

여성 노인의 장애물과 이중 과제 보행 시 속도 및 하지근육 활성화도 변화

조 용 호

경북전문대학교 물리치료과

Analysis of Gait Velocity, Lower Muscles Activity on Obstacle and Dual Task Gait in Elderly Women

Yong-Ho Cho, PT, PhD

Department of Physical Therapy, Kyungbuk College

<Abstract>

Purpose : This study was to evaluate gait velocity and muscle activity on 3 different gait conditions in elderly women.

Methods : There were one group was 20's generation(n=12), and the other group was over 60's generation (n=12). The velocity of gait was analysed for using the Footscan system, EMG(MP150) for muscle activity. Subjects were measured 3 gait condition(normal, obstacle-10cm, dual obstacle-10cm. Measured values were used by the independent t-test for analysing between groups, and repeated measurement of ANOVA for analysing within group.

Results : The results were as follow: velocity and activities of lower 4 muscles were significantly differences in experimental group. In control group, there were not significantly differences. Contrast-groups were significantly differences of velocity(obstacle, dual obstacle), muscle activities(soleus-dual obstacle, hamstring-all).

Conclusion : These results indicate that elderly people are reduced gait ability in dual task, and obstacle gait. So Elderly women need to training obstacle/dual gait for preventing falling.

Key Words : Velocity, Muscle activity, Elderly women

I. 서 론

우리나라는 통계청(2005)의 조사결과 현재 증가

하고 있는 노인인구의 경우 2030년경에는 전체인구에 비중해서 23%이상일 것으로 예상하며 초고령 사회가 형성될 것으로 전망되고 있다. 이런 노인

인구의 증가는 사회 경제적인 문제를 같이 야기 할 것이다. 노인들의 경우 신체적 문제가 있을 경우 이는 경제적인 부분과 연결이 된다. Stel 등(2003)에 의하면 노인의 경우 상해를 입게 되면 사회적으로 노인을 돌보는 사람의 필요와 그 밖에 사회적으로 노인의 치료를 위해 드는 비용이 젊은 사람들에 비해 훨씬 많이 들어가며 이는 노인이 젊은 사람들에 비해 같은 손상이라 하여도 훨씬 장기간의 치료와 관리가 필요하기 때문이라고 하였다. 한국 사회의 고령화에 원인은 의료기술의 발달로 수명이 과거에 비해 현저히 연장되었으며 다른 원인으로서는 저출산으로 인한 젊은 연령층의 감소 때문이다(박석원, 2007). 이런 노인인구의 증가는 여러 가지 사회, 경제적 서비스를 필요로 하지만 국가, 사회적인 노인 지원체계는 상당히 미흡하며 이 중 신체 기능 저하로 인해 발생하는 문제들은 심각한 문제들을 초래하기도 한다(송하승, 2005).

낙상이 대표적인 노인 문제로써 나타나며 노인 낙상은 이미 노인 상해 중 대표적인 것이다. 이는 노인의 경우 가벼운 낙상으로도 약한 체력 등에 의해 심각한 상해로 이어진다는 것이다. 낙상은 쉽게 골절이 되며 이는 낙상과 골절의 높은 상관성에서 나타나며(Barr 등, 2005), 낙상이 골절로 연결되면 노인의 경우 골절이 회복하는 것도 느리지만 더욱 심각한 것은 골절이 원인이 되어 심각한 장애 또는 사망으로도 이어질 수 있다는 것이다. 또한 노인들의 경우 신체적 기능의 약화로 인해 낙상에 대해 두려움이 생기고 이는 활동의 범위를 축소시키며 결국 삶의 질 저하로 이어질 수도 있다(Hill & Schwarz, 2004).

