# 만성 뇌<del>졸중</del> 환자의 보행속도와 보행 비대칭에 영향을 미치는 무릎근력과 발목 관절가동범위

원종임<sup>1</sup>, 안창만<sup>2</sup> <sup>1</sup>전주대학교 의과학대학 물리치료학과, <sup>2</sup>전북대학교병원 물리치료실

## Knee Strength and Ankle Range of Motion Influencing Gait Velocity and Gait Asymmetry in Patients With Chronic Stroke

Jong-im Won<sup>1</sup>, PhD, PT, Chang-man An<sup>2</sup>, MSc, PT

<sup>1</sup>Dept. of Physical Therapy, College of Medical Science, Jeonju University <sup>2</sup>Dept. of Physical Therapy, Chonbuk National University Hospital

## **Abstract**

The common features of walking in patients with stroke include decreased gait velocity and increased asymmetrical gait pattern. The purpose of this study was to identify important factors related to impairments in gait velocity and asymmetry in chronic stroke patients. The subjects were 30 independently ambulating subjects with chronic stroke. The subjects' impairments were examined, including the isokinetic peak torque of knee extensors, knee flexors, ankle plantarflexors, and ankle dorsiflexors. Passive and active ranges of motion (ROM) of the ankle joint, ankle plantarflexor spasticity, joint position senses of the knee and ankle joint, and balance were examined together. In addition, gait velocity and temporal and spatial asymmetry were evaluated with subjects walking at their comfortable speed. Pearson correlations and multiple regressions were used to measure the relationships between impairments and gait speed and impairments and asymmetry. Regression analyses revealed that ankle passive ROM and peak torque of knee flexors were important factors for gait velocity (R<sup>2</sup>=.41), while ankle passive ROM was the most important determinant for temporal asymmetry (R<sup>2</sup>=.35). In addition, knee extensor peak torque was the most significant factor for gait spatial asymmetry ( $R^2$ =.17). Limitation in ankle passive ROM and weakness of the knee flexor were major contributors to slow gait velocity. Moreover, limited passive ROM in the ankle influenced the level of temporal gait asymmetry in chronic stroke patients. Our findings suggest that stroke rehabilitation programs aiming to improve gait velocity and temporal asymmetry should include stretching exercise for the ankle joint.

**Key Words:** Ankle range of motion; Gait asymmetry; Gait velocity; Knee strength; Stroke.

## Ⅰ. 서론

뇌졸중 환자들의 신체적 기능 가운데 일정한 부분은 재활을 통해 회복되기도 하지만, 모든 기능이 완전하게 회복되는 경우는 드물다. 뇌졸중 환자들이 일상생활에서 크게 불편을 겪는 기능적 활동은 보행능력이다. 보행능력은 독립적인 생활을 가능하게 하는 주요 결정요

인이며, 뇌졸중 환자들의 재활목표 가운데 가장 중요한목표인 것으로 보고되고 있다(Bohannon 등, 1988; Jørgensen 등, 1995). 뇌졸중 환자 보행의 일반적인 특징은 느린 보행속도와 좌우 비대칭적인 보행형태이다. 뇌졸중 환자의 보행속도는 .14~1 ™(Bijleveld-Uitman 등, 2013; Holden 등, 1984)의 다양한 범위를 나타내고 있는 반면, 비슷한 나이의 건강한 성인은 평균 1.17~

Corresponding author: Jong-im Won jongimwon@naver.com

1.21 <sup>™</sup>%인 것으로 보고되고 있다(Ko 등, 2012). Studenski 등(2011)의 연구에 의하면, 뇌졸중 환자가 아 닌 경우라도 지역사회에 거주하는 노인의 경우 .60 ™ 이하의 느린 보행은 가동성이 감소되어 신체적 비활동 성의 원인이 되고, 중복 이환율(co-morbidity) 및 사망 률 증가와 관련되어 있다고 한다. 따라서 일정수준 이 상의 보행속도는 신체적 기능유지에 매우 중요하다. 뇌 졸중 환자 보행의 비대칭성 특징은 비마비측과 비교하 여 마비측 하지의 유각기의 시간이 길고. 입각기의 시 간이 짧다는 점이다. 건강한 성인과 뇌졸중 환자의 입 각기의 시간적 비대칭성을 비교하면, 건강한 성인은 좌 우 단하지 지지시간(single support time)의 비율이 .6~1.5%인데 반하여. 뇌졸중 환자의 비마비측에 대한 마비측 하지의 단하지 지지시간 비율은 16.2~29.2%로 좌우 비대칭의 차이가 큰 것으로 보고되고 있다 (Titianova와 Tarkka, 1995). 따라서 이러한 보행형태를 수정하기 위한 운동프로그램을 기획할 때는 먼저 느린 보행속도와 비대칭적인 보행형태에 영향을 주는 일차적 인 손상요인들을 찾아내어 그 요인들을 회복시키는 것 이 필요하다.

