



## 낙상경험 여성노인의 하지 분절 각도와 근전도 차이

### Differences in Angle of the Lower Extremities and Electromyography of Elderly Women Experienced a Fall

전경규\* · 박광동 · 박세환 · 강영석 · 김대근(단국대학교)

Jeon, Kyoung-Kyu\* · Park, Kwang-Dong · Park, Se-Hwan · Kang, Young-Seok · Kim, Dae-Geun  
(Dankook University)

#### 국문요약

본 연구는 낙상을 경험한 여성노인 20명을 각각 10명씩 연령으로 집단을 구분하고 보행 시 하지관절의 협응 능력을 분석하여 운동과학적인 기초자료를 제시하고, 불안정적인 측면의 요소에 효과적으로 대처할 수 있도록 하기 위한 것이다. 이를 위해 보행 시 하지관절의 균형에 대한 기전과 차이를 동작분석과 근전도를 이용하여 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 첫째, 보행 시 고관절의 움직임에서 연령증가로 인해 충분하지 못한 지지역할로 보행자세가 저하되어 안정적이지 못한 패턴을 보였다. 둘째, 무릎관절의 움직임에서 좌우측의 보행패턴이 상이하게 이루어지는 경향을 나타내었다. 셋째, 발목관절의 움직임에서 연령증가와 함께 활보패턴이 비정상적인 경향을 나타내었다. 또한 보행 시 하지 주요근육의 활성화도에 대해 대퇴직근과 대퇴이두근은 무릎의 굴곡을 막기 위해 근수축 활성이 증가되어 전진하는 전기적 특성을 보였고, 전경골근과 내측비복근은 이동 시 높은 전기적 수요를 나타내어 저축굴곡의 비율을 줄여 보행하는 특성을 나타내었다.

#### ABSTRACT

K. K. JEON, K. D. PARK, S. H. PARK, Y. S. KANG, and D. G. KIM, Differences in Angle of the Lower Extremities and Electromyography of Elderly Women Experienced a Fall. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 19, No. 2, pp. 245-255, 2009. The purpose of this study is to analyzed the coordination of lower limb of elderly women who experienced a fall to present basic information for sports science and to deal with the factors that make elderly women fall more effectively. Twenty elderly women were divided into two groups of 10. The mechanisms of balancing lower limb during walk and differences were compared and analyzed using motion analysis and electromyography. The findings of this study are as follows. The first, walking patterns of these women were unstable as their hip joints did not provide sufficient support because of aging. Second, the left and right knee joints showed different walking patterns. The third, the motions of ankle joints became abnormal with increased age. As for the activation of major lower limb muscles, rectus femoris muscle and biceps femoris muscle contracted more to prevent the bending of knees and moved forward while anterior tibial muscle and inner gastrocnemius muscle were demanded highly during walk and the rate of plantar flexion was reduced.

KEYWORDS : GAIT PATTERN, ELDERLY WOMEN, BALANCE

\*Corresponding Author : 전경규  
충남 천안시 안서동 산 29 단국대학교 체육대학 체육학과  
Tel : 010-269-9617/ Fax : 041-550-3837  
E-mail : jeonkay@gmail.com

## I. 서론

자세 조절은 공간에서 신체의 무게중심을 유지하는 능력으로 일상생활동작(Activities of Daily Living, ADL)과 보행 동작에서 반드시 필요한 요인이다. 보행은 하지에 체중을 부하하면서 신체를 이동하는 방법으로 입각기의 안정성을 유지하면서 신체를 앞으로 전진시키는 하지의 반복진행을 유지한다(Perry, 1992). 보행은 근골격계의 모든 부분이 조화롭게 조절될 때 정상적으로 이루어질 수 있기 때문에 운동계 중 어느 한 부분이라도 변화하면 비정상보행이 된다(최명애, 전미양, 최명애, 2000). 이처럼 낙상은 갑자기 비의도적인 자세변화로 인해 바닥에 주저앉거나 넘어지는 패턴을 가지고 나타나며(Dick et al., 2005) 연령과 성별에 관계없이 어디서나 볼 수 있는 일이지만 노인에게 있어 낙상은 질병과 사망의 주요한 원인이며 연령이 증가할수록 그 비율은 증가한다. 노인들의 낙상 원인으로는 자세 조절능력의 감소와 자세 이동의 증가(Campbell, Borrie & Spears, 1993), 하지근력의 감소와 보행 시 평형성의 손실, 하지의 관절가동성의 감소 등과 같은 신체적 기능의 저하가 나타날 수 있다고 보고하였다(Brown & Holloszy, 1991; Kerrigan, Todd & Della Croce, 1998; Lord, Murray, Chapman, Munro & Tiedemann, 2002). 올바른 보행을 위해서는 균형 즉, 자세 조절능력이 용이해야 하는데 이는 근골격계의 기능과 밀접한 관련이 있으며 특히, 관절가동범위, 척추의 유연성, 근육의 특성, 연결된 신체분절 간의 역학적 관계 등이 중요한 역할을 한다. 자세 조절은 두 가지의 상호 작용을 통하여 나타난다고 볼 수 있다(Woollacott & Shumway-Cook, 1986). 첫째, 자세 조절은 운동 협응과정이며 이는 조직화된 반응형태를 보이기 위하여 근육과 관절이 조화롭게 작용하는 것을 의미한다. 둘째, 자세 조절은 감각통합과정이며 이는 다양한 중추 신경 체계와 말초감각 체계의 상호작용으로 가능하다(Spirduso, Francis & MacRae, 2005; 이동우, 2005). 따라서 협응은 골격근 체계가 운동 시스템의 기능에 따라 그 정도가 달라진다.