Donald(2002)는 보행을 사람이 직립해서 생활하게 되면서 다른 동물들과 달리 두 발을 가지고 움직이며 또한 특정한 목적을 가지고 움직임을 하는 것으로 일생을 살아가며 약 16만km의 거리를 걷게 되기 때문에 인간이 살아가면서 매우 중요한 요소라고 하였다. 보행의 일반적 형태는 발바닥이 바닥에 닿아있는 입각기와 유각기로 나뉘진다. 또한 입각기는 발뒤꿈치 닿기, 발바닥 닿기, 중간 입각기, 발뒤꿈치 떼기, 발가락 때기의 5단계로, 유각기는 가속기, 중간 유각기, 감속기의 3단계로 구성되어

진다. 박래준 등(2003)은 이런 보행의 중요성 때문에 보통 보행과 장애물 보행의 시작 시 발뒤꿈치 닿기의 정확도가 힘조절과 EMG에 어떤 영향을 미치는지 연구하였고, 배성수(2005)는 고유수용성 신경근축진법을 이용하여 뇌손상자의 보행훈련에 가장 적합한 전력에 대해 연구하기도 하였다. 일생을 살아가며 매우 중요한 이러한 보행은 노화에도 영향을 받게 된다. 노화에 의해 일어나는 신체의 안정성 감소는 이동 능력의 감소를 야기하여 결국 보행 능력의 저하로 이어진다. 안정성이 감소하기 때문에 몸을 앞으로 추진할 수 있는 능력이 떨어지게 되는 것이다(Cromwell 등, 2002). 몸을 앞으로 이동하는 능력이 떨어지는 것은 하체부분 관절의 전반적인 기능적 약화로써 엉덩이 관절, 무릎 관절의 신전과 발목관절의 굴곡 제한을 가져올 수 있다.(Kerrigan 등, 1998).

지금까지의 연구에서는 단순히 노인 낙상에 대한 치료적인 방법을 많이 제시하여 노인 낙상이 일어나고 난 뒤에 잘 치료하고 처치하는 것에 중요성을 강조하였으나 노인의 낙상이 일어날 수 있는 보행과 관련된 기초연구 또한 매우 중요하다. 그래서 본 연구는 젊은 여성들과 여성 노인들의 보행과 관련하여 보행에 중요한 하지 근육들의 활성화도와 더불어 속도를 일상생활에서 흔히 접할 수 있는 장애물과 보행 중 다른 과제를 주는 조건에서 실시하여 여성 노인들의 낙상을 방지하기 위한 운동 프로그램과 손상 예방 프로그램에 도움을 줄 수 있는 기본 자료로써 활용하기 위해 실시하였다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 여성 노인 12명과 젊은 여성 12명을 대상으로 하여 실시하였다. 여성 노인의 경우 60세 이상으로 제한하여 대상자를 선정하였다. 또한, 여성 노인의 경우 퇴행성관절염이 심해 보행에 문제가 있는 대상자는 제외하였다. 또한 모든 대상자들은 신경학적인 병력이 없고 보행에 큰 문제가 없는 여성들이었으며, 실험과정에 대한 설명을 하고 실험

전 자발적인 참여에 동의를 한 사람에게 대상으로 하였다.

2. 연구 도구 및 측정방법

1) 연구도구

(1) 보행속도

보행속도를 측정하기 위해 Footscan 플랫폼(RS Scan International, 250Hz, 3.5 Sensors/2cm²)을 사용하여 측정하였다. Footscan 플랫폼의 길이는 2m로서 대상들이 편안한 상태에서 맨발로 걷도록 하였다. 플랫폼을 모두 걸었을 때의 평균속도를 측정하였다.

(2) 표면근전도(sEMG)

근전도를 이용한 측정값을 얻기 위해 MP150 (Biopac System, 미국)을 이용하였으며, 전극은 Ag-Ag/Cl (Biopac, diameter 2cm)를 사용하였다. 1000Hz의 sampling rate로 신호 획득하여 Full wave rectification 처리하였다. 자료처리는 Acqknowledge 3.8.1(Biopac System, 미국) 소프트웨어를 사용하였으며 30~500Hz 구간필터링(Band pass filtering)을 실시하고 60Hz의 notch 필터링을 통해 잡음을 제거하였다. 전극부착은 앞장다리근, 가자미근, 넙다리네갈래근, 넙다리뒤근에 부착하였으며 접지전극은 제7경추 극돌기에 부착하였다.

