

## 청각 신호 속도에 따른 파킨슨병 환자의 생역학적 보행 분석

김은정 · 한진태<sup>†</sup> · 정재민<sup>2</sup>

마산대학교 물리치료과, <sup>1</sup>경성대학교 물리치료학과, <sup>2</sup>김해대학교 물리치료과

### A Biomechanical Gait Analysis of Patients with Parkinson's Disease by Auditory Cues Velocity

Eun-jung Kim, PT, PhD, Jin-tae Han, PT, PhD<sup>†</sup>, Jae-min Jung, PhD<sup>2</sup>

Department of Physical Therapy, Masan University, <sup>1</sup>Department of Physical Therapy, Kyungsung University,

<sup>2</sup>Department of Physical Therapy, Gimhae University

Received: October 10, 2012 / Revised: November 5, 2012 / Accepted: December 4, 2012

© 2013 Journal of the Korean Society of Physical Medicine

#### | Abstract |

**PURPOSE:** The purpose of this study was to determine if auditory cues velocity has a greater effect on the gait pattern of patients with Parkinson's disease (PD) than the cues applied individually.

**METHODS:** The subjects were 15 elderly patients diagnosed with PD, 15 healthy elderly persons. Patients were measured of three conditions performed in random order: slow, general, fast. The auditory cue velocity consisted of a metronome beat  $\pm 20\%$  than the subject's general gait speed. Using a motion analysis and a force platform measurement system, changes in spatiotemporal variables, kinetic and kinematic variables were compared to gait analysis.

**RESULTS:** Comparison between the auditory cues velocity, there was a significant difference in the spatiotemporal variables with regard to the cadence, stride length, support

time, step length, double support time ( $p < .05$ ). Comparison between the auditory cues velocity, there was a significant increase general and fast velocity gait than slow velocity gait in the maximum flexion in swing phase of knee joint ( $p < .05$ ). There appears to be the aspect of an increasing ground reaction force (GRF) on the first peak in the vertical axis ( $p < .05$ ).

**CONCLUSION:** Auditory cues velocity improved of spatio-temporal factors, kinematic and kinetic factors depending on the velocity of the faster. Therefore at the rehabilitation training of PD patients auditory cues velocity would be used for recovery and gait reeducation, may arise through the patients functional ability.

**Key Words:** Parkinson's disease, Auditory cue, Velocity; Gait

#### I. 서론

파킨슨병은 1817년 James Parkinson에 의해 "Essay on the Shaking Palsy"에서 처음으로 기술되었으며, 대뇌 바닥핵(basal ganglia)의 도파민성 신경세포(dopaminergic neuron)의 결핍으로 인해 발생하는 퇴행성 신경학적

†Corresponding Author : jthan2001@hanmail.net

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

질환이다(Hausdorff, 2007). 파킨슨병은 움직임이 느려지는 운동느림(bradykinesia), 움직임의 시작이 지연되는 운동못함(akinesia), 떨림(tremor), 과다굳음(rigidity), 균형 장애(impaired balance)와 같은 운동장애(movement impairments)의 증상을 가진다(Dibble 등, 2004).

파킨슨병 환자의 대부분에서 운동의 이상증상으로 인한 보행의 장애를 보이게 되는데, 파킨슨병 환자의 보행 형태는 보행속도의 감소와 짧은 걸음(short step)을 나타내며, 몸통 돌림이나 팔 흔들기가 잘 일어나지 않고, 걷는 중에 발을 들어 올리지 못하고 끌게 되며(shuffling gait pattern), 방향 전환이 어려우며, 보행 중 가속 보행 형태(acceleration gait pattern)가 나타난다(Victor와 Rooper, 2001). 적어진 큰걸음거리(stride length)는 파킨슨병 환자의 보행 장애에 있어서 다른 손상을 유발하거나 낙상의 주원인으로 작용한다. 따라서 파킨슨병 환자의 적절한 큰걸음거리의 확립과 적당한 걸음거리(step length)의 확립이 파킨슨병 환자의 보행과 이차손상의 예방에 있어서 중요하다고 볼 수 있다(Morris, 2000).

파킨슨병은 보행 장애와 동시에 동작성 지능에 속하는 시·공간 지각기능도 현저하게 손상된다(Girotti 등, 1988; Nieuwboer 등, 2007). 손상된 바닥핵의 기능을 대신하기 위해 외적 신호(external cue)를 적용하게 되면 파킨슨병 환자에게 시·공간적인 자극을 유발하여 움직임의 시작과 연속성에 관여하며, 특히 보행에 가장 많은 영향을 주게 된다(Rubinstein 등, 2002). 외적 신호는 보행과 같은 운동 활동(motor activity)의 시작 및 지속적인 촉진과 관련된 시간적 혹은 공간적 자극을 제공하는 것으로 정의할 수 있다(Lim 등, 2005).

