

대한고유수용성신경근촉진법학회 : 제11권 제2호, 2013년 12월
J. of the Korean Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association
Vol.11, No.2, December 2013, pp.31~40

가속도계를 이용한 뇌졸중 환자의 보행 측정

오용섭¹ · 우영근^{2*}

¹라운후 재활병원 물리치료실, ²전주대학교 의과대학 물리치료학과

Walking Measures with a Tri-axial Accelerometer in Stroke Patients

Yong-Seop Oh, PT, MSc¹; Young-Keun Woo, PT, PhD^{2*}

¹Department of Physical Therapy, Raonhwe Rehabilitation Hospital
²Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Jeonju University

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study was to measure the center of mass in body with stroke patients using a tri-axial accelerometer during walking.

Methods : Twenty-eight patients were recruited and divided into two groups for this study. To measure their walking ability, Timed Up & Go (TUG) test and Fuctional Gait Assessment (FGA) were conducted and acceleration at rotation of center of mass (COM) in body were measure for each group.

Results : In the comparisons between the two groups, the TUG and FGA were not significant differences and acceleration at rotation of COM was not significant differences also.

Conclusion : Our research results suggesting that the accelerometer may be used as a testing tool and ongoing assessment tool for stroke patients during effects of intervention in walking.

Key Words : Accelerometer, Center of mass, Stroke, Walking.

I. 서론

우리나라는 지속적인 경제성장과 의료의 질 향상으로 평균수명이 계속 증가하고 있으며 이로 인해 고령화 속도가 OECD 회원국 중 1위에 이르고 있다(OECD, 2010). 인구노령화와 함께 질병양상도 변화되어 2011년 통계청 사망 원인 결과에 따르면 사망원인의 2위가 뇌혈관질환으로 특히 60세 이상의 노인층에서 사망률이 높은 것으로 나타났다(통계청, 2011). 뇌졸중은 뇌혈관이 막히거나 터짐으로써 뇌조직의 산소를 전달하는 혈액의 순환장애가 생기면서 갑작스럽게 신경학적 증상이 나타나는 것을 말하는데(대한뇌졸중학회, 2009), 혈관 손상 후 뇌의 신경학적 결손으로(Radanovic, 2000) 대부분의 환자에게 심각한 신체적 및 심리적 후유증을 발생시킨다(Poynter 등, 2009). 이러한 뇌졸중 환자들은 의식장애, 혼란, 마비 및 부전마비(운동, 감각), 경직, 조화의 장애, 시야 결손, 인지 장애, 보속증, 판단 및 계획의 장애, 충동증, 실조, 의사소통 장애, 연하곤란, 감정적 불안 등의 다양한 증상을 경험하게 된다(김진호와 한태륜, 2002). 또한 신체적 후유증으로는 균형 능력의 저하, 상하지 움직임의 부조화, 운동조절 능력의 소실을 초래한다(Michael 등, 2005). 이러한 신체적 후유증은 뇌졸중 이후의 사회적 활동을 방해하게 되며, 특히 보행 능력은 뇌졸중 환자의 기본적인 삶을 영위하는데 있어서 매우 중요한 요소로서, 보행기능의 손상은 편마비 환자가 일상생활 동작에서 기능적인 독립성을 저하시키며 개인의 삶의 질을 떨어뜨리는 중요한 요소로 작용하게 된다(Mirelman 등, 2010). 그러므로 보행 능력은 기능적 회복을 위하여 필수적으로 향상시켜야 되는 가장 큰 과제이고 중요한 치료목표 중 하나가 된다(Ng 등, 2008; Patterson 등, 2007).

뇌졸중 환자들은 종종 느린 속도로 이동하고 고관절 회전(hip circumduction), 반장굴(genurecurvatum), 강직성마비의 뻣뻣한 다리보행(spastic parietic stiff-legged gait)과 같은 비대칭성 보행 패턴을 보이며(Kerrigan 등, 1999; McFadyen 등, 2009), 정상인과 비교하여 뇌졸중 환자에게 보이는 이러한 비대

