

보행속도의 변화가 만성 뇌졸중 환자 지팡이의 수직력과 마비측 발의 체중지지에 미치는 영향

정경심 · 서현두¹ · 이관우² · 정이정³

삼육대학교 대학원 물리치료학과, ¹삼육대학교 대학원 물리치료학과, ²삼육대학교 대학원 물리치료학과,
³삼육대학교 보건복지대학 물리치료학과

The Effect of Change in Gait Speed on Vertical Force of the Cane and Distribution of Affected Foot in the Persons with Chronic Stroke

Kyoung-sim Jung, PT, MS, Hyun-du Seo, PT, MS¹,
Kwan-woo, Lee, PT, MS², Yijung, Chung, PT, PhD³

Department of Physical Therapy, The Graduate School, Sahmyook University

¹*Department of Physical Therapy, The Graduate School, Sahmyook University*

²*Department of Physical Therapy, The Graduate School, Sahmyook University*

³*Department of Physical Therapy, College of Health and Welfare, Sahmyook University*

<Abstract>

Purpose : The purpose of this study was to analyze weight bearing of cane and affected foot at different speeds during walking.

Methods : Thirteen subjects (6 males, 7 females) with stroke enrolled in the study. A foot sensor and an instrumented cane were integrated to analyze the vertical peak force on the affected foot and the cane.

Results : The applied vertical peak force on the cane were 12.02±4.80% (slow speed), 7.97±3.95% (comfortable speed), and 6.86±3.30% (fast speed) body weight, respectively. The results indicated significantly lower vertical peak force on the affected foot in the low speed walking condition when compared to the fast walking ($p<.05$) and the comfortable walking ($p<.05$) conditions. The correlations between TUG and vertical peak force on the cane and affected foot were .71, and -.70 ($p<.01$). There was a higher correlation between the vertical peak force on the cane and affected foot were -.87($p<.01$).

Conclusion : In conclusion, slower walking speed applied greater vertical peak force on the cane. On the contrary, slower walking speed applied less vertical peak force on the affected foot. Further studies, duration of

force should be measured at different speeds during walking in lower and higher functioning hemiparetic subjects, as its use may mask underlying gait impairment.

Key Words : Cane, Stroke, Vertical peak force, Walking speed.

I. 서 론

보행결함(gait deficit)은 뇌졸중 환자에게 나타나는 중요한 기능장애 중 하나로써, 보행능력은 삶의 독립성과 중요한 연관성을 갖고 있다(Horváth 등, 2001). 뇌졸중 환자는 전체 체중의 61~80%가 마비측 하지에 편중되는 경향이 있으며(Bobath, 1990), 이로 인하여 비대칭적인 보행을 하게 된다(Hodt-Billington 등, 2008; Kim과 Eng, 2003). 또한 뇌졸중 환자는 근력의 약화와 강직, 균형과 감각의 손상으로 인해 보행속도가 느리진다고 하였다(Ada 등, 2006; Bohannon, 1986, 1987; Bohannon과 Andrew, 1990; Brandstatter 등, 1983; Hsu 등, 2003; Nadeau 등, 1999a, 1999b; Olney 등, 1994). 보행속도는 보행능력을 가장 잘 나타내는 인자로서(Studenski 등, 2003), 보행속도가 빠를수록 삶의 질이 높아진다고 하였다. 따라서 보행의 개선이 삶의 질을 개선시킬 수 있는 주된 방법 중 하나가 될 수 있다고 보고되었다(Schmid 등, 2007).

지팡이는 뇌졸중 환자와 같이 근력이 약하거나 불안정한 보행을 보이는 환자에게 기저면을 증가시켜 안정성을 제공함으로써(Laufer, 2002, 2003), 보행 속도를 빠르게 개선시킬 뿐만 아니라(Kuan 등, 1999) 체중부하가 이루어지는 신체부위에 대해 통증과 피로 및 손상을 감소시켜준다(Kuan 등, 1999; Murray 등, 1969). 또한 지팡이는 보행시 심리적인 자신감과 안전성을 제공함으로써(Aminzadeh과 Edwards, 1998; Dean과 Ross, 1993; Tinetti와 Powell, 1993), 만성 뇌졸중 환자에 있어 삶의 독립성을 증가시켜 준다(Polese 등, 2012).