낙상은 근력, 파워, 유연성, 민첩성, 지구력 등의 전반적인 노인체력과 관계하는 운동능력의 감소를 수반하

여 낙상의 원인을 제공하고 근질량과 근력 그리고 관절가동범위가 감소하며, 신경계의 변화로 반응시간과 신경전도 속도가 느려져 균형능력이 감소하게 된다. 이러한 신체기능의 저하로 인해 하지근력의 균형과 자세 그리고 신체 전반적인 약화로 인해 보행에 문제가 생겨 보다 쉽게 낙상을 경험하게 되며(문곤성, 2004; 전미양, 2001; 진병일, 2006; Mills, 1994; Spirduso, Francis & MacRae, 2005), 위급상황에 대처하는 민첩성과 균형감각의 평형능력이 악영향을 미쳐 낙상을 유발하기도 한다(Rubenstein et al., 2000; Spirduso et al., 2005).

일상생활동작의 중요성과 삶의 질 향상 측면에서 운동의 필요성이 강하게 대두되면서 다양한 분야에서 그 중요성을 강조하였다. 또한, 노인의 상해 예방측면에서도 많은 방법과 연구가 행해졌으며 낙상은 많은 요인들 중 하지근력의 비중이 크므로 낙상을 경험한 노인뿐만 아니라 건강한 노인에게도 예방을 위한 근력 및 근지구력 향상과 평형성 능력 증진에 반드시 필요한 요인이라고 논하고 있다(Otter, Geurts, Mulder & Duysens, 2003; Rubenstein et al., 2000; Spirduso et al., 2005; Tinetti, Speedchley & Ginter, 1998). 운동은 근력을 증가시키고 신체의 평형성과 보행 능력을 향상시키고, 신체가 안정성을 유지하는데 필요한 다양한 운동기능을 증진시켜 낙상의 위험을 줄여줄 수 있다고 하였다(Gehlsen, 1990; Lord, Ward, Williams & Strudwick, 1995; Lord et al., 2002; Morris, Matyas & Ianssek, 1996; Spirduso et al., 2005).

이처럼 다양한 원인 중 근력 감소와 균형력 저하는 연령이 증가함에 따른 당연한 결과이기 때문에 노인낙상의 중요한 요인으로 여겨지고 있다(Avlund, Schroll & Davidsen, 1994; Rantanen et al., 1999). 이는 노화에 의한 근골격계의 변화로 근력이 감소할 뿐만 아니라 보행 시 보장(Step length)이 좁아지고 보행속도가 느려지며, 보폭의 변이성이 증가하기 때문이라 할 수 있을 것이다. 이처럼 낙상에 따른 보행형태의 연구가 국내외적으로 상당부분 이루어지고 있지만 집단간 비교연구는 미흡한 실정이다.

이에 본 연구는 노인의 건강을 위협하는 중요한 인력자인 낙상을 경험한 여성 노인들의 기초적 특성과 보행형태에 대한 하지의 능력을 생체역학적 분석을 통하

여 낙상으로 인해 보행 시 예상되어지는 불안정성 측면의 요소에 대해 효과적으로 대처할 수 있도록 필요한 기초자료를 제공하는데 목적이 있다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구의 대상은 Neugarten(1974)의 기능적 연령(functional age)기준의 생활만족지표를 참고하여 65세부터 85세 미만의 여성 노인 중 낙상을 경험한 노인으로서 하였으며 연구를 위해 연소노인(YOG, 65~74세) 10명과 고령노인(OOG, 75세 이상) 10명으로 총 20명을 대상으로 실시하였다. 실험 전 실험의 목적과 절차에 대한 충분한 설명을 하였고, 정상적인 보행을 수행하는 자들로 선정하였으며 대상자의 일반적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 대상자의 일반적 특성

	연령(yrs)	신장(cm)	체중(kg)
YOG (n=10)	70.40±2.27	147.70±5.25	55.92±7.37
OOG (n=10)	81.40±2.07	150.40±3.69	56.92±7.33

### 2. 실험방법

낙상 경험 여부와 신체활동 요구조사 등의 문진, 특이한 대사성 질병이나 심혈관계의 금기사항 등의 의사가 활동을 금지한 특수한 질환 그리고 신체활동에 장애가 없는 자들로 연구의 대상자를 선정한 후 보행 시 하지의 균형적인 측면을 고려하여 동작분석 그리고 근전도 측정을 실시하였다.

#### 1) 하지의 운동학적 변인분석

연구 대상이 낙상을 경험한 여성 노인이라는 점을 감안하여 위험을 느끼지 않고 정상적인 보행을 할 수 있도록 길이 6m, 폭 1m의 보행주로를 설치하여 편안한 상태로 보행이 이루어질 수 있도록 하였다.

운동학적 변인 측정을 위해 디지털 동작분석 장비인

SMART-D(BTS Bioengineering, Italy)를 사용하였으며, 보행이 이루어질 공간에 동작의 범위를 완전히 포함할 수 있도록 6대의 디지털 적외선카메라를 설치하였다. 보행 시 하지균형을 측정하기 위해 기본적인 변인인 인체측정학적 변인(Anthropometric Variables)을 측정하였고, 보행 분석을 위해 보편적인 활용 목적으로 고안된 Helen-Hayes lower limb marker set에 의거하여 측정하였다. 보행 패턴의 운동학적 분석을 위해 6대의 적외선카메라가 인식할 수 있도록 15개의 마커를 대상자의 하지에 부착하였으며 대퇴와 하퇴에 부착된 막대(Wand)는 3차원 분석을 위해 각도나 회전 등의 움직임 을 보여주는 축으로 활용하였다.

