

뇌졸중환자의 선 자세에서 신체 동요 시 운동 형상학적 특성에 관한 연구

이종하, PT, MS¹, 오태영, PT, PhD²

¹신라대학교 대학원 물리치료학 전공, ²신라대학교 보건복지대학 물리치료학과

A Study for the Kinematic Characteristics of Stroke Patients According to the Perturbations in Standing Position

Jong-Ha Lee, PT, MS¹, Tae-Young Oh, PT, PhD²

¹Dept. of Physical Therapy, Graduation school, Silla University, Republic of Korea

²Dept. of Physical Therapy, Health and Welfare College, Silla University, Republic of Korea

Purpose The purpose of this study was to compare the anticipatory and compensatory posture control patterns using between stroke patients and healthy adults by angular velocity, range of motion, response time according to the external perturbation. **Methods** Subjects The participants in this study were 16 healthy adults and 14 stroke patients. We measured the angular velocity, range of motion and response time of neck, lumbar, hip, knee and ankle according to the perturbation with and without visual cue were measured 3 times using by the 3-D motion analysis (Oqus series 5, Qualisys Inc, Sweden) and the data were collected. We organized the data by angular velocity and range of motion for cervical, lumbar, hip, knee, ankle joint. The analysis was performed with independent t-test to compare between stroke patients and healthy adults. **Results** Both of anticipatory and compensatory postural control for stroke patient, the angular velocity and the range of motion of the stroke patients were significantly the difference value compare to healthy adults in each joint($p<0.05$). **Conclusion** Stroke patients had an influence on the angular velocity and the range of motion in anticipatory and compensatory postural control according to the perturbation. However, they were not affected the reaction time. In clinical implication, stroke patients might be need to train postural control in order to improve their movement by adjusting postural control with anticipatory and compensatory strategies.

Key words Stroke, Anticipatory control, Compensatory control, Perturbation, Kinematics

Corresponding author Tae-Young Oh (ohtaeyoung@silla.ac.kr)

Received date 29 September 2020

Revised date 15 October 2020

Accept date 15 October 2020

I. 서론

뇌졸중은 고혈압, 흡연, 당뇨, 심장세동, 이상지질혈증, 경동맥 협착, 신체활동, 비만 등의 원인으로 나타나며,¹⁾ 뇌졸중 후 나타나는 증상은 손상크기, 부위, 발생 원인에 따라 운동, 감각, 지각, 인지, 언어 등의 여러 가지 문제점을 가지며 주된 증상은 반마비다.²⁾ 반마비는 손상된 뇌의 반대측으로 나타나는 강직(spasticity)은 뇌졸중 환자에서 흔하게 동반되는 증상이다. 강직은 상위운동신경원 병변으로 인해 강직성, 경련성, 근 긴장 항진, 깊은 힘줄 반사 항진이 나타나는 정상보다 증가된 근육 긴장도를 말한다.³⁾ 뇌졸중 환자는 몸통을 포함한 동측 상하지 관절의 가동성 감소 뿐 만 아니라 근육 약화, 근육 긴장도의 변화, 감각 손상, 비정상적 자세 반응 및 인지 문제로

인해 균형 능력이 감소한다.³⁾

뇌졸중 환자는 피질 및 피질하부 영역의 손상으로 신체의 좌우 불균형을 야기하고 비대칭적 자세를 만들어 신체 중심을 유지하기 힘들게 하며, 일어서기 및 평형 반응을 영향을 미쳐 자세조절에 중대한 문제를 일으키게 된다.⁴⁾ 뇌졸중 환자는 정상인과 비교해 자세 흔들림이 2배정도 증가하며,⁵⁾ 비마비측 다리에 체중의 61~81%를 지지하여 비대칭적인 자세를 만들게 된다.⁶⁾

뇌졸중 환자의 초기 평가는 독립적인 움직임 수행과 일상생활 동작 수행의 예측이 가능한 주요한 지표이다.⁷⁾ 현재 임상적으로 사용되는 뇌졸중 환자에 대한 평가도구에는 몸통의 기능을 평가하는 뇌졸중 자세조절 평가척도(Postural Assessment Scale for Stroke: PASS)가 널리 이용되고 있으며,⁸⁾ 균형조절 능력을 평가하는 도구로는 버그균형척도(Berg Balance Scale : BBS)가 대표적으로 이용되고 있으며, Fugl-Meyer은