그러나 이러한 지팡이 사용의 이점에 관해서는 아직까지 논란이 많다(Laufer, 2003). 일반적으로 발병 초기에 지팡이의 사용은 독립보행을 학습하는데 방해가 되는 것으로 알려져 있다(Polese 등, 2012). 보행시 지팡이의 사용은 몸을 마비측에서 떨어지게

함으로써 마비측 하지 근육의 근 활동을 감소시킨다고 하였다(Buurke 등, 2005). 뇌졸중 환자의 지팡이 보행시 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력은 각각 12.7%와 89.7%로 체중의 일부를 지팡이에 의존함으로써 마비측 발에 대한 체중지지율이 마비측에 비해 감소하는 것으로 나타났다(Chen 등, 2001). Buurke 등(2005)은 치료사가 정상적인 근활동을 만들고자 할 때 지팡이의 사용은 고려되어야 한다고 하였으며, 운동조절이론에 따르면 지팡이 사용으로 선 자세와 보행동간의 안정성이 개선되고 난 이후에는 내재된 균형기전을 회복하는데 있어 지팡이 사용의 필요성이 감소하게 된다고 하였다(Krakauer, 2006; Mastos 등, 2007). 그러나 임상에서 많은 환자가 보행이 개선되고 난 이후에도 지속적으로 지팡이에 의존하여 보행을 하게 된다. 따라서 뇌졸중 환자에 있어 지팡이를 이용한 보행패턴에 관하여 더욱 많은 연구가 이뤄질 필요가 있다.

Beaman 등(2010)은 평균 0.45m/s의 보행속도를 가진 뇌졸중 환자를 대상으로 보행속도에 따른 보폭(step length)과 추진력(propulsion)을 비교한 결과 대상자에 따라 대칭도가 다르게 나타났다고 하였으며, 따라서 근본적인 손상(underlying impairment)을 완전히 파악하기 위해서는 획일적인 한 가지 속도보다 여러 가지 속도에서 보행을 분석할 필요가 있다고 하였다. Jonker 등(2009)은 보행속도를 증가시켰을 때 마비측 하지 근육의 힘(power)발생에 있어 보행능력 수준에 따른 두 그룹간의 차이를 나타내었으며, 마비측의 단하지지지기는 빠른 속도와 편안한 속도로 걸었을 때 유의한 차이가 나타나지 않았지만, 마비측 입각기시간은 빠른 속도에서 유의하게 감소하였다고 하였다. 또한 빠른속도로 걷게 하였을 때 신경운동 결함(neuromotor impairment)을 악화시킴으로써 편안한 속도로 걷게 하였을 때 보다 더욱 쉽게 결함을 확인할 수 있다고 하였다. 보행속도에 따른 뇌졸중 환자의 입각기를 비교한 연구에 따라

면 주로 비마비측의 입각기에서 유의한 차이를 보였으며, 또한 지팡이 사용 여부와 보행속도에 따른 마비측 하지근육의 힘(power)발생과 관절 각도를 비교한 연구에서는 유의한 차이가 없다고 하였다(Polese 등, 2012).

보행속도가 보행패턴에 미치는 연구들은 대부분 빠른 속도와 편안한 속도를 비교하였으며, 느린 속도로 걸었을 때 보행패턴의 변화에 대한 연구는 부족한 실정이다. 또한 이러한 속도의 변화에 따라 지팡이를 이용한 보행패턴에 미치는 영향에 관한 연구는 더욱 부족하다. 따라서 본 연구는 지팡이를 이용한 보행패턴 중 지팡이에 대한 의존도 및 그에 따른 체중지지의 변화를 알아보기 위하여, 세 가지의 다른 속도로 보행을 하는 동안 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력을 확인함으로써 지팡이와 마비측 발에 실리는 체중지지를 알아보고자 한다. 또한 동적균형과 지팡이, 마비측 발에 대한 최대 수직력의 상관관계를 통하여 동적 균형 능력에 따라서 지팡이에 대한 의존도가 어떻게 변화하는지 알아보고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 구리시에 소재하고 있는 K 재활병원에서 물리치료를 받고 있는 환자 중 평상시 지팡이를 사용하여 보행을 하며, 보조도구를 이용하여 쉬지 않고 최소 10m 보행이 가능한 13명을 대상으로 하였다. 또한 보행에 영향을 미치는 정형 외과적 질환을 가지고 있는 자, 한국형 간이정신상태 검사(Mini-Mental Status Examination-Korea, MMSE-K) 점수가 24점 미만인자는 대상자에서 제외하였다(Polese 등, 2012).