칭성 보행의 가장 큰 특징으로 느린 보행속도와 분속수의 감소, 보폭의 감소 그리고 양 하지의 비대칭성과(Mari-gold와 Eng, 2006; Yang 등, 2007) 보행 시 질량중심과 압력중심점을 비마비측 하지로 편중시켜 하지의 비대칭적인 형태를 만들어내게 된다(Eng와 Chu, 2002). 이러한 보행의 특성을 객관적이며 정확하게 측정하기 위하여 3차원 동작분석기등을 사용하여 보행의 분속수, 활보장, 보행대칭성, 보행의 속도와 관절의 움직임 등(Hurt 등, 1998; Wilfong, 2009)을 이용하는데, 이러한 측정의 경우 고가의 기기가 요구되며 많은 공간이 요구될 뿐만 아니라 숙련된 검사자가 필요하게 된다. 하지만, 최근 IT 장비에서 많이 사용되는 3축 감지 가속도계를 이용하여 체중심의 이동경로를 이용한 보행 분석이 가능하게 되었다. 가속도계는 걷는 동안 그 수준에 따라 에너지 소비를 추정하는데 사용할 수 있으며, 에너지 소비 측정의 표준척도(Chamber Calorimetry)와 비교했을 때 걷는 수준에 따라 단축 가속도계는 $r=.94$ (Pambianco 등, 1990), 3축 가속도계는 $r=.99$ (Levine 등, 2001)로 유의한 상관관계가 보고되고 있으며, Kerrigan 등(2001)은 보행 시 골반의 회전으로 인하여 체중심의 수직 변위가 부드러운 사인곡선을 만들게 된다고 한다. 따라서 가속도계는 인체에 단단하게 부착 될 수 있도록 크기가 작고, 가벼우며, 탄력 있는 밴드로 신체에 고정 할 수 있다(Zijlstra, 2004).

따라서 본 연구는 3축 감지 가속도계를 이용하여 뇌졸중 환자의 보행 시 발생하는 체중심 이동 경로의 특성을 제시하여, 향후 보행 분석의 시스템으로 활용할 수 있는지 알아보고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 연구대상자

본 연구의 대상자는 경기도에 소재하고 있는 H병원에서 뇌졸중으로 진단을 받고 입원 해 재활치료를 받고 있는 6개월 이상 경과 한 환자 중 본 연구의 내용을 이해하고 실험에 참여하기로 동의한 사람으로서 다음의

조건에 해당되는 총 28명의 환자를 대상으로, 무작위로 두 군으로 배치하였다. 두 명의 물리치료사가 각각 1, 2라는 숫자가 적힌 제비를 가지고 대상자의 병실에 직접 방문한 후 뽑는 방식으로 진행하였으며, 대상자와 물리치료사에게는 숫자에 대한 의미는 설명하지는 않았다. 숫자 1은 A군, 숫자 2는 B군으로 나누어 14명씩 진행하였다. 본 연구 대상자의 구체적인 선정 기준은 다음과 같았다.

- 1) 뇌졸중으로 진단받고 6개월 이상 경과된 자
- 2) 약식정신상태검사(MMSE-K)에서 24점 이상인 자
- 3) 청력장애가 없는 자
- 4) 양 하지에 정형외과 적 질환이 없는 자
- 5) 보조적인 도구 없이 혼자 15분 이상 보행이 가능한 자
- 6) 환자 본인과 보호자가 본 연구의 목적을 이해하여 연구에 참여하는 것을 동의한 자

2. 측정도구 및 방법

1) 일어나 걸어가기 검사(Timed Up and Go test, TUG)

TUG 검사는 임상에서 가장 많이 쓰이는 보행측정 도구로서 기본적인 운동성과 균형을 빠르게 측정 할 수 있는 검사법으로 팔걸이가 있는 의자에 앉아 3m 거리를 걸어서 다시 되돌아와 의자에 앉는 시간을 측정하는 방법이다. 검사 동안 방향의 전환은 환측으로 돌도록 설정하였다. Podisadlo와 Richardson (1991)은 뇌졸중 환자에서 이 검사의 측정자 내 신뢰도는 $r=.99$ 이고 측정자간 신뢰도는 $r=.98$ 이고, 본 연구에서 환자의 일반적인 보행 능력의 특성을 알아보고자 실시하였다.

2) 기능적 보행 검사(Functional Gait Assessment, FGA)

FGA는 기존의 개발된 동적 보행 지수를 수정보완하여 개발된 도구로서, 각 항목 별로 0점에서 3점까지 줄 수 있는 4점척도로 되어 있으며 완전하게 시행 할 수 있

는 경우 3점, 약간의 장애가 있는 경우 2점, 중등도의 장애가 있는 경우 1점, 심한 장애가 있거나 불가능한 경우 0점을 주도록 되어 있다. 총 10개의 항목으로 최대 30점에서 최소 0점까지 줄 수 있다. FGA는 일반 성인에게서 측정자간 신뢰도가 급내상관계수 $r=.93$ (Walker 등, 2007), 전정기관 기능 이상 대상자들에게서 측정자 내 신뢰도와 측정자간 신뢰도가 급내상관계수 $r=.74 \sim .97$ (Wrisley 등, 2004), 뇌졸중 대상자에게서 측정자 내 급내상관계수 $r=.92 \sim .95$, 측정자간 신뢰도는 $r=.91$ 로 높은 신뢰도를 나타냈다(원종임과 유경훈, 2011).