보행이 이루어질 공간좌표의 설정을 위해 대상자의 하지균형에 대한 보행 패턴을 완전히 포함할 수 있도록 통제점 막대를 보행주로의 중앙에 놓고 촬영하였으며 3차원의 운동면 상에서 5초간 그리고 예상되어지는 움직임의 공간에 상하·좌우로 90초간 영역을 촬영한 후 제거하였다. 적외선카메라의 촬영속도의 샘플링 비율을 250frames/sec로 하였으며, 오차범위(spatial accuracy)는 0.2mm 이내로 하였다. 보행 전 신체 각 부분에 마커가 잘 부착되었는지 확인하고 분석 방법에 따라 보행의 운동면 중앙에 바로 선 자세(standing position)를 먼저 5초간 촬영하고 실제 보행을 측정하였다.

1차 분석은 얻어진 자료를 최초의 캘리브레이션 단계에서부터 대상자가 보행을 마치는 시점까지 촬영하여 얻어진 모든 움직임을 자동으로 받아들이는 SMART-D Capture(BTS Bioengineering, Italy)를 사용하였다. 그리고 바로 선 자세와 실제 보행 측정에서 얻어진 자료를 SMART-D Tracker(BTS Bioengineering, Italy)를 통해 3차원의 움직임으로 전환하여 2차 분석하였다. 마지막으로 연구의 목적을 달성하기 위해 SMART-D Analyzer(BTS Bioengineering, Italy)를 이용하여 각 대상자의 보행패턴의 정확성을 위해 동작구간의 이벤트를 설정하였으며, 보행주기를 고려하여 입각기와 유각기의 기간을 분석 구간을 설정하였다. 보행의 주기가 되는 오른발 뒤꿈치가 착지되는 순간(RHC)과 오른발 앞꿈치가 이지되는 순간(RTO) 그리고 다시 오른발 뒤꿈치가 착지되는 순간(RHC'), 왼발 뒤꿈치가 착지되는 순간(LHC)과 왼발 앞꿈치가 이지되는 순간(LTO) 그리고 다

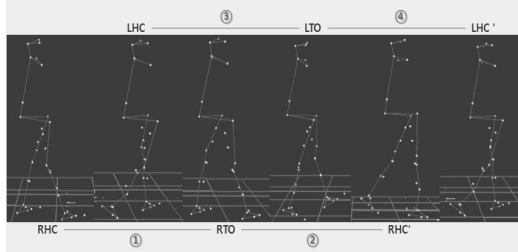


그림 1. 분석국면 설정

시 원발 뒤꿈치가 착지되는 순간(LHC)을 분석의 주요 시점으로 구간을 <그림 1>과 같이 분류하였다. 이러한 모든 일련의 과정을 구분하여 보행의 매개변수와 각 관절의 각도 움직임 등을 각각 분석하는 모든 단계를 측정하여 분석하였다.

## 2) 하지의 근전도 분석

보행 시 하지균형을 위해 좌우 하지근육의 근수축 정도를 분석하기 위해 ProComp Infiniti(Thought Technology Ltd., Canada)를 이용하였다. 실험 전 알콜을 이용하여 전극부착 지점의 이물질을 제거하고 표면전극을 하지 주요근육에 부착하였다. 근육의 기사와 저지를 충분히 고려하여 보행 시 발목 관절의 저축 및 배측 굴곡에 기여하는 전경골근(Tibialis Anterior)과 좌상(strain)이 빈번하게 발생하고 갑작스런 움직임으로 인해 다양한 근육 통증과 장애가 일어나는 내측비복근(Medial Gastrocnemius)으로 하였다. 또한 무릎 관절의 굴곡과 신전에 기여하는 대퇴직근(Rectus Femoris)과 대퇴이두근(Biceps Femoris)을 선정하여 좌우 각각 8채널로 하였다.

측정 전 센서에 나타날 수 있는 노이즈를 최소화하기 위해 영점조정을 실시하였으며 근전도 신호의 주파수 범위는 20~500Hz사이로 설정하였다. 14비트 아날로그-디지털 변환기를 이용하여 8채널을 통해 입력된 신호를 디지털로 변환하였다. 초당 256개의 샘플링을 통해 수집된 자료의 입력신호범위는 0~400 $\mu$ V이며, 수집된 자료의 오차범위는  $\pm 5\%$ ,  $\pm 0.3\mu$ V이다.

수집된 자료의 자료처리 방식은 Myoscan-Pro센서를 통해 들어온 신호를 Filter IIR을 사용하여 부드러운 곡선처리를 위해 웨이터를 필터링하여 평균값을 산출하여 근전도 파형을 적분근전도(Root-Mean-Square, RMS)

로 산출하였다. 하지균형을 위해 보행 시 근피로를 객관적으로 알아보기 위해 주파수 평면에서의 분석방법으로 표면근전도의 주파수 영역에서 얻은 스펙트럼 변수를 자동으로 분석하여 중앙주파수(Median Frequency) 값을 산출하였다.

## 3. 통계처리 방법

통계처리는 SPSS 15.0 통계 패키지를 이용하였으며, 모든 측정 항목별로 측정값의 평균 및 표준편차를 산출하였다. 집단의 각 변인별 차이 검증을 위해서 독립 t-검정을 실시하였으며, 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 설정하였다.

