

보행 시 지지면 급변에 따른 연령별 운동학적 반응 형태 비교

천영진¹ · 신인식¹

¹ 서울대학교 사범대학 체육교육과

Comparison of Gait Pattern during the Support Phase after Perturbation According to Age

Young-Jin Chun¹ · In-Sik Shin¹

¹Department of Physical Education, College of Education, Seoul National University, Seoul, Korea

Received 28 June 2011; Received in revised form 11 August 2011; Accepted 26 September 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the difference in reaction patterns during the support phase after perturbation in gait according to different age. A total of 12 subjects participated; 5 elderly and 7 adults(control), to investigate the differences between normal and perturbed gait. The step length didn't change during normal and perturbed gait but was longer in the control group. There was no difference in the step width. When the right foot was perturbed, the control group's left foot speed was faster than the elderly group's which was to maintain stability. The elderly flexed both right and left knees more than the control group. After the perturbation, the elderly group had a larger trunk anterior flexion. With the larger flexion of both legs of the elderly group it shows that the lack of knee flexion strength is a factor, that could cause falling and so a prevention program should focus on strengthening the quadriceps. With the excessive trunk flexion after the perturbation by the elderly group observed, it is suggested that while walking everyday a good routine of walking with an upright posture should be developed.

Keywords : Gait, Perturbation, Age, Quadriceps

I. 서론

보행은 인간의 움직임 중 가장 보편적인 형태 중 하나이지만 반복적, 율동적으로 나타나기까지는 근신경학적, 운동역학적으로 복잡한 과정을 거친다. 이와 같이 보행 중에는 여러 요인이 관여하므로 개개인이 가지는 근육, 골격, 신경계의 기능에 따라 각기 독특한 특성이 나타난다(Feber, Osternig, Wollacott, Wasielewski & Lee, 2002).

나이가 들어감에 따라 균형 감각이 떨어지고 근력이 감소하여 보행 능력이 저하되는데, 위와 같은 변화에 따라 보행 패턴

도 그에 맞추어 바뀌게 된다(Hahn, Farley, Lin & Chou, 2005). Laufer(2005)는 나이가 들어감에 따라 보행 속도와 보폭이 줄어 든다고 하였고, 보폭이 줄어드는 원인으로 대퇴사두근의 역할이 줄어들 것이라고 하였다(Woo, Ho, Lau, Chan & Yuen, 1995). Tinetti, Mendes de Leon, Doucette와 Baker(1994)는 보속보다는 보폭이 줄어들에 따라 속도가 느려진다고 하였으며, Judge, Davis III와 Öunpuu(1996)는 노인들로 하여금 속도를 빠르게 하여 견게 한 결과 발목의 족저굴곡 회전력이 증가하지 않은 것을 발견하고, 보행 속도가 느려지게 되는 것은 발목의 족저굴곡 회전력의 힘이 약해진 것이라고 하였다. 그러나 Kerrigan, Todd, Della, Lipsitz와 Collins(1998)는 건강한 노인을 대상으로 한 연구에서 빨리 걸을 때 발목의 족저굴곡의 회전력이 증가했다고 반박하고 속도가 줄어드는 이유는 고관절의 굴곡 범위가 상대적으로 작아 짐에 따라 보폭이 줄어든 결과라 결론지었다.

보행 동작이 제대로 이루어지지 않으면 낙상을 유발할 수

Corresponding Author : In-Sik Shin
Department of Physical Education, College of Education,
Seoul National University, Daehak-dong, Kwanak-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-880-7800 / Fax : +82-2-872-2867
E-mail : isshin@snu.ac.kr

있는데 낙상은 부상과 함께 운동 능력이 감소되고 일상생활과 사회생활을 하는 데에 있어 큰 제한을 가져온다(Li, Fisher, Harmer, McAuley & Wilson, 2003). 노인들에게 사망률의 직접적인 원인이 되는 낙상은 53%가 발을 헛디딤으로 발생하는 것으로 조사되었으며(Pavol, Owings, Foley & Grabiner, 1999), 나이가 들수록 몸의 균형을 유지할 수 있는 근신경계의 손상이 낙상의 주된 원인이라고 하였다(Rogers, Hedman, Johnson, Martines & Mille, 2003; Woollacott, 2000). 이러한 낙상을 예방하는 데에 있어 고려해야 할 변인으로는 체형, 걷는 자세, 반응시간, 몸통의 유연성, 하지의 안정성 등이 있다고 하였다(Owings, Pavol & Grabiner, 2001).

선행연구에서는 지지면을 급변시키는 상황을 인위적으로 만들어서 보행 형태의 변화에 관한 연구를 진행하여 왔는데 이를 크게 3가지로 나눌 수 있다. 첫째, 지지면을 좌우로 움직이거나 울퉁불퉁한 지지면, 미끄러짐을 유발할 수 있는 상황을 만들어서 실험을 한 연구(Feber, et al., 2002; Lockhart, Spaulding & Park, 2007; Oddsson, McPartland, Krebs & Tucker, 2004; Thies, Richardson & Ashton-Miller, 2005)와 둘째, 장애물을 설치하여 보행 형태를 살펴 본 연구(Hahn & Chou, 2004; McFadyen & Prince, 2002; Schillings, Van Wezel, Mulder & Duysens, 2000; Schulz, 2011), 마지막으로 지지면이 기울어지는 상황을 만든 연구(Ebig, Lephart, Burdett, Miller & Pincivero, 1997; Konradsen, Voigt & Hojsgaard, 1997; Nieuwenhuijzen, Grüneberg & Duysens, 2002) 등이다.