외적 신호에 대한 보행 분석은 1967년 Martin에 의해 처음 수행되었다(Martin, 1967). 그 이후부터 최근까지 파킨슨병의 보행능력 증가를 위한 여러 접근방법 중 외적 신호를 이용한 방법의 효과에 대한 연구들이 진행되어 왔다(Lim 등, 2005; Nallegowda 등, 2004; Morris 등, 2000). 그 중 청각 신호는 파킨슨병 환자 보행 특성의 걸음거리에 긍정적인 영향을 준다. 이는 내부적으로 생성되는 리듬적 움직임에 대한 무능력(inability)을 초래하는 바닥핵 질환에 대한 보상에 의한 것이라 할 수 있다(Thaut 등, 1996; McIntosh 등, 1997; Thaut 등, 2001;

Howe 등, 2003).

청각 신호는 음악적 비트(beats), 메트로놈(metronomes), 리듬적 박수(clapping)와 같은 신호방법으로 파킨슨 환자의 보행 개선을 위한 전략으로 사용되어 왔다(McIntosh 등, 1997; Nanton, 1986; Quintyn과 Cross, 1986; Thaut 등, 1996; McIntosh 등, 1997). 청각 신호는 다리의 움직임을 트레드밀처럼 물리적으로 제한하는 것이 아니라 청각 신호를 적용했을 시에만 움직임의 속도와 진폭이 변화된다(Thaut 등, 1996; McIntosh 등, 1997; Miller 등, 1996). 따라서 파킨슨병 환자의 보행속도나 걸음수(cadence)와 같은 움직임의 연속성과 시간적 지표에 관련되어 영향을 많이 준다(Horak 등, 1996; del Olmo와 Cuderio, 2005).

파킨슨병 환자에게 청각 신호의 적용에 대해 Suteerawattananon 등(2004)은 파킨슨병 환자들의 걸음수, 보행속도(gait speed), 큰걸음거리에서 증가를 보이고, 특히 걸음수와 보행속도의 유의한 증가를 보인다고 하였고, Jiang과 Norman (2006)은 청각 신호의 사용은 파킨슨병 환자의 걸음수나 보행속도, 큰걸음거리 등의 시공간적 지표에 영향을 미친다고 하였다. 다양한 청각 신호를 적용한 연구에서 Howe 등(2003)은 파킨슨 환자의 보행 향상을 위한 방법으로 청각 신호의 속도는 초기 단계 파킨슨 환자의 보행에서 걸음수와 보행속도를 조절할 수 있다고 하였다.

지금까지의 선행연구들을 살펴보면, 파킨슨 환자의 운동 조절이나 보행능력 증가를 위하여 청각 신호를 적용한 보행 시 속도에 따른 영향에 대해서 시·공간적 지표에 관한 연구들이 대부분을 차지하고 있으며, 운동학적 변수나 운동역학적 변수에 대한 연구가 미흡한 상태이다. 이에 본 연구에서는 파킨슨병 환자를 대상으로 청각 신호를 적용한 보행 시 속도에 따른 시·공간적 보행변수를 비교 분석하고, 또한 보행 중 운동학적, 운동역학적 변수에 차이가 있는지를 비교하였고 향후 파킨슨병 환자의 보행훈련 시 중재법으로서 적절한 청각 신호 속도 제시를 위한 근거를 제시하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

본 연구는 B광역시 D대학병원 신경과에서 특발성 파킨슨병으로 진단받은 환자로 본 연구의 기준에 부합한 파킨슨병 환자 15명과 보행 장애의 병력이 없으며, 신경학적 질환의 기왕력이 없는 연령대와 성별을 맞춘 대조군 15명을 대상으로 하였다. 파킨슨병 환자들은 항파킨슨 약을 복용 중이었으며, UK Parkinson's disease society brain bank 임상기준으로 신경과 의사에 의해 파킨슨병을 진단받은 자, Hoehn & Yahr 척도의 1.5~2.5 단계에 있는 자, 보행 보조도구 없이 혼자서 보행이 가능한 자로 하였으며, 모든 대상자는 연구에 대한 설명을 듣고 이해를 구하여 자발적 동의를 얻은 후 실험에 참여하였다.

