

여성 노인과 성인의 보행안정성 비교

이재훈¹ · 장재관²

¹성결대학교 교양교직부, ²경희대학교 체육대학 골프경영학과

The Comparative Analysis of Gait Safety between Elderly Female and Adult Female

Jae-Hoon Yi¹ · Jae-Kwan Chang²

¹Division of Liberal Arts and Teaching, Sungkyul University, Anyang, Korea

²Department of Golf management, Kyunghee University, Yongin, Korea

Received 2 September 2014; Received in revised form 12 September 2014; Accepted 20 September 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the different patterns of the lower limb between elderly and adult females to reduce the rate of falls. Ten old females(age: 73.1±2.69 yrs, height: 151.9±4.82 cm, mass: 57.36±5.36) and ten adult females(age: 28±4.76 yrs, height: 160.6±6.83 cm, mass: 53.9±8.44) were participated in this experiment. The gait motions were captured with Qualisys system and variables were calculated with Visual-3D. The following results were found. The elderly female group showed bigger inclination angle between COM and COP than the adult female group so that the dynamic stability was reduced in walking for the compensation with a bigger stride width. The elderly female group ensure for the necessary forward movement of COM in order to replace the decreased function of ankle and knee joint. If the distance between COM and COP is closer and the energy reduction of a specific joint is reduced, they could prevent the elderly female's falling rate by strengthening of muscles which were related the extension of ankle joint.

Keywords : Inclination Angle, Elderly, Falls, Gait

I. 서 론

낙상은 65세 이상 노인을 죽음에 이르게 하는 상해 중 에서 6위를 차지하며, 대부분 일상적인 보행 시 일어나게 된다(Overstall, Exton-Smith, Imms, & Johnson, 1977). 미국의 경우 고관절 골절을 경험한 노인 인구는 매년 20 만 명이며, 그중에 약 3만 명은 합병증으로 사망하고 있다 (Jones, Robichaux, & William, 1992). 그러므로 노인들의 낙상에 의한 신체 손상은 노인의 조기사망뿐만 아니라 노인 의료비 증가에 따른 국가의 경제적 손실을 증가시키는 요

인이다.

노인의 낙상은 요골, 대퇴골, 골반의 골절 및 연부조직 손상을 유발하며, 낙상에 의한 후유증으로 인해 죽음에 이 르게 할 수도 있으며(O'Loughlin, Robitaille, Boivin & Suissa, 1993), 낙상에 의한 골절 발생율은 전체 인구의 약 5%이며, 그중에서 10%는 뇌좌상, 관절탈구, 염좌 등의 비 골절성 손상이 발생하는 것으로 보고되고 있다(Griffin, Ray, Fought & Melton, 1992). 낙상을 경험한 노인은 낙 상의 공포로 인해 일상생활 활동이 제한되며, 이중에서 약 40~73%의 노인이 낙상으로 인한 공포로 인해 일상생활 활 동을 회피하게 된다(King & Tinetti, 1995). 특히 국내 노 인인구의 79.3%가 낙상을 경험하고 낙상에 대한 두려움에 일상생활에 제약을 받는다(Korea Institute for Health and Social Affairs, 2011).

우리나라는 65세 이상의 인구가 전체인구 대비 7%가 넘

Corresponding Author: Jae-Kwan Chang
Department of Golf Management, Kyunghee University, 1732, Deogyong-daero, Giheung-gu, Yongin-si, Gyeonggi-do, Korea
Tel : +82-31-201-3766
E-mail: jchanggolf@khu.ac.kr

는 고령화 사회에 진입하였고, 2030년에는 노인인구가 약 24.3%로 증가하여 ‘초고령화 사회’에 진입할 것으로 예상되어지고 있다(Statistics Korea, 2012) 특히, 고령화 사회에서 초고령화 사회로 전환되는데 소요되는 기간이 프랑스: 115년, 미국: 73년, 일본: 24년이었던 것에 비해 우리나라는 18년이 소요될 것으로 예견되어 다른 선진국들에 비하여 고령화가 급격히 진행되고 있어 이러한 사회문제가 더욱 대두되고 있다(Korea Institute for Industrial Economics & Trade, 2007).

연령 증가에 따른 퇴행성 변화로 인한 하지 근력 약화, 균형능력의 감소는 젊은 사람에 비하여 보행 환경변화에 따른 자세전이를 어렵게 한다(Sparrow & Tirosh, 2005). 그리고 하지 근력이 약한 노인은 그렇지 않은 그룹보다 낙상의 위험이 약 4배, 균형능력 부족은 낙상의 위험을 약 3배 증가시킨다(Rao, 2005). 그러므로 노인에게 나타나는 근육의 질량 및 근력의 감소는 낙상을 유발하는 결정적 요인이라 판단된다. 연령이 증가할수록 낙상에 의한 상해 비율은 현저히 증가하며, 이러한 변화는 남성노인에 비하여 여성노인의 낙상 발생률이 1.5~2배 높은 것을 볼 때 여성에게 특히 변화가 큰 것으로 볼 수 있다(Cao, Ashton-Miller, Schultz, & Alexander, 1998; Korea Institute for Health and Social Affairs, 2005). 하지 근력약화는 낙상과 관련이 있다고 판단되나 노인의 낙상을 유발하는 변인을 단지 하지 근력 약화를 근거로 설명하기에는 사실을 왜곡할 가능성이 있다.

노인 낙상의 원인을 규명하기 위해 노인들의 안정성능력을 비교 평가하는 많은 연구들이 그동안 수행되어 왔다(Rogers, Fernandez & Bohlken, 2001; Liu-Ambrose et al., 2004). 그러나 대부분 정적인 상태에서 취득된 안정성의 결과를 분석하여 보행과 같은 동적인 상황에서의 안정성변화를 대변하기에는 매우 미흡하다(National Center for Injury Prevention and Control, 2005). 그러므로 보다 현실적으로 노인의 보행 안정성을 평가하기 위해서는 보행 시 신체질량중심(COM)과 압력중심점(COP)의 수평거리의 관계에 대한 연구 등이 수행되었다(Kaya, Krebs, & Riley, 1998; Krebs, McGibbon, & Goldvasser, 2001).