뇌졸중 환자의 보행 수행력 감소를 일으키는 손상요 인들은 많다. 그 요인들 가운데 대표적인 것들로는 근 력 감소, 운동과 감각기능의 손상, 시공간적 지각능력의 감소, 균형의 손상 및 경직 등이 있다(Bohannon과 Andrews, 1990; Dettmann 등, 1987; Freidman, 1990; Nadeau 등, 1999; Suzuki 등, 1999). 이전의 연구들에 의하면 보행속도는 기능장애, 균형, 운동기능, 하지근력과 상관관계가 있는 것으로 보고되고 있다(Bijleveld-Uitman 등, 2013; Taylor-Piliae 등, 2012; van de Port 등, 2008). Nadeau 등(1999)은 편안한 속도의 보행 시, 보 행속도는 하지의 운동기능, 균형, 엉덩관절 굽힘근과 유 의한 상관관계가 있다고 하였고, 회귀분석에서는 엉덩 관절 굽힘근만 보행속도에 유의하게 영향을 미치는 유 일한 요인이라고 하였다. Taylor-Piliae 등(2012)은 100 명의 지역사회에 거주하는 뇌졸중 환자를 상대로 보행 속도와 다른 변수들과의 상관관계를 분석한 결과, 기능 장애, 지구력, 하지 근력, 균형, 인지기능과 상관관계가 있다고 하였으며, 회귀분석에서는 이 변수들 중 지구력 과 하지 근력이 보행속도를 설명하는 변수라고 하였다. 또 다른 몇몇 연구들에 따르면 뇌졸중 환자의 느린 보 행속도가 하지근력 중에서 특히 약한 엉덩관절 굽힘근 (De Quervain 등, 1996; Hsu 등, 2003; Olney 등, 1991), 무릎펌근(Bohannon과 Walsh, 1992; Hsu 등, 2003; Suzuki 등, 1999), 무릎굽힘근(Kim과 Eng, 2003; Nasciutti-Prudente 등, 2009), 발바닥굽힘근(Kim과 Eng, 2003; Nadeau 등, 1999)과 발등굽힘근(Lin 등, 2006)의 근력과 유의한 관련이 있다고 보고되고 있다. 이와 같이 엉덩관절 굽힘근, 무릎폄근, 무릎굽힘근, 발바닥굽힘근, 발등굽힘근 중 어떤 근육이 뇌졸중 환자의 보행 속도와 관련성이 가장 높은지 확인할 필요가 있다.

한편 운동기능 또는 발등굽힘근의 근력이 보행의 시간적 비대칭성과 관련이 있다는 연구도 있으며(Lin 등, 2006; Petterson 등, 2008), 발바닥굽힘근의 경직이 시간적 및 공간적 보행비대칭성을 나타내는 가장 중요한 요인 중 하나라는 연구도 있다(Hsu 등, 2003; Lin 등, 2006). 그러나 이런 연구들의 대부분이 서로 다른 결과를 보고하고 있으며, 근력 외 관절가동범위와 같은 다른 손상요인이 배제된 채 분석되었다. 따라서 보행속도와 시공간적 비대칭성에 대한 영향을 미치는 손상요인들을 확인할 때 관절가동범위를 포함시켜 다른 손상요인인들과 함께 분석할 필요가 있다.

보행 가능한 만성 뇌졸중 환자들은 보행 시 발목관 절의 관절가동범위 제한으로 인한 보행의 불편함을 호 소하는 경우가 많다. 이런 만성 뇌졸중 환자의 발목관 절에서 나타나는 감소된 관절가동범위와 증가된 경직 및 구축은 발목관절과 근막의 생역학적 변화와 관련이 있다(Gao 등, 2009). 최근 연구에 의하면 건강한 성인 과 비교해 뇌졸중 환자는 발목관절에서 발등굽힘 시 감 소된 관절가동범위와 증가된 강직 현상을 나타냈고, 마 비측 내측 장딴지근육의 근막 길이가 짧아져 있었으며, 근막의 섬유 각도(pennation angle)가 감소되어 있었다 (Gao 등, 2009). 따라서 보행의 속도와 비대칭성에 영 향을 미치는 손상요인을 확인하기 위해서는 그 손상요 인으로 발목관절의 관절가동범위를 포함시켜 분석할 필 요가 있다. 본 연구의 목적은 30명의 보행 가능한 만성 뇌졸중 환자를 대상으로, 편안한 속도에서 보행 시 보 행속도 및 비마비측 하지에 대한 마비측 하지의 시공간 적 비대칭성을 확인하고, 마비측 하지의 무릎펌근, 무릎 굽힘근, 발바닥굽힘근, 발등굽힘근의 근력, 발목관절의 수동관절가동범위와 능동관절가동범위, 발바닥굽힘근의 경직, 무릎과 발목 관절의 위치감각, 균형 등의 손상요 인들을 알아본 다음, 상관분석과 회귀분석을 이용하여 보행속도 및 시공간적 비대칭성에 영향을 미치는 손상 요인을 파악하는 것이다.

## Ⅱ. 연구방법

#### 1. 연구대상자

대상자들은 외래로 물리치료를 받는 뇌졸중 환자 30 명이었다. 대상자들은 뇌졸중 진단 후 6개월이 경과한 만성뇌졸중 환자로 구두지시에 따를 수 있으며, 보조도 구나 감독 없이 10 m 이상 독립 보행이 가능한 사람들로 한정했다. 인지장애, 편측무시, 시각 결손, 우울증이 있거나, 혹은 하지의 등속성 근력 측정이나 보행을 수행하는데 방해가 되는 신체적, 정신적 질환이 있으면 대상자에서 제외되었다. 대상자들의 일반적 특성은 다음과 같다(Table 1).

#### 2. 측정 절차

모든 대상자들은 연구목적과 내용에 대해 충분한 설 명을 듣고 동의한 후 실험에 참여하였다. 먼저 의무기 록을 통해 대상자의 나이, 성별, 뇌졸중 유형, 편마비 위치, 뇌졸중 발병기간을 조사하였다. 장애정도는 한글 판 수정 바델지수를 이용하였고, 발바닥굽힘근의 경직 은 4점 척도로 되어있는 개정된 개정된 애쉬워쓰 척도 (Modified Modified Ashworth Scale)를 이용하여 평가 하였다. 그 다음에 병원의 물리치료실에서 보행평가를 한 후 안정성한계 검사를 실시하였다. 그리고 나서 10 분간의 충분한 휴식을 취한 후 관절위치감각과 관절가 동범위를 측정하였고, 근피로의 발생이 다른 검사에 영 향을 미치지 않도록 하기 위해 등속성 근력검사를 마지 막 순서로 실시하였다. 이들 측정은 혼잡함과 대상 환 자들의 집중력 감소를 피하기 위해 다른 환자들이 물리 치료를 받지 않는 시간에 이루어졌으며, 모든 측정은 자료의 신뢰도를 높이기 위해 10년 이상의 경력을 가진 물리치료사에 의해 이루어졌다.