### 2. 연구 절차

연구대상자들에게 연구절차를 알려주기 위해서 연구보조원이 시범을 보인 후 연구를 시행하였다. 모든 연구대상자들은 실험실에 익숙해지도록 보행연습을 하여 자연스러운 보행을 유도한 후 전자 메트로놈을 이용하여 느린 속도, 보통 속도, 그리고 빠른 속도의 청각 신호 보행을 하도록 지시하였다. 청각 신호 보행 속도는 선행 연구를 참고하여 메트로놈 속도(비트/분)를 대상자의 자연스런 보행 속도와 자연스런 보행속도의  $\pm 20\%$  속도를 유지하면서 보행로를 걷도록 하였다 (Chung과 Wang, 2010).

제공되는 청각 신호 속도의 순서는 무작위로 하였으며, 각각의 신호 보행 사이에는 충분한 휴식을 제공하였다. 보행검사는 마커를 부착한 상태에서 6m 거리를 10회 이상 반복 보행 후 가장 자연스러운 보행양상을 3회 선택하여 분석을 시행하였다.

### 3. 측정 도구 및 측정 방법

파킨슨 환자의 청각 신호 속도에 따른 보행 시의 운동학적 분석을 위해 적외선 카메라 6대로 구성된 Hawk Digital System (60Hz, Motion Analysis, 미국)을 사용하였고, 촬영된 데이터들은 EVaRT 5.0 소프트웨어

를 사용하여 수집하였으며, Cortex 64와 OrthoTrak 6.6.4 소프트웨어로 처리하였다.

운동역학적 분석을 위해 보행로의 중앙부에 2개의 힘판(force plate)을 설치하였다(BP600400, AMTI Co., 미국). 보행 시 수직 최대 지면 반발력에 대한 데이터를 컴퓨터에 저장하며, 이 신호는 카메라와 동조시키는 Ultranet 시스템을 통하여 그 신호를 Motion Analysis의 Cortex 64 소프트웨어를 통하여 데이터를 얻게 된다.

대상자들의 일반적인 특성을 알기 위해서 키와 몸무게를 측정하고 너비측정기를 이용하여 발의 너비를 측정하였다. 보행검사에 필요한 발광마커는 영상분석에 필요한 1.25mm 반사마커를 사용하였으며, 운동학적 분석 측정 모델인 Helen-Hayes maker set을 따라 보행에 필요한 골반 및 다리분절점에 부착하여 측정하였다. 마커의 위치는 좌우 위앞엉덩뼈가시(ASIS), 좌우 위뒤엉덩뼈가시(PSIS)의 1/2 지점, 엉치뼈, 좌우 넓다리뼈(midthigh), 좌우 무릎 바깥 위관절융기(lateral femoral epicondyle), 좌우 무릎 안 위관절융기(medial femoral epicondyle), 좌우 정강이(midshank), 좌우 바깥복사뼈(lateral malleolus), 좌우 안복사뼈(medial malleolus), 좌우 두번째 발허리뼈머리(2nd metatarsal head) 및 좌우 뒤 발꿈치뼈(posterior calcaneus)로 총 21개의 마커를 부착하였다.

### 4. 통계 처리

실험 후 획득된 자료에 대해 PASW 18.0 for window를 이용하여 통계처리 하였으며, 청각 신호 속도에 따른 파킨슨병 환자와 대조군의 운동학적·운동역학적 보행 분석을 하였다. 보행속도에 따른 운동학적·운동역학적 유의성을 알아보기 위해 이원배치분산분석(two-way ANOVA)을 사용하였으며 대응별 비교를 이용하여 보행속도에 따른 차이를 비교하였고, 각 보행 속도별 그룹 간 차이 비교를 위하여 독립표본 t 검정(independent t-test)을 사용하였다. 통계학적 유의수준을 검증하기 위한 유의수준( $\alpha$ )은 .05로 설정하였다.

### III. 연구 결과

#### 1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 일반적 신체 특성은 표 1과 같다 (Table 1).

Table 1. General characteristics of the subjects (Mean±SD)

	Parkinson group	Control group
Age (yrs)	65.67±6.76	69.20±4.23
Height (cm)	159.07±8.44	156.87±5.42
Body weight (kg)	56.67±7.81	56.40±6.39
Sex (F/M)	9/6	10/5
Months since diagnosis	71.20±42.90	

#### 2. 청각 신호 속도에 따른 운동학적 분석

##### 1) 시·공간적 보행 변수 분석

청각 신호 속도에 따른 보행의 시·공간적 변수에 대해 알아본 결과, 청각 신호 속도에 따라 걸음수, 큰걸음거리, 보행속도, 걸음거리, 두다리 지지시간 모두에서 유의한 차이를 보였으며( $p<.05$ ), 그룹 간 비교에서는 큰걸음거리, 걸음거리, 보행속도에서 유의한 차이를 보였다( $p<.05$ )(Table 2).