<http://dx.doi.org/10.17817/2020.10.15.111580>

동평가 중 균형관련 7가지 항목(Balance section of Fugl-Meyer Motor Assessment : FMA-B)도 균형을 측정하는데 이용될 수 있다.⁹⁾

공간에서 균형과 자세를 유지하는 능력은 사람의 모든 움직임에서 가장 기본적인 요소로서 이를 적절히 하기 위해서는 다양한 환경에 대응하기 위한 자세조절이 필요하다.¹⁰⁾ 인체의 자세조절은 자세의 흔들림을 최소로 줄이기 위해 자발적인 움직임이 있기 전에 발생하는 피드포워드(feedforward)와 말초 수용기로부터 오는 신호를 움직임이 일어난 후 실질적으로 생기는 자세 흔들림을 담당하는 피드백(feedback)으로 구성된다.¹¹⁾ 선행적 자세조절(anticipatory postural adjustments)은 신체 동요에 앞서 몸통과 다리 근육을 활성화시켜 몸의 무게중심(COM)의 위치를 조절함으로써 평형 상실의 위험을 최소화하는 기능을 한다.¹²⁾

선행적 자세조절에 비해 움직임 후에 나타나는 보상적 자세조절(Compensatory postural adjustments)은 감각 피드백 신호에 의해 시작되고 동요가 이미 발생한 후에 무게중심(COM) 위치의 복원 기전으로 작용한다.¹³⁾ 그러나 일부 선행 연구에서는 피드백 조절만으로는 인간의 자세 조절을 설명하기에 충분하지 않다고 하였고,¹⁴⁾ 다른 선행연구에서는 피드포워드 기전의 중요한 역할을 제안하고 있는 실정이다.¹⁵⁾

삼차원 동작분석 시스템은 각 지절과 관절의 운동형상학적인 변수들에 관한 자료를 제공하여, 여러 운동장애 환자들의 움직임에 대한 특성을 평가하는데 효과적이다.¹⁶⁾

동작 분석 시스템은 적외선 반사체 방식으로 대상자의 피부 위에 광학 마커를 부착한 후, 적외선에 의해 반사되는 빛을 여러 대의 카메라가 감지하여, 2차원 영상으로 기록된 데이터를 3차원 위치로 계산한 후 시-공간적 지표와 운동형상학적 지표 및 운동역학적 지표로 형상화된다. 삼차원 동작분석 시스템은 정상적인 움직임과 비교하여 비정상적인 움직임을 가지는 신체부위와 움직임 정도를 알아낼 수 있으며, 효율적인 근육 동원과 활성화, 체중 부하 능력 및 감각의 회복을 위한 객관적이면서 정량화된 평가방법으로서 뇌졸중 환자 치료에 도움이 될 수 있는 자료로 이용할 수 있다고 하였다.¹⁷⁾

뇌졸중 환자의 재활에 있어 가장 우선시되는 것은 독립적인 활동을 수행할 수 있는 보행에 있고, 보행을 위해서는 선 자세에서 균형 유지 능력과 자세 조절이 기본적으로 필요하다.¹⁸⁾ 따라서 뇌졸중 환자가 선 자세에서 외부 동요에 따라 균형을 유지하려는 전략과 패턴 등을 연구하는 것은 뇌졸중 환자들의 재활에 매우 중요한 단서가 될 수 있다. 선 자세에서 신체 동요에 대한 최근 연구들은 근전도나 힘판을 이용해 근력 및 근 활성화, 신체 질량 중심의 이동 등을 확인하는 것이 대부분이었으며, 몸통이나 발목과 발 등의 관절에 한정된 연구들이 많아 전반적인 인체관절에서 나타나는 자세 조절 전

략과 패턴을 파악하기에는 한계가 있었다.

따라서 본 연구는 뇌졸중 환자와 동일 연령대 정상 성인을 대상으로 외부 신체 동요(perturbation)에 따른 선행적 자세 조절 전략 및 패턴을 3차원 동작 분석 시스템을 통해 확인하여, 뇌졸중 환자의 선행적, 보상적 자세조절 전략 및 패턴의 문제점을 파악하고 이를 개선할 수 있는 기초 단서를 임상에 제공함으로써 뇌졸중 환자들의 자세 조절 능력을 개선시킬 수 있도록 하는 것이 본 연구의 목적이다.