보행 시 동적 안정성은 동작수행을 판단하는 중요한 요인으로 활용되며, 동적 안정성의 정량화는 움직임 특성을 파악하고 낙상과 같은 잠재적인 원인을 예측하는데 필요하다(Dingwell & Cusumano, 2000; Ryu, 2008). 보행 시 COM과 COP의 관계는 보행안정성을 평가하는 중요한 척도로 이용될 수 있으나 선행연구들과 같이 수평거리만으로 보행 안정성을 평가하기에는 대상자의 신장 차이에 의한 오차로 발생되는 문제를 해결할 수 없다고 보고되고 있다(Allum, Zamani, Adkin, & Ernst, 2002; Lee & Chou, 2006). 이러한 문제점을 해결하기 위해 신체중심과

압력중심을 이은 벡터의 기울기 각을 통한 안정성 평가가 제안되고 있는 실정이다.

신체중심과 압력중심의 벡터 기울기 각은 신체중심의 높이와 수평 거리를 모두 고려하며 벡터의 방향은 보행 시 지지발에 대한 신체의 위치특성을 설명할 수 있다(Allum, et al., 2001). 그러므로 신체중심과 압력중심의 좌/우 기울기각도는 보행 시 노인 낙상을 규명하는 척도로 사용될 수 있다고 제시되고 있다(Lee & Chou, 2006).

노인 낙상을 규명하기 위해 그동안 많은 선행연구들이 수행되어 왔다. 그러나 대부분 한 가지 척도로 노인 낙상을 규명하기 위한 연구들이 시도되었으나 노인의 낙상은 어느 한 가지 척도만의 측정에 의해 밝혀낼 수 없으므로 보행과 관련된 다각적인 평가와 측정이 필요하다.

낙상에 취약하고 낙상율이 증가한 노인들의 낙상에 대한 원인 규명을 위해서는 건강한 성인들의 보행 패턴과의 비교 및 변화된 보행패턴의 차이점 분석이 필요하다. 그러므로 이 연구는 젊은 성인과 노인의 하지관절에 관한 생체역학적 변화 및 보행패턴을 분석하고 하지분절이 어떻게 통제되는지에 대해 분석하여 노인의 낙상 횟수를 줄이는데 도움이 되고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

실험에 앞서 모든 대상자들에게 실험의 목적 및 실험 절차에 대한 이해를 구하기 위해 충분한 설명을 실시하였고 실험참여 동의를 획득한 후 실험을 실시하였다. 이 실험에 참여한 연구 대상자는 최근 6개월간 하지에 정형외과적 병력이 없는 65세 이상 여성노인 10명(age: 73.1±2.69 yrs, height: 151.9±4.82 cm, mass: 57.36±5.36)과 20~30대 성인 여성 10명(age: 28±4.76 yrs, height: 160.6±6.83 cm, mass: 53.9±8.44)이 참여하였다.

2. 실험 장비 및 규약

연구 대상자들의 보행 동작 촬영을 위해 Qualisys (Sweden)사의 Proreflex MCU 240 적외선 카메라 6대를 사용하였으며, 이때의 샘플링 율은 100Hz로 설정하였다. 성인과 여성 노인의 보행 시 하지의 운동역학적 자료를 수집하기 위하여 8m의 보행주로 중간에 Kistler (Switzerland)사의 Type 9260AA6 지면반력기(force plate) 1대를 설치하였다. 이때 지면반력기의 샘플링 율은 1000 Hz로 설정하였으며, 영상장비와 상호 동조하여 자료를 획득하였다. 실험에 앞서 대상자들의 자연스러운 보행동작을 유도하기 위하여 충분한 연습을 실시 한 후 본 실험을 실시하였고

대상자들의 자연스러운 보행동작 유도를 위해 보행속도는 대상자들이 선호하는 속도로 실시하였다. 각 실험 시 정확하게 지면반력기를 밟은 3회(trials)의 평지 보행 데이터를 획득한 후 평균을 비교분석하였다.

3. 실험 절차

대상자들의 정확한 마커트레이킹을 위하여 상의는 탑을 착용하고 하의는 반바지 타이즈를 입고 실험을 실시하였다. 이때 대상자들 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시한 후 본 실험을 실시하였다. 스탠딩 캘리브레이션 후 대상자들의 자연스러운 보행을 방해할 수 있는 관절의 내측에 부착하였던 관절마커를 제거한 후 본 실험을 실시하였다. 이때 전역좌표계의 보행 방향을 +y, 수직방향을 +z, 오른나사 법칙에 따라 +x로 전역좌표계를 설정하였다.

1) 분석 국면

운동학 및 운동역학적 분석을 위한 분석구간은 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 지면반력의 y축 값이 제동력(braking force)에서 추진력(propulsive force)으로 전환되는 순간, 발가락이 지면에서 떨어지고 다음번 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간까지의 1 활보장(stride)으로 하였다(Figure 1).

- Phase 1 : Event 1(heel contact)-Event 2(middle stance)
- Phase 2 : Event 2(middle stance)-Event 3(toe off)
- Phase 3 : Event 3(toe off)-Event 4(heel contact)

국면 1은 보행 시 신체의 안정성확보를 위한 제동기이며, 국면 2는 신체를 전방으로 밀어내는 추진기이고, 국면 3은 한발 지지기인 스윙기이다. 이러한 국면의 분류는 보행을 상대적으로 간단하게 구분하여 볼 수 있는 구간이기 때문이다(Perry, 1974)