Table 2. Comparison of spatio-temporal parameters depending on different auditory cues between Parkinson and control group

		Auditory cue velocity			Group		Auditory cue velocity × Group			
		Slow	General	Fast	F	p	F	p	F	p
		M±SD	M±SD	M±SD	F	p	F	p	F	p
Cadence (step/min)	P	86.48±9.13	102.81±5.13	120.56±5.80						
	C	86.96±6.63	104.47±4.19	117.76±5.21	204.28 <sup>#†‡</sup>	.00*	.03	.87	1.04	.36
	t p	-.16 .87	-.97 .34	1.39 .17						
Stride length (cm)	P	90.18±15.51	99.36±16.32	105.05±20.26						
	C	104.49±7.06	109.43±9.43	112.30±7.16	5.33 <sup>#†‡</sup>	.01*	13.54	.00*	.51	.60
	t p	-3.25 .01*	-2.07 .03*	-1.31 .20						
Step length (cm)	P	45.69±8.30	50.47±8.00	53.12±10.39						
	C	52.18±3.71	55.20±4.45	56.12±3.79	5.26 <sup>#†‡</sup>	.01*	10.51	.00*	.47	.62
	t p	-2.77 .01*	-2.00 .06	-1.05 .30						
Walking speed (cm/sec)	P	65.70±12.28	85.63±14.45	106.79±21.80						
	C	76.13±7.21	96.02±9.56	110.93±6.70	63.38 <sup>#†‡</sup>	.00*	9.14	.00*	.58	.56
	t p	-2.84 .01*	-2.32 .03*	-.70 .49						
Double support time(%cycle)	P	14.17±2.62	12.23±1.64	11.60±2.04						
	C	12.73±1.56	11.63±1.70	11.93±1.54	9.33 <sup>#†‡</sup>	.00*	3.65	.06	.93	.40
	t p	1.83 .08	.98 .34	.30 .77						

\*  $p<.05$

# significant difference between slow and general condition ( $p<.05$ )

† significant difference between general and fast condition ( $p<.05$ )

‡ significant difference between slow and fast condition ( $p<.05$ )

P: Parkinson group, C: control group

## 2) 시상면에서의 운동학적 분석

시상면상에서 엉덩관절의 굽힘과 펴는 청각 신호 속도에 따른 변화에서 유의한 차이를 보이지 않았으며 ( $p>.05$ ), 그룹에 따른 변화에서는 중간디딤기, 전흔들기에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다( $p<.05$ ). 무릎 관절의 굽힘과 펴는 청각 신호 속도에 따른 변화에서 중간흔들기 동안 유의한 차이를 보였으며( $p<.05$ ), 그룹

에 따른 변화에서는 초기접촉기, 중간디딤기, 전흔들기에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다( $p<.05$ ). 발목 관절의 발등굽힘과 발바닥굽힘은 청각 신호 속도에 따른 변화에서 유의한 차이를 보이지 않았으며( $p>.05$ ), 그룹에 따른 변화에서는 초기접촉기, 중간흔들기에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다( $p<.05$ )(Table 3).

Table 3. Comparison of kinematic parameters of lower extremity depending on the different velocity of auditory cues between Parkinson and control group (unit : °)