II. 연구 방법

1. 연구대상자

본 연구는 부산광역시 W 재활병원에 입원 중인 뇌졸중 환자 14명, 대조군 16명을 대상으로 진행하였으며, 실험-대조군 비교를 위한 최소인원으로 실시하였다. 실험군은 의학적으로 뇌졸중으로 진단받은 40~80세 사이의 환자를 대상으로 하였다. 대조군은 특별한 질환이 없고, 실험군과 유사한 연령대의 일반 성인을 선정하였다. 대상자들은 실험 내용을 충분히 이해할 수 있도록 실험 전에 본 연구의 목적과 방법에 대하여 연구자에 의해 충분한 설명을 들었으며 자발적인 동의를 하였다.

실험군 연구대상자의 선정기준은 첫째, 편측성 뇌졸중으로 진단 후 6개월 이상의 병력을 가진 자, 둘째, 타인의 신체적 도움 없이 5분 이상 독립적으로 선 자세가 가능한 자, 셋째, 발목 관절의 일부 수의 운동이 가능하며, 수동적 배측 굽힘 각도가 10도 이상 가능한 자, 넷째, 연구자의 지시에 대한 과제 수행이 가능하며 간이 정신상태 검사(MMSE : mini mental state examination) 24점 이상으로 적절한 의사소통이 가능한 자로 하였다.

연구대상자의 배제기준은 첫째, 균형유지를 위한 시각과 안뜰기관, 정형외과적 문제가 있는 자, 둘째, 최근 6개월 이내와 연구 진행기간에 보툴리눔 독소와 같은 근육 강직에 대한 화학적 신경차단술을 받은 자, 셋째, 기타 질병이 있거나 연속 억제제(spasmolytic medication)를 복용하는 자 이었다.

2. 연구방법

연구대상자에게 실험을 진행하기 전에 연구 목적과 방법, 직/간접적인 위험 및 불편사항을 상세히 설명하고 자유로운 의사로 본 연구에 참여하겠다는 동의와 “개인정보 제공 동의서”를 받았다.

실험군 14명, 대조군 16명으로 나누어 실험군-대조군 설계를 하였다. 연구대상자에게 1주간 예비실험을 시행한 후, 문제점을 수정·보완하여 4주 동안 본 실험을 진행하였다.

연구자의 구두 지시에 따라 과제 수행 능력을 확인하기 위

하여 실험군에 대하여 간이정신상태 검사(Mini Mental State Examination : MMSE)와 뇌졸중에 따른 운동 장애의 중증도를 측정하기 위하여 Chedoke-McMaster Stroke Assessment(CMSA)를 실시하였다. 실험군 및 대조군의 균형 능력을 측정하기 위해 버그균형척도(BBS) 검사를 실시하였다.

본 연구는 선 자세에서 대상자들에게 신체 동요(perturbation)를 가하는 조건 즉 동요의 부하 시점을 눈으로 확인하는 조건과 눈으로 확인할 수 없는 조건에 따라 자세 조절 전략 및 패턴을 비교하기 위한 실험설계로 진행하였다. 대상자에게 신체 동요를 가하기 위해 대상자들의 골반과 연결된 부하 장치를 대상자 전방 1m 지점에 설치하여 실험을 진행하였다.

자세 조절 전략 및 패턴의 측정은 3차원 동작 분석 시스템(Oqus seris 5, Qualisys Inc, Sweden)를 이용하여 각각 3회씩 반복하여 측정하였으며, 신체의 정적 상태에서 신체 동요가 적용되었을 때 신체 분절의 움직임의 순서(자세조절 전략)와 각 관절의 가동범위와 각속도(자세조절 패턴)를 측정하여 분석하였다.