앞서 살펴본 선행연구들 중 지지면이 기울어져 넘어짐을 유발시킨 선행연구는 서 있는 자세에서 실험을 한 경우이거나 트레드밀 위에 기울어진 상자를 놓고 실험한 경우로서 실제 보행 동작에서 지지면이 기울어지게 한 연구는 거의 이루어지지 않았다.

따라서, 본 연구에서는 발을 헛디딤 상황으로 발이 지지면에 닿을 때 한쪽으로 급작스럽게 기울어지는 환경을 인위적으로 만들어 발을 헛디딤 때 연령에 따라 전후 및 좌우보폭, 분절의 속도, 각속도 및 각도 등의 반응 형태가 어떻게 차이가 나타나는지 살펴보는 데에 목적이 있다.

이를 통하여 노인 집단에서 지지면 급변에 대한 반응 형태를 분석함으로써 보행 시 자세, 근력을 강화시켜야 할 부위 등을 알아낼 수 있어 낙상 관련 예방 프로그램을 제작하거나, 낙상을 유발할 수 있는 변인들을 예측하는 데에 도움이 될 것으로 기대된다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상은 과거에 발목과 다리에 부상의 경험이 없

는 S대학교에 재학 중인 20대 남자 청년 집단 7명과 지팡이 등 보조 기구를 사용하지 않고 보행을 할 수 있는 65세 이상의 남자 노인 집단 5명으로 나누어 실험에 참여하였다. 이들의 신체적 특징은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Subjects

Group	Young(n=7)	Old(n=5)
Height(cm)	171.3±4.9	161±5.2
Weight(kg)	67.7±2.4	59.2±9.7
Year(ys)	22.4±1.9	77±3.08

2. 실험 장비

본 실험의 3차원 동작분석을 위해 8대의 적외선 카메라(Qualysis Oqus 500)를 설치하였으며, 촬영 속도는 120 frames/sec로 설정하였다. 분석구간에서의 이벤트 자료를 얻기 위하여 2대의 AMTI사 지면반력기(Advanced Mechanical Technologies Inc. OR6-7, US)를 사용하였고, 샘플링 빈도는 1200 Hz로 하였다. 영상 정보와 지면반력의 정보는 QTM(Qualysis Track Manager)을 사용하여 수집하였으며, 두 장비 간의 동조는 Qualysis USB-2533 A/D Board System 사용하여 동조하였다. 인체의 각 분절의 위치를 추적하고자 직경 20 mm의 구형 및 반구형 반사마커 57개와 내반 동작이 발생할 수 있도록 한쪽 방향으로 7°가 기울어지게 제작한 50 cm×50 cm×15 cm 크기의 함정판이 사용되었다(Figure 1).

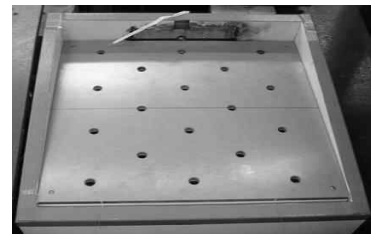


Figure 1. Platform for perturbation

3. 실험 절차

본 연구의 실험 절차는 연구 대상자를 표집하고 발목과 다리, 허리를 위주로 한 준비 운동을 실시하며, 함정판 위를 정확히 밟도록 발을 맞추는 연습 보행 후 본 실험을 하는 순서로 진행하였다.

각 연구 대상자는 길이 7 m, 폭 1.5 m의 주로 위에서 총 10회의 보행을 하였다. 5회의 정상보행과 5회의 교란보행으로 순서는 무작위로 실시하였으며, 분석 대상은 처음 시기의 정상보행과 함정판을 정확히 밟은 교란보행 1회를 대상으로 하였다. 지지기반의 변화 시점은 오른쪽뒤꿈치가 닿고 나서 0.3초가 지난 시점에서 급작스런 변화를 주었다.