근활성도를 측정하기 위해 %MVIC(Maximum Voluntary Isometric Contraction)을 이용하여 표준화(normalization)하여 근수축 비율을 나타내었다. 표준화를 이용하는 것은 각 개인마다 피부 저항치 등의 값이 다르기 때문에 이런 표준화 과정을 거치지 않으면 표면 근전도의 경우 그 값을 일반화시켜 나타내기 힘들기 때문에 표준화 시킨 값을 사용하였다.

2) 연구 설계

대상자는 여성 노인과 젊은 여성으로 나누어 측정하였다. 여성 노인은 실험군으로 하였으며, 젊은 여성을 대조군으로 하여 실험을 진행하였다. 보행에 따른 조건은 3가지로써 정상 보행과, 장애물 보행(10cm), 이중과제 장애물 보행(10cm)을 실시하였다. 장애물의 높이는 10cm로 하였으며 10cm로 한 것은

많이 사용되는 장애물의 높이기 때문이다(Cao 등, 2007). 이중과제는 검사자가 시작이라는 신호를 주고 이와 동시에 실험자는 보행을 진행해 나가며 숫자를 50에서부터 거꾸로 세면서 실시하였다.

3. 통계 처리

SPSS를 이용하여 통계처리 하였으며 측정값은 그룹 간 차이를 위해 3가지 상황에서 각각 독립검정(independent t-test) 처리하였으며, 그룹 내 변화는 정상 보행, 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행에서 속도, 근활성도를 반복측정 분산분석(repeated measurement of ANOVA)을 통해 변화를 측정하였다. 또한 대비검정을 통해 보행간의 차이 변화를 확인하였다. 유의확률은 .05로 하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

본 연구에 참여한 대상자는 여성 노인 12명과 젊은 여성 12명이었다. 대조군의 경우 평균 신장은 158.75±2.80cm, 체중 52.91±1.67kg, 나이 22.91±1.31세로 나타났다. 실험군은 경우 평균 신장 156.83±2.72cm, 체중 53.41±2.93kg, 나이 68.41±2.57세로 나타났다.

2. 그룹 간 보행 속도 및 하지의 근활성도 비교

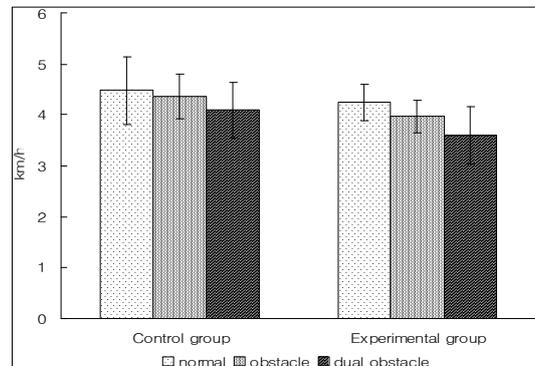


Fig 1. Comparison of velocity in 3 condition gait in two groups.

Table 1. Differences of velocity, stance-time in two groups.

(unit: km/h, %MVIC)

	Conditions	Control group	Experimental group	t	p
velocity	normal	4.48±0.66	4.25±0.36	1.049	.305
	obstacle	4.36±0.44	3.97±0.32	2.451	.023
	dual O.	4.10±0.55	3.60±0.57	2.166	.041
muscle activity (TA)	normal	16.47±1.87	16.42±1.27	0.074	.942
	obstacle	16.52±2.04	17.38±1.01	-1.304	.206
	dual O.	16.40±2.20	18.28±1.08	-2.642	.015
muscle activity (soleus)	normal	12.61±1.10	12.53±1.79	0.137	.892
	obstacle	12.77±1.48	13.22±1.91	-0.643	.527
	dual O.	12.81±1.56	13.94±2.07	-1.503	.147
muscle activity (quadriceps)	normal	21.03±1.87	20.40±1.19	0.979	.338
	obstacle	20.82±1.45	21.58±1.37	-1.319	.201
	dual O.	21.20±1.51	22.24±1.09	-1.919	.068
muscle activity (hamstring)	normal	15.67±1.13	18.37±1.75	-4.474	.000
	obstacle	16.05±1.00	19.30±2.07	-4.880	.000
	dual O.	16.02±1.02	20.22±2.17	-6.044	.000