3) 3축 가속도계(A Tri-axial Accelerometer)

대상자의 보행 시 체중심의 이동을 측정하기 위하여 무선 3축 가속도계(wireless 3 axis accelerometer)를 사용하였다. 무선 3축 가속도계는 MMA7331L (Freescale, USA)를 사용하였으며, 가속도계의 민감도는 가변속도(variable speed)의 회전자에 의해 교정되고 (Bouten 등, 1997). 가속도계 신호는 중력 가속도인 $9.8m/s^2$ 을 1로 환산한 g단위로 사용하였다. 다른 3차원 보행 평가 도구에 비해 크기가 작아 휴대하기 편리하고 전력소모가 작은 장점을 가진 무선 3축 가속도계의 전력공급을 위하여 AA battery(3.0V) 건전지를 사용하였다. 본 연구에서 사용된 무선 3축 가속도계의 완성된 제품의 크기는 $54mm \times 80mm \times 50mm$ 이었고 총 무게는 77g, 건전지를 포함하였을 경우 99g 이었으며, 구체적인 사용은 표 1과 같았다.

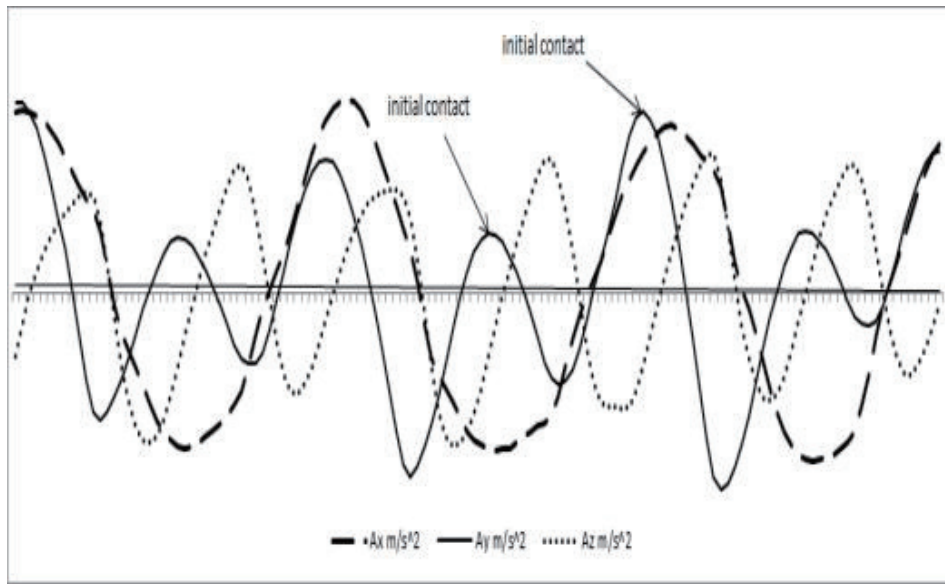


Fig. 1. Sample trajectory curves of X, Y, and Z axis acceleration during walking in stroke patients.

Table 1. Specifications of wireless 3 axis accelerometer.

		Specifications
Degree of Freedom (DOF) Accelerometer (MMA7331L, Freescale, USA)		3 3-axis (308 mV/g)
A/D converter (embedded with ATMEGA8L)	Resolution Sampling rate	10 bits 100 Hz
Wireless Comn. (xBEE, Maxstream, USA)	Carrier Freq. Modulation Data Tx/Rx rate	2.4 GHz OQPSK (Offset Quadrature Phase-Shift Keying) 9600 bps (Shock-Burst)
Power	Battery-powered	AA Battery (3.0 V)
Physical Characteristics	Size (W×H×D) Weight	54 mm×80 mm×50 mm 77 g

본 연구에서 사용한 가속도계는 신체 움직임의 모니터를 전자 센서로 사용하여 움직임의 수를 측정하도록 하였다. 측정된 움직임의 수는 컴퓨터에 연결된 블루투스 수신기를 통해 수신 되게 하였으며, 하이퍼터미널 프로그램을 이용하여 수신된 숫자를 읽어 내도록 하였다. 본 연구에 사용된 3축 가속도계는 허리에 착용하는 유형으로, 체중심의 가속도를 측정하기 위하여, 가

속도계를 고정 한 위치는 요추 3번과 4번 사이였다. 이 위치는 체중심에 가깝고 기립 시 수직이어서 표면 부착 장비를 통해 체중심의 움직임을 측정할 때 가장 적당하다고 보고된 바 있다(Auvinet 등, 2002; Moe-Nilsen, 1998). 체중심의 가속도 측정은 가속도계를 허리에 찬 후 보행판 위를 걸을 때 측정 하였다. 대상자는 보행판의 거리 5 m에 추가로 앞·뒤 3 m씩 총 11 m