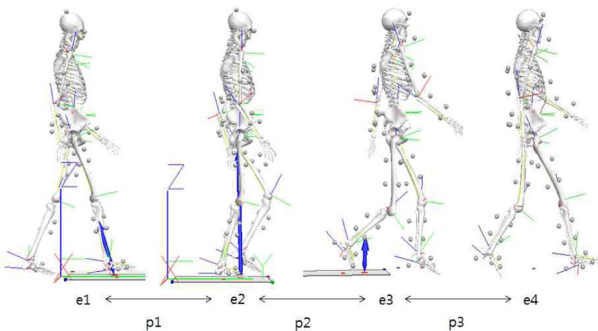


Figure 1. Definition of events and phases

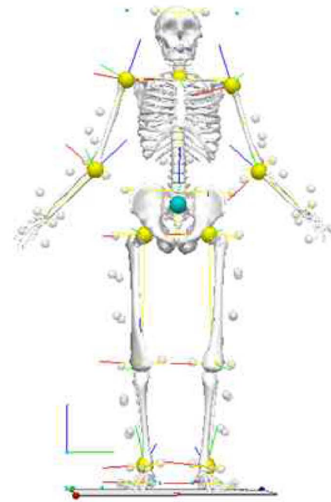


Figure 2. marker set

2) 인체 좌표화

인체 좌표화를 위하여 Visual 3D(C-motion Inc., USA)의 마커시스템에 준하여 반사마커를 부착하였으며 NLT(nonlinear transformation) 방식으로 3차원 좌표화 하였다(Figure 2).

4. 자료 처리

대상자의 3회 보행을 Qualisys사의 QTM (Qualisys Track Manager) 프로그램을 이용하여 위치좌표(raw data)를 획득하였다. 획득된 원자료의 노이즈에 의한 오차를 제거하고 필터링 시 발생하는 위상지연(phase lag)을 제거하기 위하여 버터워스 2차 양방필터(second order butterworth bidirectional filter)를 사용하였으며, 이때 차단주파수는(cut-off frequency)는 6 Hz로 설정하였다.

운동역학적 변인은 Visual-3D software (C-motion, USA)로 모델링한 모델에 적용하여 산출한 평균치를 사용하였으며, 각 대상자간 표준화를 위해 대상자별 국면의 프레임수를 국면의 소요시간으로 나뉘 백분율로 나타내었다. 그리고 운동학적 변인 산출시 대상자들의 신장차에 영향을 받는 활보장(stride length) 및 활보폭(stride width)은 각 대상자들의 하지장으로 표준화하여 비교하였다.

5. 통계 처리

운동학적 변인의 집단 간 차이를 규명하기 위하여 집단 실험디자인(between subject experimental design)을 하였다. 그리고 PASW statistics 18의 독립 t-test을 이용하여 집단 간 운동학적 변인과 운동역학적 변인의 차이 검정을 하였으며, 이때 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 보행 시 두 그룹간 운동학적 변인의 변화

노인그룹의 보행속도(velocity)는 성인그룹에 비하여 느린 것으로 나타났으며 통계적으로 유의한 것으로 나타났다(Table 1, $p=.043$). 그러나 활보장(stride length)은 노인그룹이 성인그룹에 비하여 큰 것으로 나타났으나 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.406$). 노인그룹의 활보폭(stride width)과 활보장 시간(cycle time)은 성인그룹에 비하여 보폭이 넓고, 시간이 오래 걸리는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 것으로 나타났다($p=.005$, $p=.001$). 이중지지시간(double limb support time)은 노인그룹이 다소 긴 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났으나($p=.245$), 단 지지시간(single support time)은 노인그룹이 짧은 것으로 나타났고 이러한 차이는 통계적으로 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$).

보행 시 좌우 기울기각도는 노인그룹의 기울기 각이 성인그룹에 비하여 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$).

보행 1주기 동안의 발목관절 각도변화는 E1인 초기 접지순간 노인그룹이 성인 그룹에 비하여 발목이 더욱 굴곡

된 상태로 발을 지면에 접지시키는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(Table 2, $p=.001$). 그리고 이러한 차이가 중지지 순간인 E2에서 더욱 크게 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 발가락이 지면에서 떨어지는 중지지 순간인 E3에서는 성인그룹이 발목을 더욱 신전시키는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.032$). 스윙기가 끝나는 순간인 E4는 발목관절 각도가 E1과 같이 노인그룹이 성인그룹에 비하여 더욱 굴곡된 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.002$).

무릎관절의 경우 발목과 유사하게 E1~E3까지 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 무릎이 더욱 굴곡된 상태를 보이는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.012$, $p=.002$, $p=.003$). 그러나 E4에서는 노인 그룹이 더욱 굴곡된 상태인 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타나 지지구간과 다르게 나타났다($p=.294$).

엉덩관절의 굴신 각도는 E1에서 노인 그룹에 비하여 성인그룹이 엉덩관절을 다소 굴곡 시킨 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으며($p=.389$), E2~E4까지는 두 그룹의 엉덩관절의 굴신 각도는 유사한 것으로 나타났으며, 통계적으로도 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.439$, $p=.807$, $p=.980$).

지지기와 스윙기의 두 그룹간 하지관절의 굴곡/신전 각도를 살펴보면 두 그룹모두 유사한 형태를 보이고 있으나 발목관절의 경우 노인그룹이 성인그룹에 비하여 발목이 더욱 굴곡된 상태를 보이는 것으로 나타났으며, 이러한 두 그룹간의 차이는 지지기 구간에서 더욱 크고, 성인그룹에 비하여 편차가 큰 것으로 나타났다(Figure 3, A). 무릎관절은 발목관절과 유사한 형태를 보이는 것으로 나타나 노인 그룹이 성인그룹에 비하여 무릎을 다소 굴곡된 상태에서 보행을 하고 있는 것으로 나타났다(Figure 3, B). 보행 1주기 동안의 엉덩관절은 발목과 무릎관절과는 달리 두 그룹이 유사한 것으로 나타났으며, 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 지지기 동안 다소 굴곡된 형태를 보이고 있으나 이

Table 1. Variabilities of gait parameters

	Old	Young
Velocity (m/s)	1.13±0.12*	1.27±0.17*
Stride length (%)	178±20	169±27
Stride width (%)	16±4*	10±4*
Cycle time (s)	1.14±0.07*	0.98±0.04*
Double Limb support time (s)	0.17±0.03	0.15±0.03
Single support time (s)	0.57±0.02*	0.63±0.04*
side angle (deg.)	-81.46±2.25*	-85.22±1.97*