## 3. 측정도구 및 방법

#### 가. 보행변수 측정

보행변수들을 측정하기 위한 장비로 GAITRite(GAITRite Electric Walkway, CIR Systems Inc., NY, USA)7 0 용되었다. 이 장비의 크기는 3.7×.61 m로 바닥에는 13.824개의 센서들로 구성된 6개의 센서 패드가 내장되 어 있으며, 대상자가 그 위를 걸으면 압력에 의해 초당 120 Hz의 샘플률로 자료가 수집되어 보행속도를 비롯한 시공간적 보행변수가 확인된다. 이 장비의 동시타당도 와 신뢰도는 높은 것으로 알려져 있다(Bilnev 등, 2003; Menz 등, 2004). 환자들은 보행 보조도구 없이 치료사 의 지시에 의해 10 m 거리를 편안한 속도로 걸었는데. 이 장비를 10 m 거리의 가운데에 위치시켜 보행 시작 과 마지막에 발생하는 가속과 감속 효과가 반영된 데이 터를 제외한 나머지 데이터를 수집하였다. 3회 반복 측 정하여 그 평균값을 이용하였으며, 산출되어 분석에 이 용된 변수들은 속도(velocity), 보 시간(step time), 입각 시간(stance time). 단하지 지지시간(single support time), 분속수(cadence), 보장(step length)이었다. 시간적 비대칭 비(temporal asymmetry ratio)를 확인하기 위해 단하지 지지 비대칭 비(single support asymmetry ratio) 가 이용되었고, 공간적 비대칭 비(spatial asymmetry ratio)를 확인하기 위해 보장 비대칭 비(step length asymmetry ratio)가 이용되었다. 시간적 비대칭 비와 공 간적 비대칭 비는 다음과 같은 공식에 의해 산출되었으 며, 값이 클수록 비대칭의 정도가 큰 것을 나타낸다.

시간적 비대칭 비(단하지 지지 비대칭 비)=1-(마비측 단하지 지지시간÷비마비측 단하지 지지시간)

공간적 비대칭 비(보장 비대칭 비)=1-(마비측 보장÷ 비마비측 보장)

**Table 1.** Characteristics of subjects with chronic stroke

(N=30)

| Characteristics         |                      | Values    | Range         |
|-------------------------|----------------------|-----------|---------------|
| Age                     | Age (year)           |           | 29~71         |
| Sex                     | (male/female)        | 24/6      |               |
| Type of lesion          | (infarct/hemorrhage) | 13/17     |               |
| Hemiplegic side         | (left/right)         | 14/16     |               |
| Time since stroke onset | (month)              | 58.4±36.6 | $26 \sim 156$ |
| $ m K	ext{-}MBI^b$      | (score)              | 84.1±5.5  | $72 \sim 93$  |

<sup>&</sup>lt;sup>a</sup>mean±standard deviation. <sup>b</sup>Korean version of the modified Barthel index.

한국전문물리치료학회지 2015년 22권 2호 1-10 Phys Ther Korea 2015;22(2):1-10

#### 나. 균형능력 측정

균형능력을 확인하기 위해 안정성 한계를 이용하였 는데, 안정성한계란 고정된 지지면 내에서 균형을 잃지 않고 무게중심을 이동하는 능력으로 정의된다. 안정성 한계를 측정하기 위해 Biodex Balance System SD(Biodex Medical System Inc., NY, USA)를 이용하 였다. 이 장비는 바닥에 힘판(force plate)이 장착되어 있어 압력을 감지할 수 있으며, 대상자가 이 힘판 위에 서면 앞에 위치한 모니터에 대상자의 무게중심점과 전, 후, 좌, 우, 각 대각선 방향의 총 8개 목표지점이 나타 나게 되어 있다. 대상자들에게는 순서에 따라 이 목표 지점으로 무게중심을 이동하도록 하였다. 이와 같은 방 법으로 총 3회 실시하여 점수의 평균값을 취하였으며. 각 횟수 사이에 10초간의 휴식을 주어 피로가 발생하지 않도록 하였다. 안정성한계 점수는 대상자가 서있을 때 대상자의 무게중심에서 목표지점까지의 직선거리와 대상 자가 실제로 목표지점까지 이동한 거리를 이용하여 다음 과 같이 계산되었으며, 점수가 높을수록 동요 경로가 짧 고 빨리 움직인 것으로 균형 능력이 좋은 것을 의미한다. 안정성한계 점수(%)=(무게중심점에서 목표물까지의

직선거리÷목표물까지 실제 이동한 거리)×100

#### 다. 관절의 위치감각 측정

무릎관절과 발목관절의 위치감각을 측정하기 위해 Biodex System 3 PRO(Biodex Medical System Inc., NY, USA)를 이용하였다. 무릎관절의 위치감각 측정을 위해 대상자는 장비에 앉은 후 눈에 안대를 하여 시각 을 차단하고, 바지를 걷어 올리거나 반바지를 착용하여 바지에 의한 피부촉각이 위치감각을 방해하지 않도록 하였다. 처음 무릎을 90° 굽힘 자세에서 시작하여 목표 각도인 60° 굽힘 자세가 되도록 한 상태에서 10초 유지 하여 대상자가 이 각도를 기억하도록 하였다. 그 다음 다시 시작자세로 돌아와 역량계에 의해 2°/sec의 속도로 다리를 수동으로 움직여 60° 굽힘자세 가까이에 가도록 하면서 대상자에게 정확한 각도에 도달했다고 생각되면 멈춤 버튼을 눌러 움직임이 멈추도록 지시하였다. 그 다 음 목표 각도와 실제 멈춘 각도와의 오차각을 수집하였 다. 목표 각도는 60°, 45°, 30°의 무릎굽힘으로 하였고, 이 를 총 3회 측정하여 각 오차각의 평균값을 수집하였다.