3. 측정 방법

1) CMSA

CMSA는 Brunnstrom의 운동 회복단계를 기초로 하여 뇌졸중 환자의 운동 수행능력 손상과 장애정도를 측정한 평가도구이다. 크게 두 부분으로 나누어지는데 하나는 운동능력의 손상(impairment)정도를 측정하기 위한 것으로 어깨관절 통증, 자세 조절, 팔, 손, 다리, 발의 6가지 영역이 포함되어 있으며, 각 영역별로 7점 척도로 한다. 다른 하나는 장애(disability) 정도를 측정하기 위한 것으로 15개 항목이 포함되며, 14항목까지는 각 항목별로 7점 척도를 적용하고 마지막 항목은 보행 가능 거리에 따라 2점을 추가한다. 운동능력의 손상평가에서 측정자내(intra-rater) 신뢰도는 0.98, 측정자간(inter-rater) 신뢰도 0.97, 검사-재검사(test retest) 신뢰도는 0.94로 높은 신뢰도를 나타냈으며, 장애평가에서도 측정자간 신뢰도는 0.99, 검사-재검사 신뢰도는 0.98의 높은 신뢰도를 나타냈다.¹⁹⁾

2) BBS

BBS는 노인과 뇌졸중 환자의 선 자세나 이동에서의 균형능력을 측정하는데 널리 사용되고 있다.²⁰⁾ 14개의 항목으로 구성되어 0~4점의 5점 척도로 구성되어 있으며 총점은 56점으로 높은 점수일수록 균형 능력이 우수하며 측정을 하는데 15~20분 정도가 소요된다. 20점 미만은 낙상위험도가 높음, 21점에서 40점은 중증도의 낙상위험, 41점에서 56점은 낙상위험도가 낮음으로 구분할 수 있다.

측정자내 신뢰도는 0.99, 측정자간 신뢰도는 0.98로 높은 신뢰도와 타당도를 나타냈다.²¹⁾ 이 실험에서는 실험 전에 각 조건의 자세를 설명하고, 시범을 보인 후 측정하였다.

3) 3차원 동작 분석 시스템

본 연구를 위해 적외선 카메라(Oqusseris 5, Qualisys Inc, Sweden) 6대를 사용하였다. 이 적외선 카메라는 최대 10000 Hz까지 촬영할 수 있으며, 촬영과 동시에 실시간으로 3차원 위치 좌표를 얻을 수 있다. 본 연구에서의 샘플링 율(sampling rate)은 100 Hz로 설정하였다.

연구의 공간 좌표화를 위하여 전역좌표계는 우측 후방에 원점을 두고, 전방을 Y축, 수직방향을 Z축으로 각각 설정하며, 오른 나사 법칙에 따라 X축을 설정하였다. 3차원 공간 좌표 설정을 위해 4개의 마커가 붙어있는 L자형 Orientation frame(Qualisys Inc, Sweden)을 전역좌표계의 원점에 설치 후 마커가 붙어있는 T자형 Calibration wand(Qualisys Inc, Sweden)를 30초간 실험 공간을 모두 포함하도록 움직여 분석범위를 설정하였다. T자형 기준척도를 움직여서 NLT(Non-linear transformation method)방법을 이용하여 부착된 마커에 대해 3차원 위치 좌표를 수집하였다.

획득한 2차원 자료는 Qualisys Track Manager 프로그램(Qualisys Inc, Sweden)을 이용하여 연구 대상자의 신체 각 지점에 부착된 반사 마커의 3차원 공간 좌표를 획득하였다. 획득한 원 자료의 노이즈를 제거하기 위해 저역 통과필터(low-pass filtering)를 이용하여 필터링하였으며, 필터링시 발생하는 위상지연(phase lag)을 제거하기 위해 버터워스 2차 양방필터(second order Butterworth Bidirectional Filter)를 사용하였다. 이때 차단 주파수는 6Hz로 설정하였다. 이와 같이 획득된 자료는 Visual 3D(C-Motion Inc, USA) 프로그램을 이용하여 인체 분절을 모델링하고 산출한 평균치를 사용하여 연구 변인을 도출하였다.

수정 헬렌 헤이즈 마커 세트 42개의 수동 반사 마커를 연구 대상자의 해부학적 경계점에 Visual 3D의 CODA모델이 맞도록 신체의 양측에 마커(marker)와 클러스터(cluster) 형태(4개)로 부착하였다(Table 1).²²⁾

4) 연구 절차

연구 대상자를 발을 어깨 너비로 벌린 상태에 맨발로 바닥에 선 자세에서 시선은 전방을 향하게 하였다. 기준이 되는 초기 편안하게 선 자세 데이터는 30초 동안 수집되었고, 신체 동요 적용 시 나타나는 변화에 대한 비교 자료로 사용되었다.