Note: *significant difference between Old and Young at $p<.05$

Table 2. Variation of lower joint angle

(unit: deg)

		E1	E2	E3	E4
ankle	old	-8.76±4.07*	-24.10±4.09*	0.51±4.47*	-5.45±5.57*
	young	-0.15±1.59*	-10.42±2.30*	7.41±8.26*	1.93±2.33*
knee	old	-12.51±4.85*	-18.86±5.82*	-43.42±3.79*	-11.74±5.18
	young	-6.30±5.03*	-8.53±6.93*	-29.99±10.41*	-8.86±6.65
hip	old	-25.33±7.95	1.20±7.78	9.72±10.54	-25.42±7.30
	young	-28.89±9.98	-1.63±8.21	8.54±10.68	-25.32±11.08

Note. *significant difference between Old and Young at $p<.05$.

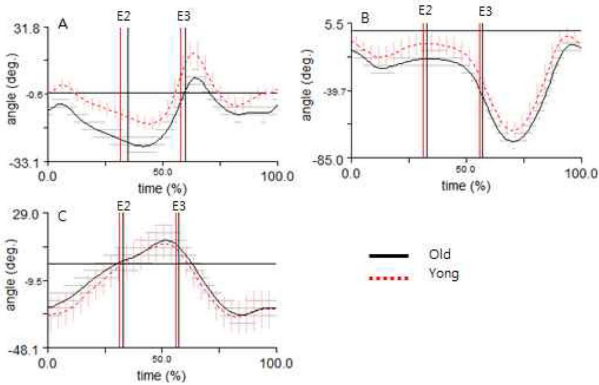


Figure 3. variation patterns of lower joint angle

러한 차이는 스윙구간에서는 거의 없는 것으로 나타났다 (Figure 3, C).

2. 지지기 동안의 지면반력 변화

신체를 제동하여 신체중심의 안정성을 확보하는 제동기의 제동력(breaking force)은 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 작은 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(Table 3, $p=0.001$). 신체를 전방으로 추진시키는 구간인 추진기의 추진력(propulsive force)은 노인에게 비하여 성인그룹이 약 2배 이상 추진력을 발생시키는 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다 ($p=0.001$). 제동기의 수직지면반력은 노인 그룹이 더욱 큰 것으로 나타났으나 추진기에서는 성인 그룹이 더욱 큰 것으로 나타났다. 그리고 이러한 차이는 통계적으로 모든 국면에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=0.023$, $p=0.013$).

제동기의 제동력과 추진력은 모두 성인그룹에 비하여 노

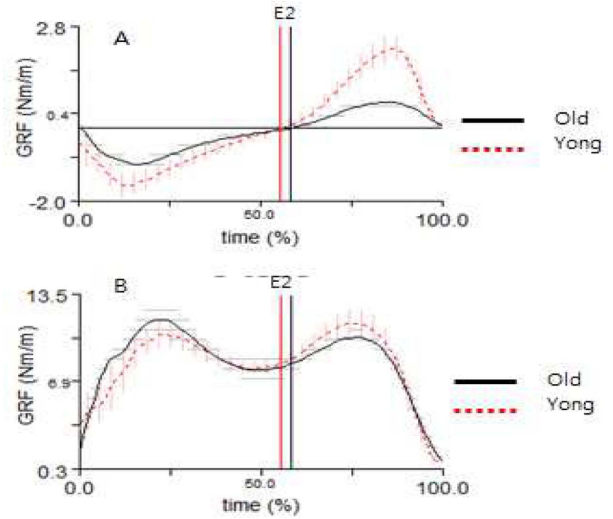


Figure 4. GRF pattern of support phase

인그룹에 더 작은 것으로 나타났으며, 특히 이러한 차이는 추진기에서 그룹간 차이가 더욱 큰 것으로 나타났다 (Figure 4, A). 제동기의 수직지면 반력은 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 크게 발생하는 형태를 보인 반면, 추진기에서는 성인 그룹이 크게 발생하는 형태로 나타났다 (Figure 4, B).

3. 발목관절의 운동역학적 변인

지지기 구간 발목의 최대 굴/신 모멘트는 제동기의 경우 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 최대 굴곡 모멘트가 크게 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(Table 4, $p=0.027$). 이와 달리 추진기의 최대 신전모멘트는 성인 그룹이 노인 그룹에 비하여 큰 것으로 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차

Table 3. maximum GRF in stance period (unit: Nm/kg, W/kg)

	Old		Young	
	p1(max)	p2(max)	p1(max)	p2(max)
GRF_Y	-1.04±0.20*	0.74±0.15*	-1.65±0.29*	2.21±0.33*
GRF_Z	11.78±1.18*	10.32±0.53*	10.63±0.87*	11.31±1.00*

Note. *significant difference between Old and Young at $p<0.05$.

Table 4. Kinetic variables of ankle (unit: Nm/kg, W/kg)

	Old		Young	
	p1(min)	p2(max)	p1(min)	p2(max)
Moment	-0.25±0.25*	1.20±0.08*	-0.05±0.09*	1.43±0.10*
Power	-1.31±0.89	2.55±0.69	-0.79±0.23	2.18±0.54

Note. *significant difference between Old and Young at $p<0.05$.

이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 제동기의 관절 파워는 두 그룹 모두 (-)의 값으로 나타나 두 그룹 모두 신장성 수축이 수행되며 에너지 흡수가 나타나는 형태를 보였으며, 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 관절파워가 큰 것으로 나타나 나타났다. 그러나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.105$). 추진기의 최대관절 파워는 두 그룹 모두 제동기와 달리 (+)의 값으로 나타나 두 그룹 모두 단축성 수축이 수행되며 에너지 발산이 나타나는 것으로 나타났다. 두 그룹간 차이는 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 큰 것으로 나타나 두 그룹간 관절 파워의 변화 폭은 노인 그룹이 더욱 큰 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.208$).