발목관절의 위치감각은 10° 발등 굽힘자세에서 시작 하여 발바닥 굽힘 방향으로 움직이도록 하였다. 목표각 은 0°와 30° 발바닥굽힘 자세로 하였으며, 진행 방법은

위의 무릎관절의 위치감각 측정과 같은 방법으로 하였 다. 위와 같은 측정방법은 이전 연구에서 intraclass correlation coefficient=.90~.94의 높은 신뢰도를 나타낸 것으로 보고되었다(Sekir 등, 2008).

#### 라. 근력과 관절가동범위 측정

무릎과 발목의 최대토크와 발목의 관절가동범위를 확 인하기 위해 등속성 운동장비인 Biodex System 3 PRO(Biodex Medical System Inc., NY, USA)를 이용하 였다. 무릎의 근력측정은 대상자를 장비에 앉게 한 후 대 상자의 관절축과 역량계의 축을 일치시키고 대상자의 몸 통, 골반, 넙다리는 고정벨트를 이용해 단단히 고정하여 대상운동이 발생하지 않도록 하였다. 무릎의 최대 폄 위 치를 0°로 하여 최대 굽힘까지 움직이고 다시 폄되도록 하여 무릎 굽힘근과 폄근의 최대 토크를 얻었다. 먼저 60°/sec의 각속도로 최대 구심성 수축을 5회 시행하여 익 숙해지도록 한 다음 30초간의 휴식시간을 주어 근피로가 발생하지 않도록 하였다. 그리고 나서 두번째로 5회 반복 실시된 평균값을 수집하였다. 발목의 근력측정은 대상자 를 장비에 앉히고 무릎을 20° 굽힘한 자세에서 대상자의 몸통과 골반을 무릎의 근력 측정때와 같은 방법으로 고 정하였다. 이런 자세에서 발목의 최대 발바닥굽힘 위치를 0°로 하고 이 자세에서 최대 발등 굽힘 위치까지 30°/sec 의 각속도로 움직여 발등굽힘근의 최대 토크를, 반대 방 향으로 움직여 발바닥굽힘의 최대토크값을 수집하였다. 수집된 각 대상자들의 최대토크 값은 체중으로 나눈 후 100을 곱하여 표준화된 값을 이용하였다. 무릎과 발목의 등속성 근력 측정 시 한명의 치료사가 모든 대상자들에게 최대 근수축이 발생하도록 동일한 구두 지시를 하였다.

발목의 관절가동범위는 위의 발목 근력측정 시 발목 의 최대 발바닥 굽힘 위치를 0°로 하고 이 자세에서 최 대 발등 굽힘 위치까지 수동적으로 움직인 각도를 발목 의 수동관절가동범위로 하였고, 발목의 능동관절가동범 위 또한 발목의 근력 측정 시 발목관절이 능동적으로 움 직인 각도를 수집하여 분석에 이용하였다.

#### 4. 분석방법

모든 자료는 PASW ver. 18.0 프로그램(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 통계처리 하였으며, 통 계학적 유의수준 α=.05로 정하였다. 대상자들의 일반적 특성과 신체적 손상 측정치들은 기술통계를 이용해 분 석되었다. 보행속도, 시간적 비대칭 비, 공간적 비대칭

비와 다른 변수들의 상관관계는 피어슨 상관분석을 한후 상관계수를 구하였다. 보행속도 및 비대칭성에 영향을 미치는 변수를 확인하기 위해 보행속도, 시간적 대칭 비, 공간적 대칭 비를 각각 종속변수로 하고 다른 변수들을 독립변수로 하여 단계적 회귀분석을 실시하였다. 회귀분석 시 개정된 개정된 애쉬워쓰 척도는 더미 변수로 처리하였으며, 각 독립변수 간에 다중공선성이 있는지 알아보기 위해 다중공선성분석을 시행하였다.

## Ⅲ. 결과

## 1. 신체적 손상 측정치와 보행 변수의 특성

대상자들의 발바닥굽힘근의 경직, 발목관절의 관절가

Table 2. Physical impairment measures of subjects

동범위, 등속성 근력, 관절위치감각의 오차각, 안정성한계점수는 다음과 같이 나타났고(Table 2), 편안한 속도의보행 시 나타난 보행 변수는 다음과 같았다(Table 3).

#### 2. 신체적 손상 측정치와 보행 변수와의 상관관계

보행속도는 발목의 수동관절가동범위와 r=.54, 무릎 펌근의 최대토크와 r=.47, 무릎굽힘근의 최대토크와 r=.46의 상관관계를 나타냈고(p<.01), 발바닥굽힘근의 최대토크와 r=.42, 발등굽힘근과 r=.41, 안정성한계 점수와 r=.38의 상관관계를 나타냈다(p<.05). 시간적 비대칭성은 발목의 수동관절가동범위와 r=-.59의 상관관계를 나타냈고(p<.01), 발바닥굽힘근의 최대토크와 r=-.37, 발등굽힘근의 최대토크와 r=-.37, 반등굽힘근의 최대토크와 r=-.39, 안정성한계 점수와 r=-.46의 상관관계를 나타냈다(p<.05). 공간적 비대칭성

(N=30)

|   | Values                   | Range               |
|---|--------------------------|---------------------|
| MMAS PF <sup>a</sup> (0/1/2/3/4) of affected side | 0/11/15/4/0              |                     |
| Ankle ROMb of affected side (°)                   |                          |                     |
| Passive ROM                                       | $60.70 \pm 7.90^{\circ}$ | $44.00 \sim 74.00$  |
| Active ROM  | $32.60 \pm 11.70$        | $16.30 \sim 57.30$  |
| Peak torque of affected side (Nm)                 |                          |                     |
| Knee extensor                                     | 75.10±42.70              | $14.08 \sim 153.70$ |
| Knee flexor                                       | 14.30±9.80               | .90~36.10           |
| Ankle plantarflexor                               | $15.40 \pm 17.90$        | .10~63.00           |
| Ankle dorsiflexor                                 | $14.60 \pm 9.80$         | $.00 \sim 41.00$    |
| Joint position error of affected side (°)         |                          |                     |
| Knee  | $11.20 \pm 7.70$         | $3.70 \sim 29.50$   |
| Ankle   | $10.50 \pm 7.00$         | $3.00 \sim 28.40$   |
| Limit of stability (%)                            | $32.70 \pm 14.60$        | $11.00 \sim 65.00$  |

<sup>a</sup>modified modified Ashworth scale of plantarflexor, <sup>b</sup>range of motion, <sup>c</sup>mean±standard deviation.