## III. 연구결과 및 논의

낙상경험 여성노인의 보행 시 하지균형에 대한 동작 분석 및 근전도에 대한 분석 시 집단간 측정항목의 결과는 다음과 같다.

### 1. 하지관절의 운동학적 변인분석

#### 1) 고관절의 운동학적 변인분석

낙상경험 여성노인의 보행 시 하지균형에 대한 고관절의 운동학적 변인의 분석결과는 다음과 같다.

보행 시 한 활보의 움직임에서 YOG과 OOG 모두 보행 초기 신전의 움직임을 보였으며 좌측의 움직임에서 모두 굴곡의 움직임을 나타냈다. 특히 OOG의 저축의 보행초기 입각기 신전의 움직임은 2배 이상의 신전각을 보여 집단의 움직임이 자연스럽지 못한 것을 시사한다. 고관절의 굴곡과 신전은 <그림 2>와 <표 2>와 같으며, 보행 시 움직임이 시상면 상에서 나타나며 +는 굴곡, -는 신전을 의미한다. 내전과 외전은 좌우측의 움직임에서 YOG과 OOG 모두 고관절이 외전되는 경향을 보였고, 좌우측 모두 2배 이상의 편차가 있어 머리와 체간에서의 움직임이 고관절에서 충분한 지지역할을 하지 못해 균형과 평형성이 모두 저하되어 바른 보행 자세를 유지하지 못하는 것으로 사료된다.

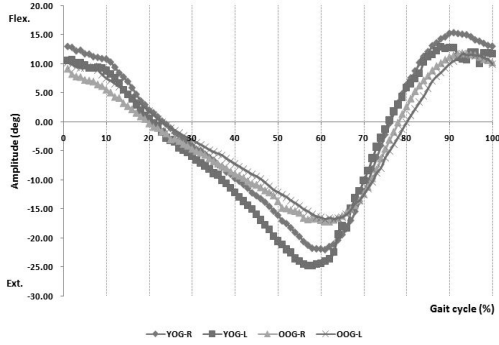


그림 2 고관절의 굴곡과 신전

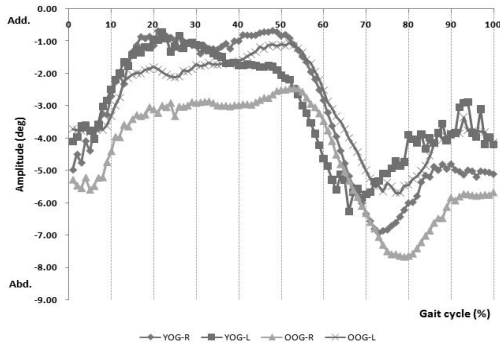


그림 3 고관절의 내전과 외전

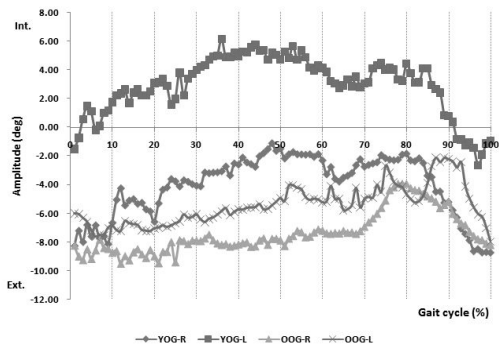


그림 4 고관절의 내측회전과 외측회전

표 2 고관절의 굴곡과 신전 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC'	LHC-LTO	LTO-LHC'
YOG	-5.93±8.91	-8.07±8.16	7.55±10.13	7.36±7.86
OOG	-6.07±9.21	-4.64±7.50	11.84±25.57	4.04±9.83

\* p<.05

표 3 고관절의 내전과 외전 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC'	LHC-LTO	LTO-LHC'
YOG	-2.13±3.98	-2.63±3.34	-5.59±3.78	-4.62±1.75
OOG	-3.62±1.92	-2.32±3.96	-6.58±2.36	-4.58±5.56

\* p<.05

표 4 고관절의 내측회전과 외측회전 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC'	LHC-LTO	LTO-LHC'
YOG	-3.88±6.21	3.48±7.86*	-3.73±6.39	2.14±7.33
OOG	-8.10±8.94	-5.98±9.25*	-5.81±9.57	-4.34±10.42

\* p<.05

Alexander(1996)와 Means, Rodell & O'Sullivan(1996) 그리고 Sparto, Pamianpour & Reinsel(1997)은 내전과 외전은 <그림 3>과 <표 3>과 같으며, 보행 시 머리와 체간에서 하지의 강한 움직임을 흡수하는 중요한 생체 역학적 기능을 담당하며 균형과 평형을 유지시켜 올바른 보행이 이루어지도록 한다고 하였다. 고관절의 내전과 외전은 보행 시 움직임이 관상면에서 나타나며 +는 내전, -는 외전을 의미한다.

골반에 대한 고관절의 움직임을 나타내는 내측 및 외측 회전은 <그림 4>와 <표 4>와 같으며, 제2국면인 오른발 유각기의 시점에서 통계적 유의성이 나타났다 (p<.024). YOG는 보행초기 외측회전의 움직임이었다가 보행이 진행되면서 내측회전으로 움직이는 것으로 나타났다, OOG는 움직임이 모두 외측 회전되어 안정적이지 못한 움직임이 나타났다. 고관절의 내측 및 외측회전은 보행 시 움직임이 횡단면에서 나타나며 +는 내측, -는 외측회전을 의미한다.

