

파킨슨 환자의 멈춤 보행 시 하지 근전도 분석

양창수¹ · 임비오²

¹인천대학교 예술체육대학 운동건강과학부 · ²중앙대학교 사범대학 체육교육과

Analysis of Lower Extremity Muscle Activities in Parkinson's Patients for Improving to Stop Task

Chang-Soo Yang¹ · Bee-Oh Lim²

¹Department of Health and Exercise Science, College of Arts and Physical Education, University of Incheon, Incheon, Korea

²Department of Physical Education, College of Education, Chungang University, Seoul, Korea

Received 31 July 2012; Received in revised form 31 August 2012; Accepted 26 September 2012

ABSTRACT

Freezing of gait is a severely problem in people with Parkinson's disease. The purpose of this study was to investigate the muscle activities of adductor longus, gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, rectus femoris, gastrocnemius, and tibialis anterior using Noraxon 8 channels EMG system during stop task in patients with Parkinson's disease. Seven parkinson's patients and age matched normal participants were recruited in the study. Filtered EMG signals were rectified, smoothed and integrated. To control for the altered timing and magnitude of activity, iEMG was normalized for time and peak value. The results indicated that the patients with Parkinson showed decreased gait cycle, stance phase, swing phase time, swing phase time ratio and increased stance phase time ratio than normal participants. The patients with Parkinson showed decreased gastrocnemius muscle activity time ratio, while increased tibialis anterior muscle activity time ratio than normal participants. During stance phase before stop, the patients with Parkinson showed relatively lower average and peak iEMG in anterior tibialis and gastrocnemius muscle than normal participants. During swing phase before stop, the patients with Parkinson showed relatively higher average iEMG in gastrocnemius muscle than normal participants. During stop phase, the patients with Parkinson showed relatively lower average and peak iEMG in anterior tibialis and gastrocnemius muscle than normal participants.

Keywords : Parkinson's Disease, Stop Task, Lower Extremity Muscle Activity, Electromyography

I. 서 론

파킨슨병은 신경전달물질인 도파민의 분비저하로 인해 발생 되는 퇴행성 뇌질환이다(Kim & Won, 2004; Yu & Lim, 2008). 파킨슨병의 원인으로는 뇌염 및 뇌질환, 그리고 약물 중독 등으로 추정하는데, 아직까지 정확한 원인은 규명되지 않았다(Lee, 2005). 파킨슨병은 주로 노인들에게서 발병되며, 평균발병 연령은 60세이다. 남자가 여자보다 3:2의 비율로 발병율이 높아

서 고령의 남성이 파킨슨병의 발병률이 상대적으로 높다(Lee, 2005; Lim & Kim, 2007). 미국의 경우 70세 이상 노인 인구의 10만 명당 200명의 비율로 발병하며(Miller, 2002), 국내에서는 65세 이상 노령 인구의 1%가 이 병을 앓고 있으며, 약 30~40만 명의 환자가 있을 것으로 추정된다(Kim & Lim, 2008; Marsden, 1984; Lim, Park & Kim, 1997). 이는 단일질환으로서는 상당히 높은 비율이며, 사회 고령화로 인하여 파킨슨병 환자의 수는 계속 증가 할 전망이다(Lim & Kim, 2007; Song, Moon & Lee, 2004).

파킨슨 환자들은 운동완서(bradykinesia), 근육의 강직(rigidity), 진전(tremor), 자세 불안정(postural instability) 및 평형성 이상 등과 같은 일차적 장애요인을 보인다(Marsden, 1984). 이러한 일차적 장애요인으로 인하여 일상생활을 영위하기 위해 필요한 기본적인 동작인 보행에서 많은 어려움을 겪고 있다(Kim & Lim,

Corresponding Author : Bee-Oh Lim
Department of Physical Education, Chungang University, 84 Heukseok-ro, Dongjak-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-10-3201-4483 / Fax : +82-2-812-2729
E-mail : bolim@cau.ac.kr
이 논문은 2010년도 인천대학교 연구진흥사업 지원비에 의하여 연구되었음.

2008; Bloem, Beckley, Remler, Roos & Van Dijk, 1995). 특히 파킨슨 환자들은 보행 중에 발의 움직임이 순간적으로 무능력 상태에 처하게 되는데 이러한 증상을 동결(freezing)이라고 한다. 동결은 보행을 시작할 때와 멈출 때, 몸을 회전하려고 할 때, 출입구 문턱 앞에서 멈출 때 주로 나타나는데, 낙상의 원인이 되는 심각한 증상이다(Lee, 2005; Fahn, 1995; Giladi, Treves, Simon, Shabtai, Orlov & Kandinov, 2001). 파킨슨 환자들의 발병이 시작되어 시간이 지날수록 동결의 증상도 증가하는데, 5년 후에 동결이 나타날 비율이 53%에 이른다고(Giladi et al., 2001).