	Group	Slow		General		Fast		Auditory cue velocity		Auditory cue velocity × Group			
		M±SD		M±SD		M±SD		F	p	F	p		
H1	P	28.70±7.48		30.17±7.19		31.13±6.91		.38	.68	.76	.39		
	C	30.93±6.36		31.25±6.20		31±57±5.98						.13	.88
	t p	-.86 .39	-.44 .66	-.18 .85									
H2	P	-4.64±12.87		-4.77±13.33		-6.74±13.49		.33	.72	5.54	.02*		
	C	-9.46±7.41		-10.83±7.30		-11.77±6.69						.03	.97
	t p	1.25 .22	1.54 .13	1.29 .21									
H3	P	1.04±12.99		-.39±14.55		-1.70±14.12		.57	.57	7.19	.01*		
	C	-5.13±7.59		-6.38±7.45		-8.61±7.56						.01	.99
	t p	1.57 .13	1.41 .17	1.66 .11									
H4	P	31.26±8.05		33.61±7.57		34.53±7.26		.85	.43	.03	.85		
	C	32.34±5.04		32.89±5.25		33.41±5.02						.24	.79
	t p	-.43 .67	.31 .76	.48 .63									
K1	P	14.20±6.55		14.11±5.31		15.26±5.90		.11	.90	8.18	.01*		
	C	10.90±5.16		11.49±5.06		11.17±4.75						.13	.87
	t p	1.50 .14	1.38 .18	2.05 .05									
K2	P	17.63±8.65		18.70±8.65		17.16±9.65		.08	.93	8.04	.01*		
	C	13.45±5.48		13.25±5.85		13.26±5.48						.09	.91
	t p	1.54 .13	2.02 .05	1.33 .19									
K3	P	41.34±9.34		40.51±11.45		42.56±10.36		.01	.99	8.99	.00*		
	C	36.46±6.67		36.73±6.42		34.59±6.50						.46	.63
	t p	1.11 .12	1.61 .28	2.46 .02									
K4	P	64.69±5.33		68.97±4.34		70.08±3.71		10.27**	.00*	2.67	.11		
	C	67.03±3.59		64.23±4.06		68.20±3.33						.30	.74
	t p	.26 .79	1.33 .19	1.44 .16									

A1	P	3.08±3.88	2.79±3.68	4.39±4.64	.84	.44	9.20	.00*	.12	.88
	C	5.45±3.98	5.88±3.42	6.51±3.72						
	t	-1.62	.12	-2.38	.24*	-1.35	.19			
A2	P	20.11±5.39	19.71±5.16	18.36±5.55	.63	.53	1.75	.19	.04	.96
	C	21.45±4.70	20.80±4.34	20.23±5.30						
	t	-.71	.48	-.63	.54	-.93	.36			
A3	P	5.99±7.24	6.47±5.91	3.09±7.91	.31	.73	1.48	.23	.97	.38
	C	3.81±6.86	2.52±5.23	3.98±6.98						
	t	.83	.41	1.94	.06	-.32	.75			
A4	P	5.99±7.24	6.47±5.91	3.09±7.91	.34	.71	8.38	.01*	.01	.99
	C	13.39±5.58	12.35±5.12	12.20±5.00						
	t	-1.73	.10	-1.61	.12	-1.69	.10			

\* p<.05

# significant difference between slow and general condition (p<.05)

† significant difference between general and fast condition (p<.05)

‡ significant difference between slow and fast condition (p<.05)

H1: Flexion at initial contact, H2: Maximum extension in stance phase, H3: Flexion at preswing, H4: Maximum flexion in swing phase, K1: Flexion at initial contact, K2: Maximum extension in stance phase, K3: Flexion at preswing, K4: Maximum flexion in swing phase, A1: Flexion at initial contact, A2: Maximum dorsiflexion in stance phase, A3: Flexion at preswing, A4: Maximum dorsiflexion in swing phase

3. 청각 신호 속도에 따른 운동역학적 분석

1) 수직선상 지면 반발력 분석

청각 신호 속도에 따른 보행 시 수직선상 지면 반발

력은 첫 번째 정점에서 유의한 차이를 나타내었고 (p<.05), 그룹 간 비교에서는 첫 번째 정점과 두 번째 정점에서 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다 (p<.05)(Table 4).

Table 4. Comparison of ground reaction force depending on different auditory cues between Parkinson and control group (unit : %BW)

		Slow	General	Fast	Auditory cue velocity		Group		Auditory cue velocity × Group	
		M±SD	M±SD	M±SD	F	p	F	p	F	p
First peak	P	100.46±3.82	104.93±8.11	115.23±9.83	22.72 <sup>#†‡</sup>	.00*	5.95	.02*	1.53	.22
	C	98.80±4.04	103.47±5.85	108.13±6.92						
	t	1.36	.19	.57	.58	2.18	.03*			
Second peak	P	97.57±4.73	100.27±5.12	100.85±7.28	1.29	.28	8.35	.01*	.48	.62
	C	102.33±4.64	102.67±4.08	103.33±4.98						
	t	-2.73	.01*	-1.42	.17	-1.04	.30			

\* p<.05

# significant difference between slow and general condition (p<.05)

† significant difference between general and fast condition (p<.05)

‡ significant difference between slow and fast condition (p<.05)

#### IV. 고 찰

본 연구는 청각 신호 속도에 따른 파킨슨병 환자의 보행 개선을 알아보기 위해 파킨슨병 환자를 대상으로 청각 신호의 속도를 다르게 적용 시 보행의 운동학적 분석을 위하여 시·공간적 변수와 보행주기에 따른 시상면 상 하지 관절 각도의 변화를 측정하였고, 운동역학적 분석을 위하여 지면반발력을 측정하였다.