dual O. =dual obstacle

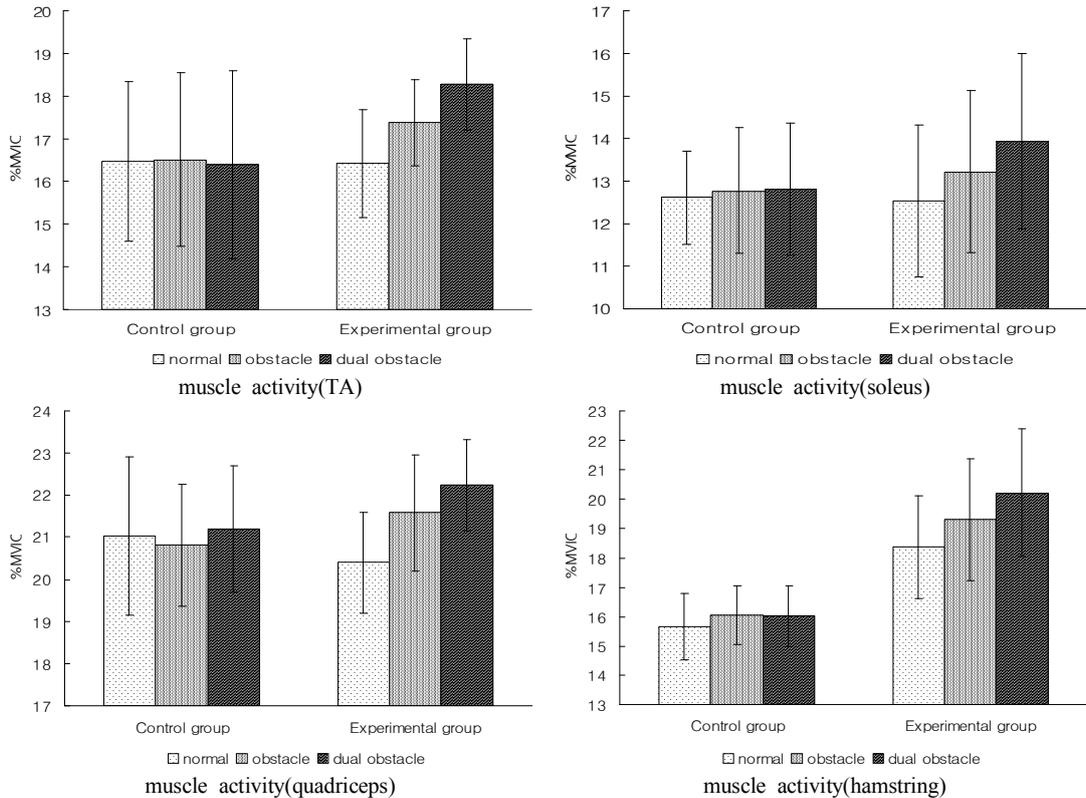


Fig 2. Comparison of muscle activity in 3 condition gait in two groups.

Table 2. Repeated Analysis of within-subjects effects in control group, experimental group

Group		SS	df	MS	F	p
Control group	velocity	0.88	2	0.44	1.713	.204
	muscle activity (TA)	0.08	2	0.04	0.076	.927
	muscle activity (soleus)	0.26	2	0.13	0.492	.618
	muscle activity (quadriceps)	0.89	2	0.44	1.009	.381
	muscle activity (hamstring)	1.06	2	0.53	2.588	.098
Experimental group	velocity	2.52	2	1.264	10.678	.001
	muscle activity (TA)	20.67	2	10.33	14.065	.000
	muscle activity (soleus)	11.59	2	5.98	17.744	.000
	muscle activity (quadriceps)	20.97	2	10.48	50.276	.000
	muscle activity (hamstring)	20.59	2	10.29	27.825	.000

Table 3. Analysis of within-subjects contrasts in control group, experimental group