실험에 앞서 연구 대상자 중 남자 대상자는 검은색 상하의 타이즈를 착용하였고, 여자 대상자는 반바지와 반팔 티셔츠를 착용한 후 인체 분절을 모델링하기 위해 반사 마커를 관

Table 1. Placement of marker and cluster

No	Placement of Marker
1	Rt./Lt. head
2	Posterior head
3	C7
4	Rt./Lt. acromioclavicular(AC) joint
5	Xiphoid process
6	L5
7	Rt./Lt. Anterior Superior Iliac Spine(ASIS)
8	Rt./Lt. Posterior Superior Iliac Spine(PSIS)
9	Rt./Lt. Medial femoral condyle
10	Rt./Lt. Lateral femoral condyle
11	Rt./Lt. Medial malleolus
12	Rt./Lt. Lateral malleolus
13	Rt./Lt. 1st metatarsal joint
14	Rt./Lt. 5th metatarsal joint
15	Rt./Lt. Center of posterior foot
No	Placement of cluster
1	Rt/Lt Thigh
2	Rt/Lt Shank

절 중심과 분절표면에 부착하였다. 각 대상자의 골반 주위에 벨트를 고정시키고 대상자 앞에 수평 케이블에 부착하였다. 신체 동요를 가하기 위한 외부 하중은 벨트 전면에 부착된 케이블 풀리 시스템(cable-pulley system)을 통해 실시되었다. 자료 수집 중 연구 대상자는 편안한 자세로 서 있고 벨트를 통해 40cm 높이에서 체중의 약 5%의 외부 하중을 가하였다. 하중을 10초 동안 유지시킨 다음 제거하였다(Figure 1).

실험은 대상자가 신체 동요 적용 시점을 눈으로 알 수 있는 조건과 알 수 없는 조건의 두 가지 조건에서 실시되었고,



Figure 1. Perturbation experiment

각 실험마다 3회씩 반복하여 실시하였다. 실험 간 1분의 휴식을 주어 근 피로 및 학습에 의한 효과를 최소화하였다. 연구 대상자의 측정 자료는 3회 반복 측정한 결과의 평균값을 사용하였다.

첫째, 연구대상자가 외부 하중의 부하 시점을 보면서 진행하였으며, 연구 대상자는 부하가 제거되면 편안한 자세를 회복하고 다음 외부 하중에 대한 준비가 되었을 때 ‘시작’이라고 얘기 할 수 있게 지시를 받았다.

둘째, 연구 대상자가 외부 하중의 부하 시점을 알 수 없도록 대상자 앞에 스크린 설치 상태에서 진행하였으며, 연구 대상자는 부하가 제거되면 편안한 자세를 회복하고 다음 외부 하중에 대한 준비가 되었을 때 ‘시작’이라고 얘기 할 수 있게 지시를 받았다. 하지만 외부 하중의 타이밍에 대한 정보는 제공하지 않았다.

실험 대상자의 절반은 먼저 신체 동요 적용 시점을 눈으로 알 수 있는 조건을 보면서 실험을 실시하였으며, 나머지 절반은 신체 동요 적용 시점을 눈으로 알 수 없는 조건을 알 수 없는 상태에서의 실험을 먼저 실시하였다. 실험의 순서는 제비 뽑기를 통해 무작위로 실시하였다. 실험에 참가한 환자들의 낙상방지, 안전 및 실험의 원활한 진행을 위하여 보조자 2명이 실험보조를 하였다.

5) 자료 수집 및 분석 방법

신체 동요 적용 시 실험군과 대조군의 선행적, 보상적 자세조절 패턴을 알아보기 위해 각 관절의 가동범위, 각속도, 반응 시간 등을 측정하여 수집하였다. 측정 관절은 목, 허리, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절이며, 각 관절에서 굽힘-펴, 벌림-모음, 돌림에 대한 자료를 측정하여 수집하였다.