동결과 관련된 대부분의 연구는 보행 시작-주저증(start-hesitation)과 관련이 있다. 시작-주저증을 겪고 있는 파킨슨 환자들은 처음 첫 발을 움직이기가 어려우며, 움직임이 발생한 후 정상인에 비하여 속도가 감소하고 무게중심이 앞쪽과 옆쪽으로 이동한다(Martin et al., 2002; Vaugoyeau, Viallet, Mesure & Massion, 2003). 또한 지면반력이 감소하고, 전경골근(tibialis anterior)과 비복근(gastrocnemius)의 근육활동이 감소하였다고 보고하였다(Halliday, Winter, Frank, Patla & Prince, 1998). 한편, 다른 연구 그룹에서는 움직임이 지연되고 천천히 일어난다는 선행연구와 달리 보폭과 활보 시간(stride time)이 현저히 감소하고 보폭빈도가 증가하였다고 보고하였으며(Nieuwboer et al., 2001; Yanagisawa, Hayashi & Mitoma, 2001), 더 많은 후속 연구를 통해 일치하지 않는 결과들을 명확히 밝혀야 할 필요성이 있다고 하였다(Nieuwboer et al., 2004).

이러한 관점에서 진폭과 움직임 시간과의 관계를 규명하는 다양한 근전도 연구가 수행되었다. Andrews(1973)는 대퇴골곡근과 신전근 뿐만 아니라 전경골근과 비복근에서도 비정상적인 공동수축작용(co-activation)이 관찰되었다고 보고하였다. Dietz, Zijlstra, Prokop과 Berger(1995), Mitoma, Hayashi, Yanagisawa와 Tsukagoshi(2000)은 보행 시 비복근의 진폭(amplitude)이 감소하였으며, 보행 조건에 따른 연구가 아직 미비하다고 보고하였다.

Yanagisawa et al.(2001)은 동결 시 다리근육의 근전도 패턴은 서 있는 동안 휴식 상태와 진전 상태에서 다르다고 하였다. Nieuwboer et al.(2004)은 동결 이전에 전경골근과 비복근이 시간과 크기에 영향을 받아 근전도상으로 비정상적인 동원순서가 나타날 것이라는 가설아래 연구를 진행하였다. 그들은 동결이 나타나기 전에 전경골근과 비복근의 근육활동이 발생되어짐을 보고하였으며, 비복근에 비해서 전경골근의 근육활동이 더 크게 나타났다고 하였다. 이는 스윙 중에 다리를 당기는 보상 전략이라고 하면서, 동결과 관련해서 여러 가지 조건에서의 근전도 연구가 더 진행되어야 한다고 제안하였다.

보행 멈춤 시 발생하는 동결은 파킨슨 환자들의 낙상을 유발시키는 주요 동작이기 때문이다. 현재까지 동결과 관련된 선행 연구는 보행시작-주저증에 한정되었으며, Nieuwboer et al.(2004)의 제안처럼 파킨슨 환자들에게서 나타나는 보행 멈춤 시 동결과 관련된 연구가 필요한 실정이다. 따라서 본 연구의 목적은 파킨슨 환자들이 걷다가 멈출 때 작용하는 하지의 근육활동을 규명하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상은 S시에 소재한 A 병원의 파킨슨 내원환자 7명으로 본인과 담당의사의 실험 참가 동의를 얻어 실험에 참여하였다. 파킨슨 환자의 신체적 특성은 <Table 1>과 같다. 파킨슨 환자와의 비교를 위해 일반 노인 7명(나이: 64.7±5.9세, 신장: 167.8±7.9 cm, 체중: 62.1±6.5 kg)도 본인의 동의를 얻어 본 실험에 참여하였다.