를 보행하는 동안 가속도를 측정 하였다. 실험 보조자가 출발선에서 가속도계의 전원을 켜고 컴퓨터 화면에 신체 움직임에 대한 모니터링이 시작 되는 것을 확인한 후 대상자에게 ‘시작’ 이라는 출발 신호를 보낸다. 대상자가 1 m지점을 통과하여 첫발이 땅에 내 딛는 순간부터 자료저장 버튼을 눌러 1초당 100개의 움직임 숫자를 수집하고 보행판을 지나 2 m지점을 통과하여 첫발을 내딛는 순간 자료저장중지 버튼을 눌러 자료 수집을 멈추고 1 m를 더 보행 한 후 정지선을 통과하면 ‘그만’ 이라고 신호 하고 보행을 멈추도록 하였다.

가속도계의 자료 분석을 위하여, 수집된 움직임의 수를 하이퍼터미널에서 Excel v2010 (Microsoft office, Microsoft, USA) 프로그램에 입력하여 계산식에 의해 체중심 가속도를 구하였다. 가속도계 자료 분석을 위한 X축(좌우), Y축(전후), Z축(상하) (Medial-Lateral, ML, Anterior-Post, AP, Superior-Inferior, SI)의 3축 가속도 데이터로서 각각 우(오른쪽), 전(앞쪽), 상(위쪽)이 (+)값으로 출력되고, 좌(왼쪽), 후(뒤쪽), 하(아래쪽)가 (-)값이 출력되도록 설정하였다. 움직임의 수를 본 가속도계의 민감도를 고려하여 중력가속도(Gravitational acceleration) g로 환산(Ax g, Ay g, Az g)하였고 실제 가속도 값은 1 g를 9.8 m/s²으로 환산한 값(Ax m/s², Ay m/s², Az m/s²)을 사용하였다.

$$Ax\ g = \frac{Acc.\ X}{10} \times 2.933 \div 308$$

$$Ay\ g = \frac{Acc.\ Y}{10} \times 2.933 \div 308$$

$$Az\ g = \frac{Acc.\ Z}{10} \times 2.933 \div 308$$

$$Ax\ m/s^2 = Ax\ g \times (-9.8)$$

$$Ay\ m/s^2 = Ay\ g \times (-9.8)$$

$$Az\ m/s^2 = Az\ g \times (-9.8)$$

theta), Y축 중심으로의 회전(y-theta), Z축 중심으로의 회전(z-theta)의 변화를 통하여 체중심회전의 각도를 측정하였고, 가속도계로부터 측정 된 움직임 수 중 각 축을 중심으로 체중심이 회전한 각도의 최대값과 최소값의 차이로 체중심의 회전을 측정 하였다. 양 발의 전후(Y축) 가속도의 정점간의 차이를 구하여 보행가속도의 대칭성의 향상을 측정 하였다. 3회의 활보장 주기에서 한쪽 발의 최초 접지기(initial contact) 즉 Y축 가속도의 정점 값의 평균과 다음 발의 Y축 가속도의 정점 값의 평균을 추출하고 그 차이를 통하여 보행가속도의 대칭성을 구하였다. 총 9 m를 보행하고 그 사이 7 m구간에서의 움직임 숫자를 측정하였으며, Zijlstra와 Hof(2003)의 연구에서 증명 된 바에 따라 앞쪽(Y축) 가속도의 정점(peak)이 발이 닿는 순간 즉 최초 접지기(initial contact)로 하여 가장 중간의 3회의 활보장 주기(3 stride cycles)의 데이터를 추출 하였다. X축, Y축, Z축이 각각 횡단면(transvers plane), 시상면(sagittal plane), 관상면(coronal plane)을 따라 움직인 체중심가속도의 변화를 측정하였다(그림 1).