수집된 자료를 통해 연구 대상자의 일반적 특성은 빈도와 기술통계를 산출하였으며, 선행적 자세조절과 보상적 자세조절에 대한 실험군과 대조군의 차이를 알아보기 위해 독립표본 t-검정을 실시하였다. 연구에 사용된 통계 프로그램은 SPSS PC ver.25.0이었으며, 유의수준은 0.05로 하였다.

III. 결 과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

본 연구에 참가한 대상자의 일반적 특성은 Table 2과 같다. 먼저 실험군의 경우, 평균 연령이 61.64세, 체중은 63.07kg, 신장은 165.79cm, CMSA는 3.57 점, BBS는 34.93점이었다. 대조군은 평균 연령이 61.19세, 체중은 64.5kg, 신장은 163.94cm, BBS는 55.25점이었다. 그룹 간에 일반적인 특성의 차이는 없었고, BBS 경우 유의한 차이가 있었다(Table 2).

2. 선행적 자세조절에 대한 실험군과 대조군의 각속도 비교

1) 목과 허리의 각속도 비교

실험군과 대조군의 선행적 자세조절에서 목의 각속도는 실험군의 목 벌림과 돌림에서 유의한 차이를 보였으며, 허리에서는 돌림에서 유의한 차이를 나타냈다 ($p < 0.05$)(Table 3).

2) 하지의 각속도 비교

하지의 각속도 비교에서는 실험군의 마비측, 대조군의 우측(우세측) 하지의 각 관절의 각속도를 비교하였다. 선행적 자세 조절 시 엉덩관절 돌림, 무릎관절 굽힘, 발목관절의 굽힘과 벌림에서 유의한 차이가 나타났다($p < 0.05$)(Table 4).

Table 2. General characteristics of subjects

(N=30)

		Stroke(N=14)	Control(N=16)	t
sex	m	8	6	
	f	6	10	
Age (year)		61.64±00 ^a	61.19±00	0.12
Weight (kg)		63.07±00	64.5±00	- 0.44
Height (cm)		165.79±00	163.94±00	0.65
CMSA ^b (score)		3.57	0.00	
BBS ^c (score)		34.93±00	55.25±00	-14.00

^aMean±SD^bCMSA [Chedoke-McMaster Stroke Assessment]^cBBS[Berg Balance Scale]

Table 3. Comparison of Angular Velocity between Experimental Group and Control Group in cervical, lumbar (N=30)

(unit : degree/sec)

		Experimental	Control	t	p
Cervical	Fl-Ext	300.67±114.10 ^a	264.18±87.38	0.99	0.33
	Lat Fl	83.74±46.23	36.36±15.98	3.65	0.00*
	Rot	133.99±98.08	71.80±36.16	2.24	0.04*
Lumbar	Fl-Ext	195.63±112.67	184.32±72.13	0.33	0.74
	Lat Fl	83.11±39.77	66.52±39.45	1.15	0.26
	Rot	91.64±55.59	44.97±19.14	2.99	0.01*

* p < 0.05

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension. Lat Fl: Lateral flexion. Rot: rotation

Table 4. Comparison of Angular Velocity between Experimental Group and Control Group in lower extremity (N=30)

(unit : degree/sec)

		Experimental (Paretic side)	Control (Right side)	t	p
Hip	Fl-Ext	285.65±95.51 ^a	253.76±89.50	0.94	0.35
	Ab-Add	116.24±54.56	85.15±47.84	1.66	0.11
	Rot	284.93±111.06	186.96±75.08	2.86	0.01*
Knee	Fl-Ext	267.45±211.88	133.35±51.82	2.31	0.04*
	Ab-Add	92.43±55.05	64.64±32.61	1.65	0.11
	Rot	178.27±76.08	162.04±46.56	0.72	0.48
Ankle	Fl-Ext	185.76±106.84	108.00±39.99	2.57	0.02*
	Ab-Add	111.05±35.20	64.28±18.46	4.46	0.00*
	Rot	155.43±82.43	123.78±60.82	1.21	0.24

* p < 0.05

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension. Ab-Add: abduction-adduction. Rot: rotation

2. 보상적 자세조절에 대한 실험군과 대조군의 각속도 비교

1) 목과 허리에 각속도 비교

실험군과 대조군의 보상적 자세조절에서 목의 각속도는 실험군의 목 벌림과 돌림에서 유의한 차이를 보였으며, 허리에서는 돌림에서 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.05$)(Table 5).