Table 1. Subjects demographics

Sex	An injured side	Age (y)	Height (cm)	Weight (kg)	Disease duration(y)	UPDRS (Parts III) on*	H & Y stage (1-5)+	Dosage (mg/day)
M	R	69	176	56	1.5	35	2.5	Stalevo 450 Ropinirole 0.75
M	L	58	163	68	5.5	35	3	Stalevo 225 Pramipexole 4.5 Selegiline 5
F	R	72	160	69	6.5	29	3	Stalevo 450 Ropinirole 3
F	R	52	160	53	1	7	1.5	Stalevo 450 Pramipexole 4.5 Selegiline 5
M	L	67	171	50	13	53	4	Levodopa 300 Stalevo 900 Ropinirole 10
F	L	63	158	52	7	41	3	Stalevo 225 Pramipexole 4.5 Selegiline 5
M	R	65	169	62	11	51	4	Levodopa 300 Stalevo 900 Ropinirole 10
<i>M±SD</i>		63.7±6.8	165.3±6.8	58.6±7.8	6.5±4.5	35.9±15.4	3.0±0.9	

* UPDRS : Unified Parkinson's Disease Rating Scale

+ H & Y stage : Hoehn and Yahr stage

2. 실험 도구 및 자료분석 도구

8채널 무선 근전도 시스템(Telemyo; Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ)을 사용하여 하지의 근육활동을 측정하였다. 7채널은 근육의 활동을 기록하고 나머지 1채널은 보행주기를 결정하는 시점을 찾기 위해서 풋 스위치에서 발생된 신호를 기록하였다(Figure 1). 풋 스위치는 연구대상자의 분석 발의 후족부위의 발바닥에 부착하였다. 근전도 자료는 근전도 프로그램(MyoResearch v4.0)을 사용하여 분석하였다.

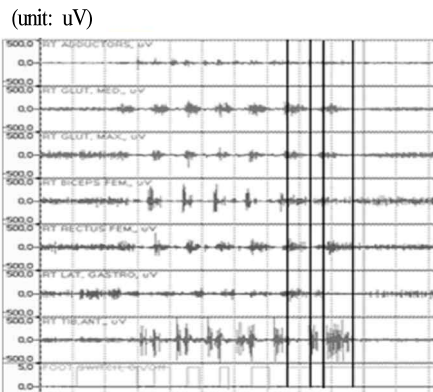


Figure 1. Raw data(p1 subject)

3. 근전도 기록

파킨슨 환자와 정상노인들이 걷다가 멈출 때 중요하게 작용하는 근육활동을 기록하기 위하여 7쌍의 표면 전극을 하지의 해당부위에 부착하였다. 7개 근육 이름과 표면전극의 부착위치는 <Table 2>와 같다(Cram & Kasman, 1998).

Table 2. Location of electrode

Muscle	Location
Adductor longus	Medial point of thigh from 4 cm apart to pubis
Gluteus medius	1/3 point between iliac crest and great trochanter
Gluteus maximus	1/2 point between trochanter and sacrum
Biceps femoris	1/2 point of posterior thigh from gluteal
Rectus femoris	1/2 point between knee and iliac spine
Gastrocnemius	2 cm lateral point of posterior tibia center
Tibialis anterior	1/3 point between knee and ankle, lateral side of tibia

접지 전극(ground electrode)은 상전장골극(ASIS)에 부착하였으며, 전극의 각 쌍은 작용하는 근육 선에 평행하게 부착하였다. 전극이 부착 될 지점 위의 피부는 부착하기 전에 알코올로 잘 닦았다. 피부 움직임으로 인한 신호의 왜곡(signal artifacts)을 최소화하기 위해서, 프리앰프 회로(on-site preamplification circuitry)를 가진 전극(Liberty Technology MYO115 electrode, gain = 1,000,

input impedance > 1014 Ω, CMRR > 90 dB frequency response = bandpass 3 dB at 90 and 500 Hz 중심 간의 거리=1.5 cm)을 사용하였다. 실험 시작 전에는 주위에 험(hum), 노이즈(noise) 등이 혼입될 수 있는 전원, 형광등 등 실험과 무관한 전기 장치는 모두 제거하였다. 근전도 신호를 증폭기(Biocommunication Electronics, 모델 215, input impedance > 109 Ω, CMRR > 100 dB Nonlinearity < 0.01%)를 사용하여 증폭하였다. 노락슨(Noraxon USA, Inc.)사의 소프트웨어 프로그램(MyoResearch v4.0)을 통하여 1,000 Hz로 데이터를 기록하였다.

4. 실험 절차

연구대상자에게 연구실에 도착하면 연구의 목적, 실험방법, 주의사항 등을 설명하였으며, 평소의 자연스러운 걸음걸이 동작을 수행할 수 있도록 충분한 연습을 실시하였다. 멈춤 보행시 작용하는 근육들의 활동을 측정하기 위해 7쌍의 표면 전극을 파킨슨 환자의 환측 부위와 정상노인의 주동발(굴러준 볼을 치는 발)의 관련 부위에 부착하였다. 5 m의 보행로를 걸어가다가 목표 지점에 도착하면 멈추도록 하였다.