Table 3. Gait parameters in comfortable-speed walking conditions

(N=30)

| Gait parameters                          | Affected                        | Unaffected          |
|--|---------------------------------|---------------------|
| Stance time (s)                          | .92±.17 (.71~1.38) <sup>a</sup> | 1.05±.21 (.80~1.47) |
| Single support time (s)                  | .39±.07 (.28~.57)               | .52±.09 (.40~.72)   |
| Step length (m)                          | .42±.07 (.24~.56)               | .34±.09 (.14~.58)   |
| Velocity ( <sup>m</sup> / <sub>s</sub> ) | .56±.15                         | (.29~.92)           |
| Cadence (steps/min)                      | 85.61±13.8                      | 4 (55.80~109.20)    |
| Temporal asymmetry (ratio)               | .24±.14                         | (.04~.56)           |
| Spatial asymmetry (ratio)                | .32±.34                         | (.03~1.26)          |

<sup>&</sup>lt;sup>a</sup>mean±standard deviation (range).

은 발바닥굽힘근의 개정된 개정된 애쉬워쓰 척도와 r=.40, 무릎폄근의 최대토크와 r=-.41, 발바닥 굽힘근의 최대토크와 r=-.36, 발등굽힘근의 최대토크와 r=-.39의 상관관계를 나타냈다(p<.05)(Table 4).

#### 3. 보행 변수와 신체적 손상요인의 회귀분석

단계적 다중회귀분석 결과 다중공선성의 문제가 없어 독립변수들 간에 상관관계가 높지 않은 것으로 나타났으며, 분산분석 결과 Table 5의 회귀 모형이 적합한 것으로 나타났다. 보행속도는 발목의 수동관절가동범위, 무릎굽힘근의 최대토크에 의해서 41% 설명되는 것으로 나타났다(p<.001). 시간적 비대칭성은 발목의 수동관절가동범위에 의해 35% 설명되는 것으로 나타났고(p<.001), 공간적 비대칭성은 무릎폄근의 최대토크에 의해 17% 설명되는 것으로 나타났다(p<.05)(Table 5).

### Ⅳ. 고찰

본 연구는 만성뇌졸중 환자의 보행속도와 비대칭성에 영향을 미치는 무릎근력과 관절가동범위를 확인하기위한 것이다. 이를 위해 30명의 뇌졸중 환자를 대상으로 보행속도, 시간적 비대칭성 및 공간적 비대칭성을 확인하고, 이에 대한 마비측 무릎과 발목 근육의 최대토크, 발목의 수동 및 능동 관절가동범위, 발바닥 굽힘근의 개정된 개정된 애쉬워쓰 척도, 관절위치감각의 오차각, 안정성한계 점수, 한글판 수정 바델지수의 상관분석과 회귀분석을 실시하였다. 그 결과 발목의 수동관절가동범위가 보행속도 및 시간적 비대칭성에 가장 많은 영향을 미치는 요인으로 나타났다. 발목의 수동관절가동범위는 무릎굽힘근의 최대토크와 함께 보행속도의 변화를 40% 설명할 수 있었다. 또한 발목의 수동관절가

**Table 4.** Correlations between physical impairment measures and gait variables

|                         | Gait speed | Temporal asymmetry | Spatial asymmetry |
|-------------------------|------------|--------------------|-------------------|
| MMAS PF <sup>a</sup>    | 35         | .27                | .40*              |
| Ankle ROM <sup>b</sup>  |            |                    |                   |
| Passive ROM             | .54**      | 59**               | 26                |
| Active ROM              | .33        | 18                 | 31                |
| Peak torque             |            |                    |                   |
| Knee extensor           | .47**      | 28                 | 41 <sup>*</sup>   |
| Knee flexor             | .46**      | 32                 | 16                |
| Ankle plantarflexor     | .42*       | 37*                | 36*               |
| Ankle dorsiflexor       | .41*       | 39*                | 39*               |
| Joint position error    |            |                    |                   |
| Knee                    | 90         | 03                 | .26               |
| Ankle                   | 20         | .04                | .14               |
| Limit of stability      | .38*       | 46*                | 31                |
| Age                     | 01         | .15                | .06               |
| Time since stroke onset | .01        | .03                | .30               |

amodified modified Ashworth scale of plantarflexor, brange of motion, \*p<.05, \*\*p<.01.

Table 5. Regression analyses for gait variables

| Gait Variables     | $R^{2a}$ | F     | Significant factors       | $\beta^{\mathrm{b}}$ | p    |
|--------------------|----------|-------|---------------------------|----------------------|------|
| Gait speed         | .41      | 9.27  | Ankle PROM <sup>c</sup>   | .46                  | .006 |
|                    |          |       | Knee flexor peak torque   | .35                  | .029 |
| Temporal asymmetry | .35      | 15.29 | Ankle PROM                | 60                   | .001 |
| Spatial asymmetry  | .17      | 5.61  | Knee extensor peak torque | 41                   | .025 |

<sup>&</sup>lt;sup>a</sup>square of correlation coefficient, <sup>b</sup>standardized coefficient, <sup>c</sup>passive range of motion.