지지기 동안 발목의 굴/신 모멘트는 초기 지지기에서 노인 그룹은 굴곡 모멘트가 발생되고 신전모멘트로 변화하는 형태를 보이고 있으나 성인 그룹의 경우 초기 지지기에 굴곡 모멘트가 거의 없는 형태로 나타났다. 이후 두 그룹 모두 유사한 신전모멘트 패턴을 보였으나 중지지 순간을 지나는 순간 성인 그룹의 신전 모멘트가 노인 그룹에 비하여 크게 발생하는 형태를 보였다(Figure 5, A).

제동기의 관절파워는 두 그룹 모두 (-)의 값을 보이며, 신장성수축이 수행되며 에너지 흡수가 발생하고 있으나 두 그룹 모두 그 값의 크기가 크지 않으며, 두 그룹 모두 유

사한 패턴을 보이고 있는 것으로 나타났다. 그러나 추진기 초기 노인 그룹과 달리 성인 그룹만 신장성 수축을 수행하는 것으로 나타나고 이후 두 그룹이 유사한 형태를 보이는 것으로 나타났다(Figure 5, B).

4. 무릎관절의 운동역학적 변인

지지기 동안 무릎의 최대 신전 모멘트는 제동기의 경우 성인 그룹에 비하여 노인그룹이 신전모멘트가 크게 발생하고, 그 편차가 성인그룹에 비하여 더욱 큰 것으로 나타났다(Table 5). 그리고 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 추진기의 최대 굴곡 모멘트는 제동기의 신전 모멘트와 달리 성인그룹이 크게 나타났으며, 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$).

제동기의 (-)의 방향 최대 관절 파워는 노인 그룹이 성인그룹에 비하여 약 3배정도 큰 것으로 나타나 신장성 수축을 수행하며 에너지 흡수가 성인그룹에 비하여 더욱 큰 것으로 나타났다. 그리고 이러한 차이는 통계적으로 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 추진기의 (-)의 방향 최대 관절 파워는 제동기와 같이 노인 그룹이 성인 그룹에 비하여 큰 것으로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p=.001$). 그리고 노인그룹은 제동기에 비하여 관절 파워가 다소 감소한 것으로 나타났으나 성인그룹은 다소 증가한 것으로 나타났다.

지지기 동안 제동기의 최대 굴/신 모멘트의 변화 패턴은 두 그룹 모두 유사한 패턴을 보였으나 그 값에 차이가 큰 것으로 나타났다. 성인그룹의 경우 제동기 초기 발생하는 굴곡모멘트가 신전모멘트로 변화된 후 제동기말기 다시 굴곡모멘트가 발생하는 형태를 보이고 있으나 노인그룹의 경우 지지기의 최대신전 모멘트가 성인그룹에 비하여 크며, 제동기 말기의 굴곡모멘트가 매우 작게 발생하는 형태를 보였다. 그리고 추진기에서 성인그룹의 경우 굴곡모멘트가 신전모멘트로 변화하는 패턴을 보이고 있으나 노인그룹의 경우 신전모멘트가 굴곡모멘트로 변화하는 패턴을 보이고 있어 두 그룹간 차이가 있는 것으로 나타났다(Figure 6, A).

지지기 동안 두 그룹의 관절파워 변화 패턴은 제동기의 경우 두 그룹간 큰 차이가 없는 것으로 나타났으나 추진기의 경우 그룹간 차이가 극명하게 나타났다. 성인그룹의

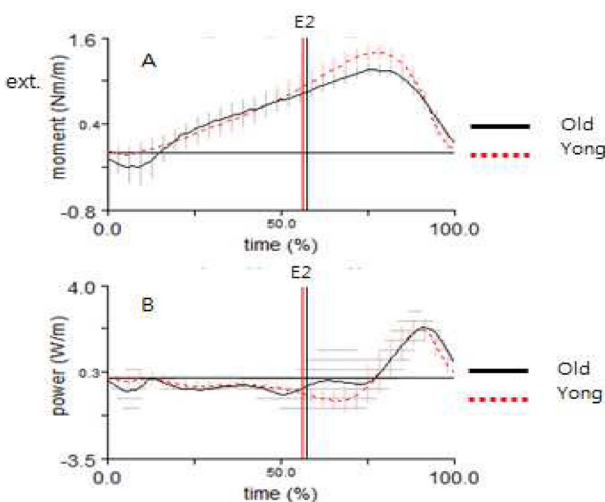


Figure 5. Variation pattern of principle variables in the ankle

Table 5. Kinetic variables of knee

(unit: Nm/kg, W/kg)

	Old		Young	
	phase 1	phase 2	phase 1	phase 2
Moment	0.71±0.23*	-0.03±0.09	0.18±0.18*	-0.53±0.21
Power	-1.21±0.53	-1.16±0.29	-0.43±0.21	-0.65±0.23

Note. *significant difference between Old and Young at $p<.05$.

