Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 25, No. 1, 2015, 077-084

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2015.25.1.077
http://www.kssb.or.kr

보행 시 여성노인의 자세안정성과 지면형태가 하지 근활성도에 미치는 영향

우병훈[1]·박양선[2]
[1]*경기대학교 체육대학 사회체육학과*·[2]*한양대학교 예술체육대학 체육학과*

The Effects of Lower Limb Muscle Activity on Postural Stability and Ground Type During Gait in Elderly Women

Byung-Hoon Woo[1] · Yang-Sun Park[2]

[1]*Major of Sport & Leisure Studies, College of Physical Education, Kyonggi University, Suwon, Korea*
[2]*Department of Physical Education, College of Performing Arts and Sport, Hanyang University, Seoul, Korea*
Received 30 January 2015; Received in revised form 22 March 2015; Accepted 27 March 2015

ABSTRACT

Objective : The purpose of this study was to analyze the effects of lower limb muscle activity on postural stability and ground type in elderly women subjects.

Method : Forty two subjects participated in the experiment (high group - age: 74.29±4.13 yr, height: 152.44±5.54 cm, weight: 57.43±6.16 kg, BMI: 24.77±2.99, low group - age: 77.67±5.16 yr, height: 151.40±3.93 cm, weight: 60.92±6.40 kg, BMI: 26.59±2.57). Wireless EMG with eight channels was used. Ground types were classified as flat and cushion.

Results : In the double-support phase, left and right rectus femoris, left biceps femoris, left and right tibialis anterior, and left gastrocnemius did not show a significant difference in postural stability according to ground type. However right biceps femoris and gastrocnemius showed higher muscle activity in the elderly women group with lower postural stability. In the single-support phase, left and right rectus femoris, right biceps femoris, and left and right tibialis anterior did not show a significant difference in postural stability according to ground type. In addition, left biceps femoris had higher muscle activity in the elderly women group with lower postural stability. Left gastrocnemius had higher muscle activity in the elderly women group with higher postural stability and right gastrocnemius had higher muscle activity in the elderly women group on cushion ground.

Conclusion : In a dynamic postural stability and cushion ground, biceps femoris and gastrocnemius muscle activity were high. As a result, biceps femoris and gastrocnemius muscle strengthening exercise on cushion ground could be beneficial in the prevention of falling.

Keywords : EMG, Gait, Stability, Elderly Women, Cushion Ground, Lower Limb

Ⅰ. 서 론

현대 의학과 생활환경 개선으로 노인들의 평균수명이 증가되고 있는 가운데, 최근 65세 이상 노인은 전체 인구의 11%를 차지하며 고령화 사회로 진입하고 있다. 이중 2/3는 여성 노인으로써 그 비중이 커지고 있으며, 매년 증가하는 추세이다(Statistics Korea, 2010). 또한 신경계의 변화로 자극반응기간과 신경전도속도가 느려져 균형능력이 감소된다(Lee, Lee, & Song, 2014). 특히, 근력 감소는 일상생활의 활동 저하를 가져오며, 이로 인해 노인의 삶의 질을 떨어뜨린다(Jette & Branch, 1981). 건강한 삶의 질을 높이기 위하여 노인들에게 필요한 중요한 요소 중 하나가 신체 균형인데, 균형을 유지하는 능력은 일상생활을 영위해 나가거나 신체 활동을 수행하는데 있어서 가장 기본적인 필수요소이며, 안정성을 지속적으로 유지해 가는 능력을 의미한다(Cohen, Blatchly, & Gombash, 1993; Wade & Jones, 1997).

Corresponding Author : Yang-Sun Park
Department of Physical Education, Hanyang University, 17 Haengdang-dong, Seongdong-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-2220-4199 / Fax : +82-2-2220-1337
E-mail : ysunp@hanyang.ac.kr
이 논문은 2012년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 연구되었음 (NRF-2012R1A6A3A04040457)

Copyright@ 2015 by Korean Society of Sport Biomechanics

노인들에게 균형능력은 낙상과 관련이 있기 때문에 노인의 신체 능력 중 가장 중요한 부분으로 거론되고 있는데, 결국 균형을 조절하는 능력인 시각, 전정기관, 고유수용 감각기관, 그리고 근골격계 등의 능력이 쇠퇴할수록 균형능력도 감소될 수 있다고 볼 수 있다(Shumway-cook & Woollacott, 1995). 더불어 노인들에게 균형능력의 감소는 신체 균형조절과 기능 저하로 인해 보행 등과 관련된 동적 균형조절 능력이 감소하게 되면 이에 따른 낙상의 위험을 증가시키게 된다(Province et al., 1995; Lockhart, Smith, & Woldstad, 2005; Bird, Hill, Ball, & Williams, 2009). 이에 따라, 낙상에 대한 위험을 줄이기 위한 방법으로 균형감각을 향상시키는 노인을 위한 다양한 운동 프로그램들이 소개되었는데, Lee, Kim과 Bae(2014)는 필라테스 운동이 노인 균형에 긍정적 효과가 나타났고, Lee, Lee와 Song(2014)은 불안정한 지지면에서의 감각-운동훈련이 여성노인의 균형능력 증진에 효과적이라고 보고하였으며, Choi, et al.(2012)은 스위스 볼을 이용한 체간 안정화 운동과 코어 안정화 운동이 여성노인의 균형과 보행에 더 효과적이라고 보고하였다. Lee 등(2010)은 노인들을 대상으로 복합운동프로그램을 이용하여 노인의 하지근력, 근지구력, 균형능력을 개선시켜 보행능력 향상에 효과가 있다고 하였고, Lee, Ma와 Cho(2009)는 균형과 보행에 있어 매트 운동군과 필드 운동군이 중재기간에 따라 유의한 차이가 나타났으며, Rodacki, Souza, Ugrinowitsch, Cristopoliski와 Fowler(2009)는 여성 노인에게 단시간의 신장운동을 고관절에 적용하여 일시적인 보행능력 향상을 위한 낙상방지 운동프로그램을 제시하였다. 또한 최근에는 노인의 운동지속 효과를 높이기 위한 근력 및 근신경의 활성화를 위한 운동프로그램도 소개되고 있다(Han, Lee, Jeong, & Lee, 2014).