Group			SS	df	MS	F	p	
Control group	velocity	normal	obstacle	0.18	1	0.18	0.459	.512
			dual O.	1.71	1	1.71	2.509	.142
		obstacle	dual	0.76	1	0.76	1.649	.226
	muscle activity (TA)	normal	obstacle	0.03	1	0.03	0.023	.882
			dual O.	0.05	1	0.05	0.056	.817
		obstacle	dual	0.17	1	0.17	0.162	.695
	muscle activity (soleus)	normal	obstacle	0.29	1	0.29	0.628	.445
			dual O.	0.48	1	0.48	0.517	.487
		obstacle	dual O.	0.02	1	0.02	0.107	.750
	muscle activity (quadriceps)	normal	obstacle	0.51	1	0.51	0.376	.552
			dual O.	0.38	1	0.38	0.463	.510
		obstacle	dual O.	1.78	1	1.78	3.859	.075
	muscle activity (hamstring)	normal	obstacle	1.72	1	1.72	2.683	.130
			dual O.	1.44	1	1.44	6.533	.027
		obstacle	dual O.	0.01	1	0.01	0.035	.856
Experimental group	velocity	normal	obstacle	0.96	1	0.96	9.551	.010
			dual O.	5.031	1	5.031	12.188	.005
		obstacle	dual O.	1.591	1	1.591	8.089	.016
	muscle activity (TA)	normal	obstacle	11.05	1	11.05	9.094	.012
			dual O.	41.32	1	41.32	18.95	.001
		obstacle	dual O.	9.63	1	9.63	9.510	.010
	muscle activity (soleus)	normal	obstacle	5.69	1	5.69	11.169	.007
			dual O.	23.91	1	23.91	43.69	.000
		obstacle	dual O.	6.26	1	6.26	6.496	.027
	muscle activity (quadriceps)	normal	obstacle	16.82	1	16.82	48.481	.000
			dual O.	40.84	1	40.84	86.028	.000
		obstacle	dual O.	5.24	1	5.24	12.201	.005
	muscle activity (hamstring)	normal	obstacle	10.42	1	10.24	12.312	.005
			dual O.	41.18	1	41.18	54.513	.000
		obstacle	dual O.	10.34	1	10.34	16.360	.002

dual O. =dual obstacle

대조군과 실험군의 집단 간 속도는 정상 보행, 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행에서 모두 대조군이 더 빠르게 나타났으며 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행에서는 두 그룹간 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다. 근활성도의 경우 넙다리내갈래근의 활동이 가장 높게 나타났으며 정상 보행과 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행의 경우 넙다리뒤근에서 두 그룹간의 통계적 차이를 나타내었다(Table 1) (Figure 1, 2).

3. 조건에 따른 근활성도 변화

대조군에서 반복측정을 한 결과 속도의 경우 유의한 차이가 나타나지 않았으며 하지 4개 근육의 근활성도 역시 통계적인 유의성을 나타내지 않았다. 하지만 실험군의 경우 속도는 보행 조건에 따라 통계적 유의성을 나타내었으며 정상 보행에 비해 장애물 보행이 유의하게 속도가 감소하였으며, 또한 이중과제 장애물 보행 역시 정상 보행과 장애물 보행과 비교하여 통계적으로 유의하게 속도가 감소하였다. 근활성도의 경우도 역시 정상 보행과 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행과의 변화에서 4개의 근육 모두 통계적으로 차이를 나타내지 않았다. 하지만 속도와 마찬가지로 보행 조건에 따라 하지 4개 근육 모두 통계적으로 변화를 나타내었다(Table 2, 3).

IV. 고 찰

보행은 일정한 방향으로 속도를 필요한 만큼 유지하여 신체를 잘 움직이는 매우 발달된 동작과 힘의 협응된 교대적 운동으로 노인들의 경우 건강한 삶을 살아가기 위해 정상적인 보행이 필요한데 신체의 체간과 골반, 하지, 상지의 잘 조화된 움직임과 더불어 균형능력, 체중지지를 잘 하게 되어 불필요한 체력을 낭비하지 않고 올바른 대칭성을 가져야 한다(최경욱, 2004). 일반적으로 노인들의 보행 시간은 일상생활을 계속 해 나가기 위해 보행을 하여야 하기 때문에 신체 문제를 가지고 있지 않을 경우에는 큰 변화가 없다. 하지만 노인들의 보행은 젊은 사람에 비해 보폭의 길이가 짧아 보행 속도는