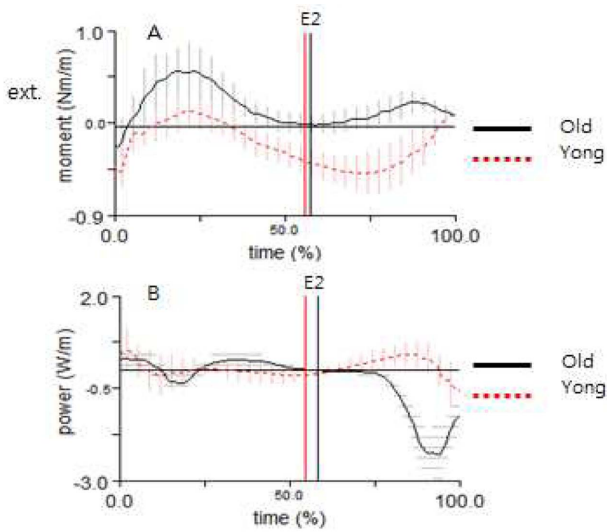


Figure 6. Variation pattern of principle variables in the knee

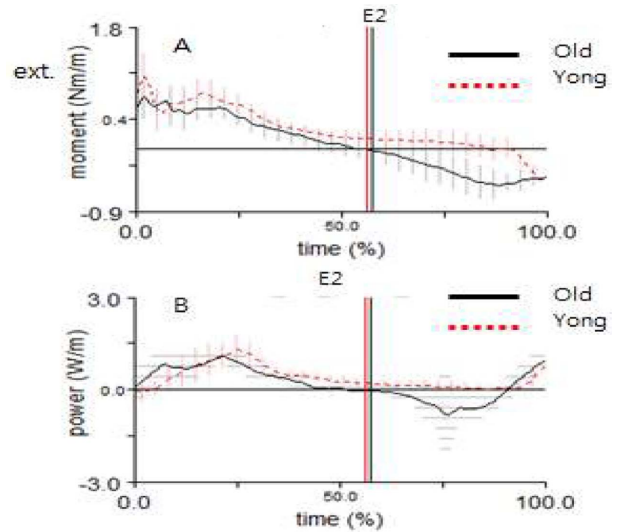


Figure 7. Variation pattern of principle variables in the hip

경우 추진기 초기 (+)의 값이 추진기 중기 까지 증가한 후 감소하는 것으로 나타나 추진기 말기에 (-)의 값으로 변화하는 패턴이지만 노인그룹의 경우 추진기의 약 20%이후부터 (-)의 값이 급격히 증가한 후 추진기 말기에 감소하는 형태를 보였다(Figure 6, B).

6. 엉덩관절의 운동역학적 변인

제동기 최대 신전모멘트는 성인그룹에 비하여 노인그룹이 더 작은 것으로 나타났으나(Table 6), 이러한 차이는 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.112$). 추진기의 최대 굴곡모멘트는 제동기와 달리 성인그룹에 비하여 노인그룹이 더욱 크게 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.082$).

두 그룹모두 제동기의 최대 관절과위는 (+)값으로 나타났으며, 성인그룹의 최대 관절과위가 노인그룹에 비하여 더욱 큰 것으로 나타났다. 그러나 이러한 차이는 통계적으로 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.468$). 추진기에서 (-)의 최대 관절과위는 제동기와 달리 노인 그룹이 성인그룹에 비하여 더욱 큰 것으로 나타났으나 이러한 차이는 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다($p=.061$).

지지기 동안 엉덩관절의 모멘트 패턴 변화는 두 그룹모두 제동기의 경우 제동기 초반 최대 신전모멘트에서 제동기 후반까지 서서히 감소하는 형태로 나타났다. 그러나 추진기의 경우 노인그룹은 굴곡모멘트가 서서히 증가하여 추진기의 약 80%에서 최대굴곡 모멘트가 생성되고 서서히 감소하는 형태를 보인 반면, 성인그룹은 추진기의 약 60%까지는 신전모멘트가 발생하고 추진기의 후반에 굴곡모멘트가 발생하는 것으로 나타나 두 그룹간 차이가 있는 것으로 나타났다(Figure 7, A).

지지기 동안 엉덩관절의 관절 파워는 제동기에서는 두 그룹 모두 (+)의 값을 보이는 것으로 나타났으며, 유사한 패턴을 보였으나 노인그룹이 성인그룹에 비하여 다소 빠르게 관절 파워가 발생하는 것으로 나타났다.

추진기의 관절 파워는 경우 노인그룹은 (-)의 값이 추진기의 약 50%까지 증가한 후 감소하며 추진기 후반에는 (+)의 값을 보이는 것으로 나타났다. 그러나 성인 그룹의 경우 노인 그룹과 달리 추진기 동안 (-)의 값이 발생하지 않으며, 추진기 후반 (+)의 값이 증가하는 형태로 나타나 두 그룹간의 패턴이 차이가 있는 것으로 나타났다(Figure 7, B).

Table 6. Kinetic variables of hip

(unit: Nm/kg, W/kg)

	Old		Young	
	phase 1	phase 2	phase 1	phase 2
Moment	0.92±0.27	-0.63±0.19	1.16±0.38	-0.50±0.10
Power	1.27±0.37	-1.01±1.32	1.42±0.47	-0.12±0.12

Note. *significant difference between Old and Young at $p<.05$.

IV. 논 의

두 집단간 운동학적 변인의 차이는 노인그룹이 일반적인 선행연구결과와 같이 성인그룹에 비하여 보행속도와 한 발지지시간은 줄이고 보폭을 넓히는 안정화 전략을 사용하는 것으로 나타났다(Cromwell, Newton, & Forrest, 2001; 2002). 특히 활보폭을 넓히는 전략은 신체중심을 지지면내에서 이탈시키지 않도록 하여 낙상을 방지하는 방법으로 볼 수 있다(Tirosh & Sparrow, 2004). 그러나 두 그룹간 활보장의 차이가 없는 것으로 나타나 노화에 따라 활보장이 감소한다고 보고되고 있는 선행연구결과와 다를 것으로 나타났다. 이는 일반적이지 않으나 실험에 참여한 노인그룹의 대상자들이 활보폭을 넓힘으로써 확보된 안정성을 기반으로 활보장을 넓히는 보행전략을 사용하기 때문인 것으로 생각된다.

지지기에서 신체중심과 압력중심의 관계인 노인그룹의 기울기 각은 성인그룹에 비하여 큰 것으로 나타났다. 지지기의 기울기 각이 증가하는 것은 신체중심이 압력중심에서 멀어지기 때문에 안정성이 감소하게 된다. 그러나 하지 근력을 바탕으로 상체를 세워줌으로써, 신체중심을 압력중심에 근접시킬 수 없는 노인의 경우 안정성 확보를 위하여 활보폭을 넓히는 전략을 사용하는 것으로 생각된다.