위에서 제시된 바와 같이, 최근 노인의 낙상과 평형성 향상을 위한 운동프로그램들이 다양하게 연구되어 지고 있는데, 그 동향을 보면 한가지 특징을 알 수 있다. 노인들을 위한 운동효과를 입증하는 방법 중 하나로 보행의 능력을 제시한다는 것이다. 결국 일상생활에서 가장 많고 쉽게 접할 수 있는 이동능력인 보행은 노인의 평형성과도 밀접한 관련을 가질 뿐 아니라, 낙상과 직접적 연관이 있는 인간의 움직임이라고 할 수 있다. Lee 등(2010)은 보행과 균형능력과의 관계에서 신체를 이동하면서 균형능력은 불안정해지는데, 신체를 안정시키기 위하여 하지와 다른 하지 사이, 하지와 상지 사이의 연속적인 균형 조절이 필요하다고 하였다(Lee et al., 2010). 또한 Cromwell 과 Newton (2002)은 보행 시 신체를 추진할 수 있는 능력은 안정성과 매우 관계가 높은데, 신체를 추진할 수 있는 능력의 감소는 하지 관절의 전반적 기능 약화로부터 온다고 하였다(Kerrigan, Todd, Della Croce, Lipsitz, & Collins, 1998). 결국 노인은 노화로 인한 하지의 기능 약화와 이동시 평형성 감소로 인해 보폭 및 보행속도 저하 등을 유발시켜 전체적 보행능력이 감소되며, 이러한 요소들이 낙상의 주요한 위험요인이 된다고 보고하였다(Park, Choi, & Hwang, 2002).

특히 노인에게 낙상을 유발할 수 있는 형태의 보행은 주로 장애물 보행과 이중과제의 보행으로 축약시킬 수 있는데, Son과 Kim(2014)은 노화에 따른 장애물 보행 시 신체질량중심의 움직임을 비교분석한 결과 좌우와 전후방향에서 최대 속도의 차이가 나타났다고 보고하였고, Yi와 Rhy(2011)는 멈춤 보행에서 노인은 신체를 정지하기 위해서 약화된 하지근력으로 인해 발목과 무릎관절을 효과적으로 사용하지 못하고 이에 대한 보상작용으로 엉덩관절을 보다 많이 활용한다고 하였다. Cho (2011)는 여성 노인의 경우 보행 속도가 느리고 하지 근육의 근활성도가 장애물과 이중과제 장애물을 주었을 때 높게 나타나며, 장애물과 이중과제가 보행을 방해하는 큰 외부적 요인으로 작용할 수 있다고 하였다. 또한 Mickelborough, Vander Linden, Tallis와 Ennos(2004)는 근활동 성향은 보행단계보다 준비단계에서 더 많은 변수가 있을 수 있기 때문에 준비단계에서 중증 보행 장애 환자들의 특정 원인이 될 수 있다고 제안하였다.

이에 본 연구에서는 노인들의 낙상과 가장 밀접한 관련이 있는 균형능력과 장애물 보행에 대해 관심을 갖고, 2가지 관점에서 접근하였다. 첫 번째는 노인들간의 균형능력 차이가 보행 시 하지 근전도의 쓰임 전략에 영향을 미칠 것인가 하는 점이다. 두 번째는 노인의 평지 보행과 불안정한 지면에서의 보행 시 하지 근전도 쓰임 전략이 다르게 사용될 것인가 하는 점이다. 이에 본 연구는 여성노인들을 대상으로 자세 안정성이 높은 집단과 낮은 집단으로 분류하고 지면의 형태에 따라 변화되는 하지 근력의 차이를 근전도를 통하여 분석하였다. 본 연구의 결과는 추후 낙상에 쉽게 노출되는 여성노인들의 근활성도 및 노인 낙상예방에 관련된 연구의 기초자료로 활용되기를 기대한다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구의 대상자는 하지 근골격계에 이상이 없는 42명의 여성 노인을 대상으로 하였다. 노인의 균형능력 및 자세 안정성 우위에 따른 분류를 위해 Kang와 Park(2014)의 연구에서 제시된 노인들의 자세 안정성 측정시 COP(center of pressure)가 움직인 거리(trace length)의 평균값(383.49±119.40mm)을 기준

으로 하여, 본 연구의 대상자를 자세안정성이 높은 집단과 낮은 집단으로 분류하였다(high group - age: 74.29±4.13 yr, height: 152.44±5.54 cm, weight: 57.43±6.16 kg, BMI: 24.77±2.99, low group - age: 77.67±5.16 yr, height: 151.40±3.93 cm, weight: 60.92 ±6.40 kg, BMI: 26.59±2.57). 연구대상에게 실험에 참여하기 전 실험과정에 대한 설명을 하고 자발적 참여의사와 동의서를 받았고, 이 연구는 한양대학교 기관생명윤리심의위원회의 허가를 득하였다(IRB: HYI-12-044-보완2).