또한 체중심의 회전각도 x-theta는 관상면(coronal plane)의 X축을 중심으로 계산하였으며, 회전각도 y-theta는 시상면(sagittal plane)의 Y축을 중심으로 계산하고, 회전각도 z-theta는 수평면(transvers plane)의 Z축을 중심으로 계산하였다. Ax g, Ay g, Az g를 각각 원둘레 위에서 반지름과 같은 길이를 갖는 호에 대응하는 중심각의 크기의 나타내는 단위 값인 Radian (rad)으로 환산하여 각 축에서 체중심이 움직인 각도(x-theta, y-theta, z-theta)를 구하였으며 그 최대값과 최소값의 차이로 체중심의 흔들림 각도(Δx-theta, Δy-theta, Δz-theta)를 측정 하였다(Kimberly, 2007).

$$x\text{-theta} = \text{asin}(Ax\ g)$$

$$y\text{-theta} = \text{asin}(Ay\ g)$$

$$z\text{-theta} = \text{asin}(Az\ g)$$

이에 본 연구는 체중심이 X축 중심으로의 회전(x-

$$\Delta x\text{-theta} = \max\sin(Ax\ g) - \min\sin(Ax\ g)$$

$$\Delta y\text{-theta} = \max\sin(Ay\ g) - \min\sin(Ay\ g)$$

$$\Delta z\text{-theta} = \max\sin(Az\ g) - \min\sin(Az\ g)$$

3. 분석방법

본 연구의 통계적 분석은 윈도우용 PASW 18.0을 이용하였다. 모든 변수의 자료는 Kolmogorov-Smirnov 검정으로 정규분포 함을 확인하였다. 대상자의 일반적인 특성을 비교하기 위해 카이제곱(Chisquared test) 검정을 실시하였고 각 군의 변수의 차이를 비교하기 위하여 독립표본 t 검정(independent t-test)을 이용하였다. 모든 통계적 유의수준은 $p < .05$ 로 하였다.

III. 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 일반적 특성 및 동질성 검사의 결과는 표 2와 같았다. 각 군에 속한 A군은 14명, B군은 14명이었다. 연구 대상자의 일반적 특성에서 성별은 A군에서 남자 7명(50%), 여자 7명(50%), B군에서 남자 8명(57.1%), 여자 6명(42.9%)으로 군간 성별에 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

연령에 대해서는 A군에서 65세 미만 6명(42.9%), 65세 이상 8명(57.1%), B군에서 65세 미만 4명(28.6%), 65세 이상 10명(71.4%)으로 군간 연령에서도 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 뇌졸중 진단은 A군에서 뇌경색 6명(42.9%), 뇌출혈 8명(57.1%), B군에서 뇌경색 8명(57.1%), 뇌출혈 6명(42.9%)으로 군간 통계적 유의한 차이가 없었으며, 마비부위에 대해서는 A군에서 좌측마비 9명(64.3%), 우측마비 5명(35.7%), B군에서 좌측마비 6명(42.9%), 우측마비 8명(57.1%)로 군간 마비부위에 대해 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 연구 대상자의 보행 특성과 체중심 이동 특성

연구 대상자의 보행 특성과 체중심 이동 특성의 결과는 표 2와 같았다. TUG 검사에서 A군에서는 32.50 ± 8.56 초, B군에서는 28.60 ± 3.59 초로서 두 군간의 TUG 능력에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 또한, FGA 검사 결과 A군에서는 16.36 ± 2.27 , B군에서는 16.36 ± 2.27 으로, 두 군간의 FGA 능력에서도 통계적으로 차이를 보이지 않았다. 또한, X축 체중심의 이동량은 A군에서는 $28.40 \pm 8.81^\circ$, B군에서는 $34.43 \pm 11.99^\circ$, Y축 체중심의 이동량은 A군에서는 $20.33 \pm 10.41^\circ$, B군에서는 $22.09 \pm 10.24^\circ$, 그리고 Z축 체중심의 이동량은 A군에서는 $23.55 \pm 13.45^\circ$, B군에서는 $23.87 \pm 14.52^\circ$ 로서, 모든 방향에서의 X축, Y축, Z축 중심의 체중심회전에서 두 군간 통계적으로 유의한 차이가 없었다(Table 3).

Table 2. General characteristics of the subjects. (N=28)

Group	A	B	X2	P
Variables	(n1 = 14)	(n2 = 14)		
Sex				
Male	7(50.0%)	8(57.7%)	0.144	ns
Female	7(50.0%)	6(42.9%)		
Age				
<65	6(42.9%)	4(28.6%)	0.622	ns
=65	8(57.1%)	10(71.4%)		
Diagnosis				
Infarction	6(42.9%)	8(57.1%)	0.571	ns
Hemorrhage	8(57.1%)	6(42.9%)		
Affected side				
Left	9(64.3%)	6(42.9%)	0.150	ns
Right	5(35.7%)	8(57.1%)		

Values are N (%), ns=not significant. General characteristics and dependent variables are calculated by Chi-squared test.

Table 3. Walking and Center of Mass characteristics of the subjects.