2. 연구 도구 및 측정방법

1) 연구 절차

평가를 하기 전에 환자의 몸무게를 측정하고 난 후, 지팡이의 높이를 환자의 대전자 위치에 오도록

조절하였다. 환자는 건축 손에 지팡이를 잡고, 편평한 5m의 거리를 무작위로 3가지의 다른 속도로 걷게 한다. 편안한 속도는 평상시 걷던 속도대로 걷도록 하였고, 빠른 속도는 환자가 최대한 빨리 걸을 수 있는 속도로 걷게 하였다(Kodesh 등, 2012). 느린 속도는 환자가 최대한 느린속도로 한발 한발을 오랫동안 지지하고 나오도록 하였으며(Chiu 등, 2012), 속도별로 세 번씩 걷도록 하고, 한 회당 6개의 보행주기(gait cycle) 동안의 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력의 평균을 구하였다. 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력은 각각 따로 측정하였으며, 최대 수직력은 체중지지를 알아보기 위하여 몸무게에 대한 백분율로 계산하였다. 지팡이의 경우 지팡이에 대한 의존도를 알아보기고자 최대 수직력에서 지팡이의 무게를 제거하고 난후, 몸무게에 대한 백분율로 계산하였다(Chen 등, 2001).

2) 연구 도구

최대 100kg의 무게까지 부하가 가능하고 0.1kg의 오차까지 감지가 가능한 압력센서 (CD210-K200, ㈜다셀, 한국)를 한발 지팡이(mono cane)의 하단부에 장착하여 증폭기(amplifier)와 인디케이터(indicator)를 연결하였다(Fig 1). 인디케이터를 컴퓨터와 연결하여 케이블을 통해 들어오는 수직력(peak force)을 실시간으로 저장하여 지팡이에 대한 최대 수직력을 측정하였으며, 샘플링 주파수는 100Hz로 하였다. 지팡이는 알루미늄으로 만들어진 L자 형태의 높이조절이 가능한 한발 지팡이(mono cane)를 사용하였다. 마비측발에 대한 최대 수직력은 인솔 형식의 족압센서(Junctional Assessment of Biomechanics™, Biosyn Systems Inc, 캐나다)를 이용하였다. FAB 시스템은 발목에 4×7×2.4cm의 비교적 가벼운 센서를 스트랩으로 부착하고 인솔과 연결하여, 수집되는 데이터들을 Bluetooth Telemetry System을 이용하여 본체에 송신하는 시스템이다. 100Hz의 샘플링 주파수로 데이터가 전송되며 방향에 상관없이 20미터의 거리까지 수신기를 통해 실시간으로 전송이 가능하다. PC에 수신된 족압 데이터들은 Biosyns Software (Expert Version 12.1)를 통해 각 센서들의 최고 압력 등을 분석하였다. 또한 본 연구에서는 동적 균형 상태를