5. 자료산출 및 분석

근전도 자료(raw EMG)를 필터링(recursive digital filter, Matlab Elliptic filter, 10-350 Hz band pass)하였다. 정과 정류를 시킨 후 표준화를 시켰다. 피험자의 특성상 일반적으로 사용되는 표준화 기법인 최대정적수축(IMVC)을 얻기가 곤란하여, 분석구간에서 나타난 최대 값(100%)을 구해 모든 자료를 표준화 한 후 구간별 평균 및 최대 적분 근전도치를 계산하였다(Kean et al., 2009). 평균 적분 근전도치는 실제 보행 시 나타난 근전도 값을 분석구간 동안 나타난 최대 값으로 나누어 구간에서의 평균값이다. 최대 적분 근전도치는 실제 보행 시 나타난 근전도 값을 분석구간 동안 나타난 최대 값으로 나누어 구간 내에서 50 ms 이동 평균치를 통해 계산한 자료값 중 최고 값이다(Kim & Chae, 2007). 구간별 평균 및 최대 적분근전도치를 제시하기 위해서 보행 멈추기 바로 전 지지구간, 바로 전 스윙구간, 멈춤 구간으로 나누었다. 구간의 분류는 근전도 화면에 나타난 풋 스위치 신호를 이용하였다(Figure 1). 멈춤 구간의 범위는 Nieuwboer et al.(2004)이 보고한 보행 멈춤 시 지지구간의 평균 시간인 0.87 초로 정하였다. 보행주기에서의 시간 특성을 비교하기 위해서 파킨슨 환자의 환측 부위와 정상노인의 주동발(굴러준 볼을 치는 발)의 지면접촉에서 다음 번 지면접촉까지를 보행주기로 정하였다. 근육활동의 시간 특성을 알아보기 위해 지지활동 시간(%지지구간), 스윙활동 시간(%스윙구간) 및 멈춤 활동 시간(%멈춤구간)을 산출하였다.

6. 통계처리

집단별로 종속변인들의 평균과 표준편차를 산출하였다. 두 집단(파킨슨 환자집단 대 정상노인 집단)의 효과를 검증하기 위하여 독립 *t*-test를 실시하였다.

자료처리를 위해 윈도우용 SPSS 18.0 통계 패키지를 이용하였으며 유의 수준은 .05로 하였다.

III. 결 과

<Table 3>은 보행주기에서의 실험집단과 통제집단의 시간 특성을 비교한 값이다.

<Table 3>에서 실험집단은 통제집단에 비해 보행주기 시간($p=0.027$), 지지구간 시간($p=0.041$), 스윙구간 시간($p=0.043$)은 더 짧게 나타났으며, 지지구간 시간 비율($p=0.034$)은 증가하였으며 스윙구간 시간 비율($p=0.029$)은 감소한 것으로 나타났다.

Table 3. Temporal parameters

	Exp	Con
Gait cycle (sec)	0.83 (0.08)	1.17* (0.09)
Stance phase (sec)	0.61 (0.08)	0.73* (0.09)
Swing phase (sec)	0.22 (0.02)	0.44* (0.03)
Stance phase (%Gait cycle)	73.49 (3.13)	62.39* (2.48)
Swing phase (%Gait cycle)	26.51 (3.11)	37.61* (2.39)

Note. *significant difference between Exp(experimental group) and Con(control group) at $p<.05$, Standard deviation in parentheses.

<Table 4>는 지지, 채공 및 멈춤 구간에서의 실험집단과 통제집단의 근육활동의 시간 특성을 비교한 값이다. <Table 4>에서 실험집단은 통제집단에 비해 멈춤구간에서 비복근의 활동 시간은 더 낮은 비율로 나타났으며($p=0.037$), 전경골근의 활동 시간은 더 높은 비율로 나타났다($p=0.045$).