2) 하지의 각속도 비교

하지의 각속도 비교에서는 실험군의 마비측, 대조군의 우측(우세측) 하지의 각 관절의 각속도를 비교하였다.

보상적 자세조절 시 엉덩관절의 돌림, 무릎관절의 굽힘·벌림·돌림, 발목관절의 굽힘·벌림·돌림에서 유의한 차이가 나타났다

($p < 0.05$)(Table 6).

3. 선행적 자세조절에 대한 실험군과 대조군의 가동범위 비교

1) 목과 허리의 가동범위 비교

실험군과 대조군의 선행적 자세조절에서 목의 가동범위는 실험군의 목 돌림에서 유의한 차이를 보였으며, 허리에서는 벌림과 돌림에서 유의한 차이를 나타냈다($p < 0.05$)(Table 7).

2) 하지의 가동범위 비교

하지의 가동범위 비교에서는 실험군의 마비측, 대조군의 우측(우세측) 하지의 각 관절의 가동범위를 비교하였다.

Table 5. Comparison of Angular Velocity between Experimental Group and Control Group in cervical, lumbar (N=30)

(unit : degree/sec)

		Experimental	Control	t	p
Cervical	Fl-Ext	274.08±103.03 ^a	273.54±131.46	0.12	0.99
	Lat Fl	76.32±36.70	35.09±14.12	3.96	0.00*
	Rot	113.48±62.07	68.56±38.33	2.42	0.02*
Lumbar	Fl-Ext	185.05±100.48	162.85±94.86	0.62	0.54
	Lat Fl	82.49±31.13	67.66±69.95	0.73	0.47
	Rot	97.92±67.72	46.82±28.38	2.63	0.02*

* p < 0.05

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension, Lat Fl: Lateral flexion, Rot: rotation

Table 6. Comparison of Angular Velocity of Experimental Group and Control Group in lower extremity (N=30)

(unit : degree/sec)

		Experimental (Paretic side)	Control (Right side)	t	p
Hip	Fl-Ext	287.29±131.71 ^a	217.61±84.73	1.75	0.09
	Ab-Add	105.18±38.54	89.91±81.91	0.64	0.53
	Rot	344.61±224.89	176.82±74.01	2.67	0.02*
Knee	Fl-Ext	314.19±238.82	129.37±61.87	2.99	0.01*
	Ab-Add	111.41±76.70	53.46±27.34	2.83	0.01*
	Rot	204.07±117.07	134.56±50.28	2.16	0.04*
Ankle	Fl-Ext	200.51±111.17	118.26±65.69	2.42	0.03*
	Ab-Add	137.39±67.38	67.05±24.85	3.69	0.00*
	Rot	260.25±220.37	120.09±59.52	2.31	0.04*

* p < 0.05

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension, Ab-Add: abduction-adduction, Rot: rotation

Table 7. Comparison of the range of motion between the experimental group and the control group in cervical, lumbar (N=30)

(unit : degree/sec)

		Experimental	Control	t	p
Cervical	Fl-Ext	3.87±1.09 ^a	3.48±1.20	0.94	0.35
	Lat Fl	0.98±0.54	0.62±0.54	1.85	0.08
	Rot	1.53±1.05	0.72±0.41	2.83	0.01*
Lumbar	Fl-Ext	2.20±0.79	1.87±0.46	1.415	0.17
	Lat Fl	0.89±0.48	0.56±0.18	2.40	0.03*
	Rot	1.12±0.54	0.48±0.20	4.40	0.00*

* p < 0.05

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension, Lat Fl: Lateral flexion, Rot: rotation

선행적 자세조절 시 엉덩관절의 굽힘·벌림·돌림, 무릎관절의 굽힘·벌림·돌림, 그리고 발목관절의 굽힘과 벌림에서 유의한 차이가 나타났다($p<0.05$)(Table 8).

4. 보상적 자세조절에 대한 실험군과 대조군의 가동범위 비교

1) 목과 허리의 가동범위 비교

실험군과 대조군의 보상적 자세조절에서 목의 가동범위는 실험군의 목 굽힘·벌림·돌림에서 유의한 차이를 보였으며, 허리에서는 벌림과 돌림에서 유의한 차이를 나타냈다($p<0.05$)

(Table 9).