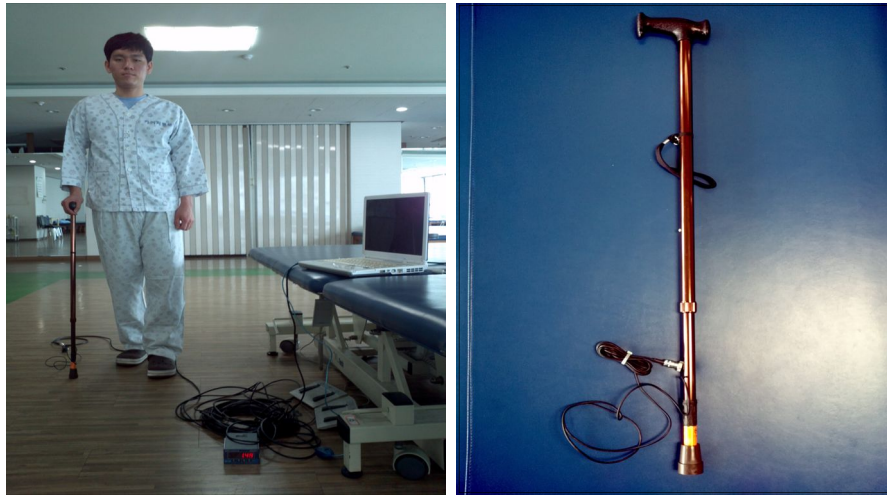


Fig 1. Instrumented cane

측정하기 위하여 일어나 걸어가기 검사(Timed Up and Go test, TUG)를 측정하였다. TUG는 팔걸이가 있는 50cm 높이의 의자에서 일어나 전방 3m 지점을 돌아 다시 의자에 앉는 시간을 측정하는 방법으로 측정자 내 신뢰도는 $r=.99$ 이고, 측정자간 신뢰도는 $r=.98$ 로 동적 균형을 평가하는데 신뢰할 만한 도구이다(Podisadlo와 Richardson, 1991).

최대수직력의 차이는 일원 반복측정 분산분석(one-way repeated ANOVA)을 사용하여 분석하였다. 사후 검정은 최소유의차 검정(least significant difference, LSD)을 이용하였다. 동적 균형과 지팡이에 대한 최대수직력, 마비측발에 대한 최대 수직력의 상관관계를 피어슨 상관계수(Pearson correlation)로 계산하여 평가하였다. 통계학적 유의수준은 0.05 이하로 하였다.

3. 통계 처리

개체내 보행 속도의 변화에 따른 지팡이에 대한 최대수직력(Vertical Peak Force)과 마비측발에 대한

Ⅲ. 연구 결과

Table 1. General characteristics of subjects

Variable	Mean±SD	minimum	maximum
Age(years)	65.26±16.22	42	83
Duration of stroke(month)	16.07±9.64	7	40
Body weight(kg)	65.73±9.39	53	87
Type of lesion		Hemorrhage(5), Infarction(8)	
paretic side		Left(7), Right(6)	
Duration of cane use		13.62±9.12	
MAS		G0(1), G1(7), G1+(4), G2(1)	
TUG(s)		52.67±23.44	
Walking level		Indoor gait(10), Restricted outdoor gait(2), Outdoor gait(1)	

Note: MAS; Modified Ashworth Scale, TUG; Timed Up and Go test.

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자의 일반적 특성은 아래 Table 1과 같다. 발병원인은 MRI를 통하여 진단받은 것을 토대로 뇌출혈과 뇌경색으로 분류하였다. 본 연구에서는 설문지를 통하여 환자의 현재 가능한 보행상태를 기록하게 하였다.

2. 개체 내 보행속도에 따른 최대 수직력

개체 내 보행속도에 따른 지팡이에 대한 최대 수직력은 느린속도에서 12.02±4.80%로 빠른 속도와 편안한 속도에서 걸었을 때보다 유의하게 크게 나타났다(p<0.00), 빠른속도로 걸었을 때에는 편안한 속도로 걸었을 때보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났다(p<0.01). 따라서 느린 속도로 걸었을 때는 편안한 속도나 빠른 속도로 걸었을 때 보다 지팡이에 대한 의존도가 더 큰 것으로 보여진다. 또한 속도에 따른 마비측발에 대한 최대 수직력을 비교한 결과, 느린 속도로 걸었을 때는 빠른 속도와 편안한 속도에 비해 마비측발에 대한 최대 수직력이 유의하게 감소하였으나(p<0.05), 빠른 속도로 걸었을 때와 편안한 속도로 걸었을 때 마비측발에 대한 최대 수직력은 유의한 차이를 보이지 않았다(Table 2).

3. 개체 간 동적 균형과 지팡이, 마비측 발에 대한 최대 수직력의 상관관계

표 3은 개체간 동적 균형과 지팡이, 마비측 발에 대한 최대 수직력의 상관관계를 나타낸 것이다. TUG와 지팡이에 대한 최대 수직력의 상관계수는 0.71(p<0.01)으로 유의한 양의 상관관계를 나타내었고, 마비측 발에 대한 최대 수직력과는 유의한 음의 상관관계를 나타내어(p<0.01), 동적 균형이 떨어질수록 지팡이에 대한 의존도가 높고, 마비측 발에 대한 체중지지는 감소하는 것을 알 수 있었다. 또한 지팡이에 대한 최대 수직력과 마비측 발에 대한 최대 수직력은 높은 상관관계를 나타내었다(p<0.01)(Table 3).