파킨슨병 환자의 보행에 대해 시·공간적 변수 분석에 대한 많은 연구들에서, 파킨슨병 환자의 보행 양상은 걸음거리가 짧고 보행속도가 느린 보행을 보였다(Morris 등, 1996; O'Sullivan 등, 1998; Pedersen 등, 1997; Siegel과 Metman, 2000; Thaut 등, 1996). 동작 분석기를 이용한 파킨슨병 환자의 보행 분석에서도 파킨슨병 환자는 대조군에 비해 큰걸음거리가 감소되고, 보행속도가 느려졌다고 하였다(Hong, 2005). 본 연구에서도 파킨슨병 환자는 대조군에 비해 큰걸음거리와 걸음거리, 보행속도에서 유의한 감소를 보여, 선행연구의 결과와 일치함을 보여 주었으며, 파킨슨병 환자의 일반적인 보행 특성을 나타내었다.

청각 신호의 사용은 파킨슨병 환자의 보행속도나 걸음수와 같은 연속적인 움직임과 시간적 지표에 많은 영향을 준다고 하였다(Horak 등, 1996; del Olmo와 Cuderio, 2005). Ford 등(2010)은 파킨슨병 환자에게 점진적인 청각 신호를 적용한 보행 훈련을 적용한 결과, 보행속도와 큰걸음거리, 걸음수가 유의하게 증가하였다고 하였으며, Arias와 Cudeiro (2008)는 다른 자극 빈도를 적용했을 때, 청각 자극이 파킨슨병 환자의 걸음거리를 증가시키고, 큰걸음거리-시간(stride-time)을 감소시킨다고 하였다. 본 연구에서 청각 신호 속도가 빨라질수록 걸음수와 큰걸음거리, 걸음거리, 보행속도가 유의하게 증가하였으며, 두다리 지지시간은 유의하게 감소하여 선행연구의 결과 일치함을 보여주었고, 청각 신호의 적용은 파킨슨병 환자 보행의 시·공간적 변수에 많은 영향을 준다는 것을 알 수 있다.

최근에는 운동학적 보행 분석을 위하여 동작 분석기를 이용한 팔·다리 관절의 각도나 몸통의 회전 등에 대한 연구들이 진행되고 있다(Lewis 등, 2000; Shan 등,

2001). Morris 등(1999)은 파킨슨병 환자의 운동학적 보행 분석에 대해 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 운동범위가 많이 감소되었고, 관절들이 대체적으로 굽힘의 양상을 보이고 있었으며, 엉덩관절이나 발목관절의 폼 운동범위가 제한되었다고 보고하였다. Lewis 등(2000)은 동작 분석기를 통한 파킨슨병 환자의 보행 분석에서 중간디딤기(midstance)에서 엉덩관절 폼각과 흔들기(swing phase)에서 무릎관절 굽힘각, 전흔들기(push-off)에서 발목관절 폼각 감소를 보고하였다. 본 연구에서 파킨슨병 환자는 대조군에 비해 엉덩관절에서는 중간디딤기 최대 폼각과 전흔들기 굽힘각의 감소를 나타내었고, 무릎관절에서는 중간디딤기 최대 폼각 감소와 초기닿기, 전흔들기에서 굽힘각의 증가를 나타내었으며, 발목관절은 초기닿기와 중간흔들기에서 발등굽힘각 감소를 나타내었다. 선행연구와 이러한 결과를 미루어 볼 때, 파킨슨병 환자의 초기닿기 시 무릎관절의 굽힘각 증가와 중간디딤기 시 엉덩관절의 폼각 감소는 구부정한 자세와 관련이 있으며, 중간흔들기 시 무릎관절과 발목관절의 굽힘각 감소는 걸음거리의 짧아짐과 발을 끄는 증상과 관련이 있다고 할 수 있다.

Lewis 등(2000)은 파킨슨병 환자에 시각 신호를 적용했을 때 운동학적 보행 요소들이 개선되었다고 하였고, Morris 등(1999)도 파킨슨병 환자에게 시각 신호의 적용이 관절 범위를 증가시켰다고 보고하여, 외적 신호가 파킨슨병 환자 보행의 운동학적 요소에 영향을 준다고 할 수 있다. 본 연구에서 청각 신호 속도에 따른 변화에서 청각 신호의 속도가 빨라질수록 무릎관절의 흔들기 최대 굽힘각에서 증가를 보였다. 중간흔들기는 보행주기 분류에서 다리 전진기(limb advancement)에 해당하므로 중간흔들기에서 굽힘각 증가는 파킨슨병 환자들이 짧아진 걸음거리를 개선시키기 위함이라 할 수 있으며, 중간흔들기 시 감소된 발목관절의 굽힘각으로 인한 발 끌림을 보완하기 위해 무릎관절을 많이 이용함을 알 수 있다.