## 2) 무릎관절의 운동학적 분석

낙상경험 여성노인의 보행 시 하지균형에 대한 무릎관절의 운동학적 변인의 분석결과는 다음과 같다. 보행 시 한 활보의 움직임에서 YOG는 우측에서 굴곡의 움직임이 나타났으며 좌측에서는 보행초기 신전의 움직임이었다가 진행되면서 굴곡하였고, OOG는 좌우측 모두 굴곡하는 움직임을 보였다. Whittles(1990)은 무릎관절

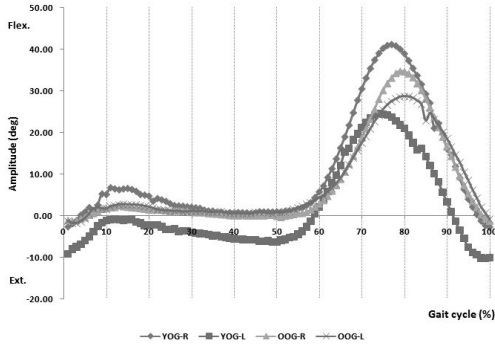


그림 5. 무릎관절의 굴곡과 신전

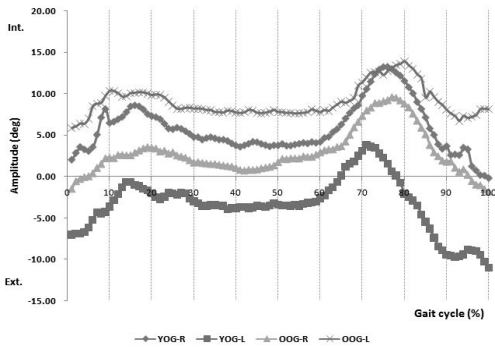


그림 6. 무릎관절의 내측회전과 외측회전

표 5. 무릎관절의 굴곡과 신전 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC	LHC-LTO	LTO-LHC
YOG	4.70±8.72	22.75±6.65	-1.40±4.35	10.07±7.18
OOG	2.06±5.65	19.87±6.85	2.62±4.93	16.70±9.11

\* p<.05

표 6. 무릎관절의 내측회전과 외측회전 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC	LHC-LTO	LTO-LHC
YOG	5.30±6.69	6.50±8.18	-2.79±9.30*	4.83±8.70*
OOG	2.25±10.80	4.33±10.99	8.49±13.29*	10.30±15.77*

\* p<.05

의 움직임의 유각기 굴곡은 중간유각기에 65도 정도의 최대굴곡각을 나타내며 중간유각기의 무릎굴곡은 고관절 굴곡의 결과로 움직이게 된다고 보고하였다. 시상면

에서 대퇴부에 대한 하퇴부의 움직임을 나타내는 무릎관절의 굴곡과 신전은 <그림 5>와 <표 5>와 같으며 +는 굴곡, -는 신전을 나타낸다. 횡단면의 움직임은 YOG는 우측에서 내측회전되었으며 좌측에서는 외측회전되는 움직임을 나타냈다. 무릎관절의 내측 및 외측회전에 대해 YOG와 OOG 모두 통계적 유의성이 나타나지 않았으나, 좌측 입각기의 움직임에서 통계적 유의성이 나타나(p<.043), 정상보행이 이루어지지 않아 하지의 균형적 보행패턴이 이루어지지 않았음을 시사한다. 무릎관절의 내측 및 외측회전은 +는 내측회전, -는 외측회전을 의미하며 <그림 6>과 <표 6>과 같다.

### 3) 발목관절의 운동학적 분석

낙상경험 여성노인의 보행 시 하지균형에 대한 발목관절의 운동학적 변인의 분석결과는 다음과 같다.

보행 시 한 활보의 움직임에서 YOG은 오른발과 왼발에서 저측굴곡의 움직임을 나타내었고, OOG의 오른발은 보행초기 배측굴곡하였다가 입각기 이후 저측굴곡의 움직임을 나타내었다. <그림 7>과 <표 7>과 같이 발목관절의 저측 및 배측굴곡에 대해 우측 입각기에서 통계적 유의성이 나타났으며(p<.049), 우측 유각기와 좌측의 움직임에서는 유의성이 나타나지 않았다. 시상면에서 하퇴에 대한 발목의 움직임은 +는 배측굴곡, -는 저측굴곡을 나타낸다. 이러한 움직임은 대상자가 낙상을 경험하였기 때문에 활보의 패턴이 비정상적으로 이루어진 것으로 사료된다. 관상면에서 발목관절은 보행 시 움직임에 따라 +는 내번, -는 외번의 움직임을 나타내는데 <그림 8>과 <표 8>과 같이 YOG과 OOG 모두 오른발과 왼발의 입각기와 유각기의 보행국면에서 외번의 움직임을 나타내었다. 이는 보행 시 골반의 전후경사와 발목관절의 저측 및 배측굴곡과 함께 신체의 균형과 평형성 측면이 결여되어 나타나는 움직임이라 사료된다.

<그림 9>와 <표 9>는 발목관절의 회전에 대해 +는 내측, -는 외측회전의 움직임을 나타내는데 YOG과 OOG 모두 오른발과 왼발의 입각기와 유각기의 보행국면에서 외측회전의 움직임을 나타내었다. 이는 신체의 중심과 균형이 후방에 위치하여 발의 기저면이 외번되어 이상보행의 형태가 이루어졌다고 사료된다.