Table 4. Temporal variables of muscle activity

	AL		GME		GMA		BF		RF		GA		TA	
	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con
Stance activity time (%Stance phase)	37.7 (7.1)	42.7 (6.7)	67.9 (11.8)	59.8 (10.8)	59.7 (10.6)	61.8 (11.6)	55.9 (11.8)	62.8 (12.5)	65.8 (13.8)	59.7 (11.8)	59.3 (9.8)	63.6 (10.1)	35.8 (6.8)	40.8 (9.9)
Swing activity time (%Swing phase)	35.4 (6.8)	40.9 (7.6)	29.7 (7.1)	31.8 (8.6)	47.6 (8.9)	48.5 (10.7)	49.7 (8.6)	48.8 (9.5)	45.9 (10.4)	50.9 (12.1)	45.8 (8.7)	49.7 (8.4)	49.7 (8.7)	57.6 (9.4)
Stop activity time (%Stop phase)	41.9 (8.5)	40.9 (8.7)	45.7 (9.7)	51.9 (10.7)	39.8 (8.1)	41.9 (9.7)	41.6 (8.1)	45.8 (8.6)	59.7 (11.5)	61.5 (10.7)	31.7 (7.5)	59.7* (9.7)	67.8 (8.6)	45.9* (6.7)

AL: Adductor longus, GME: Gluteus medius, GMA: Gluteus maximus, BF: Biceps femoris, RF: Rectus femoris, GA: Gastrocnemius, TA: Tibialis anterior
 Note. *significant difference between Exp(experimental group) and Con(control group) at $p<.05$, Standard deviation in parentheses.

Table 5. Average integral electrography

	AL		GME		GMA		BF		RF		GA		TA	
	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con
Stance phase	23.7 (9.8)	27.5 (13.9)	21.6 (12.0)	31.9 (19.9)	20.9 (12.9)	30.7 (15.3)	25.3 (10.8)	31.4 (17.5)	23.6 (9.9)	32.7 (16.1)	13.4 (6.9)	27.8* (9.5)	17.7 (7.5)	37.8* (10.0)
Swing phase	9.5 (8.4)	11.6 (10.6)	10.5 (7.4)	13.4 (9.5)	8.5 (5.9)	13.2 (8.6)	10.5 (6.7)	12.7 (10.7)	12.6 (10.7)	15.5 (11.7)	15.8 (8.4)	7.6* (6.1)	18.5 (9.8)	23.3 (15.8)
Stop phase	19.5 (9.5)	28.9 (11.1)	20.8 (10.5)	27.6 (13.6)	19.9 (10.5)	25.8 (11.7)	22.7 (11.7)	30.7 (15.4)	24.9 (13.8)	32.5 (15.1)	11.2 (7.6)	33.6* (11.2)	22.7 (9.9)	39.9* (13.3)

AL: Adductor longus, GME: Gluteus medius, GMA: Gluteus maximus, BF: Biceps femoris, RF: Rectus femoris, GA: Gastrocnemius, TA: Tibialis anterior
 Note. *significant difference between Exp(experimental group) and Con(control group) at $p<.05$, Standard deviation in parentheses.

Table 6 Peak integral electromyography

(% max)

	AL		GME		GMA		BF		RF		GA		TA	
	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con	Exp	Con
Stance phase	45.4 (15.8)	53.7 (18.3)	39.5 (17.5)	47.5 (18.1)	50.5 (20.5)	56.5 (17.1)	63.5 (19.0)	65.4 (21.5)	65.7 (23.5)	70.5 (18.4)	48.4 (11.3)	67.9* (15.3)	51.5 (12.0)	65.4* (12.9)
Swing phase	38.5 (12.4)	40.5 (14.1)	39.0 (16.5)	39.7 (14.9)	41.8 (14.9)	50.5 (17.7)	50.3 (19.3)	59.5 (22.6)	53.8 (20.1)	50.3 (13.9)	49.4 (17.5)	53.7 (19.3)	59.3 (20.4)	58.1 (17.9)
Stop phase	50.5 (20.5)	61.8 (24.7)	49.3 (15.0)	55.8 (20.5)	43.9 (17.2)	40.6 (13.9)	50.4 (17.3)	55.9 (19.7)	49.4 (21.6)	55.7 (24.9)	39.7 (15.8)	55.8* (17.4)	49.3 (10.3)	60.3* (12.9)

AL: Adductor longus, GME: Gluteus medius, GMA: Gluteus maximus, BF: Biceps femoris, RF: Rectus femoris, GA: Gastrocnemius, TA: Tibialis anterior
Note. *significant difference between Exp(experimental group) and Con(control group) at $p < .05$, Standard deviation in parentheses.

<Table 5>는 지지, 체공 및 멈춤 구간에서의 실험집단과 통제집단의 평균 적분 근전도를 비교한 값이다. <Table 5>에서 실험집단은 통제집단에 비해 보행을 멈추기 전 지지구간에서 비복근의 평균 적분근전도가 더 낮게 나타났으며($p=0.039$), 전경골근의 평균 적분근전도도 더 낮게 나타났으며($p=0.025$).