IV. 고 찰

대부분 보행상태에 대한 연구는 편안한 속도에서 주로 이루어져 왔으며(Schmid 등, 2007), 환자의 보행패턴을 충분히 이해하고, 지도하기 위해서는 다양한 속도에서의 보행 분석이 필요하다고 제안하였다(Polese 등, 2012). 따라서 본 연구는 보행속도의 변화에 따라 지팡이와 마비측 발에 대한 체중지지에 미치는 영향을 알아보기 위하여 세 가지의 다른 속도로 걷게 하였을 때, 지팡이와 마비측 발에 대한

Table 2. Comparison of vertical peak force on the affected foot and the cane. at different speeds during walking. (n=13)

Muscle	fast speed	comfortable speed	slow speed	P
Vertical peak force on the cane(%)	6.86±3.30*†	7.97±3.95*	12.02±4.80†	.03
Vertical peak force on the affected foot(%)	92.76±5.13*	92.09±3.96*	89.18±5.28†	.01

Note. Values are expressed as mean SD. * indicates a significant differences compared with slow speed condition(p<.05). † represents a statistically significant differences relative to comfortable speed condition(p<.05).

Table 3. Pearson's Correlation Coefficients of the TUG with vertical peak force on the affected foot and the cane

	TUG	Vertical peak force on the cane	Vertical peak force on the affected foot
TUG	1	.71*	-.70*
Vertical peak force on the cane	.71*	1	-.87*
Vertical peak force on the affected foot	-.70*	-.87*	1

Note. *. p < .05

최대 수직력을 비교하였다. 그 결과 느린 속도로 걸었을 때는 빠른 속도와 편안한 속도로 걸었을 때보다 지팡이에 대한 최대 수직력이 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 속도별로 마비측 입각기를 비교한 선행연구를 보면 속도에 따라 마비측 입각기 시간이 유의한 차이를 나타내었다(Jonker 등, 2009). 본 연구에서 느린 속도로 걸었을 때 지팡이에 대한 최대 수직력이 빠른 속도와 편안한 속도로 걸었을 때보다 유의하게 증가한 것은 마비측 입각기가 증가함으로써 보행시 불안함이 더 증가하였기 때문으로 사료된다. 또한 느린 속도로 걸었을 때는 빠른 속도와 편안한 속도로 걸었을 때 보다 마비측 발에 대한 최대 수직력이 유의하게 감소하였으며, 빠른 속도로 걸었을 때와 편안한 속도로 걸었을 때 마비측 발에 대한 최대 수직력은 유의한 차이가 나타나지 않았다. Bateni와 Maki(2005)는 서 있는 자세에서 체중의 일부를 지팡이에 지지함으로써 체중을 지지하고 있는 발에 대한 지면반발력(Ground Reaction Force)이 감소하며, 보행 시에도 지팡이로 인해 하지에 대한 체중부하가 감소하게 된다고 하였다(Ely와 Smidt, 1977). 본 연구에서 느린 속도로 걸었을 때, 마비측 발에 대한 최대 수직력이 감소한 것은 지팡이에 대한 의존도가 증가하였기 때문에 상대적으로 마비측 발에 대한 체중지지가 감소된 것으로 생각된다. 지팡이를 사용하여 보행하는 동안 속도에 따른 마비측 하지근육의 힘 발생을 비교한 연구를 따르면 속도가 빨라짐에 따라 마비측 발목의 저측 굴곡근과 고관절 굴곡근과 신전근의 힘 발생이 증가하는 것으로 나타났지만 유의한 차이는 나타나지 않았다고 하였다(Polese 등, 2012). 또한 보행속도가 빠른 그룹과 느린 그룹의 보행속도에 따른 마비측 하지 근육의 힘 발생을 비교한 결과 보행속도가 빠른 그룹은 빠르게 걸었을 때 편안한 속도로 걸었을 때 보다 마비측 하지 근육의 힘 발생이 증가 하였지만, 보행속도가 느린 그룹은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 보행속도가 빠른 환자는 편안한 속도로 걸을 때 하지 근육의 힘을 최대로 쓰지 않고, 발목 저측 굴곡근의 힘을 조절하면서 걷지만, 보행속도가 느린 환자의 경우 편안한 속도로 걸을 때도 과도한 저측 굴곡근의 힘을 발생