Table 1. Trace length of BT4 (unit: mm)

Postural stability	*M*±*SD*	*t*	Sig.
High	315.05±51.52	7.508	.009**
Low	524.95±123.30		

Note. significant at **p<.01

2. 실험장비 및 자료처리

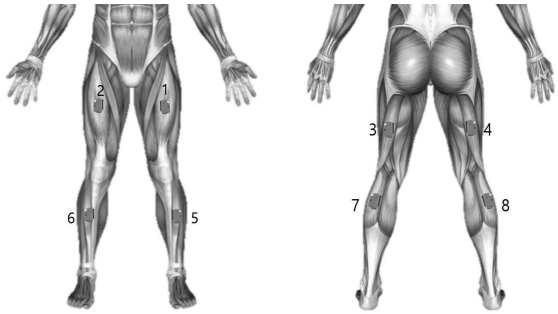
1) 자세안정성 검사

자세안정성 검사는 HUR BT4TM(HURLABS, Finland)를 이용하여 측정하였다. 모든 대상자는 균형판(balane platform) 위에 양발을 올라서서 정면의 목표점을 응시하게 한 후 30초 동안 측정하였다. COP(center of pressure)의 움직인 거리(trace length)를 이용하여 자세안정성을 평가하여 자세안정성이 높은 집단과 낮은 집단으로 분류하였다(Muehlbauer, Roth, Mueller & Granacher, 2011).

2) 근전도 측정

보행 중 근육의 활성도를 측정하기 위해 8쌍의 표면 전극(delsys trigno wireless system, USA)을, Cram, Kasman과 Holtz(1998)의 연구를 참조하여 보행분석에서 고관절, 무릎관절, 발목관절의 주동근으로 근활성도가 가장 큰 좌·우 대퇴직근(rectus femoris), 좌우 대퇴이두근(biceps femoris), 좌우 전경골근(tibialis anterior), 좌우 비복근(gastrocnemius)에 부착하였다. 먼저 표준화를 위하여 기립 자세에서 기준수축(reference voluntary contraction: RVC, Cram et al., 1998)를 측정한 후 보행 시 EMG를 측정하였다(Figure 1). % RVC 방법은 최대근력을 사용하는 % MVIC와 달리, 환자나 노인집단의 연구에서 더 효율적일 것으로 판단되어 사용하였다.

$$\frac{raw\,EMG}{RVC}\times 100$$



1. Left Rectus Femoris
2. Right Rectus Femoris
3. Left Biceps Femoris
4. Right Biceps Femoris
5. Left Tibialis Anterior
6. Right Tibialis Anterior
7. Left Gastrocnemius
8. Right Gastrocnemius

Figure 1. Mark attachment positions of muscle

보행 시 근전도 자료 샘플링 주파수는 1000 Hz로 5초간 각각 수집하였고, 자료처리는 5-500 Hz Butterworth 2차 band pass filtering하였고, simple math를 통하여 정류(rectification)하였다. Moving average 값으로 RVC는 125-250 ms, 보행 시 EMG는 5-10 ms로 구하였고, 서 있는 동작의 근수축을 RVC로 하여 % RVC로 표준화 처리하였다(Cram et al., 1998).

3) 적외선 고속 카메라

근전도 비교분석을 위해 1대의 적외선 고속 카메라(Motionmaster 100, Visol, Korea; 120 Hz, Shutter speed= 1/1000s)를 이용하여 보행동작을 촬영하였다. 적외선 고속 카메라와 근전도 측정장비(Delsys Trigno wireless EMG system)는 Delsys Sync System을 이용하여 동조하였다.

3. 실험방법

모든 연구대상자들에게 연구 내용과 목적을 설명하였고, 실험에 적절한 복장과 맨발로 주어진 보행로를 걷도록 하였다.

보행로 형태는 평지와 쿠션 바닥(Balance-pad Xlarge: Airex, USA) 으로 나누었고, 쿠션바닥은 보행로의 2/3 지점에 설치하였다. 전체 보행로 길이는 5 m 로, 2/3 지점에서 측정하였다. 대상자들에게 자연스러운 보행을 유도하기 위하여 평지와 쿠션 바닥 보행로에서 충분히 적응하도록 하였다(Figure 2). 실

Figure 2. Floor of cushion

험순서는 평지와 쿠션바닥 순서로 각 대상자마다 5회씩 수행하였고, 그 중에 3번의 자료를 수집하여 평균을 계산하여 분석하였다.

4. 이벤트 및 국면

촬영한 보행 동작은 자세 안정성이 중요한 시점인 특정 순간을 지정하여 3개의 이벤트(event)로 구분하였고, 각 이벤트 사이에 2개의 구간(phase)으로 나누어 분석하였다(Figure 3).