보행 시 하지관절의 각도변화는 발목의 경우 노인그룹이 성인그룹에 비하여 더욱 신전된 상태로 보행을 하고 있는 것으로 나타났으나 무릎관절의 경우 더욱 굴곡된 형태로 나타났으며, 엉덩관절의 경우 성인그룹과 유사한 것으로 나타났다. 이것은 노인은 노화에 의해 발목의 신전근이 약화되어 발목을 적절히 활용하지 못한다는 선행연구 결과(Judge, Davisc & Ounpuu, 1996)와 동일한 결과이며, 이에 대한 보상작용으로 성인그룹에 비해 무릎 관절을 더욱 굴곡 시킨 상태로 보행을 실시하기 때문이라 생각된다.

제동기와 추진기의 전/후 지면반력은 성인그룹이 두 구간 모두 더욱 크게 나타난 것은 일반적인 성인의 보행 형태가 불안정한 상태라고 보고되고 있는 연구결과를 대변하고 있다고 생각된다(Nashner, 1980; Pedotti, 1997). 수직지면반력의 경우 제동기는 노인그룹이, 추진기는 성인그룹이 큰 것이 이를 대변하며, 각 걸음마다 신체 중심을 전방으로 이동시키는 성인과 달리 안정성이 감소한 노인그룹의 경우 추진기에서 신체를 전방으로 덜 이동시키기 때문에 제동기에서 전/후 제동력은 작고 수직지면반력은 크게 나타난 것이다.

제동기의 발목관절 모멘트는 두 그룹이 유사하나 추진기의 발목관절 모멘트가 성인그룹이 크게 나타났다. 두 그룹간 활보장의 차이가 없어 일반적인 노인들에 비하여 이 연구에 참여한 노인들의 활보장이 크게 나타났다. 그러므

로 추진기의 발목관절 모멘트가 성인그룹과 큰 차이가 없을 것으로 생각되었으나 그렇지 않은 것으로 나타났다. 이는 보행속도가 증가하여도 노인의 경우 발목의 신전모멘트가 증가하지 않는다는 선행연구 결과에 따른 것으로 판단된다(Judge et al., 1996).

추진기에서는 발목의 관절과위가 (+)값을 보인 반면 제동기에서는 두 그룹 모두 (-)의 값으로 나타나 각속도와 모멘트의 방향이 반대로 발생하는 신장성 수축을 수행하고 있으며, 에너지가 흡수되고 있는 것으로 나타나 노인들이 추진기에 비해 제동기에서 상해가 유발될 수 있다고 판단된다(Riley, DellaCroce, & Kerrigan, 2001).

무릎관절의 굴/신 모멘트는 제동기의 경우 노인그룹이 굴곡모멘트가 더욱 크게 발생하였으나 추진기에서는 신전모멘트가 거의 발생하지 않는 것으로 나타났다. 이는 노인이 성인에 비하여 무릎 신전모멘트가 작게 나타난다는 선행연구 결과와 유사한 형태를 보이고 있으며(Riley et al., 2001), 발목의 굴/신에 작용하는 근력이 약한 노인이 제동기에서 발목을 활용하여 신체를 정지시키고 안정성을 확보하기 어렵기 때문에 무릎관절을 많이 사용하는 것으로 생각된다.

추진기에서 성인그룹의 경우 관절과위가 (+)의 값에서 추진기 후반 (-)의 값으로 나타난 반면, 노인 그룹은 추진기 동안 (-)의 값만 크게 발생하는 것으로 나타났다. 이는 성인 그룹의 경우 추진기 대부분을 단축성 수축을 수행하면서 에너지를 발산하고 있는 형태이나 노인그룹은 추진기 구간에서 신장성수축을 수행하면서 에너지가 흡수되는 것으로 나타났다. 이것은 일반적인 노인에게 나타나는 관절 파워의 감소와 관련이 있는 것으로 판단된다(Winter, Patla, Frank, & Walt, 1990).

제동기의 엉덩관절 모멘트는 두 그룹이 유사한 것으로 나타났으나 추진기에서는 노인그룹이 성인그룹에 비하여 신전모멘트가 크게 발생하는 것으로 나타났다. 이것은 보행속도를 줄이거나 특정 관절의 에너지를 증가시켜 손실된 다른 관절의 기능을 대신하는 것이 노인에게 나타나는 가장 보편적인 보상기전이라고 제시한 선행연구 결과를 살펴볼 때 추진기에서 감소한 발목과 무릎관절 모멘트에 대한 보상작용인 것으로 판단된다(McGibbon, Krebs, & Punello, 2001).

제동기의 엉덩관절 파워는 두 그룹 모두 단축성 수축을 수행하며 에너지를 발산하는 것으로 나타났으나 추진기에서는 성인그룹은 단축성 수축을 노인그룹은 신장성 수축을 수행하며 에너지를 흡수하는 것으로 나타났다. 그러므로 노인 그룹이 성인 그룹과 달리 추진기에 다른 회전 순발력으로 인해 상해의 위험성이 크다고 판단된다(Yi & Ryu, 2011).

V. 결 론

노인 그룹이 균형능력 감소에 따른 안정성 확보를 위해 성인 그룹에 비하여 보행속도를 감소시키며, 한발지기를 길게 하는 보행 전략을 사용하는 것으로 나타났고 신체중심과 압력중심의 기울기각이 성인그룹에 비하여 큰 것으로 나타났다.

신체중심이 압력중심에서 멀어지게 되면 안정성이 감소하지만 하지 근력이 감소한 노인들은 하지 근력을 활용하여 신체중심을 압력중심에 근접 시킬 수 없기 때문에 확보폭을 넓히는 전략을 사용하고 있으며, 신체중심을 전방으로 이동시키기 위한 추진력 확보를 위해 발목과 무릎관절보다 엉덩관절을 주로 사용하는 것으로 확인되었다.

하지관절의 운동역학적 변화는 제동기에 비하여 추진기에 두 그룹간 차이가 크게 나타났으며, 노인그룹이 성인그룹에 비하여 신체중심이 안정적인 보행형태를 수행하고 있음을 알 수 있다. 제동기에서 두 그룹간 하지관절의 운동역학적 변인의 차이는 무릎관절의 차이가 가장 큰 것으로 나타나 제동기 안정성 확보 및 하지관절의 충격을 흡수하기 위해 다른 관절보다 상대적으로 무릎관절을 주로 활용하는 것을 알 수 있다.