<Table 5>에서 실험집단은 통제집단에 비해 체공구간에서 비복근의 평균 적분근전도가 더 높게 나타났으며($p=0.027$). 또한, 실험집단은 통제집단에 비해 멈춤구간에서 비복근의 평균 적분근전도가 더 낮게 나타났으며($p=0.009$), 전경골근의 평균 적분근전도도 더 낮게 나타났으며($p=0.013$).

<Table 6>은 지지, 체공 및 멈춤 구간에서의 실험집단과 통제집단의 최대 적분 근전도를 비교한 값이다.

<Table 6>에서 실험집단은 통제집단에 비해 보행을 멈추기 전 지지구간에서 비복근의 최대 적분근전도가 더 낮게 나타났으며($p=0.047$), 전경골근의 최대 적분근전도도 더 낮게 나타났으며($p=0.031$). <Table 6>에서 실험집단은 통제집단에 비해 멈춤구간에서 비복근의 최대 적분근전도가 더 낮게 나타났으며($p=0.038$), 전경골근의 최대 적분근전도도 더 낮게 나타났으며($p=0.029$).

IV. 논 의

본 연구는 파킨슨 환자들이 걷다가 멈출 때 작용하는 하지의 근육활동을 규명하는 것이다.

연구결과, 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 보행주기 시간, 지지구간 시간, 스윙구간 시간은 더 짧게 나타났으며, 지지구간 시간 비율은 증가하였으며 스윙구간 시간 비율은 감소하였다. Nieuwboer et al.(2001)은 동결 이전에 보행주기가 35 % 감소되었다고 보고하였는데, 본 연구의 결과(일반 노인집단에 비해 29 % 감소)도 선행연구와 일치하게 나타났다. 본 연구에

서 지지구간의 시간 비율은 73.49 %로 나타났는데, Judge, Ounpuu와 Davis,(1996)이 보고한 74.2 %와 비슷하게 나타났다. 이는 본 연구에서 나타난 통제집단의 62.39 %와 선행연구의 63 % (Judge et al., 1996)보다 유의하게 증가한 비율이다.

이와 같은 결과는 스텝을 하기 위한 준비자세(지지구간)가 더 길어진 것을 의미한다(Vaugoyeau, Viallet, Mesure & Massion, 2003). 이와 같은 변화는 신체의 고유수용기(proprioceptive)의 피드백 제공으로 인한 자세조절과 스텝조절의 협응력이 감소한 결과이다(Nieuwboer et al., 2004). 따라서 신체의 고유수용기 기능의 향상을 통해, 자세조절과 스텝조절의 협응력을 향상시키는 운동을 지속적으로 수행해야 할 것으로 판단된다.

파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 멈춤구간에서 비복근의 활동 시간은 더 낮은 비율로 나타났으며, 전경골근의 활동 시간은 더 높은 비율로 나타났다. 이는 보행을 멈춘 후 자세의 불안정을 극복하기 위해 발목 관절을 펴는 전경골근의 활동이 더 오랫동안 작용한 것으로 판단된다.

파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 보행을 멈추기 전 지지구간에서 비복근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도가 더 낮게 나타났으며, 전경골근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도도 더 낮게 나타났다. 또한, 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 체공구간에서 비복근의 평균 적분근전도가 더 높게 나타났고, 멈춤구간에서 비복근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도가 더 낮게 나타났으며, 전경골근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도도 더 낮게 나타났다. Mitoma et al.(2000)은 건강한 집단에 비해서 파킨슨 환자들은 전경골근과 비복근의 근육활동이 감소하였다고 보고하였는데, 본 연구의 결과도 선행연구와 일치하였다.

이는 Nieuwboer et al.(2004)이 지적한 것처럼 보행주기가 짧아지기 때문에 나타난 파킨슨 환자의 비정상적인 현상이다. 전경골근은 정상보행인 경우에 발이 지면을 떠난 후부터 체공

기를 지나 발바닥이 지면에 닿는 시점까지 근활동이 계속 지속 되는데(Inman, Ralston & Todd, 1981; Perry, 1974), 본 연구에서는 멈춤 구간에서도 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도가 높게 나타난 것으로 보아, 이는 파킨슨 환자들에서 있어 비정상적인 근육활동이 발생되었음을 보여준다.