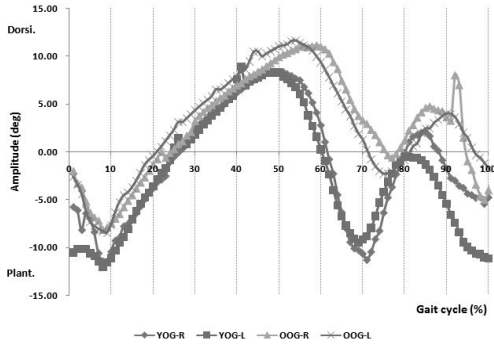


그림 7. 발목관절의 저축굴곡과 배축굴곡

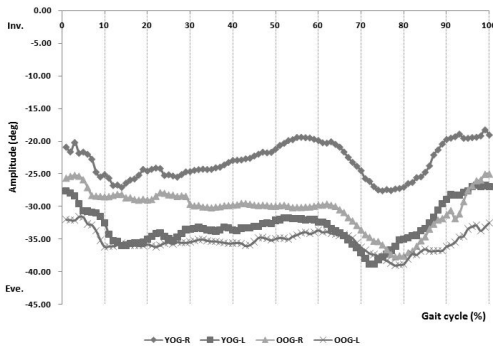


그림 8. 발목관절의 내번과 외번

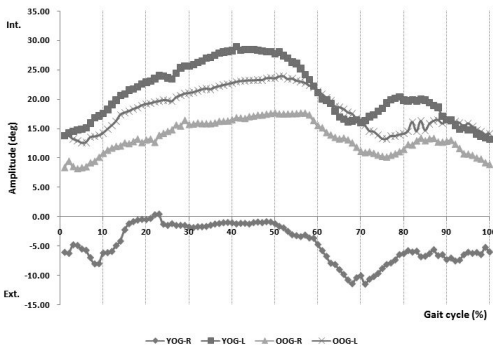


그림 9. 발목관절의 내측회전과 외측회전

표 7. 발목관절의 저축굴곡과 배축굴곡 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC	LHC-LTO	LTO-LHC
YOG	-43±2.59*	-3.08±2.48	-97±6.71	-5.45±8.69
OOG	3.25±4.85*	-3.52±9.03	3.56±6.66	.54±5.78

\* p<.05

표 8. 발목관절의 내번과 외번 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC	LHC-LTO	LTO-LHC
YOG	-23.04 ±25.45	-33.28 ±11.31	-23.19 ±25.72	-32.21 ±8.41
OOG	-29.30 ±11.37	-34.90 ±9.35	-32.60 ±8.87	-36.36 ±11.98

\* p<.05

표 9. 발목관절의 내측회전과 외측회전 (unit: deg)

국면	1	2	3	4
	RHC-RTO	RTO-RHC	LHC-LTO	LTO-LHC
YOG	-3.51 ±40.83	22.71 ±6.69	-7.12 ±37.87	17.31 ±6.28
OOG	14.23 ±9.52	19.66 ±7.40	11.28 ±8.40	15.01 ±6.85

\* p<.05

## 2. 하지관절의 근전도 변인분석

보행동안 하지근육의 근수축 활성정도와 양상을 알아보기 위해 근육의 활동량과 힘을 측정하는데 주로 사용되는 적분근전도를 사용하여 분석하고, 근전도 파워 스펙트럼의 평균주파수나 중앙주파수의 감소비율은 작업지속과 근육이 힘을 내는 능력과 높은 상관성을 가진다(Mannion & Dolan, 1994; Sparto et al., 1997). 이는 어떤 작업을 수행할 때 발생하는 피로의 근전기적 및 기계적 지표 사이에 밀접한 관계가 있음을 나타낸다.

낙상경험 여성노인의 보행 시 하지균형에 대한 하지 주요근육의 근전도 변인의 분석결과는 다음과 같다.

<그림 10>과 <표 10>과 같이 하지의 전진을 도우며 슬관절의 신전과 고관절을 굴곡시키는 역할을 하는 대퇴직근(Rectus femoris)은 집단간 적분근전도의 평균값에서는 통계적 유의성이 나타나지 않았고, 평균주파수는 우측에서만 통계적 유의성이 나타났다(p<.023). Perry(1992)는 체중을 지지하고 무릎의 굴곡을 막기 위해 대퇴직근의 근수축 활성이 증가되며 슬관절의 근육들과 서로 길항작용을 함으로 중력의 적절한 전달이 이루어져 평형성이 향상되었다고 하였다.

발목관절을 배축굴곡시키며 발의 내반운동에 중요한 영향을 미치는 전경골근(Tibialis anterior)은 <그림 11>과 <표 11>과 같이 집단간 적분근전도의 평균값과 평균주파수에서 통계적 유의성이 나타나지 않았다.