추진기에 발목과 무릎관절의 신전모멘트는 노인그룹이 성인그룹에 비해 작게 나타났으나 엉덩관절의 신전모멘트는 크게 나타났다. 이는 노인 그룹이 감소한 발목과 무릎관절의 기능을 대신하기 위해 특정 관절의 에너지를 증가시킴으로써 신체중심을 전방으로 이동시키기에 필요한 추진력을 확보하기 위한 것이다. 그리고 추진기에서 무릎과 엉덩관절에서 (-)의 방향 관절파위가 발생하는 것으로 보아 에너지 흡수에 의해 증가된 파워는 관절내 부하를 증가시키며, 증가된 파워를 효과적으로 흡수하지 못할 경우 상해위험성이 증가할 것으로 판단된다. 그러므로 노인의 낙상 발생을 감소를 위해서는 하지근력 강화를 통해 신체의 안정성을 확보하는 전략이 필요하다. 특히 발목의 신전에 관여하는 근육을 강화 시킨다면 보행 시 신체중심을 압력중심에 근접시키고 특정 관절의 에너지 소모를 감소시켜 노인의 낙상율을 감소시킬 수 있을 것으로 판단된다.

그러나 이 연구 결과를 일반화하기 위해서는 보다 많은 정량적 자료의 축적이 필요하며, 노인의 낙상을 감소를 위해서는 보행 시 노인의 하지 근육의 근 활동 패턴을 면밀히 검토할 수 있는 근전도(EMG) 연구가 추후 이뤄져야 할 것으로 생각된다.

참고문헌

Allum, J. H., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., Held-Ziolkowska, M., Honegger, F., & Pierchala, K. (2001). Trunk sway measures

of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait & Posture*, 14, 227-237.

Allum, J. H., Zamani, F., Adkin, A. L., & Ernst, A. (2002). A differences between trunk sway characteristics on a foam support surface and on the Equitest ankle-sway-referenced support surface. *Gait and Posture*, 16, 264-70.

Cromwell, R. L., Newton, R. A. & Forrest, G. (2001). Head Stability in older adults during walking with and without visual input. *Journal of Vestibular Research*, 11, 105-114.

Cromwell, R. L., Newton, R. A. & Forrest, G. (2002). Influence of vision on head stabilization strategies in older adults during walking. *Journal of Gerontology*, M442-M448.

Dingwell, J. B. & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos*, 10(4), 848-863.

Griffin, M. R., Ray, W. A., Fought, R. L., Melton, L. J. (1992). Black-white differences in fracture rates. *American Journal of Epidemiology*, 136 (11), 1378-1385.

Judge, J. O., Davis, R. B. ?rd., Ounpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology a Biological science medical science*, 51: M303-312.

Kaya, B. K., Krebs, D. E., & Riley, P. O. (1998). Dynamic stability in elders: momentum control in locomotor ADL. *Journal of Gerontology*, 53, 126-34.

King, M. B. & Tinetti, M. E. (1995). Falls in community dwelling older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43, 1146-1154.

Korea Institute for Health and Social Affairs. (2011). 2011 survey of the elderly.

Korea Institute for Industrial Economics & Trade. (2007). vision and strategy areas of silver medical devices in 2020.

Krebs, D. E., McGibbon, C. A., & Goldvasser, D. (2001). Analysis of postural perturbation responses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9, 76-80.

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, 569-575.

Liu-Ambrose, T., Khan, K. M., Eng, J. J., Janssen, P. A., Lord, S. R., & Mckay, H. A. (2004). Resistance and agility training reduce fall risk in women aged 75 to 85 with low bone mass: a 6-month randomized, controlled trial. *Journal of the American Geriatrics Society*, 525, 657-665.

McGibbon, C. A., Krebs, D. E., Punello, M. S.(2001). Mechanical energy analysis identifies compensatory stratagies in disabled elder's gait. *Journal of Biomechanics*, 34, 481-490.

Nashner, L. M.(1980). Balance adjustments of humans perturbed while walking. *Journal of Neurophysiology*, 44(4), 650-664.

NCIPC. (2005). Falls among Older Adults: An Wverview. Retrieved March 1, 2006, from [Http://www.cdc.gov/ncipc/factsheets/adultfalls.htm](http://www.cdc.gov/ncipc/factsheets/adultfalls.htm).

O'Loughlin, J. L., Robitaille, Y., Boivin, J. F., Suissa, S.(1993). Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *American Journal of Epidemiology*, 137, 342-354.

Overstall, P. W., Exton-smith, A. N., Imms, F. J. & Johnson, A. L. (1977). Falls in the elderly related to postural imbalance.

- British Medical Journal*, 1(6056), 261-264.
- Pedotti, A.(1997). A study of motor coordination and neuromuscular activities in human locomotion. *Biological Cybernetics*, 26, 53-62.
- Perry, J.(1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 102, 18-31.
- Riley, P. O., DellaCroce, U., & Kerrigan, D. C.(2001). Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait & Posture*, 14, 264-270.
- Rao, S. S. (2005). Prevention of falls in older patients. *American Family Physician*. 72, 81-94.
- Rogers, M. E., Fernandez, J. E., & Bohlken, R. M. (2001). Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 11, 291-298.
- Ryu, J. S. (2008). Dynamic Stability Analysis of Patients with Degenerative Osteoarthritis during Walking. *Korean Society of Sport Biomechanics*, 18(1), 21-30.
- Sparrow, W. A. & Tirosh O. (2005). Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait & Posture*, 22, 362-371.
- Statistics Korea. (2012). 2012 Statistics of the aged.
- Tirosh, O., & Sparrow, W. A.(2004). Gait termination in young and older adult: effects of stopping stimulus probability and stimulus delay, *Gait and Posture*, 19, 243-251.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E.(1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70, 340-347.
- Yi, J. H., & Ryu, J. S.(2011). Biomechanical Alternation of the Elderly Depending on the Type of Gait Termination. *Korean Society of Sport Biomechanics*, 21(2), 189-196.