이벤트는 (1)왼발이 지면에 닿는 순간(LHC), (2)오른발이 지면에서 떨어지는 순간(RTO), (3)왼발의 중간 입각기(LMS)로 나누었고, LHC와 RTO 사이를 양발 지지기(double-support phase), RTO와 LMS 사이를 한발 지지기(single-support phase)로 나누었다.

Figure 3. Event of gait

5. 통계처리

본 연구의 통계처리는 SPSS 21.0(IBM, USA)을 이용하였고, 2가지 자세안정성(자세안정성이 높은 집단: high, 자세안정성이 낮은 집단: low)과 2가지 보행로 형태(평지, 쿠션)에 따른 근전도 변인에 대한 차이를 분석하기 위하여 반복측정 분산분석(repeated measure ANOVA)을 사용하였고, 모든 통계치의 유의수준은 p<.05로 설정하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 양발 지지기의 근전도

각 근육의 근활성도는 자세안정성과 지면형태에 따라 <Table 2, Figure 4>와 같이 나타났다. 좌우 대퇴직근은 자세안정성과 지면형태에 따라 차이가 보이지 않았다. 왼쪽 대퇴이두근은 자세안정성과 지면형태에 따른 차이는 나타나지 않았고, 오른쪽 대퇴이두근은 자세안정성에 따라 차이가 나타났지만(p<.020), 지면형태와 상호작용은 보이지 않았다. 좌우 전

Table 2. EMG of double-support phase

(unit: % RVC)

Muscle	Postural stability	Ground	
		flat	cushion
Left Rectus Femoris	High	458.82±347.68	499.51±331.83
	Low	523.61±441.14	386.88±279.49
Right Rectus Femoris	High	695.04±335.64	733.34±274.00
	Low	689.02±356.48	588.55±212.04
Left Biceps Femoris	High	868.80±701.16	1137.94±1069.88
	Low	928.14±823.14	961.66±669.50
Right Biceps Femoris	High	816.48±628.67	956.27±797.47
	Low	1258.04±985.04	1622.26±1557.94
Left Tibialis Anterior	High	1455.89±1116.86	1896.94±1492.91
	Low	1531.23±1205.10	1266.23±985.94
Right Tibialis Anterior	High	2080.68±1526.00	2248.76±1884.01
	Low	2418.49±2119.05	2397.86±1950.19
Left Gastrocnemius	High	813.13±468.55	812.52±495.96
	Low	655.06±473.42	747.18±726.73
Right Gastrocnemius	High	886.03±557.66	1572.84±1299.92
	Low	1065.14±445.39	1465.11±945.93

flat: flat ground, cushion: cushion ground

Table 3. Repeated measure ANOVA of EMG in double-support phase

Muscle	Source	F-value	Sig.
Left Rectus Femoris	Postural stability	.086	.771
	Ground	.350	.558
	Interaction	1.179	.285
Right Rectus Femoris	Postural stability	1.215	.278
	Ground	.202	.656
	Interaction	1.029	.317
Left Biceps Femoris	Postural stability	.083	.775
	Ground	.729	.399
	Interaction	.336	.566
Right Biceps Femoris	Postural stability	5.918	.020*
	Ground	.981	.329
	Interaction	.243	.625
Left Tibialis Anterior	Postural stability	.859	.360
	Ground	.118	.733
	Interaction	1.388	.246
Right Tibialis Anterior	Postural stability	.267	.608
	Ground	.036	.851
	Interaction	.040	.842
Left Gastrocnemius	Postural stability	.656.	.423
	Ground	.161	.691
	Interaction	.113	.739
Right Gastrocnemius	Postural stability	.029	.867
	Ground	8.040	.007*
	Interaction	.460	.502