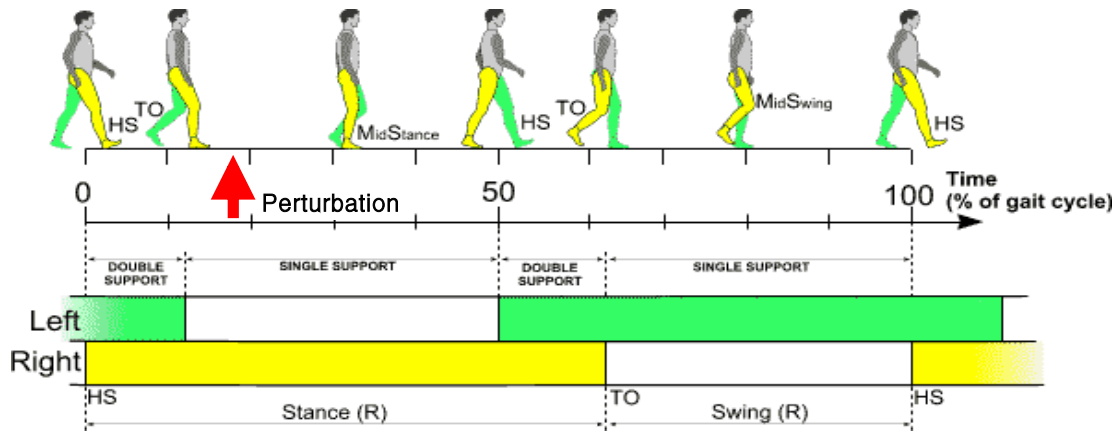


Figure 2. Gait cycle

연구 대상자가 보행을 할 때 함정판을 의식하지 않도록 눈높이보다 조금 높은 전방에 시선을 주시할 수 있는 목표물을 설치하여 지면을 볼 수 없도록 하였다. 보행 속도는 연구 대상자가 자연스러운 보행 속도로 걷게 하였다. 이는 가장 편안하고 자연스러운 속도로서 걷는 데 있어 의도적으로 속도를 제한하는 데에 따른 불편함을 최소화 하기 위함이다(Sekiya, Nagasaki, Ito & Furuna, 1997). 본 연구에서 나타난 보행 속도는 청년집단에서 1.20 ± 0.08 m/s, 노인 집단에서 0.91 ± 0.17 m/s로 나타났다.

4. 자료 분석

Qualisys Track Manager V2.3[built 482] 프로그램을 사용하여 적외선 카메라로 촬영된 3차원 좌표 정보를 수집하였다. 수집된 정보들은 동조된 지면반력 데이터와 함께 C3D Format으로 변환한 후, Visual3D Standard V4.75.14 프로그램을 이용하여 변인들을 산출하였으며 이외의 계산이 요구되는 변인들은 엑셀 프로그램을 사용하였다. 인체분석모델은 Visual3D에서 제공하는 모델을 이용하여 하지를 골반(pelvis), 대퇴부(thigh), 정강이(shank), 발(foot) 분절로 구분하여 모델링을 하였다. 수집된 운동학(kinematic) 자료들은 왜곡을 줄이기 위하여 Butterworth low-pass filtering을 6 Hz로 처리하였으며 각 관절은 Cardan Sequence(X-Y-Z)로 정의하였다. 전역 좌표계는 운동진행방향이 Y축(전후축), 운동진행방향과 수직인 방향이 X축(좌우축), 수직방향을 Z축(수직축)으로 정의하였다.

분석 구간은 교란(perturbation)이 일어난 교란 보행일 경우, 오른발 뒤꿈치가 닿는 순간을 Event 1(right heel contact), 왼발 뒤꿈치가 지면에서 이지하는 순간을 Event 2(left toe off), 교란이 일어난 후 지면반력기의 수직 반력 데이터가 가장 높은 지점을 Event 3(max force), 왼발 뒤꿈치가 닿는 순간을 Event 4(left heel contact), 오른발 뒤꿈치가 지면에서 이지하는 순간을 Event 5(right toe off), 끝으로 오른발 뒤꿈치가 다시 지면에 닿는 순간을 Event 6(right heel contact)으로 총 6시점으로 구분하였으며,

Event 2와 Event 4 사이의 구간을 교란(perturbation) 구간으로 설정하여 변인을 분석하였다. 한편, 일반 보행일 경우 교란이 발생하지 않았기 때문에 Event 3을 생략한 후 분석하였다(Figure 2).

운동학적 변인으로는 교란이 일어난 시점에서의 전후 및 좌우 보폭, 왼쪽 발목 전후 속도, 무릎 관절각(상대각) 및 각속도, 몸통 전경각(z축 기준 절대각) 및 각속도를 분석하였다(Figure 3).

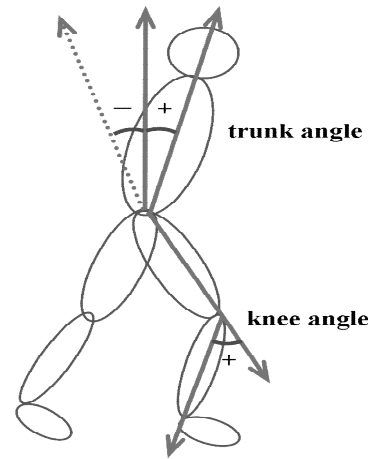


Figure 3. Angle of segment

5. 통계 처리

본 연구에서 통계 처리는 SPSS 12.0을 사용하여 각 변인들의 평균과 표준편차를 계산하였다. 독립변인과 종속변인과의 관계를 파악하기 위하여 교란 보행만 발생한 경우에는 연령에 따른 집단 간 비교를 위하여 독립 t-test를 실시하였다. 그 외의 종속 변인은 연령(청년 집단, 노인 집단)과 보행 형태(정상 보행, 교란 보행)를 독립변인으로 하고 동일 집단에서 정상 보행과 교란 보행의 2가지 보행을 실시하였으므로 Repeated Two-way ANOVA를 사용하였다. 본 연구에서 유의 수준은 .05로 설정하였다.