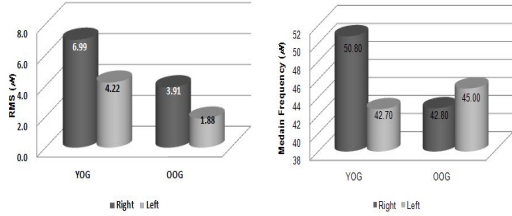


그림 10. 대퇴직근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

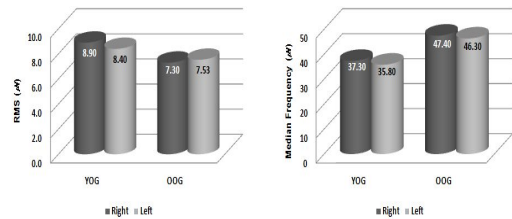


그림 11. 전경골근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

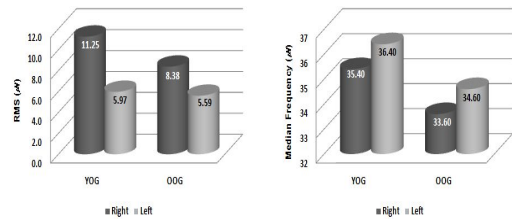


그림 12. 대퇴이두근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

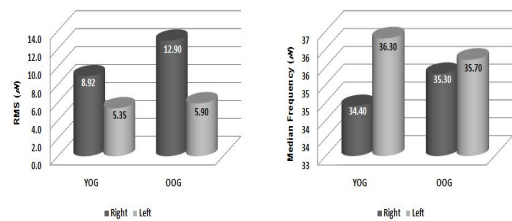


그림 13. 내측비복근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

표 10. 대퇴직근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

		YOG(n=10)	OOG(n=10)
적분근전도 평균값(μV)	오른발	6.99±7.21	4.22±.98
	왼 발	3.91±5.20	1.88±.84
평균주파수 (Hz)	오른발	50.80±6.73	42.70±7.82*
	왼 발	42.80±6.41	45.00±4.11

\* p<.05

표 11. 전경골근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

		YOG(n=10)	OOG(n=10)
적분근전도 평균값(μV)	오른발	8.90±4.57	8.40±5.86
	왼 발	7.30±4.01	7.53±3.40
평균주파수 (Hz)	오른발	37.30±6.04	35.80±3.16
	왼 발	47.40±7.93	46.30±7.89

\* p<.05

표 12. 대퇴이두근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

		YOG(n=10)	OOG(n=10)
적분근전도 평균값(μV)	오른발	11.25±12.87	5.97±8.40
	왼 발	8.38±11.38	5.59±10.28
평균주파수 (Hz)	오른발	35.40±3.03	36.40±5.36
	왼 발	33.60±3.17	34.60±2.27

\* p<.05

표 13. 내측비복근의 적분근전도 평균값과 평균주파수

		YOG(n=10)	OOG(n=10)
적분근전도 평균값(μV)	오른발	8.92±5.50	5.35±4.69
	왼 발	12.90±8.66	5.90±5.00*
평균주파수 (Hz)	오른발	34.40±3.95	36.30±4.50
	왼 발	35.30±4.00	35.70±2.21

\* p<.05

Barr(1998)은 보행패턴에 관한 근육움직임 효과의 연구에서 배측굴근 최고의 전기적 활동은 체중을 지지하고 있는 발로 이동할 때 전경골근의 높은 수와 일치하며 이 근육들은 저축굴곡의 비율을 줄이며 원심성으로 흥분한다고 하였다.

무릎관절을 굴곡시키고 고관절의 신전과 외회전을 보조하는 중요한 역할을 담당하는 대퇴이두근(Biceps femoris)은 <그림 12>와 <표 12>와 같이 집단간 적분근전도의 평균값과 평균주파수에서 통계적 유의성이 나타나지 않았다. 이는 보행이 진행되면서 발앞꿈치가 이지되는 초기유각기에서 지면을 밀고 전진하려는 움직임의 특성이라는 Perry(1992)의 연구와 일치하는 것으로 나타났다. 대퇴골의 인접부, 내과 근위부와 후부 그리고 무릎관절낭에서 기시하여 종골후면 중앙부에서 정지하는 내측비복근(Medial Gastrocnemius)은 <그림 13>과



<표 13>과 같이 집단간 적분근전도의 평균값에서 우측에서는 통계적 유의성이 나타나지 않았고, 좌측에서만 유의성이 나타났으며( $p<.044$ ), 평균주파수에서는 유의성이 나타나지 않았다.

#### IV. 결론 및 제언

본 연구는 낙상경험 여성노인 20명을 연령으로 집단을 구분하여 보행 시 하지의 분절각도와 근전도 차이를 비교하였다. 이에 하지의 능력을 생체역학적으로 분석하여 운동과학적인 기초자료를 제시하고, 불안정적인 측면의 요소에 효과적으로 대처할 수 있도록 하기 위해 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

고관절의 움직임에서 시상면은 보행초기 신전에서 전진이 이루어지며 굴곡되었고, 관상면에서 고관절의 충분하지 못한 지지역할로 보행자세가 저하된 경향을 나타내었으며, 횡단면에서는 연령증가와 함께 외측회전되는 경향을 보여 안정적이지 못한 패턴을 나타내었다. 무릎관절의 움직임에서 시상면은 입각기 동안 굴곡되다가 유각기 동안 신전되었고, 관상면에서 전체적으로 내반되는 경향을 보였고, 횡단면에서는 좌우측의 보행패턴이 서로 상이하게 이루어지는 경향을 나타내었다. 발목관절의 움직임에서 시상면은 연령이 많을수록 활보패턴이 정상적이지 못한 경향을 보였고, 관상면은 외번되었으며, 횡단면은 외측회전되는 경향을 나타내었다.

낙상경험 여성노인의 하지주요 근육의 근수축 활성 정도에 따라 대퇴직근과 대퇴이두근은 체중을 지지하고 무릎의 굴곡을 막기위해 근수축 활성이 증가되어 중력 전달이 이루어졌고 보행 시 고관절의 영향을 받아 전진하려는 전기적인 특성의 경향을 보였으며, 전경골근과 내측비복근은 체중이 지지하고 있는 발로 이동할 때 높은 전기적인 수요를 나타내어 저축굴곡의 비율을 줄여 보행을 하려는 경향을 나타내었다.