Note. significant at *p<.05

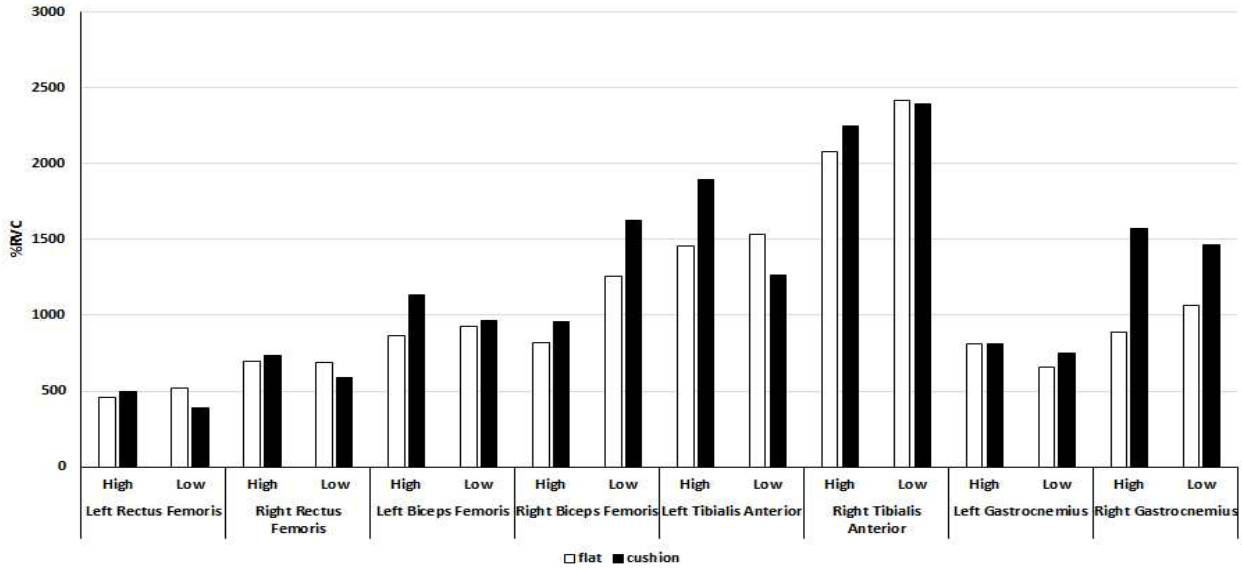


Figure 4. EMG of double-support phase

경골근과 왼쪽 비복근은 자세안정성과 지면형태에 따라 차이가 보이지 않았지만, 오른쪽 비복근에서는 지면형태에 따라 차이가 나타났다(p<.007). 오른쪽 대퇴이두근은 자세안정성에 따라 높은 집단이 낮은 집단보다 근활성도가 낮게 나타났고, 오른쪽 비복근은 쿠션 지면일 때 근활성도가 크게 나타났다.

전반적으로 오른쪽 전경골근 > 왼쪽 전경골근 > 오른쪽 비복근, 왼쪽 대퇴이두근, 오른쪽 대퇴이두근, 왼쪽 비복근, 오른쪽 대퇴직근, 왼쪽 대퇴직근 순으로 근활성도가 나타났다.

2. 한발 지지기의 근전도

각 근육의 근활성도는 자세안정성과 지면형태에 따라 <Table 4, Figure 5>와 같이 나타났다. 좌우 대퇴직근은 자세안정성과 지면형태에 따라 차이가 나타나지 않았다. 왼쪽 대퇴이두근은 자세안정성에 따라 차이를 보였지만(p<.003), 지면형태와 상호작용은 보이지 않았다. 오른쪽 대퇴이두근은 자세안정성에 지면형태에 따른 차이는 나타나지 않았다. 좌우 전경골근은 자세안정성과 지면형태에 따라 차이가 보이지 않았다. 왼쪽 비복근은 자세안정성에 따라 차이가 나타났지만(p<.006), 지면형태와 상호작용은 보이지 않았다. 오른쪽 비복근은 지면형태에 따라 차이가 나타났지만(p<.014), 자세안정성과 상호작용은 보이지 않았다. 왼쪽 대퇴이두근은 자세안정성에 따라 높은 집단이 낮은 집단보다 근활성도가 작게 나타났고, 왼쪽 비복근은 높은 집단이 낮은 집단보다 근활성도가 크게 나타났다. 오른쪽 비복근은 지면형태에 따라 쿠션바닥이 평지보다 근활성도가 크게 나타났다.

Table 4. EMG of single-support phase (unit: % RVC)

Muscle	Postural stability	Ground	
		flat	cushion
Left RectusFemoris	High	729.94±487.13	767.19±590.60
	Low	857.18±706.15	1038.65±959.80
Right Rectus Femoris	High	565.67±350.46	570.21±278.16
	Low	635.68±257.65	599.42±249.40
Left Biceps Femoris	High	1279.20±838.59	1481.62±1200.96
	Low	2038.66±1458.20	2393.17±1914.06
Right Biceps Femoris	High	878.85±689.08	1190.59±1081.05
	Low	1089.61±847.10	1136.64±749.59
Left Tibialis Anterior	High	2435.78±1536.54	2290.59±1478.89
	Low	2126.75±1967.77	1991.03±1231.77
Right Tibialis Anterior	High	1737.31±1237.22	1745.04±129.73
	Low	1318.94±792.29	1965.55±1620.50
Left Gastrocnemius	High	1236.23±858.59	2108.98±2096.26
	Low	678.09±364.10	938.16±702.56
Right Gastrocnemius	High	1184.97±943.22	1980.42±2002.67
	Low	1040.95±513.06	1830.49±1682.58

flat: flat ground, cushion: cushion ground

전반적으로 왼쪽 전경골근, 오른쪽 전경골근, 왼쪽 비복근, 오른쪽 비복근, 왼쪽 대퇴이두근, 오른쪽 대퇴이두근, 왼쪽 대퇴직근, 오른쪽 대퇴직근 순으로 근활성도가 일어났다.