III. 결 과

1. 전후 및 좌우 보폭

오른발이 지면에 닿는 시점(RHC)에서의 앞꿈치와 왼발이 다시 지면에 닿는 시점(LHC)에서의 발뒤꿈치를 기준으로 하여 전후 보폭과 좌우 보폭을 <Table 2>와 같이 산출하였다.

Table 2. Step length and width (unit: m)

	Group	Gait		F	p
		Normal	Perturbation		
Step length ^a	Old	0.36±0.06	0.35±0.11	31.012	.000
	Young	0.48±0.06	0.50±0.03		
Step width	Old	0.19±0.04	0.12±0.08	.056	.818
	Young	0.16±0.02	0.16±0.02		

Note. ^a p<.001 for the age effect

<Table 2>와 같이 전후 보폭에서는 보행 형태에 따라서 차이가 나타나지 않았으나(p>.05) 청년 집단이 노인 집단보다 전후 보폭이 더 크게 나타났다(p<.001). 좌우 보폭에서는 보행 형태와 집단 간에 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>.05).

2. 왼쪽 발목 전후 속도

교란이 일어난 후 보행 동작을 계속 유지하기 위하여 왼발이 얼마나 빨리 움직였는가를 알아보기 위하여 교란 구간에서 왼쪽 발목의 평균 및 최대 전후 속도를 산출한 결과 <Table 3>과 같이 나타났다.

Table 3. Left ankle velocity (unit: m/s)

	Group	Gait		F	p
		Normal	Perturbation		
Average ^a	Old	1.91±0.47	1.63±0.31	38.472	.000
	Young	2.47±0.26	2.30±0.29		
Max ^a	Old	2.66±0.56	2.42±0.71	58.762	.000
	Young	3.71±0.32	3.70±0.53		

Note. ^a p<.001 for the age effect

<Table 3>에서와 같이 왼쪽 발목의 평균 속도와 최대 속도 모두 청년 집단이 노인 집단보다 빠르게 나타났으나(p<.001), 보행 형태에 따라서는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>.05).

3. 오른쪽 무릎 각도

일반보행의 경우 오른발이 착지한 후 이질할 때까지 계속 신전되는 경향을 보이거나 교란이 발생하면 이에 대한 반응 형태 중 하나로 무릎이 굴곡되는 경향을 보였다. 이에 교란 구간에서 최대 무릎 각도를 연령에 따라 비교한 결과 <Table 4>이 나타났으며, 분석 구간에서의 오른쪽 무릎 각도 변화를 <Figure 4, 5, 6, 7>과 같이 나타내었다.

Table 4. Right knee angle (unit: deg)

	Group	Perturbation	t	p
	Young	9.36±3.66		

<Table 4>에서와 같이 교란이 발생하였을 때 오른쪽 무릎 최대 굴곡 각도에서 노인 집단이 청년 집단보다 더 크게 나타났다(p<.05).

4. 오른쪽 무릎 최대 각속도

교란 구간에서 교란이 발생하였을 때 오른쪽 무릎이 굴곡되는데 이 때의 오른쪽 무릎의 최대 각속도를 산출한 결과 <Table 5>와 같이 나타났다.

Table 5. Right knee maximum angular velocity (unit: deg)

	Group	Gait		F	p
		Normal	Perturbation		
Right knee angular velocity	Old	61.15±13.86	126.78±45.96	16.219	.002
	Young	53.58±23.84	97.80±55.78		

Note. p<.05 for the gait effect

<Table 5>에서와 같이 노인 집단과 청년 집단에서는 통계적인 차이가 나타나지 않았으나(p>.05), 일반 보행에서보다 교란 보행이 일어났을 때 무릎의 각속도가 더 크게 나타났으며(p<.05), 노인 집단에서는 그 크기가 2배나 큰 것으로 나타났다.

5. 왼쪽 무릎 각도

왼발이 지면에서 이질한 후 왼발이 다시 착지할 때까지의 구간인 교란 구간에서 왼쪽 무릎이 최대로 굴곡된 각도를 산출한 결과 <Table 6>과 같이 나타났다.

<Table 6>과 같이 왼쪽 무릎의 최대 굴곡 각도가 교란 보행

Table 6. Left knee angle

	Group	Gait		F	p
		Normal	Perturbation		
Left knee angle	Old	31.85±6.39	42.19±7.45	40.740	.000
	Young	32.24±1.71	37.42±3.06		