Variables	Group		t	p
	A (n1=14)	B (n2=14)		
TUG (s)	32,50 ± 8,56	28,60 ± 3,59	1,583	ns
FGA	16,36 ± 2,27	16,36 ± 2,27	0,240	ns
x-theta (°)	28,40 ± 8,81	34,43 ± 11,99	-1,515	ns
y-theta (°)	20,33 ± 10,41	22,09 ± 10,24	-0,452	ns
z-theta (°)	23,55 ± 13,45	23,87 ± 14,52	-0,060	ns

Values are Mean ± standard deviation, ns=not significant, TUG: Timed up & go test, FGA: Functional gait assessment. General characteristics and dependent variables are calculated by Independent t-test.

IV. 고찰

본 연구는 뇌졸중 환자를 대상으로 무작위 배치하여, 3축 가속도계를 이용하여 보행의 특성을 비교하여, 3축 가속도계를 이용한 보행 측정을 유용성을 알아보고자 하였다. 각 군의 환자를 무작위 배치하여 일반적인 특성을 비교하고, 동질성을 검사 한 후, 각 군의 일반적인 임상 보행 평가 지수인 TUG와 FGA를 각각 측정하고, 3축 가속도계를 사용하여 체중심의 이동 특성을 측정하였다. 측정 결과, 무작위 배치된 두 군간 일반적인 특성 뿐만 아니라 각 군의 임상적 보행 특성과 체중심 이동 특성의 차이를 보여주지 않았다. 본 연구의 TUG 검사 결과 두 군간의 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 않았다. TUG 검사의 결과는 발목의 배측굴곡근의 근력과, 보행능력, 지구력을 알아보는 지표로 유의성이 있으며(Ng와 Hui-Chan, 2005), 30초 이상이면 기초 보행 능력이 독립적이지 못하므로 혼자서 실외 활동을 할 수 없다고 보고되고 있다. 또한 TUG 검사는 특성화된 대상자의 검사-재검사 측정에서도 유용하게 사용될 수 있다고 보고되었으며, 몇몇의 선행연구결과에 의하면 지역사회 노인(Lusardi 등, 2003; Shumway-Cook 등, 2000), 파킨슨병 환자(Morris 등, 2001;

Thompson과 Medley, 1998), 한 쪽 하지 절단 환자(Schoppen 등, 1999)의 평가에 유용하다고 하였다. 본 연구에서 두 군간 TUG 결과가 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 않는다는 것은 두 군간의 임상적 보행 특성이 비슷한 양상을 보여주고 있으며, 두 군의 보행 능력의 차이를 임상적으로 증명하는 것이라 할 수 있겠다.

본 연구의 FGA 검사의 경우 기존 Shumway-Cook과 Woollacott에 의해 개발된 동적 보행 지수(Dynamic Gait Index, DGI)가 기능적인 수준에 따른 변별력이 부족하고 높은 수준의 기능을 가진 대상자는 만점에 가까운 점수가 나오는 천장효과가 있다고 하여 이를 보완하여 안정성의 작은 변화까지도 잘 감지할 수 있는 기능적 보행평가(Functional Gait Assessment, FGA) 도구로 개발되었다(Wrisley 등, 2004). 본 연구 결과, 두 군에서 FGA의 차이를 보여주지 않았다. 즉, TUG와 같이 두 군이 모두 비슷한 수준의 보행능력을 가지고 있다고 볼 수 있었다.

본 연구에서 대상자 요추의 3축 가속도계를 부착하여 요추부위의 체중심회전의 변화량을 측정하고, 보행 동안 체간 동요의 양을 확인할 수 있었다. 측정 결과, TUG와 FGA 결과와 같이 두 군간 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. Moe-Nilssen(1998)은 가속도계를 등에 부착하고 측정할 때 그 결과를 수직-수평 좌표계에 입각하여 해석하는 수학적 알고리즘을 제시한 바 있다. 가속도계를 부착하여 3차원 직교좌표 공간에서 발생하는 움직임 측정하는 경우, 절대 좌표계와 상대 좌표계(가속도 축) 간의 회전 관계의 해석이 필요하게 된다. 또한, Henriksen 등(2004)의 연구에서 좌우(X축) 가속도의 정점간의 거리는 활보장과 유의한 상관관계가 있다고 하였으며, 상하(Z축) 가속도의 정점간의 거리는 보장과 유의한 상관관계가 있다고 하였으며, 보장과 보행시간과의 관계를 이용하여 분속수를 구할 수 있다고 하였다. 이에 본 연구는 양 발의 전후(Y축) 가속도의 정점간의 차이를 구하여 보행대칭성을 측정 하였으며, 3회의 활보장 주기에서 한쪽 발의 최초 접지기 즉 Y축 가속도의 정점 값의 평균과 다음 발의

Y축 가속도의 정점 값의 평균을 추출하고 그 차이를 통하여 체중심의 이동량 값을 구하였다.