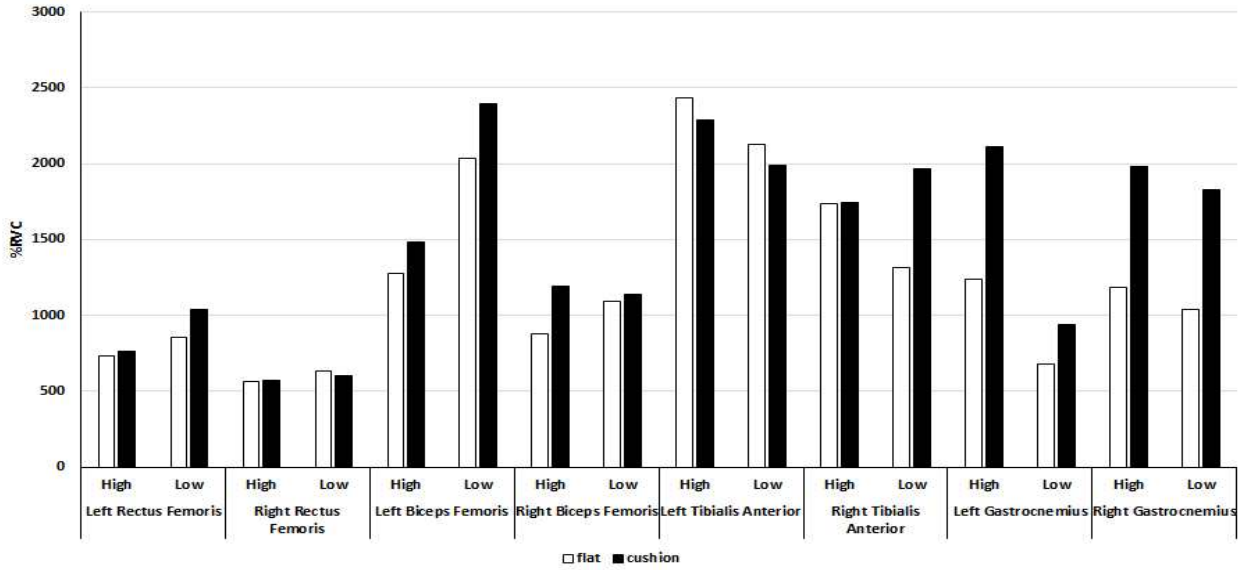


Figure 5. EMG of single-support phase

Table 5. Repeated measure ANOVA of EMG in single-support phase

Muscle	Source	F-value	Sig.
Left Rectus Femoris	Postural stability	1.161	.288
	Ground	.645	.427
	Interaction	.152	.699
Right Rectus Femoris	Postural stability	.827	.369
	Ground	.044	.834
	Interaction	.140	.711
Left Biceps Femoris	Postural stability	10.460	.003**
	Ground	.546	.465
	Interaction	.087	.770
Right Biceps Femoris	Postural stability	.130	.721
	Ground	1.090	.303
	Interaction	.370	.547
Left Tibialis Anterior	Postural stability	.546	.465
	Ground	.214	.647
	Interaction	.000	.991
Right Tibialis Anterior	Postural stability	.105	.747
	Ground	1.389	.246
	Interaction	1.099	.301
Left Gastrocnemius	Postural stability	8.661	.006**
	Ground	4.918	.033
	Interaction	1.088	.304
Right Gastrocnemius	Postural stability	.185	.670
	Ground	6.721	.014*
	Interaction	.000	.993

Note. significant at *p<.05, **p<.01

Ⅳ. 논 의

인체의 하지는 기능적 능력으로 인해 불규칙한 노면이나 다양한 형태의 장애물을 통과할 수 있다. 이러한 능력은 적절한 시간에 자유로운 관절의 움직임이나 근육의 작용이 선택적으로 집중될 수 있어야 한다(Perry, 1992). 그러므로, 노화나 다양한 병적인 원인으로 인해 근육의 움직임과 작용이 변하였을 때 이러한 기능이 저하된다. 보행은 이러한 공간상에서 신체의 안정성을 유지하고, 모든 평형성이 지속적으로 도전받고 재획득되어지는 고도로 협응된 동작으로(Galley, 1985), 노인의 장애물 보행은 지지하는 다리와 장애물을 넘는 다리 두 사이의 협응에 대한 필요가 요구되어지는 중요과제로 보고 있다(Yoon Chang, & Kim, 2014). Keshner, Alum과 Honegger (1993)는 젊은층과 노인층을 대상으로 균형유지를 위한 자세반응의 연구에서 균형을 유지하기 위한 발목 근육의 반응시간이 젊은층 보다 노인층에서 유의하게 길었고, 발목 근육의 근력이 노인층에서 유의하게 감소함을 밝혔다. 이는 젊은층이 균형을 유지하기 위하여 근수축이 원위부에서 근위부 방향의 순서로 일어나지만, 발목관절의 체성감각이 감소된 노인들의 근수축은 반대방향으로 근수축이 일어나기 때문에 균형을 다시 회복하는데 어려움이 있다는 것을 의미한다(Woollacott, Shumway-cook, & Nashner, 1986). 또한, 노인층은 균형을 위해서 주동근과 길항근을 동시에 수축하는 보상작용을 이용하여 신체의 안정성을 높이기 때문에 불안정한 자세가 될 때 노인층의 관절은 더욱 뻣뻣하게 되는 경향이 발생하게 된다(Shumway-cook & Woollacott, 1995; Lee, Lee, & Song, 2014).

이러한 이유로 노인들은 신체 내외의 위험 요인으로 인하여 낙상에 노출되어 있다.

이에 따라 본 연구에서는 여성노인들을 대상으로 자세 안정성이 높은 집단과 낮은 집단 사이에서 지면의 형태에 따라 변화되는 하지 근력의 차이를 근전도를 통하여 분석하고자 하였다.