Note. $p < .001$ for the gait effect

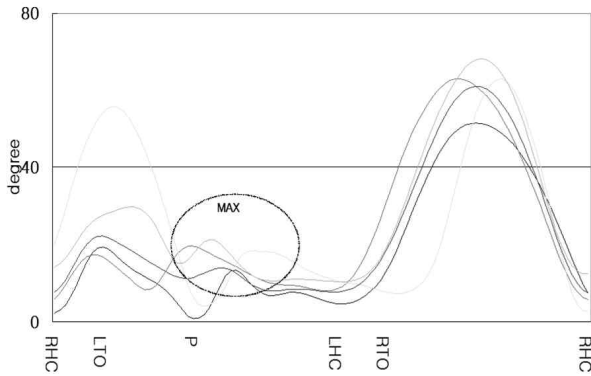


Figure 4. Right knee angle of perturbation in elderly

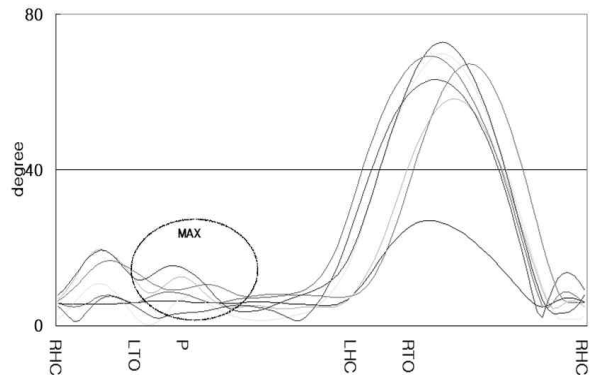


Figure 5. Right knee angle of perturbation in the young

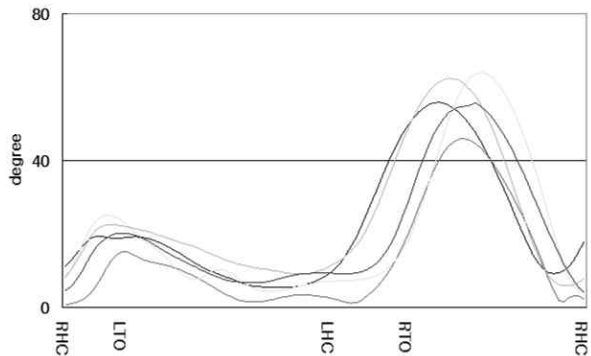


Figure 6. Right knee angle of normal gait in elderly

에서 두 집단 모두 증가한 것으로 나타났으며($p < .001$), 노인 집단에서만 보면 일반 보행에서보다 교란 보행에서 더 크게 증가한 것을 알 수 있다.

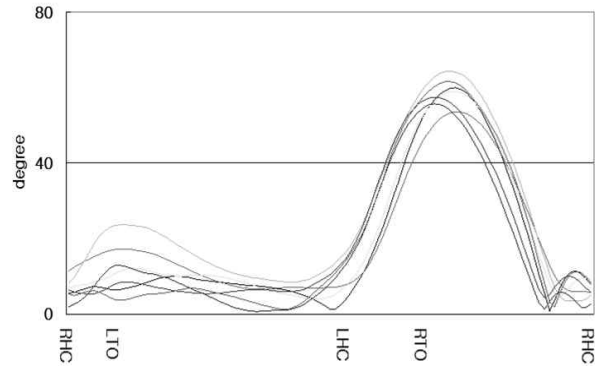


Figure 7. Right knee angle of normal gait in the young

6. 몸통 전후 각도

몸통 전후 각도는 몸통과 Z축이 이루는 각도로 정의하였으며, 교란 구간에서의 최대 굴곡 각도를 산출한 결과 <Table 7>과 같이 나타났다.

<Table 7>에서와 같이 몸통 전후 각도는 청년 집단이 노인 집단보다 적게 나타나($p < .05$) 청년 집단이 상체를 세워 걷는 형태를 보였다. 보행 형태에 따라서는 교란이 발생하였을 때 두 집단 모두 상체를 더 굽히는 경향을 보였으며($p < .001$), 상체를 굽히는 정도는 노인 집단에서 더 큰 것으로 나타났다.

Table 7. Trunk angle

	Group	Gait		F	p
		Normal	Perturbation		
Trunk angle	Old	8.15±3.68	16.30±.87	27.832	.000 ^a
	Young	5.31±1.30	8.73±3.47		

Note. ^a $p < .001$ for the gait effect
^b $p < .05$ for the age effect

7. 몸통 최대 각속도

교란 구간에서 교란이 발생하였을 때 몸통이 앞으로 굽혀지는 반응 형태를 보였는데, 이 구간에서 몸통 최대 각속도를 산출한 결과 <Table 8>과 같이 나타났다.

Table 8. Trunk maximum angular velocity

	Group	Gait		F	p
		Normal	Perturbation		
Trunk angular velocity	Old	13.19±3.94	57.95±30.74	13.386	.004
	Young	6.31±3.75	36.45±36.72		

Note. $p < .05$ for the gait effect

<Table 8>에서와 같이 몸통 최대 각속도는 노인 집단과 청년 집단 간에는 차이를 보이지 않았으나($p>.05$), 보행 형태에 따라 교란 보행에서 더 큰 값을 나타내었다($p<.05$).

IV. 논 의

본 연구의 목적은 보행 시 지지면이 급변할 때 연령별로 균형을 유지하기 위하여 어떠한 반응 형태를 보이는지 비교, 분석하는 데에 있다.

많은 선행연구에서 보행 동작을 관찰하고자 할 때 주로 분석하는 변인으로 스텝시간, 전후보폭, 좌우보폭 등을 분석하였다. 특히, 좌우보폭과 양발 지지시간의 변화가 크면 균형을 잃은 결과이며, 전후보폭이나 스텝시간의 변화가 큰 것은 보행의 패턴이 흐트러진 결과라 하였다(Gabell & Nayak, 1984).