Winter와 Yack(1987)은 정상 보행에서 스윙 전구간(pre-swing phase, 보행주기의 50-60%)에서 전경골근의 이중 피크 활동이 나타나고, 이는 발가락을 들기 위해 발을 배측굴곡 시키기 위한 것이라고 하였다. Perry(1992)는 전경골근의 두 번째 피크는 발바닥 접지기(loading response, 보행주기의 0-10%)에서 관찰되는데, 이는 발을 지지하도록 하기 위한 것이라고 보고하였다. 본 연구에서는 스윙 전구간과 지지구간에서 일반 노인들에 비해 파킨슨 환자들의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도가 낮게 나타난 것으로 보아, 이는 발뒤꿈치 착지가 없는 비정상적인 발의 접지 때문인 것으로 사료된다(Nieuwboer et al., 2004; Ueno, Yanagisawa & Takami, 1993).

정상인들의 비복근은 지지기 말기(보행주기의 30-50 %)부터 스윙 전(보행주기의 50-60 %) 구간까지 지속되며, 스윙 구간에서는 나타나지 않는다(Judge, Ounpuu & Davis, 1996; Perry, 1992). 본 연구에서는 비복근의 활동이 체공구간에서도 나타났다. 이는 Ueno et al.(1993)이 지적한 것처럼 비정상적인 추진과 신체를 전방으로 추진하는 수직 지면반력의 감소 때문인 것으로 판단된다.

본 연구에서 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 통계적인 차이가 나타난 전경골근과 비복근뿐만 아니라 통계적인 차이는 나타나지 않았지만 대부분의 하지 근육활동이 줄어든 것으로 나타났다. 이와 관련하여 Morris, Huxham, McGinley와 Iansek(2001)은 대뇌기저핵(basal ganglia)이 순차적인 움직임을 만드는 운동의 조절기능을 제대로 통제하지 못했을 때, 움직임이 느려지고 그 결과로 근육활동이 감소된 것이라고 하였다. Nieuwboer et al.(2004)은 피드백이 제대로 제공되지 않을 때 움직임은 점진적으로 작아지는 것으로 보고하고 있다. 따라서 지지, 체공 및 멈춤 구간에서의 근육활동 감소는 파킨슨 환자들의 내재적인 특성이 아니라 보상작용의 결과인 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 파킨슨 환자의 멈춤 보행 시 작용하는 하지의 근육활동을 규명하는데 있으며, 이를 위해 장내전근, 중둔근, 대둔근, 대퇴이두근, 대퇴직근, 비복근과 전경골근의 근전도 패턴을 분석하였다. 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 보행 주기 시간, 지지구간 시간, 스윙구간 시간은 더 짧게 나타났으며, 지지구간 시간 비율은 증가하였으며 스윙구간 시간 비율은

감소하였다. 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 멈춤구간에서 비복근의 활동 시간은 더 낮은 비율로 나타났으며, 전경골근의 활동 시간은 더 높은 비율로 나타났다. 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 보행을 멈추기 전 지지구간에서 비복근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도가 더 낮게 나타났으며, 전경골근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도도 더 낮게 나타났다. 또한, 파킨슨 환자들은 일반 노인들에 비해 체공구간에서 비복근의 평균 적분근전도가 더 높게 나타났고, 멈춤구간에서 비복근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도가 더 낮게 나타났으며, 전경골근의 평균 적분근전도 및 최대 적분근전도도 더 낮게 나타났다. 파킨슨 환자가 부드럽고 자연스러운 멈춤 동작을 수행하기 위해선 보행 시 작용하는 하지의 근신경능력을 향상시켜야 하는데, 특히 전경골근과 비복근의 기능 강화가 필요하다. 향후 파킨슨 환자 대상자간 또는 대상자내 다양성(variability) 연구와, 재활 운동 전·후의 파킨슨 환자의 근육 동원 양상 변화에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다.

참고문헌

- Andrews, C.(1973). Influence of dystonia on the response to long term L-dopa therapy in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 36, 630-636.
- Bloem, B. R., Beckley, D. J., Remler, M. P., Roos, R. A., & Van Dijk, J. G.(1995). Postural reflexes in Parkinson's disease during resist and yield tasks. *Journal of Neurological Sciences*, 129(2), 109-119.
- Cram, J. R., & Kasman, G. S.(1998). *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg, Maryland: An Aspen publication. Aspen Publishers, Inc.
- Dietz, V., Zijlstra, W., Prokop, T., & Berger, W.(1995). Leg muscle activation during gait in Parkinson's disease: adaptation and interlimb coordination. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 97, 408-415.
- Fahn, S.(1995). The freezing phenomenon in Parkinsonism. *Advances in Neurology*, 67, 53-63.
- Giladi, N., Treves, T. A., Simon, E. S., Shabtai, H., Orlov, Y., & Kandinov, B., et al.(2001). Freezing of gait in patients with advanced Parkinson's disease. *Journal of Neural Transmission*, 108, 53-61.
- Halliday, S. E., Winter, D. A., Frank, J. S., Patla, A. E., & Prince, F.(1998). The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait & Posture*, 8, 8-14.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F.(1981). *Human walking*.