본 연구에서 양발 지지기의 근전도 결과, 좌우 대퇴직근, 왼쪽 대퇴이두근, 좌우 전경골근, 좌우 비복근은 자세안정성과 지면형태에 따라 차이가 보이지 않았지만, 오른쪽 대퇴이두근에서 자세안정성에 따라 자세 안정성이 낮은 집단이 높은 집단보다 근활성도가 크게 나타났다. Chung, Yoon, Yeon과 Choi(2004)는 60대 이상의 노인들을 대상으로 한 연구에서 장애물 높이에 따라 소요시간, 넘는 속도에서 차이를 보였지만, 장애물 높이와 낙상 경험 유무에 따라 근전도 값에 차이가 나타나지 않았다고 보고하였다. 또한, Jung(2009)는 노인들은 보행속도와 보행형태(팔 스윙 유무)에 따라 근전도에 영향이 없다고 보고하였다.

본 연구에서는 양발 지지기 시 오른쪽 대퇴이두근에서 자세 안정성이 높은 집단이 근활성도가 낮게 나타났다. 오른쪽 대퇴이두근은 전체 보행 주기 동안 말기유각기(terminal stance)와 전유각기(pre swing) 사이에 해당되는 구간으로서 오른쪽 대퇴이두근의 역할이 낮음에도 불구하고 자세안정성이 낮은 집단에서는 근활성도가 크게 나타났다. 이는 여성노인들의 자세 조절능력과 보행 시 동적 자세 안정성에 대퇴이두근의 역할이 크게 작용하는 것으로 판단된다. 또한, 오른쪽 비복근은 쿠션지면일 때 근활성도가 높게 나타났다. 쿠션바닥일 경우 추진발이 되는 오른발이 쿠션으로 인한 추진 불균형으로 인해 오른쪽 비복근에서도 근활성도가 더욱 크게 나타난 것으로 판단된다.

한발 지지기의 근전도 결과, 좌우 대퇴직근, 오른쪽 대퇴이두근, 좌우 전경골근은 자세안정성과 지면형태에 따라 차이가 보이지 않았지만, 왼쪽 대퇴이두근에서 자세안정성에 따라 자세 안정성이 높은 집단이 낮은 집단보다 근활성도가 작게 나타났다. 왼쪽 비복근은 자세안정성에 따라 자세 안정성이 높은 집단이 낮은 집단보다 근활성도가 크게 나타났고, 오른쪽 비복근은 지면형태에 따라 쿠션바닥이 평지보다 근활성도가 크게 나타났다. Mackinnon과 Winter(1993)는 보행 시 장애물을 넘을 때 지지 다리는 체간과 장애물을 넘는 반대 다리의 균형 유지에 중요한 역할을 한다고 보고하였고, Keffigan, Lee, Collins, Riley와 Lipsitz(2001)은 노화로 인해 보행 변화 중 고관절의 가동성 감소가 가장 중요한 요소로 작용하며, 고관절의 신전은 길항근인 고관절 굴곡근에도 영향을 받아 동시 수축이 발생하기 때문에 젊은 성인에 비하여 보행 시 과도한 고관절 긴장 상태가 나타난다고 보고하고 있다.

본 연구는 한발 지지기 시 왼쪽 대퇴이두근에서 자세 안정성이 낮은 집단이 근활성도가 크게 나타났다. 왼쪽 대퇴이두근은 전체 보행 주기 동안 중간입각기(mid stance) 사이에 해당되는 구간으로서 왼쪽 대퇴이두근의 역할이 낮음에도 불구하고 양발 지지기의 결과와 유사하게 자세 안정성이 낮은 집단에서는 근활성도가 크게 나타났다. 대퇴이두근은 여성노인들의 자세 조절능력과 동적 자세 안정성에 상당한 기여가 있는 것으로 판단할 수 있다. 또한, 왼쪽 비복근은 자세 안정성이 높은 집단이 근활성도가 크게 나타났다. 입각기 구간에서 비복근의 역할은 자세조절 큰 영향을 미치기 때문에 근활성도가 높게 나타난 것으로 사료된다. 오른쪽 비복근은 전체 보행 주기 동안 전유각기(pre swing)와 초기유각기(initial swing)와 사이에 해당되는 구간으로서 지면이 평지일 때 근활성도가 낮게 나타났다. 한발 지지기 시 왼쪽 비복근에서 자세 조절을 담당하기 때문에 오른쪽 비복근에서 근활성도도 낮게 나타났지만, 쿠션바닥일 경우 지지발의 불균형을 야기하여 오른쪽 비복근에서도 근활성도가 크게 나타난 것으로 판단된다.

V. 결 론

본 연구는 65-80세의 여성노인 42명을 대상으로 자세 안정성검사를 통하여 안정성이 높은 집단과 낮은 집단으로 구분하여 지면형태에 따라 하지근육의 근활성도를 측정하여 분석하였다. 본 연구의 결과를 바탕으로 도출한 결론은 다음과 같다.

1. 자세안정성에 따라 안정성이 높은 집단은 근활성도가 양발 지지기에서 오른쪽 대퇴이두근이 낮게 나타났고, 한발 지지기에서 왼쪽 대퇴이두근이 낮게 나타났지만, 왼쪽 비복근은 높게 나타났다.
2. 지면형태에 따라 쿠션지면일 때 근활성도는 양발 지지기와 한발 지지기 모두 오른쪽 비복근이 높게 나타났다.