본 연구 결과에서는 통계적인 차이는 나타나지 않았으나 청년 집단에서 교란이 발생하였을 때 전후보폭이 증가하였고 노인 집단에서는 거의 비슷하게 나타났다. 그러나 선행연구에서는 각기 다른 결과를 나타내었는데, 젊은이 집단과 노인을 대상으로 미리 알고 있는 미끄러운 지면과 그렇지 않은 지면을 걷게 한 후 전후보폭의 차이를 분석한 결과 젊은이 집단과 노인 집단 모두 전후보폭이 감소한 것으로 나타난 반면(Lockhart et al., 2007), Owings et al.(2001)은 노인 집단을 대상으로 하여 트레드밀 위에 서있게 한 후 갑자기 트레드밀을 작동시켰을 때 균형을 잡고 계속해서 보행을 유지한 경우와 균형을 잡지 못한 경우를 나누어 분석한 결과, 균형을 잡지 못한 경우의 전후보폭이 균형을 잡은 경우보다 짧게 나타났고, 균형을 잡지 못한 노인을 대상으로 반복 실험한 결과 균형을 잡은 경우의 전후보폭이 늘어났다고 하였다. 본 연구 결과와 선행연구와의 결과 차이는 실험 방법에 의한 차이라 생각할 수 있는데, 앞선 선행연구에서는 미끄러지거나 전후 방향으로 외력을 발생시켰다면 본 연구는 상하 방향으로 외력을 발생시켰기 때문에 전후 보폭에서는 큰 차이를 보이지 않은 것으로 사료된다.

또한, 교란이 발생하였을 때 균형을 유지하기 위한 전략이 다양하다는 것을 알 수 있다. 이를 뒷받침하는 연구로 Oddsson et al.(2004)은 보행 중 지지면을 전방 45°로 움직이게 한 경우와 후방 45°로 움직이게 한 경우로 나누어 다음 스텝의 변화를 관찰한 결과, 지지면이 전방 45°로 움직인 경우, 다음 스텝의 폭을 넓히는 경향을 보였고, 후방 45°로 움직이면 다음 스텝의 폭을 좁히는 경향을 보였다고 하였으며, Schillings et al.(2000)은 전후보폭을 넓히지 못한 경우(delayed lowering)를 고려하였고, Fomer Cordero, Koopman과 van der Helm(2004)은 전후보폭을 넓히는 경우(elevating strategy)는 공중기의 초기 동작에서 발생할 때 나타나는 전략이고, 전후보폭을 좁히는 경우(lowering strategy)는 장애물을 넘는 경우 등의 공중기의 중, 후반부에서 발생할 때 나타나는 전략이라 분류하였다(Figure 8).

단순히 전후보폭 변인만을 볼 때, 전후보폭이 늘어난다는 것은 기저면이 넓어지므로 안정성이 증가하여 균형을 유지하는데 도움이 될 수 있지만, 앞선 선행연구에서처럼 서있는 자세에서 트레드밀을 작동시켰을 때 지면과의 접촉하고 있는 발에서 뒷방향으로의 외력이 발생함에 따라 몸통이 앞으로 기울어지기 때문에 균형을 유지하기 위해서는 전후보폭을 넓히는 것이 오히려 유리할 것으로 생각된다.

좌우보폭에서는 통계적으로 차이를 나타내지 않았다. 좌우보폭이 넓다는 것은 기저면이 넓어져 안정성 확보에 유리한 자세가 된다. Lee와 Chou(2006)는 낙상을 경험한 노인과 그렇지 않은 노인을 대상으로 장애물을 넘는 보행 실험을 한 결과, 낙상을 경험한 노인 집단에서 좌우보폭이 통계적으로 차이는 나타나지 않았지만 증가한 것으로 나타나 안정성을 증가시키는 데에 도움이 되었다고 하였고, Thies et al.(2005)은 노인 집단과 청년 집단을 대상으로 평평한 지면에서 걸었을 때와 불규칙한 지면에서 걸었을 때를 비교한 결과 불규칙한 지면에서 걸었을 때의 좌우보폭이 더 증가하였으며, 청년 집단보다 노인 집단에서의 좌우보폭이 더 크게 나타났다. 이는 좌우보폭이 늘어남으로써 안정성 측면에서는 유리하겠지만, 불규칙한 지면으로 인하여 평소의 보행 동작을 하지 못했다고 볼 수 있다.