동범위는 보행의 시간적 비대칭성의 변화를 35% 설명 하며, 무릎펌근의 최대토크는 보행의 공간적 비대칭성 의 변화를 17% 설명하는 것으로 나타났다.

편안한 속도의 보행 시 보행속도와 손상요인들 간의 상관성을 분석한 다른 연구들을 살펴보면, Nadeau 등 (1999)은 보행속도는 하지의 운동기능(r=.61), 균형 (r=.51), 엉덩관절 굽힘근의 최대토크(r=.83)와 유의한 상관관계가 있다고 하였다. Lin(2005)은 보행속도가 엉덩관절 굽힘근의 근력(r=.63), 무릎폄근의 근력(r=.45), 발등굽힘근의 근력(r=.65)과 상관관계가 있다고 하였다. Hsu 등(2003)은 보행속도가 엉덩관절 굽힘근의 최대토크(r=.49), 무릎폄근의 최대토크(r=.52), 발바닥 굽힘근의 최대토크(r=.47)과 상관관계를 나타냈다고 보고하였다. 본 연구의 결과, 보행속도 는 발목의 수동관절가동범위(r=.54), 무릎폄근의 최대토크(r=.47), 무릎굽힘근의 최대토크(r=.46), 발바닥굽힘근의 최대토크(r=.47), 무릎굽힘근의 최대토크(r=.41), 안정성한계 점수(r=.38)와 보통 정도의 상관관계를 나타냈다.

보행속도와 다른 손상요인들의 회귀분석을 시행한 연구를 살펴보면, Hsu 등(2003)은 엉덩관절 굽힘근의 총 일량. 발바닥굽힘근의 경직. Fugl-Mever로 평가한 하지의 감각기능이 보행속도에 유의하게 영향을 미치는 변수(R<sup>2</sup>=.57)라고 보고하였다. 하지만 본 연구에서는 발 바닥굽힊근의 경직과 무릎과 발목의 위치감각이 보행속도 에 영향을 미치지 못하는 것으로 나타났다. Kim과 Eng(2003)은 발바닥굽힘근의 평균토크만 보행속도에 영향 을 미치는 변수(R<sup>2</sup>=.72)라고 하였으나, Nasciutti-Prudente 등(2009)은 무릎굽힘근의 최대토크만 유일하게 보행속 도에 영향을 미치는 변수(R<sup>2</sup>=.64)라고 보고하였다. 한편 Flansbjer 등(2006)은 무릎굽힘근과 폄근의 상관관계가 높아 보행속도에 대한 회귀분석시 두 변수를 동시에 분 석하지 않고 따로 나누어 분석한 결과 무릎굽힘근 (R<sup>2</sup>=.37)과 폄근(R<sup>2</sup>=.37) 둘 다 보행속도를 설명하는 주 요한 변수임을 보고하였다. 본 연구에서는 보행속도의 변화에 발목관절의 수동관절가동범위와 무릎굽힘근이 가장 중요한 영향을 미치는 손상요인으로 나타났는데 (R<sup>2</sup>=.41), 이는 발목의 수동관절가동범위와 더불어 무릎 굽힘근의 최대토크가 보행의 속도변화를 41% 설명한다 는 것으로 해석할 수 있다.

본 연구의 결과, 왜 발목의 수동관절가동범위가 보행속도의 변화에 가장 중요한 영향을 미쳤는지 그 이유를확인하기 어렵다. 그러나 Roy 등(2013)의 연구에서 뇌

졸중 화자를 대상으로 마비된 다리에 발목 로봇(ankle robot)을 적용한 결과 발목의 수동경직(passive stiffness)이 감소하였고, 이러한 발목의 수동경직의 감소는 마비측 하지의 보장을 증가시켜 보행속도를 감소시키는 결과를 가져왔다고 하였다. 또한 Forrester 등(2011)도 로봇을 이용한 발목관절가동 운동이 뇌졸중 환자의 보 행속도를 증가시켰다고 하였다. Sekiguchi 등(2012)은 건강 한 성인은 보행 시 발목관절의 준관절강직(quarsi-joint stiffness)이 발목의 최대일률(maximal power) 및 보행 속도와 음의 상관관계(r=-.73, r=-.76)를 나타낸 반면, 뇌졸중 환자의 마비측 발목관절의 준관절강직은 발목의 최대일률 및 보행속도와 양의 상관관계가(r=.73, r=.66) 있는 것으로 보고하면서, 이는 뇌졸중 환자의 보행 시 마비측 하지에서 준관절강직을 증가시킴으로서 발목의 최대일률을 증가시킬 수 있다는 가능성을 제시하였다. 준관절강직은 관절주변의 결합조직의 탄성적 강직과 발 바닥굽힘근의 활성도를 포괄하는 의미이며, 입각기의 발목 관절각도에 따른 관절 모멘트의 회귀직선 경사도 로 산출되는 것이다(Davis와 Deluca, 1996), Sekiguchi 등(2012)의 연구결과를 참고해 볼 때, 본 연구에서 대상 자들의 발목 수동관절가동범위의 감소는 발목의 준관절 강직과 발목의 최대일률을 감소시켰고, 이것이 보행속 도의 감소와 관련이 있을 것으로 생각된다.

본 연구의 결과 보행속도의 변화에 중요한 영향을 미치는 또 다른 요인으로 나타난 무릎굽힘근에 대해 살펴보면, 건강한 성인의 경우 무릎굽힘근은 중간 유각기에 최대로 구심성수축을 하여 다리가 앞으로 진행하도록 하고, 말기 유각기와 초기 입각기에는 원심성수축을 하여 하지를 감속시키고 무릎의 과신전을 예방하는 기능을 한다. 무릎굽힘근의 이러한 기능은 보장을 증가시키고 초기 접지(initial contact)를 준비하도록 하는데도움이 된다. 반면 뇌졸중 환자들은 입각기와 유각기에무릎 굽힘 각도가 감소하므로(Knutsson, 1981), 하지가앞으로 진행하는데 방해가 되고, 유각기에는 무릎을 구부리기 위해 시간이 지체되는 특징을 갖는다. 따라서본 연구의 대상자들 또한 뇌졸중 환자들의 보행에 대한이러한 특징 때문에 무릎굽힘근이 약할수록 결국 보행속도가 느려진 것으로 생각된다.