나이가 들에 따라 느려지는 특징과 함께 안정성의 확보를 위해 보행 주기에서 가장 안정된 보행 기간인 양발 지지기의 시간이 길어지며 한발 지지기는 짧아지는 특징을 가지고 있다(Cromwell 등, 2002). 노인의 경우 보행 능력의 변화는 다양하면서도 복잡하게 여러 요소의 영향을 받는다(Abbud 등, 2009). Prince 등(1997)은 노화가 진행됨에 따라 자극에 대한 반응과 판단이 느려지게 되고 뇌의 활동율을 감소, 중추신경계 내에서의 신경전달물질의 감소와 이상, 시각/청각 등의 체성감각의 기능 저하와 인지력의 저하 등이 보행에 나쁜 영향을 미쳐 보행 능력을 감소시킬 수 있다고 하였다.

본 연구에서도 여성 노인의 보행 속도는 젊은 여성에 비해 정상 보행, 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행 모두에서 많이 느리게 나타났으며 보행을 함에 있어 이중 과제를 주어지게 될 때 보행 속도는 더욱 느려지게 된 결과를 나타내었다. 젊은 여성의 경우에도 정상 보행에 비해 장애물 보행이 느리고 이중과제 장애물 보행을 할 때 가장 속도가 느리게 나타났으나 여성 노인의 경우 보행 조건에 따른 보행 속도의 감소폭이 훨씬 크게 일어났다. 이는 젊은 여성의 경우 보행 조건을 달리 하여도 수행능력이 크게 떨어지지 않지만 여성노인의 경우 보행 시 다른 조건을 잘 고려하여 합리적인 보행을 수행하여야 하므로 젊은 여성에 비해 상대적으로 속도의 감소폭이 더 크게 나타났다. 보행 속도가 감소되는 것은 장애물과 이중과제를 수행할 때 보행에 관련된 근육과 균형 등에 대해 더욱 많은 정확성과 동원을 필요로 하기 때문에 속도가 감소되는 것으로 사료되며 이는 아무런 과제 수행 없이 보행 속도가 감소하는 것과는 다르다. 과제 수행을 위해 나타난 보행 속도의 감소는 신체의 능력을 더욱 요구하기 때문에 노인들에게 이러한 과제들이 위험요소로 나타날 수 있음을 나타낸다.

박석원(2007)은 노인의 경우 젊은 성인과 비교하여 생리학적 변화는 매우 다양하게 나타나며 대표적인 것 중 하나가 골격 근육량의 감소로 인한 근감소증이라고 하였다. 근감소증은 노인들에게 많이 나타나는 것으로 근력의 저하와 더불어 각종 신체 기능(physical function) 감소와 장애(disability)를 일

오키고 사망의 위험성도 증가되는 것으로 보고하였다. 또한 우리나라 사람들이 서구 사람들에 비해 상대적으로 마른 체형을 가지고 있는 사람이 많아 적은 양의 근육 소실로도 적절한 근력 유지가 힘들 수 있어 각종 신체기능의 감소가 더 빠르다고 하였다. 본 연구에서 근활성도의 크기는 넓다리뒤근을 제외하고는 비슷하게 나타났으며 정상 보행에 비해 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행에서 활성도가 높게 나타났다. 정상 보행에 비해 장애물 보행과 이중과제 장애물 보행이 신체적 기능을 더 필요로 하기 때문일 것이다. 여성 노인의 경우 정상 보행과 다른 조건의 보행을 비교하였을 때 모두 유의하게 근활성도가 증가하였다($p < .05$). 이는 젊은 여성에게서 나타나는 전체적인 근 활성도가 평균에서는 차이가 나지만 통계적으로 차이가 나지 않는 것과 다른 형태를 가진다. 젊은 여성의 경우 장애물과 이중과제 장애물 보행에서 하지 근육들이 갑자기 더 동원되기 보다는 속도의 조절 등과 같은 요인들로 인해 근활성도가 유의한 차이를 나타내지 않았지만 노인들의 경우 보행 속도도 감소하지만 보행 조건에 따라 각 근육들이 더욱 많은 활성도를 보이고 있다. 이는 장애물 보행과 이중과제 보행을 수행하면서 더 많은 근육들이 동원이 되어야 정상적인 보행을 할 수 있다고 볼 수 있다. 하지만 이런 근활성도가 많이 동원되는 보행을 하기 되면 근육이 쉽게 피로해 질 수 있고 오랜 기간 정상 보행 조건이 아닌 환경에 처해지게 되면 근육과 관련된 신체 기능의 감소 등을 더욱 야기할 수 있을 것으로 사료된다.