뇌졸중 환자는 마비측의 발을 옮길 때 정상보행과 비교해서 에너지를 많이 소비하며, 균형조절의 저하는 보행속도의 감소로 이어져 보행능력에 제한을 준다 (Chen 등, 2005). 정상인의 보행평가의 경우 활보 및 보시간을 비교한 결과 활보 시간의 경우 상관관계수가 $r=0.99$, 보시간의 경우 $r=0.97$ 로 높은 신뢰도를 보였으며, 뇌졸중 환자의 경우 보시간에 대해 높은 상관관계를 보였고 활보시간에 대한 상관관계수가 좌·우 각각 $r=0.93$ 이상, $r=0.90$ 이상으로 높은 신뢰도를 보였다(이효기 등, 2009). 또한 보행이 일관성 있게 이루어지는 동안에는 $r=0.86 \sim 0.96$ 의 범위로 높은 신뢰도가 있다고 보고되었다(Jakicic 등, 1999). Henriksen 등(2004)은 정상인을 대상으로 체간 가속도를 이용하여 보행 평가를 해 본 결과 분속수, 보시간, 활보시간에서 급대상관계수 $r = 0.77 \sim r = 0.96$ 으로 높은 신뢰도가 나타났다.

본 연구에서는 가속도계의 측정자간 신뢰도와 측정자내 신뢰도를 측정하지 않았는데, 그 이유는 현재 IT에 사용되고 있는 3축 가속도계는 이미 측정의 신뢰도가 입증되어 있어 많은 IT 장비에서 사용되고 있으며, 이와 같은 성능의 가속도계를 사용하여 가속도계를 이용한 측정의 신뢰도 면의 이용가능성을 보여주기보다는 현재 임상에서 많이 사용하는 임상 평가 지수의 특성을 비교하여, 비슷한 임상 보행 지수의 점수를 가진 무작위 두 군을 대상으로 측정하여 체중심의 이동 특성의 이용 가능성을 보여주고자 하였다. 또한, 체중심의 이동량의 특성을 보여줌으로서 기존 평가지수보다는 3개의 움직임 면선상의 체중심 이동량을 보여줌으로 치료의 방향이나 평가의 정밀함을 비교적 간단히 측정할 수 있음을 알아보하고자 하였다. 그러나 본 연구는 제한적인 대상자 수와 정상인의 체중심 이동량과 비교하지 않아 뇌졸중 환자의 보행 특성을 직접적으로 알아보는 힘들었지만, 향후 중재 전과 후의 체중심 이동량을 비교함으로써 훈련 효과를 객관적으로 검증할 수 있는 방법이 될 수 있으며, 한 개의 가속도계가 아닌 여러개의 가속도계를 이용하여 다양한 부위의 체중심 이동 특

성을 검증할 수 있는 가능성을 보여 줄것이라 생각된다.

V. 결론

본 연구는 뇌졸중 환자를 대상으로 무작위 두 군으로 배치하여, 3축 감지 가속도계를 이용하여 보행의 특성을 비교하고, 보행 측정을 이용 가능성을 알아보고자 하였다. 각 군의 환자를 무작위 배치한 후 일반적인 특성을 비교하고, 동질성을 검사 하였다. 평가 결과, 두 군간 유의한 차이를 보여주지 않았으며, 임상적 보행 평가 지수인 TUG와 FGA에서도 통계적으로 유의한 차이를 보여주지 않았다. 또한, 3축 가속도계를 사용하여 체중심의 이동 특성을 측정한 결과, 무작위 배치된 두 군간 체중심 이동 특성의 차이를 보여주지 않았다. 따라서, 본 연구에서 사용된 3축 감지 가속도계는 향후 뇌졸중 환자의 보행 중재 전과 후의 체중심 이동량을 비교함으로써 중재 효과를 객관적으로 검증할 수 있는 방법이 될 수 있으며, 한 개의 가속도계가 아닌 여러 개의 가속도계를 이용하여 다양한 부위의 체중심 이동 특성을 검증할 수 있는 가능성을 보여 줄 것이라 생각된다.

참고 문헌

- 김진호, 한태륜. 재활의학. 2판. 서울. 군자출판사. 2002.
- 대한뇌졸중학회. 뇌졸중. 서울. 이퍼블릭. 2009.
- 원중임, 유경훈. 뇌졸중 환자에 대한 기능적 보행평가의 신뢰도. 한국전문물리치료학회지. 18(1):64-73, 2011.
- 이효기, 황성재, 조성필 등. 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행평가를 위한 체중심 가속도센서 기반의 새로운 보검출 알고리즘 개발. 의공학회지. 30(3):213-220, 2009.
- 통계청. 2010년 사망원인 통계결과. 서울. 통계청. 2011.
- Auvinet B, Berrut G, Touzard C et al. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. Gait Posture. 2009.