보행동안 걸음을 걸을 때마다 지면에 의해 발바닥 아래에 적용되는 힘을 지면 반발력(ground reaction force)이라 하며, 수직축에서의 지면 반발력은 보행주기 동안 초기에 신체의 아래 방향 움직임을 감속시키다가 이후

에 위 방향으로 가속시키기 위해 부하반응기와 디딤기 발기에 두 번의 정점(peak)을 나타낸다(Neumann, 2002).

Ueno (1989)는 파킨슨병 환자가 보행 장애 증상으로 발을 끌게 되며, 발의 지면 반발력 신호는 약한 정점이 하나만 나타난다고 하였고, Jeon (2006)은 발의 압력 신호를 이용한 정상인과 파킨슨병 환자의 보행 특성 분석에서 발이 지면에 닿기 시작해서 정점까지 도달하는 시간의 분석변수가 정상인보다 환자군에서 작게 나타난다고 하였다. 본 연구에서 첫 번째 정점에서는 파킨슨병 환자가 대조군보다 지면 반발력이 더 크게 작용하였는데, 이는 신체의 아래 방향으로 움직임을 감속시키기 위한 조절이 부족한 것으로 여겨지며, 두 번째 정점에서는 파킨슨병 환자보다 대조군이 지면 반발력이 더 크게 작용하여 위 방향으로 가속시키기 위한 능력, 즉 디딤기 후 흔들기에 대한 추진력 부족으로 여겨진다.

청각 신호 속도에 따른 변화에서는 첫 번째 정점에서 청각 신호의 속도가 빨라질수록 지면 반발력이 크게 작용하였으며, 이는 첫 번째 정점에서 대조군보다 파킨슨병 환자의 지면 반발력이 더 크게 작용한 것과 마찬가지로 걸음거리가 증가하고 보행속도가 증가함에 따라 신체의 아래 방향으로 움직임을 감속시키기 위한 조절의 어려움 때문인 것으로 생각된다.

본 연구의 결과를 볼 때 청각 신호는 속도에 따라 파킨슨병 환자 보행의 운동학적 및 운동역학적 차이를 나타내는 것을 알 수 있다. 이를 통해 청각 신호 속도에 따른 파킨슨병 환자의 보행 훈련 방법을 제시할 수 있으며, 중재 시 필요성에 따라 적절한 속도의 청각 신호에 대한 이론적 근거를 제시할 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구는 Hoehn & Yahr 척도의 1.5~2.5 단계에 있는 초기 단계의 파킨슨병 환자를 대상으로 하였기 때문에 보행 양상이 많이 심하지 않아 본 연구 결과를 파킨슨병 환자 전체에 일반화하는데 어려움이 있고, 일시적인 보행능력의 증가라 할 수 있으며, 청각 신호 속도에 대한 훈련의 효과에 대해서는 평가되지 못한 것이 이 연구의 제한점으로 볼 수 있다. 앞으로 파킨슨병 환자의 보행에 청각 신호 속도가 미치는 영향에 대해 임상에서의 청각 신호 속도를 이용한 훈련에 대한 추가적인 연구가 필요하다고 생각된다.

## 참고문헌

- Arias P, Cudeiro J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Exp Brain Res.* 2008;186(4):589-601.
- Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait Posture.* 2010;31(1):131-5.
- del Olmo MF, Cudeiro J. Temporal variability of gait in Parkinson disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. *Parkinsonism Relat Disord.* 2005;11(1):25-33.
- Dibble LE, Nicholson DE, Shultz B et al. Sensory cueing effects on maximal speed gait initiation in persons with Parkinson's disease and healthy elders. *Gait Posture.* 2004;19(3):215-25.
- Ford MP, Malone LA, Nyikos I et al. Gait training with progressive external auditory cueing in persons with Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(8):1255-61.
- Girotti F, Soliveri P, Carella F et al. Role of motor performance in cognitive processes of parkinsonian patients. *Neurology.* 1988;38(4):537-40.
- Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci.* 2007;26(4):555-89.
- Hong SG. Analysis of dynamics of gait in Parkinson's disease with 3-dimensional gait analysis system. Graduate School of Korea University. Master's thesis. 2005.
- Horak FB, Frank J, Nutt J. Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set and tone. *J Neurophysiol.* 1996;75(6):2380-96.
- Howe TE, Lovgreen B, Cody FWJ et al. Auditory cues can modify the gait of persons with early-stage Parkinson's disease: a method for enhancing parkinsonian walking performance?. *Clin Rehabil.* 2003;17(4):363-7.
- Jeon HS. Gait characteristics analysis in Parkinson patients