시키기 때문에 속도가 빨라져도 더 이상 힘 발생이 증가하지 않기 때문이라고 하였다(Jonker 등, 2009). 본 연구의 대상자도 평균 보행속도가 0.21m/s로 보행속도가 빠른 환자에 비해서 균형이 떨어지므로 속도와 상관없이 지팡이에 최대한 많이 의지 하는 경향이 있어서 빠른 속도로 걸었을 때 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력은 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 생각된다.

본 연구는 또한 TUG와 지팡이, 마비측 발에 대한 최대 수직력의 상관관계를 분석하였다. 그 결과 동적 균형과 지팡이에 대한 최대 수직력은 유의한 양의 상관관계를 나타내었으며, 지팡이에 대한 최대 수직력과 마비측 발에 대한 최대 수직력 또한 높은 상관관계를 나타내었다. TUG는 3m의 거리를 왕복 하는데 걸리는 시간을 측정하여 동적 균형을 평가하는 도구로써, 시간이 적게 걸릴수록 동적 균형이 높은 것을 의미한다. 이 검사에서 14초가 넘게 나올 경우 높은 낙상의 위험이 있으며, 보행시 지팡이와 같은 보조도구를 필요로 하게 된다(Shumway-Cook, 2000). 본 연구의 결과에서 TUG와 지팡이에 대한 최대 수직력의 상관관계가 높게 나타난 것은 TUG가 높을수록 동적 균형이 떨어지므로, 지팡이에 많이 의지하기 때문인 것으로 보여진다. 지팡이에 대한 최대 수직력은 마비측 단하지지지기 동안 마비측 하지에 체중부하를 하기위해 작용하는 것으로(Dickstein 등, 1993), 지팡이에 대한 최대 수직력이 높을수록 마비측 하지에 대한 최대 수직력은 반대로 감소하는 것으로 나타났다.

본 연구에서는 세 가지 속도로 보행하는 동안 지팡이에 대한 최대 수직력을 비교함으로써 속도가 지팡이에 대한 의존도에 어떠한 영향을 미치는지 분석하였다. 그 결과 느린 속도로 걸었을 때 빠른 속도와 편안한 속도로 걸었을 때 보다 지팡이에 의존하는 정도가 유의하게 증가하는 것으로 나타났으며, 그에 따라 마비측 발에 대한 체중지지도 감소한 것으로 나타났다. 본 연구에서는 속도가 지팡이나 환측발의 체중지지에 미치는 영향을 분석하였지만 지팡이를 누르는 시간(Duration of force)은 측정하지 않았다. 또한 본 연구는 재활병원에서 치료를 받고 있는 입원환자를 대상으로 하여 대부분 보행

속도가 느린 환자를 대상으로 하였으며 대상자가 작아 일반화하기 어려운 점이 있다. 앞으로의 연구에서는 보행속도에 따른 지팡이와 환측 발에 대한 최대 수직력 뿐 아니라 지팡이를 누르는 시간과 보행패턴을 측정하여 보행 능력이 좋은 환자와 비교 분석할 필요가 있겠다.

V. 결 론

본 연구에서는 13명의 뇌졸중 환자들을 대상으로 보행속도에 따른 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력을 알아보기 위해 시행되었다. 그 결과 느린 속도로 걸었을 때 빠른 속도와 편안한 속도에 비해 지팡이에 대한 최대 수직력이 높은 것으로 나타났으며, 느린 속도에서 걸었을 때 마비측 발에 대한 최대 수직력은 빠른 속도와 편안한 속도로 걸었을 때보다 유의하게 감소한 것으로 나타났다. 또한 개체 간 동적 균형과 지팡이, 마비측 발에 대한 최대 수직력은 높은 상관관계를 나타내었으며, 지팡이와 마비측 발에 대한 최대 수직력 또한 높은 상관관계를 나타내었다.