보행의 시간적 비대칭성과 손상요인들 간의 관련성에 대한 다른 연구들을 살펴보면, Hsu 등(2003)은 보행의 시간적 비대칭성이 발바닥굽힘근의 최대토크(r=-.57), 발바닥굽힘근의 경직(r=.73)과 상관관계가 있다고 하였

으며, 회귀분석에서 발바닥굽힘근의 경직이 보행의 시간적 비대칭성을 60% 설명한다고 하였다. Lin 등(2006)은 보행의 시간적 비대칭이 발바닥굽힘근의 근력(r=-.33), 발등굽힘근의 근력(r=-.60), 발바닥굽힘근의 동적 경직(r=.36), 관절의 위치감각(r-.38)과 상관관계를 나타냈으며, 회귀분석에서 이 세 요인들이 보행의 시간적 비대칭성을 50% 설명한다고 하였다. 그러나 Lin 등(2006)은 발등굽힘의 수동관절가동범위는 보행의 시간적 대칭성과 상관관계가 없었다고 보고하였다. 본 연구결과 보행의 시간적 대칭비는 발목의 수동관절가동범위(r=.59), 안정성한계(r=-.46), 발바닥굽힘근(r=.37), 발등굽힘근(r=.39) 최대토크와 상관관계가 있었으며, 회귀분석에서 발목의 수동관절가동범위가 보행의 시간적 비대칭성을 35% 설명하는 손상요인으로 나타났다.

보행의 공간적 비대칭성과 손상요인들 간의 관련성에 대한 다른 연구들을 살펴보면, Patterson 등(2008)은 보행의 공간적 비대칭성이 Chedoke-McMaster Stroke Assessment로 평가한 다리의 운동기능 및 발의 운동기능과 상관성이 없었으나, 보행속도와는 약한 상관성(r=-.15)을 보였다고 보고하였다. Hsu 등(2003)은 공간적 비대칭성은 하지 기능(r=-.44), 발바닥 굽힘근의 최대토크(r=-.53), 발바닥 굽힘근의 경직(r=.75)과 상관관계가 있는 것으로 나타났으며, 발바닥굽힘근의 경직이 공간적 비대칭성을 39% 설명한다고 하였다. Lin 등(2006)은 발바닥굽힘근의 동적 경직(r=.62), 발바닥굽힘근의 등적 경직이 보행의 공간적 비대칭성을 53% 설명한다고하였다. 본 연구에서는 무릎폄근의 최대토크가 보행의 공간적 비대칭성의 변화를 17% 설명하는 것으로 나타났다.

본 연구에서 보행속도는 보행의 시간적 대청성과 r=-.56(p<.01)의 상관관계를 나타냈으나, 공간적 비대칭성의 성과는 상관관계가 없었다. 따라서 시간적 비대칭성의 증가가 보행속도의 감소와 관련성이 있는 것으로 볼 수 있다. 또한 본 연구에서 발목의 수동관절가동범위가 보행속도는 물론 보행의 시간적 비대칭성에 영향을 주는 주요 손상요인으로 나타난 것으로 보아, 보행속도는 공간적 비대칭성 보다는 시간적 비대칭성에 의해 감소되었을 것으로 생각된다. 따라서 뇌졸중 환자의 보행속도를 증가시키고, 보행의 시간적 비대칭성을 감소시키기위해 보행훈련프로그램을 계획하기 전에 무릎굽힘근의근력과 발목의 수동관절가동범위를 증가시키는 노력이필요하다.

본 연구의 제한점은 마비측 엉덩관절 굽힘근과 폄근 을 측정하지 않아 보행속도에 대한 이들 근육의 관련성 을 확인할 수 없었고, 발목의 수동관절가동범위 검사 시 발등굽힘과 발바닥굽힘 각도를 구분하여 따로 측정 하지 않고 전체적인 발목 각도만 측정하여 보행의 속도 에 주요한 영향을 미치는 요인이 발등굽힘 각도인지 발 바닥굽힘 각도인지 확인할 수 없었다는 것이다. 보행속 도는 뇌졸중 환자가 지역사회에서 어느 정도로 독립적 으로 보행을 할 수 있는지를 가장 잘 예측하는 요소 중 하나이다. 보행속도가 .4 까 미만이면 집안에서만 보행 이 가능한 사람이고. .4~.8 % 사이의 경우 제한된 지 역사회 보행자이며, .8 까/s를 초과해야 기능적으로 독립 된 지역사회 보행자로 간주할 수 있다(van de Port, 2008). 본 연구의 대상자들은 보행속도가 .56 까로 제한 된 지역사회 보행자에 해당하므로 지역사회에서 자유롭 게 보행하는데 제약이 있는 사람들이라고 할 수 있다. 따라서 본 연구의 결과는 보행 가능한 뇌졸중 환자가 병원에서 퇴원 후 아직 지역사회에서의 보행에 제약이 있는 사람들에게 적용될 수 있을 것이다. 추후 연구에 서는 발목관절의 관절가동범위를 증가시키기 위한 운동 프로그램을 적용한 후 발목관절의 관절가동범위 증가가 보행속도와 비대칭성에 어떤 영향을 미치는지 확인하는 것이 필요하다.