교란이 발생하였을 때 디딤발이 되는 오른발의 굴곡 각도와 최대 각속도를 분석한 결과 노인 집단에서 굴곡 각도가 크게 나타났고, 두 집단 모두 최대각속도가 더 크게 나타났으며, 노인 집단의 최대 각속도가 청년 집단보다 크게 나타난 것을 알 수 있다. 이는 무릎이 굴곡할 때 길항근의 역할을 하는 대퇴사두근의 근력이 감소하여 발생한 것으로 추측할 수 있으며, 길항근의 역할을 하지 못한다면 낙상으로 이어질 수도 있다. Woo et al.(1995)도 대퇴사두근의 역할이 줄어들어 보폭이 줄어들었다고 한 연구 결과와 균형을 조절하는 데 주된 역할을 하는 근육은 엉덩이와 몸통 근육이 아닌 대퇴와 하퇴의 근육이라고 한 연구결과(Tang, Woollacott & Chong, 1998)와 비교해볼 때 일맥

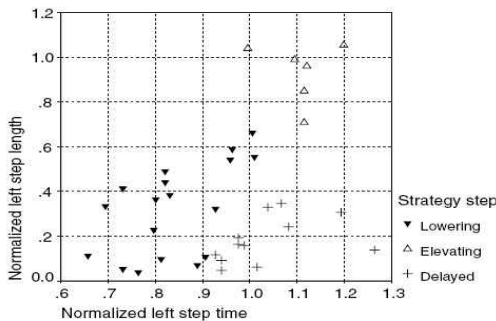


Figure 8. Lowering, Elevating, Delayed lowering(Fomer Cordero, et al.(2004))

상동한다고 볼 수 있으며, 낙상 예방을 위하여 하지 근육 중 특히, 대퇴사두근의 근력을 키워야 할 것으로 생각된다.

교란이 발생하였을 때 원발은 체공기에 있게 되는데, 이 때의 왼쪽 무릎의 최대 굴곡값을 산출한 결과 연령별로는 차이가 없었으나, 보행 형태에 따라서 교란이 발생하였을 때 더 굴곡되는 경향을 보였으며, 교란 보행 시 노인 집단이 더 크게 굴곡되었다. 이는 Carty, Mills와 Barrett(2011)의 연구에서 노인과 청년 집단을 대상으로 상체를 앞으로 기울인 상태에서 등에 끈을 묶고 끈이 풀렸을 때 균형을 유지하기 위한 전략을 분석한 연구에서 노인 집단의 굴곡이 적었다는 연구 결과와 상반된 결과를 나타내었다. 이러한 차이는 위의 연구는 서 있는 자세에서 급격히 보행을 시작할 때를 가정한 실험이고 본 연구는 보행을 계속 하고 있는 상황에서 실험을 했다는 방법에 의한 차이로 볼 수 있으며, 본 연구에서는 일반 보행에서 굴곡 정도보다 교란 보행에서 굴곡 정도가 더 크게 나타난 것으로 보아 지지면 급변으로 인하여 보행 패턴이 변화된 것으로 생각할 수 있다.

몸통의 전후 각도에서는 노인 집단이 청년 집단보다 더 크게 나타났고, 보행 형태에서도 차이가 나타났다. 또한, 몸통 각 속도에서도 보행 형태에서 차이가 나타났다. Carty et al.(2011)의 연구결과에서 노인 집단의 상체가 더 기울어진 것으로 나타나 본 연구 결과와 유사하게 나타났다. 즉, 보폭을 넓은 상태에서 몸통을 앞으로 기울이게 되면 기저면이 넓기 때문에 신체중심이 기저면 위에 있게 되어 안정된 상태를 유지하지만, 본 연구의 결과와 같이 보폭을 넓히지 못한다면 신체중심이 기저면 밖으로 벗어날 수 있게 되어 낙상의 위험을 일으킬 수 있을 것으로 생각된다.

V. 결론 및 제언

본 연구의 목적은 보행 시 지지면이 급변할 때 연령별로 균형을 유지하기 위하여 어떠한 반응 형태를 보이는지 비교, 분석하는 데에 있었다. 이를 위하여 5명의 노인 집단과 7명의 청년 집단을 대상으로 일반 보행과 지지면을 급변하게 한 교란 보행을 실시한 후 그 차이를 살펴본 결과, 전후보폭은 보행 형태에 관계없이 청년 집단에서 더 크게 나타났고, 좌우보폭은 두 집단 간에 차이가 나지 않았다. 오른발을 디딘 후 교란이 발생하여 균형을 유지하기 위하여 왼발을 딛는 속도는 청년 집단에서 빠르게 나타났고, 오른쪽과 왼쪽의 무릎 굴곡은 노인 집단에서 크게 나타났다. 또한 교란이 발생하였을 때 노인 집단에서 상체를 앞으로 더 기울이는 것으로 나타났다.

따라서, 교란이 발생한 후 균형을 유지하기 위해서는 디디는 발을 재빠르게 움직여서 기저면을 넓혀 보행에서의 안정성을

확보하는 전략이 필요한데, 이를 위해서는 하지 근력을 강화하고 반응시간을 단축시키는 노력이 필요하다. 또한, 교란이 발생하였을 때 노인 집단에서 디딤발쪽의 무릎이 더 굴곡되는 것으로 나타나 낙상을 방지하기 위해서는 무릎이 굴곡될 때 길항근의 역할을 하는 대퇴사두근의 근력을 강화시켜야 할 것으로 생각된다. 마지막으로 노인 집단에서 헛디딤이 발생하였을 때 본능적으로 상체를 앞으로 숙이는 경향을 보였는데, 이는 신체중심이 앞으로 옮겨가 기저면 밖으로 나가게 되면 낙상을 유발할 수 있으므로 평소에 상체를 세워서 걷는 습관과 헛디딤 발생 시 상체를 숙이지 않도록 해야 할 것이다.