따라서 본 연구의 결과는 앞으로 지팡이를 사용하는 뇌졸중 환자들의 보행분석에 있어 의미 있는 자료가 될 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

Ada L, Dorsch S, Canning CG. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2006;52(4):241-8.

Aminzadeh F, Edwards N. Exploring seniors' views on the use of assistive devices in fall prevention. *Public Health Nurs.* 1998;15(4):297-304.

Bateni H, Maki BE. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(1):134-45.

Beaman CB, Peterson CL, Neptune RR et al. Differences in self-selected and fastest-comfortable

walking in post-stroke hemiparetic persons. *Gait Posture.* 2010;31(3): 311-6.

Brandstatter ME, de Bruin H, Gowland C et al. Hemiplegic gait analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64(12):583-7.

Bobath B. *Adult Hemiplegia Evaluation and Treatment*, 3rd ed. London. Heinemann. 1990.

Bohannon RW. Strength of lower limb related to gait velocity and cadence in stroke patients. *Physiother Can.* 1986;38(4):204-6.

Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 1987;68(11):777-81.

Bohannon RW, Andrews AW. Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71(5):330-3.

Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV et al. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait Posture.* 2005;22(2):164-70.

Chen CL, Chen HC, Wong MK et al. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(1):43-8.

Chiu SL, Chou LS. Effect of walking speed on inter-joint coordination differs between young and elderly adults. *J Biomech.* 2012;45(2):275-80.

Dean E, Ross J. Relationships among cane fitting, function, and falls. *Phys Ther.* 1993;73(8):494-500.

Dickstein R, Abulaffio N, Pillar T. Vertical force loaded on walking canes in hemiparetic patients. *Gait Posture.* 1993;1(2):113-8.

Ely DD, Smidt GL. Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. *Phys Ther.* 1977;57(5):507-12.

Hodt-Billington C, Helbostad JL, Moe-Nilssen R. Should trunk movement or footfall parameters quantify gait asymmetry in chronic stroke patients?

- Gait Posture. 2008;27(4):552-8.
- Horváth M, Tihanyi T, Tihanyi J. Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients. *Facta Univ.* 2001;1(8):25-35.
- Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(8):1185-93.
- Jonkers I, Delp S, Patten C. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait Posture.* 2009;29(1):129-37
- Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait Posture.* 2003;18(1):23-8.
- Kodesh E, Kafri M, Dar G et al. Walking speed, unilateral leg loading, and step symmetry in young adults. *Gait Posture.* 2012;35(1):66-9.
- Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr Opin Neurol.* 2006;19(1):84-90.
- Kuan TS, Tsou JY, Su FC. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(7):777-84.
- Laufer Y. Effects of one-point and four-point canes on balance and weight distribution in patients with hemiparesis. *Clin Rehabil.* 2002;16(2):141-8
- Laufer Y. The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Phys Ther.* 2003;83(2):112-22.
- Mastos M, Miller K, Eliasson AC et al. Goal-directed training: linking theories of treatment to clinical practice for improved functional activities in daily life. *Clin Rehabil.* 2007;21(1):47-55.
- Murray MP, Seireg AH, Scholtz RC. A survey of the time, magnitude and orientation of forces applied to walking sticks by disabled men. *Am J Phys Med.* 1969;48(1):1-13.
- Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D et al. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 1999a;78(2):123-30.
- Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB et al. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol Avon).* 1999b;14(2):125-35.
- Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther.* 1994;74(9):872-85.
- Podsiadlo D, Recharadson S. The timed up and go: Atest of basis fuctional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991;39(2):142-8.
- Polese JC, Teixeira-Salmela LF, Nascimento LR et al. The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2012;27(2):131-7.
- Schmid A, Duncan PW, Studenski S et al. Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke.* 2007;38(7):2096-100.
- Studenski S, Perera S, Wallace D et al. Physical performance measures in the clinical setting. *J Am Geriatr Soc.* 2003;51(3):314-22.
- 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.* 2000;80(9): 896-903.
- Tinetti ME, Powell L. Fear of falling and low self-efficacy: a case of dependence in elderly persons. *J Gerontol.* 1993;48:35-8.