- and normal person using foot pressure. Graduate School of Seoul University. Master's thesis. 2006.
- Jiang Y, Norman KE. Effect of visual and auditory cues on gait initiation in people with Parkinson's disease. *Clin Rehabil.* 2006;20(1):36-45.
- Lewis GN, Byblow WD, Walt SE. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. *Brain.* 2000;123(10):2077-90.
- Lim I, van Wegen E, de Goede C et al. Effects of external rhythmical cueing on gait in patients with Parkinson's disease: a systematic review. *Clin Rehabil.* 2005; 19(7):695-713.
- Martin JP. The basal ganglia and posture. London. Pitman Publishing. 1967.
- McIntosh GC, Brown SH, Rice RR et al. Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1997;62(1):22-26.
- Miller RA, Thaut MH, McIntosh GC et al. Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1996;101(1):1-7.
- Morris ME. Movement disorders in people with Parkinson disease: a model for physical therapy. *Phys Ther.* 2000;80(6):578-97.
- Morris ME, Iansek R, Smithson F et al. Postural instability in Parkinson's disease: a comparison with and without a concurrent task. *Gait Posture.* 2000;12(3):205-16.
- Morris ME, Matyas TA, Iansek R et al. Temporal stability of gait in Parkinson's disease. *Phys Ther.* 1996; 76(7):763-77.
- Morris ME, McGinley J, Huxham F et al. Constraints on the kinetic, kinematic and spatiotemporal parameters of gait in Parkinson's disease. *Hum Mov Sci.* 1999; 18(2-3):461-83.
- Nallegowda M, Singh U, Handa G et al. Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait, and posture in Parkinson's disease: a pilot study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004;83(12):898-908.
- Nanton V. Parkinson's disease. In: Cottam PJ, Sutton A, editors. *Conductive education. A system for overcoming motor disorder.* London: Croom Helm. 1986.
- Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system : Foundations for physical rehabilitation.* Philadelphia. Mosby. 2002.
- Nieuwboer A, Kwakkel G, Rochester L et al. Cueing training in the home improves gait-related mobility in Parkinson's disease: The RESCUE-trial. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2007;78(2):134-40.
- O'Sullivan JD, Said CM, Dillon LC et al. Gait analysis in patients with Parkinson's disease and motor fluctuations: Influence of levodopa and comparison with other measures of motor function. *Mov Disord.* 1998;13(6):900-6.
- Pedersen SW, Oberg B, Larsson LE et al. Gait analysis, isokinetic muscle strength measurement in patients with Parkinson's disease. *Scand J Rehabil Med.* 1997; 29(2):67-74.
- Quintyn M, Cross E. Factors affecting the ability to initiate movement in Parkinson's disease. *Phys Occup Ther Geriatr.* 1986;4(4):51-60.
- Rubinstein TC, Giladi N, Hausdorff JM. The power of cueing to circumvent dopamine deficits: a review of physical therapy treatment of gait disturbances in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2002;17(6):1148-60.
- Shan DE, Lee SJ, Chao LY, et al. Gait analysis in advanced Parkinson's disease on effect of levodopa and tocopone. *Can J Neurol Sci.* 2001;28(1):70-5.
- Siegel KL, Metman LV. Effects of bilateral posteroventral pallidotomy on gait of subjects with Parkinson disease. *Arch Neurol.* 2000;57(2):198-204.
- Suteerawattananon M, Morris GS, Etnyre BR., et al. Effects of visual and auditory cues on gait in individuals with parkinson's disease. *J Neurol Sci.* 2004; 219(1-2):63-9.
- Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR et al. Rhythmic auditory

- stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. *Mov Disord.* 1996;11(2):193-200.
- Thaut MH, McIntosh KW, McIntosh GC et al. Auditory rhythmicity enhances movement and speech motor control in patients with Parkinson's disease. *Funct Neurol.* 2001;16(2):163-72.
- Ueno E. Clinical and physiological study of apraxia of gait and frozen gait. *Rinsho Shinkeigaku.* 1989;29(3):275-283.
- Victor M, Ropper AH. *Adams and Victor's principles of neurology.* 7th ed. McGraw Hill. 2001.