이를 바탕으로 낙상을 예방하는 체조를 개발할 때, 하지 근력, 특히 대퇴사두근의 근력을 증가시키는 동작과 등배운동 등과 같은 허리를 펴는 동작이나 등 쪽의 근육을 강화시킬 수 있는 동작을 넣어야 할 것으로 생각된다. 추후 연구에서는 신체중심과 압력중심 등의 변인을 추가로 산출하여 낙상과의 연관성을 더 살펴봐야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

- Carty, C. P., Mills, P., & Barrett, R.(2011). Recovery from forward loss of balance in young and older adults using the stepping strategy. *Gait and Posture*, 33, 261-267.
- Ebig, M., Lephart, S. M., Burdett, R. G., Miller, M. C., & Pincivero, D. M.(1997). The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26(2), 73-77.
- Feber, R., Osternig, L. R., Wollacott, M. H., Wasielewski, N. J., & Lee, J. H.(2002). Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait and Posture*, 16(3), 238-248.
- Fomer Cordero, A., Koopman, H. J. F. M., & van der Helm, F. C. T.(2004). Mechanical model of the recovery from stumbling. *Biological Cybernetics*, 91, 212-220.
- Gabell, A., & Nayak, U. S. L.(1984). The effect of age and variability in gait. *Journal of Gerontology*, 39, 662-666.
- Hahn, M. E., & Chou, L. S.(2004). Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 837-834.
- Hahn, M. E., & Farley, A. M., Lin, V., & Chou, L. S.(2005). Neural network estimation of balance control during locomotion. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 717-724.

- Judge, J. O., Davis III, R. B., & Öunpuu, S.(1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Science*, 51(6), 303-312.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della, C. U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J.(1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79, 317-322.
- Konradsen, L., Voigt, M., & Hojsgaard, C.(1997). Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 54-58.
- Laufer, Y.(2005) Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. *Journal of Gerontology A: Biological Science and Medical Science*, 60, 627-632.
- 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.
- Li F., Fisher, K. J., Harmer, P., McAuley E., & Wilson, N. L.(2003). Fear of falling in elderly persons: association with falls, functional ability, and quality of life. *Journal of Gerontology B: Psychological Science and Social Science*, 58, 283-290.
- Lockhart, T. E., Spaulding, J. M., & Park, S. H.(2007) Age-related slip avoidance strategy while walking over a known slippery floor surface. *Gait and Posture*, 26(1), 142-149.
- McFadyen, B. J., & Prince, F.(2002). Avoidance and accommodation of surface height changes by healthy, community-dwelling, young, and elderly men. *Journal of Gerontology*, 57(4), 166-174.
- Nieuwenhuijzen, P. H. J. A., Grüneberg, C., & Duysens, J.(2002). Mechanically induced ankle inversion during human walking and jumping. *Journal of Neuroscience Methods*, 117(2), 133-140.
- Oddsson, L. I. E., McPartland, M. D., Krebs, D. E., & Tucker, C. A.(2004). Recovery from perturbations during paced walking. *Gait and Posture*, 19(1), 24-34.
- Owings, T. M., Pavol, M. J., & Grabiner, M. D.(2001). Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics*, 16(9), 813-819.
- Pavo, M. J., Owings, T. M., Foley, K. T., & Grabiner, M. D.(1999). The sex and age of older adults influence the outcome of induced trips. *The Journal of Gerontology A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 54(2), M103-108.
- Rogers, M. W., Hedman, L. D., Johnson, M. E., Martinez, K. M., & Mille, M. L.(2003). Triggering of protective stepping for the control of human balance: age and contextual dependence. *Cognitive Brain Research*, 16(2), 192-198.
- Schillings, A. M., Van Wezel, B. M., Mulder, T., & Duysens, J.(2000). Muscular responses and movement strategies during stumbling over obstacles. *Journal of Neurophysiology*, 83(4), 2093-2102.
- Schulz, B. W.(2011). Minimum toe clearance adaptation to floor surface irregularity and gait speed. *Journal of Biomechanics*, 44, 1277-1284.
- Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T.(1997). Optimal walking in terms of variability in step length. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27, 266-271.
- Tang, P. F., Woollacott, M. H., & Chong, R. K.(1998). Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. *Experimental Brain Research*, 119(2), 141-152.
- Thies, S. B., Richardson, J. K., & Ashton-Miller, J. A.(2005). Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: A study in healthy young and older women. *Gait and Posture*, 22, 26-31.
- Tinetti, M. E., Mendes de Leon, C. F., Doucette, J. T., & Baker, D. I.(1994). Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. *Journal of Gerontology*, 49(3), M140-147.
- Woo, J., Ho, S. C., Lau, J., Chan, S. G., & Yuen, Y. K.(1995). Age-associated gait-changes in the elderly: pathological or physiological? *Neuroepidemiology*, 14, 65-71.
- Woollacott, M. H.(2000). Systems contributing to balance disorders in older adults. *The Journal of Gerontology Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(8), M424-428.