이러한 정상적이지 못한 상태가 지속된다면 노인들의 심각한 문제가 될 수 있는 낙상으로도 연결될 수 있다. Jacobs 등(2005)에 보고에 따르면 남성과 여성의 근육량을 비교하였을 때 여성이 상대적으로 많이 적으며 골다공증 등의 질환은 더 많다. 또한 이러한 근육량의 부족은 남성에 비해 가사일이 많은 여성 노인들을 쉽게 피로하고 지치게 하여 낙상 등의 위험에 더 크게 노출시킨다. Rao(2005)는 하지 근력의 약화가 낙상의 위험도를 4배 이상 증가시키고 보행과 균형력의 부족 등도 낙상의 위험을 3배 정도 증가시킨다고 하였고, Avlund 등(1994)도 75세 이상의 노인에 대한 연구에서 낙상은 근력과 평형

성에 관련이 되어 있어 근력이 떨어지고 평형성이 떨어지게 되면 낙상의 위험도는 훨씬 크게 나타난다고 보고하였다.

본 연구에서는 노인 인구의 증가와 함께 노인들의 문제 중 하나인 낙상 등에 대한 신체적 손상이 일어나는 것을 방지하기 위해 일상생활에서 많이 접하는 장애물이 있을 때와 보행시 다른 과제를 주어 줄 때 신체에서 어떤 변화가 있는지를 보행 속도와 근활성도를 통해 알아보았다. 지우석(2010)에 의하면 교통사고의 큰 비중을 차지하는 사람이 12세 이하의 어린이와 65세 이상의 노인이라고 하였으며 노인들이 많은 비중을 차지하는 사고의 형태 중 하나는 보도통행 중에 교통사고를 당한다는 것이다. 이는 젊은 사람들에 비해 노인의 경우 신체적 기능 감소로 인해 빠른 대처를 하지 못하고 보행 중 다른 과제를 수행하고 있게 되면 신체 기능을 조절하는 능력은 더욱 떨어지기 때문이다. 본 연구에서 여성 노인의 근활성도가 젊은 여성에 비해 높게 나오는 것은 근활성도를 측정하는 기준을 %MVIC라는 단위를 기준으로 하였기 때문이다. 근활성도를 표준화한 값이므로 근력과는 다른 의미로 근활성도가 높다는 것은 근육이 할 수 있는 일을 최대한 많이 해야 그 기능을 수행할 수 있다는 것을 의미한다. 그러므로 같은 역할을 수행할 때 표준화된 근활성도가 높다는 것은 더욱 많은 일을 하여야 한다는 것을 의미한다.