## Ⅴ. 결론

본 연구의 목적은 만성뇌졸중 환자의 보행속도와 비대칭성에 영향을 미치는 손상요인을 확인하는 것이었다. 이를 위해 뇌졸중 환자 30명을 대상으로 보행속도 및 시간적·공간적 비대칭성을 확인하고, 이에 대한 마비측 무릎과 발목근육의 최대토크, 발목의 수동 및 능동 관절가동범위, 발바닥 굽힘근의 경직, 관절위치감각, 안정성한계 등에 대한 상관분석과 회귀분석을 실시하였다. 그 결과 보행속도와 시간적 비대칭성은 발목관절의수동관절가동범위와 중간 이상의 상관관계를 나타냈고, 회귀분석에서 발목관절의수동관절가동범위와 무릎굽힘근력이 보행속도 변화에 영향을 미치는 주요 손상요인으로 나타났으며, 발목관절의수동관절가동범위가 보행의 시간적 비대칭성을 가장 잘 설명하는 손상요인으로나타났다. 따라서 뇌졸중 환자의 보행속도를 증가시키기 위한 운동프로그램 설계 시 발목관절의 수동관절가

동범위와 무릎굽힘 근력을 증가시킬 필요가 있고, 마비 측과 비마비측 하지의 단하지 지지시간의 대칭성을 향상시키기 위해 발목의 수동관절가동범위를 향상시킬 필요가 있다. 추후 연구에서는 발목관절의 관절가동범위를 증가시키기 위한 운동프로그램을 적용한 후 발목관절의 관절가동범위 증가가 보행속도와 비대칭성에 어떤 영향을 미치는지 확인하는 것이 필요하다.

#### References

- Bijleveld-Uitman M, van de Port I, Kwakkel G. Is gait speed or walking distance a better predictor for community walking after stroke? J Rehabil Med. 2013;45(6):535-540. http://dx.doi.org/10.2340/16501977-1147
- Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the gaitrite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. Gait Posture. 2003;17(1):68-74.
- 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):330–333.
- Bohannon RW, Andrews AW, Smith MB. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. Int J Rehabil Res. 1988;11(2):181–184.
- Bohannon RW, Walsh S. Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73(8):721–725.
- Davis RB, Deluca PA. Gait characterization via dynamic joint stiffness. Gait Posture. 1996;4(3):224-231.
- De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, et al. Gait pattern in the early recovery period after stroke. J Bone Joint Surg Am. 1996;78(10):1506–1514.
- Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. Am J Phys Med. 1987;66(2):77-90.
- Flansbjer UB, Downham D, Lexell J. Knee muscle strength, gait performance, and perceived partic-

- ipation after stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(7):974–980.
- Forrester LW, Roy A, Krebs HI, et al. Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2011;25(4):369–377. http://dx.doi.org/10.1177/15459 68310388291
- Friedman PJ. Spatial neglect in acute stroke: The line bisection test. Scand J Rehabil Med. 1990;22 (2):101-106.
- Gao F, Grant TH, Roth EJ, et al. Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. Arch Phys Med Rehabil 2009;90(5):819–826. http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr. 2008.11.004
- Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, et al. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. Phys Ther. 1984; 64(1):35–40.
- 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): 1185–1193.
- Jørgensen HS, Nakayama H, Raaschou HO, et al. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. Arch Phys Med Rehabil. 1995;76(1):27–32.
- Kim CM, Eng JJ. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. Phys Ther. 2003;83(1):49–57.
- Knutsson E. Gait control in hemiparesis. Scand J Rehabil Med. 1981;13(2-3):101-108.
- Ko SU, Stenholm S, Metter EJ, et al. Age-associated gait patterns and the role of lower extremity strength-results from the baltimore longitudinal study of aging. Arch Gerontol Geriatr. 2012;55 (2):474-479. http://dx.doi.org/10.1016/j.archger.2012. 04 004
- Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and

- symmetry in people with stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(4):562–568.
- Lin SI. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. Arch Phys Med Rehabil. 2005;86(2): 197–203.
- Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, et al. Reliability of the gaitrite walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. Gait Posture. 2004;20(1): 20-25.
- 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. 1999;78(2):123–130.
- Nasciutti-Prudente C, Oliveira FG, Houri SF, et al. Relationships between muscular torque and gait speed in chronic hemiparetic subjects. Disabil Rehabil. 2009;31(2):103-108. http://dx.doi.org/10.1080/09638280701818055
- Olney SJ, Griffin MP, Monga TN, et al. Work and power in gait of stroke patients. Arch Phys Med Rehabil. 1991;72(5):309–314.
- Petterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89(2): 304-310. http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.142
- Roy A, Forrester LW, Macko RF, et al. Changes in passive ankle stiffness and its effects on gait function in people with chronic stroke. J Rehabil Res Dev. 2013;50(4):555-572.
- Sekiguchi Y, Muraki T, Kuramatsu Y, et al. The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle

- joint to gait in patients with hemiparesis. Clin Biomech (Bristol Avon). 2012;27(5):495–499. http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.005
- Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, et al. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. Eur J Phys Rehabil Med. 2008;44(4):407–415.
- Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. JAMA. 2011;305(1):50–58. http://dx.doi.org/10.1001/jama.2010.1923
- Suzuki K, Imada G, Iwaya T, et al. Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer-assisted gait training in hemiparetic stroke patients. Arch Phys Med Rehabil. 1999;80(2):179–182.
- Taylor-Piliae RE, Latt LD, Hepworth JT, et al. Predictors of gait velocity among community -dwelling stroke survivors. Gait Posture. 2012;35(3): 395-399. http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.358
- Titianova EB, Tarkka IM. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. J Rehabil Res Dev. 1995;32(3):236-244.
- van de Port IG, Kwakkel G, Lindeman E. Community ambulation in patients with chronic stroke: How is it related to gait speed? J Rehabil Med. 2008; 40(1):23–27. http://dx.doi.org/10.2340/16501977-0114

This article was received February 10, 2015, was reviewed February 10, 2015, and was accepted March 25, 2015.