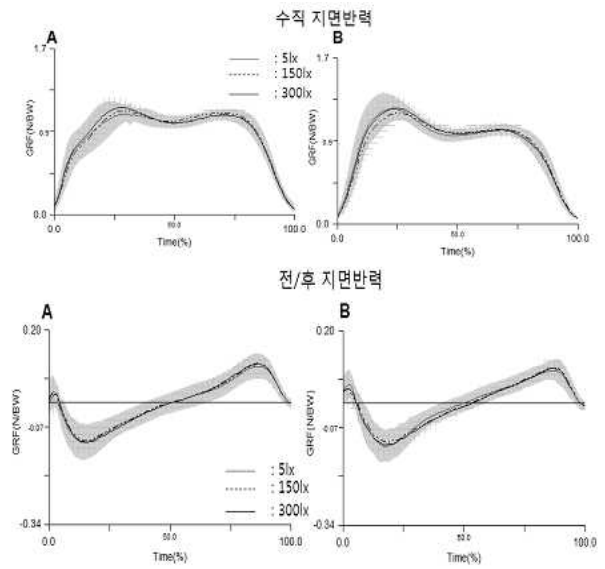


Figure 4 : GRF during Stance Phase