- 16(2):124-134, 2002.
- Bouten CV, Koekoek KT, Verduin M et al. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Trans Biomed Eng.* 44(3):136-147, 1997.
- Chen G, Patten C, Kothari DH et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speed. *Gait Posture.* 22(1):51-56, 2005.
- Eng J, Chu S. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 83(8):1138-1144, 2002.
- Henriksen M, Lund H, Moe-Nilssen R, et al. Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture.* 19(3):288-297, 2004.
- Hurt CP, Rice RR, McIntosh GC et al. Rhythmic auditory stimulation in gait training for patients with traumatic brain injury. *J Music Ther.* 35(4):228-241, 1998.
- Jakicic J, Winters C, Lagally K et al. The accuracy of the TriTrac-R3D accelerometer to estimate energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc.* 31(5):747-754, 1999.
- Kerrigan DC, Bang S, Burke T. An algorithm to assess stiff-legged gait in traumatic brain injury. *J Head Trauma Rehabil.* 14(2):136-145, 1999.
- Kerrigan DC, Riley PO, Lelas JL et al. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 82(2):217-220, 2001.
- Kimberly T. Tilt sensing using linear accelerometers. *Freescale Semiconductor Application Note, AN3461.* 2007
- Levine A, Baukol A, Westerterp R. Validation of the Tracmor triaxial accelerometer system for walking. *Med Sci Sports Exerc.* 33(9):1593-1597, 2001.
- Lusardi M, Pellecchia L, Schulman M. Functional performance in community living older adults. *J of Geriatr Phys Ther.* 26(3):14-22, 2003
- Marigold S, Eng J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture.* 23(2):249-255, 2006.
- McFadyen J, Hegeman J, Duysens J. Dual task effects for asymmetric stepping on a split-belt treadmill. *Gait Posture.* 30(3):340-344, 2009.
- Michael M, Allen K, Macko F. Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness. *Arch Phys Med Rehabil.* 86(8):1552-1556, 2005.
- Mirelman A, Patrissi BL, Bonato P et al. Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke. *Gait Posture.* 31(4):433-437, 2010.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech.* 13(4-5):320-327, 1998.
- Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2. *Clin Biomech.* 13(4-5):328-335, 1998.
- Morris S, Morris M, Iansek R. Reliability of measurements obtained with the Timed "Up & Go" Test in people with Parkinson disease. *Phys Ther.* 81(2):810-818, 2001.

- Ng SS, Hui-Chan CW. The timed UP & GO test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 86(8):1641-1647, 2005.
- Ng F, Tong K, Li SA pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: six-month follow-up. *Stroke.* 39(1):154-160, 2008.
- OECD. 2009 Health at a Glance. OECD INDICATION, 2010.
- Pambianco G, Wing R, Robertson R. Accuracy and reliability of the Caltrac accelerometer for estimating energy expenditure. *Med Sci Sports Exerc.* 22(6):858-886, 1990.
- Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM et al. Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity. *Arch Phys Med Rehabil.* 88(1):115-119, 2007.
- Podsiadlo D, Richardson S. The timed UP & GO: A test basic functional mobility for frail dederly person. *J Am Geriatr.* 39(2):142-148, 1991.
- Poynter B, Shuman M, Diaz-Granados N et al. Sex differences in the prevalence of post-stroke depression: a systematic review. *Psychosomatics.* 50(6):563-569, 2009.
- Radanovic M. Characteristics of care to patients with stroke in a secondary hospital. *Arq Neuropsiquiatr.* 58(1):99-106, 2000.
- Schoppen T, Boonstra A, Groothoff J et al. The Timed "Up & Go" test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 80(7):825-828, 1999.
- Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther.* 80(9):896-903, 2000.
- Thompson M, Medley A. Performance of individuals with Parkinson's disease on the Timed Up & Go. *J of Neurol Phys Ther.* 22(1):16-21, 1998.
- Walker M, Austin A, Banke G et al. Reference group data for the functional gait assessment. *Phys Ther.* 87(11):1468-1481, 2007.
- Wilfong JL. The effects of rhythmic auditory stimulation(RAS) on gait training for persons with traumatic brain injury. Unpublished master's thesis, Michigan State University, 2009.
- Wrisley M, Marchetti F, Kuharsky K et al. Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Phys Ther.* 84(10):906-918, 2004.
- Yang YR, Chen C, Lee S et al. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait Posture.* 25(2):185-190, 2007.
- Zijlstra W. Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking. *Eur J Appl Physiol.* 92(2):39-44, 2004.
- Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture.* 18(2):1-10, 2003.