본 연구에서 보행시 낙상에 영향을 주는 요소로 장애물과 이중과제를 주었다. 장애물과 이중과제 모두 젊은 여성에게서는 큰 문제가 되지 않을 수 있지만 여성 노인의 경우 속도의 감소와 더불어 근육을 더욱 많이 사용하여야 하기 때문에 오랜 기간 이런 조건에서 보행을 하게 된다면 신체 기능은 떨어질 수 있다. 이러한 결과를 이용해 다양한 환경에서 노인들은 보행 시 낙상에 대해 조심을 하고 또한 평소에 낙상 방지를 위해 다양한 보행 조건에서 보행 훈련 등을 실시하여 보행 능력을 향상시키게 된다면 낙상의 위험도는 낮아질 것으로 생각된다. 앞으로 근력의 변화, 더욱 다양한 환경에서의 보행 조건 등에서 연구가 진행 된다면 여성 노인들의 보행 훈련과 손상 방지에 도움을 줄 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 여성 노인의 낙상과 관련하여 보행 속도도와 하지 근활성도를 보행 조건에 따라 알아본 것으로서 여러 가지 조건인 정상 보행, 장애물 보행, 이중과제 장애물 보행의 상황에서 60대 이상 여성 노인과 20대 젊은 여성을 대상으로 측정값 등을 비교 분석한 것이다. 여성 노인과 젊은 여성 각 12 명씩을 대상으로 하였다. 여성 노인의 경우 보행 속도가 느리고 하지 근육의 근활성도가 장애물과 이중과제 장애물을 주었을 때 높게 나타났다. 여성 노인은 장애물과 이중과제가 보행에 보행을 방해하는 큰 외부적 요인으로 작용할 수 있다는 결과가 나타났다. 젊은 여성에 비해 여성 노인은 장애물 보행과 보행 중 다른 과제를 수행하는 이중과제를 주어지게 될 때 보행 능력이 떨어지므로 낙상 등의 손상 위험이 존재하고 있다. 이런 결과를 토대로 여성 노인의 경우 지속적인 보행 훈련을 하여 낙상에 대한 예방을 하고 그에 대해 인지할 필요가 있다고 할 수 있다. 본 연구의 결과를 바탕으로 노인 여성은 하지에 관련된 근력 훈련과 더불어 보행 훈련을 잘 하게 된다면 이는 보행 능력의 향상으로 이어지고 최종적으로 낙상과 같은 손상의 위험으로부터 조금 더 자유로워져 삶의 질을 높일 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

박래준, 김형동, 배성수. 보통 보행과 장애물 보행 시작시에서 발뒤꿈치 닿기(Heel-strike)의 정확도가 힘 조절과 EMG에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 2003;15(2):317-27.

박석원. 노인의 근감소증. 대한내분비학회지. 2007; 22(1):1-7.

배성수. 고유수용성 신경촉진법에서 CPG를 이용한 뇌손상자 보행훈련전략. 대한물리치료학회지. 2005; 17(1):13-24.

송하승. 고령화 사회와 대응과제; 고령화 사회 노인 주거실태와 주거의식. 국토연구원. 2005;280:20-31.

지우석. 노인 보행자 교통사고원인 분석 및 대책.

한국노년학회. 2010;30(3):843-53.

최경욱. 뇌졸중 환자의 고관절 신전·굴곡근에 대한 등속성 운동이 근력과 보행속도 및 강직에 미치는 영향. 고려대학교 의용과학대학원 석사학위 논문. 2004.

통계청. 인구총조사. 2005. <http://www.kosis.kr/>

Abbud GA, Li KZ, Demont RG. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. *Gait Posture*. 2009;30(2):227-32.

Avlund K, Schroll M, Davidsen M et al. Maximal isometric muscle strength and functional ability in daily activities among 75-year-old men and women. *Scandinavian Journal of Medicine Science Sports*. 1994;4:32-40.

Barr RJ, Stewart A, Torgerson DJ et al. Screening elderly women for risk of future fractures-participation rates and impact on incidence of falls and fractures. *Calcif Tissue Int*. 2005;78: 243-8.

Cao ZB, Maeda A, Shima N et al. The effects of a 12-week combined exercise intervention program on physical performance and gait kinematics in community-dwelling elderly women. *J Physiol Anthropol*. 2007;26:325-32.

Cromwell RL, Newton RA, Forrest G. Influence of vision on head stabilization strategies in old people during walking. *Journal of Gerontology*. 2002;57(7):442-8.

Donald AN. *Kinesiology of the musculoskeletal System*. Elsevier. 2002.

Hill K, Schwarz J. Assessment and management of falls in older people. *J Neurophysiol*. 2004;34: 557-564.

Jacobs JM, Mammerman RR, Stessman J. Longevity and chronic back pain in older people. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2005;53:1636-7.

Kerrigan DC, Todd MK, Croce UD et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting

- impairments. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1998;79:317-22.
- Prince F, Corriveau H, Hebert R, et al. Gait in the elderly. Gait and Posture. 1997;5(2):128-35.
- Rao SS. Prevention of falls in older patients. American Family Physician. 2005;72:81-8.
- Stel VS, Smith JH, Pluijm MF et al. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. J Clin Epidemiol. 2003;56:659-68.