향후 각 관절에 가해지는 실제적인 힘이나 모멘트 등의 지면반력 변인과 족저압 분석 등의 운동역학적 변인을 연동하여 연구하여 체계적이고 통합적인 연구가 지속적으로 진행되어야 할 것이다.

#### 참고문헌

문곤성(2004). 보행속도 변화에 따른 하지의 운동역학적 분석과 근활동의 근전도 분석. 미간행 박사학위논문. 연세대학교 대학원.

이동우(2005). 인간의 자세조절 메커니즘에 대한 연구. 한국운동역학회지, 15(1), 45-61.

은선덕, 이기광(2004). 노인의 트레드밀 보행 시 속도에 따른 보행 패턴의 변화 연구. 한국체육학회지, 43(5), 397-404.

진경규(2007). 낙상경험 여성노인의 보행패턴에 대한 생체역학적 분석. 미간행 박사학위논문. 단국대학교 대학원.

전미양(2001). 낙상 예방 프로그램이 양로원 여성 노인의 보행, 균형 및 근력에 미치는 효과. 미간행 박사학위논문. 서울대학교 대학원.

진병일(2006). Dynamic system training과 detraining이 낙상을 경험한 여성노인의 낙상관련 체력과 자세유지 능력에 미치는 영향. 미간행 박사학위논문. 충북대학교 대학원.

최명애, 전미양, 최정안(2000). 걷기 훈련이 재택노인의 낙상 방지 체력에 미치는 영향. 대한간호학회지, 30(5), 1318-1332.

Alexander, N. B.(1996). Gait disorders in order adult. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 992-1008.

Avlund, K., Schroll, M., & Davidsen, M.(1994). Maximal isometric muscle strength and functional ability in daily activities among 75-year old men and women. *Scandinavia Journal Medical Science Sports*, 4, 32-40.

Barr, A. E.(1998). Gait Analysis. In J. Spivak, & J. Zuckerman (Eds.), *Orthopaedics - A Comprehensive Study Guide*. New York: McGraw-Hill.

Brown, M., & Holloszy, J. O.(1991). Effects of a low intensity exercise program on selected physical performance characteristics of 60-71 year olds, *Age Aging*, 3, 129-139.

- Campbell, A. J., Borrie, M. J., & Spears, G. F.(1993). Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years: A prospective study. *Age Aging*, 19, 136.
- Dirk H, Ulf K, Daniela A, Steffer A, Winfried M, & Reinhard Blickhan. (2005). Gait information flow indicates complex motor dysfunction. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 26, 545-554.
- Genlsen, G. M.(1990). Falls in the elderly. *American Academy of Family Physician*, 61(7), 2159-2168.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Della Croce. U.(1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(3), 317-322.
- Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B., & Tiedemann, A.(2002). Sit-to-Stand performance depends on sensation, speed, balance and psychological status in addition to strength in older people. *Journal of Applied Gerontology*, 57(8), 539-543.
- Lord, S. R., Ward, J. A., Williams, P., & Strudwick, M.(1995). The effect of a 12month exercise trial on balance, strength and falls in order in older women: A randomized controlled trial. *Journal of American Geriatrics Society*, 43, 1198-1206.
- Mannion, A. F., & Dolan, P.(1994). Electromyographic median frequency change during isometric contraction of the back extensions to fatigue. *Spine*, 19(11), 1223-1229.
- Means, K. M., Rodell, D. E., & O'Sullivan, P. S.(1996). Rehabilitation of elderly falls: pilot study of a low to moderate intensity exercise program, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 1030-1036.
- Mills, E. M.(1994). The effects of low-intensity aerobic exercise on muscle strength, flexibility and among sedentary elderly persons. *Nursing Research*, 43(4), 207-211.
- Morris, M. E., Matyas, T. A., & Ianssek, R.(1996). Temporal stability of gait in Parkinson's disease. *Physical Therapy*, 76, 763-777.
- Neugarten, B. L.,(1974). Age Groups in American Society and the Rise of the Young-Old. *The ANNALS of the American Academy of Political and Social Science*, 415(1), 187-194.
- Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T., & Duysens, J.(2003). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait & Posture*, 19(3), 270-278.
- Perry. J.(1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated.
- Rantanen, T., Guarlink, J. M., Sakari-Rantala, R., Leveille, S., Simonsick, E. M., Ling, S., & Fried, L. P.(1999). Disability, physical activity, and muscle strength in older women. The Women's Health and Aging Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 130-135.
- Rubenstein, L. Z., Josephson, K. R., Trueblood, P. R., Loy, S., Harker, J. O., Pietruszka, F. M. & Robbins, A. S.(2000). Effects of a group exercise program on strength, mobility and falls among fall-prone elderly man. *The Journal of Gerontology. Series a Biological Science and Medical Sciences*, 55(6), 317-322.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., & Reinsel, T. E.(1997). Spectral and temporal responses of trunk extensor electromyography to an isometric endurance test. *Spine*, 22(4), 418-426.
- Spiriduso, W. W., Francis, K. L., & MacRae, P. G.(2005). *Physical dimensions of aging(2nd)*.

Champaign-urbana, Human Kinetic.

Tinetti, M. E., Speedchley, M., & Ginter, S. F.(1998).

Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England Journal of Medicine*, 320, 1055-1059.

Woollacott, M. H. & Shumway-Cook, A.(1986). *The*

*development of the postural and voluntary motor control systems in Down's syndrome children, Motor skill acquisition of the mentally handicapped.* Amsterdam; Elsevier, 45-71.

투 고 일 : 04월 30일

심 사 일 : 05월 12일

심사완료일 : 06월 21일