본 연구결과, 자세 조절능력과 보행 시 동적 자세 안정성에서 대퇴이두근의 활성도와 쿠션바닥에서 비복근의 활성도가 크게 작용하는 것으로 보아 노인의 낙상과 관련하여 대퇴이두근과 비복근 강화운동이 필수적이라고 사료된다.

향후 연구에서는 다양한 지면 형태와 운동학적 자료와 상호관계를 분석하여 근본적인 낙상 원인의 연구가 필요할 것이다.

참고문헌

Bird, M. L., Hill, K., Ball, M., & Williams, A. D. (2009). Effects of

resistance and flexibility exercise interventions on balance and related measures in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 17(4), 444-454.

Chung, C. S., Yoon, T. J., Yeon, Y. J., & Choi, C. S. (2004). Analysis of kinematics and EMG on stepping over obstacles. *The Korean Journal of Physical Education*, 43(5), 423-436.

Cohen, H., Blatchly, C. A., & Gombash, L. L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical Therapy*, 73(6), 346-351.

Cram, J. R., Kasman, G. S., & Holtz, J. (1998). *Introduction to Surface Electromyography*. Maryland, Aspen.

Cromwell, R. L., & Newton, R. A. (2002). Forrest G. Influence of vision on head stabilization strategies in old people during walking. *Journal of Gerontology*, 57(7), 442-448.

Galley, P. M. (1985). Human Movement. Churchill Livingstone. New York.

Han, B. R., Lee, D. Y., Jeong, S. W., & Lee, H. D. (2014). Changes in the biomechanical properties of ankle plantarflexors follwign 8-week resistance trainng with or without whole-body vibration in older women. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(4), 399-415.

Jette, A. M., & Branch, L. G. (1981). The framingham disability study: II. Physical disability among the aging. *American Journal of Public Health*, 71(11), 1211-1216.

Jung, H. S. (2009). *A Study of Muscle Activities and Gait Analysis Between Young Adults and Elderly People According to Gait Speed in Level Walking*. Unpublished Doctor's Thesis, Daegu University, Daegu, Korea.

Kang, S. W. & Park, Y. S. (2014). Difference of postural stability and gait by BMI level in the elderly. *The Korean Journal of Growth and Development*, 22(1), 61-66.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Enidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(3), 317-322.

Keshner, E. A., Alum, J. H., & Honegger, F. (1993). Predictors of less stable postural responses to support surface rotations in healthy human elderly. *Journal of Vestibular Research*, 3(4), 419-429.

Kim, S. J. (2007). Motor Learning and Control. 5th edition. Seoul: Daehanmedia.

Lee, H. J., Song, C. H., Lee, K. J., Lee, Y. W., Lee, G. C., Shin, W. S., & Lee, S. W. (2010). The effects of complex exercise training for lower legs muscle strength, muscle endurance, balance ability and gait ability in the elderly. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 41(2), 935-947.

Lee, H. K., Lee, J. C., & Song, G. H. (2014). The effects of rhythmic sensorimotor training in unstable surface on balance ability of elderly women. *Journal of the Korean Academy of Family Medicine*, 9(2), 181-191.

Lockhart, T. E., & Smith, J. L., & Woldstad, J. C. (2005). Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors*, 47(4), 708-729.

Mackinnon, C. D., & Winter, D. A. (1993). Control of whole body balance of the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 633-644.

Mickelborough, J., van der Linden, M. L., Tallis, R. C., & Ennos, A. R. (2004). Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture*, 19(1), 50-57.

Muehlbauer, T., Roth, R., Mueller, S., & Granacher, U. (2011). Intra and intersession reliability of balance measures during one-leg standing in young adults. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(8), 2228-2234.

Park, J. S., Choi, E. Y., & Hwang, T. Y. (2002). The effects of strengthening leg muscular strength on the elderly's walking and balance ability. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*, 14(2), 71-79.

Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Inc.

Province, M. A., Hadley, E. C., Hornbrook, M. C., Lipsitz, L. A., Miller, J. P., Mulrow, C. D., Ory, M. G., Sattin, R. W., Tinetti, M. E., & Wolf, S. L. (1995). The effects of exercise on falls in elderly patients. *The Journal of the American Medical Association*, 273(17), 1341-1347.

Rodacki, A. L., Souza, R. M., Ugrinowitsch, C., Cristopoliski, F., & Fowler, N. E. (2009). Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual Therapy*, 14(2), 167-172.

Shumway-cook, A., & Woollacott, M. H. (1995). Motor Control; Theory and practical applications. Baltimore, Williams & Wilkin.

Statistics Korea (2010). Aged Person Statistics. Retrieved from http://kostat.go.kr.

Wade, M. G., & Jones, G. (1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Physical Therapy*, 77(6), 619-628.

Woollacott, M. H., Shumway-cook, A., & Nashner, L. M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *The International Journal of Aging and Human Development*, 23(2), 97-114.

Yi, J. H., & Rye, J. S.(2011). Biomechanical alternation of the elderly depending on the type of gait termination. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(2), 189-196.

Yoon, S. Chang, J. K., & Kim, J. (2014). Effects of a water exercise on the lower extremities coordination during obstacle gait in the female elderly - focusing on training and detraining effects. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(2), 95-101.