- Baltimore: Williams and Wilkins.
- Judge, J. O., Ounpuu, S., & Davis, R. B.(1996). Effects of age on the biomechanics and physiology of gait. *Clinics in Geriatric Medicine*, 12, 659-678.
- Kean, C. O., Birmingham, T. B., Garland, J. S., Jenkyn, T. R., Ivanova, T. D., Jones, I. C., & Giffin, R. J.(2009). Moments and muscle activity after high tibial osteotomy and anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(3), 612-619.
- Kim, J. H., & Won, C. H.(2004). Analysis of information processing an akinesia in patients with Parkinson's disease. *Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*, 43(4), 171-180.
- Kim, M. Y., & Lim, B. O.(2008). The effects of obstacle height on the stepping over gait in Parkinson's patients. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(2), 11-17.
- Lee, D. H.(2005). *Parkinson's disease : questions and answers*. Seoul: Bumoonsa.
- Lee, M. S.(2005). *PARKINSON'S DISEASE* Seoul: Academia.
- Lim, B. O., & Kim, M. Y.(2007). Lower extremity muscle activity on the obstacle gait in older Parkinson diseases. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(4), 141-148.
- Lim, K. C., Park, K. O., & Kim, B. J.(1997). A Study on the correlations between social support, dependence of activities of daily living and depression in patients with parkinson's disease. *Journal of Korean Academy of Adult Nursing*, 9(3), 366-377.
- Marsden, C. D.(1984). Function of the basal ganglia as revealed by cognitive and motor disorders in Parkinson's disease. *Canadian Journal of Neurological Sciences*, 11, 129-135.
- Martin, M., Shinberg, M., Kuchibhatla, M., Ray, L., Carollo, J. J., & Schenkman, M. L.(2002). Gait initiation in community dwelling adults with Parkinson's disease: comparison with older and younger adults without the disease. *Physical Therapy*, 82, 566-577.
- Miller, J. L.(2002). Parkinson's disease primer. *Geriatric Nursing*, 23(2), 69-75.
- Mitoma, H., Hayashi, R., Yanagisawa, N., & Tsukagoshi, H.(2000). Characteristics of parkinsonian and ataxic gaits: a study using surface electromyograms, angular displacements and floor reaction forces. *Journal of the Neurological Sciences*, 174, 22-39.
- Morris, M. E., Huxham, F. E., McGinley, J., & Iansek, R.(2001). Gait disorders and gait rehabilitation in Parkinson's disease. *Advances in Neurology*, 87, 347-361.
- Nieuwboer, A., Dom, R., De Weerd, W., Desloovere, K., Fieus, S., & Broens-Kaucsik. E.(2001). Abnormalities of the spatiotemporal characteristics of gait at the onset of freezing in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 16, 1066-1075.
- Nieuwboer, A., Dom, R., De Weerd, W., Desloovere, K., Janssens, L., & Stijn, V.(2004). Electromyographic profiles of gait prior to onset of freezing episodes in patients with Parkinson's disease. *Brain*, 127(7), 1650-1660.
- Perry, J.(1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 102, 18-31.
- Perry, J.(1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare(NJ): SLACK, 397.
- Song, K. A., Moon, J. S., & Lee, K. S.(2004). Prevalence and associated factors of falls among people with Parkinson's disease. *Journal of Korean Academy of Nursing*, 34(6), 1081-1091.
- Ueno, E., Yanagisawa, N., & Takami, M.(1993). Gait disorders in parkinsonism: a study with floor reaction forces and EMG. *Advances in Neurology*, 60, 414-418.
- Vaugoyeau, M., Viallet, F., Mesure, S., & Massion, J.(2003). Coordination of axial rotation and step execution: deficits in Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 18, 150-157.
- Winter, D. A., & Yack, H. J.(1987). EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67, 402-411.
- Yanagisawa, N., Hayashi, R., & Mitoma, H.(2001). Pathophysiology of frozen gait in parkinsonism. *Advances in Neurology*, 199-207.
- Yu, Y. J., & Lim, B. O.(2008). Analysis of lower extremity muscle activity in Parkinson's patients for improving sit to stand movement. *Korean Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*, 47(1), 449-458.