2) 하지의 가동범위 비교

하지의 가동범위 비교에서는 실험군의 마비측, 대조군의 우측(우세측) 하지의 각 관절의 가동범위를 비교하였다.

보상적 자세조절 시 엉덩관절의 굽힘·벌림·돌림, 무릎관절의 굽힘·벌림·돌림, 그리고 발목관절의 굽힘과 벌림에서 유의한 차이가 나타났다($p<0.05$)(Table 10).

Table 8. Comparison of the range of motion between the experimental group and the control group right side in lower extremity (N=30) (unit : degree/sec)

		Experimental (Paretic side)	Control (Right side)	t	p
Hip	Fl-Ext	4.37±2.09a	2.85±0.93	2.51	0.02*
	Ab-Add	1.74±0.86	0.86±0.34	3.57	0.00*
	Rot	3.55±1.62	1.70±0.54	4.08	0.00*
Knee	Fl-Ext	3.36±1.64	2.02±0.91	2.79	0.01*
	Ab-Add	0.91±0.33	0.60±0.27	2.80	0.01*
	Rot	1.81±0.76	1.39±0.47	1.79	0.09
Ankle	Fl-Ext	2.73±1.05	1.71±0.56	3.26	0.00*
	Ab-Add	2.57±1.52	1.35±0.62	2.80	0.01*
	Rot	1.14±0.65	0.81±0.39	1.71	0.10

* $p<0.05$

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension, Ab-Add: abduction-adduction, Rot: rotation

Table 9. Comparison of the range of motion between the experimental group and the control group in cervical, lumbar (N=30) (unit : degree/sec)

		Experimental	Control	t	p
Cervical	Fl-Ext	4.93±1.72a	3.68±1.13	2.40	0.02*
	Lat Fl	1.11±0.46	0.63±0.35	3.26	0.00*
	Rot	1.79±0.78	0.82±0.56	3.95	0.00*
Lumbar	Fl-Ext	2.43±0.88	1.91±0.82	1.67	0.11
	Lat Fl	1.06±0.33	0.57±0.29	4.27	0.00*
	Rot	1.33±0.58	0.49±0.23	5.07	0.00*

* $p<0.05$

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension, Lat Fl: Lateral flexion, Rot: rotation

Table 10. Comparison of the range of motion between the experimental group and the control group right side in lower extremity (N=30) (unit : degree/sec)

		Experimental (Paretic side)	Control (Right side)	t	p
Hip	Fl-Ext	5.05±2.94a	2.87±1.15	2.60	0.02*
	Ab-Add	1.87±1.20	0.85±0.40	3.02	0.01*
	Rot	4.34±2.13	1.71±0.75	4.38	0.00*
Knee	Fl-Ext	3.54±1.45	2.11±1.08	3.10	0.00*
	Ab-Add	1.17±0.69	0.59±0.25	3.12	0.00*
	Rot	2.18±0.93	1.25±0.28	3.60	0.00*
Ankle	Fl-Ext	3.09±0.94	2.13±1.09	2.58	0.02*
	Ab-Add	3.33±2.01	1.51±0.93	3.11	0.01*
	Rot	1.33±0.65	1.02±0.68	1.25	0.22

* $p<0.05$

^aMean±SD

Fl-Ext: flexion-extension, Ab-Add: abduction-adduction, Rot: rotation

IV. 고찰

선 자세의 균형은 일상생활과 목적을 가지는 활동을 위해 필요한 요소이며, 안정성 유지, 체중지지 조절, 보행과 같은 동작 수행에 중요한 영향을 미친다.²³⁾ 선행적 자세조절은 일상적인 움직임에서 자세 유지와 균형을 위한 피드 포워드 전략에 있어 중요한 요소이며, 수의적 움직임에 대한 신체 동요와 자세 안정성에 중요한 역할을 담당하고 있다.²⁴⁾ 보상적 자세조절은 감각 피드백 신호에 의해 시작되고 동요가 발생한 후에 무게중심의 위치를 복원하는 기전으로 작용한다.¹³⁾

본 연구는 부산광역시 W 재활 병원에 입원 중인 뇌졸중 환자와 동일 연령대의 대조군을 대상으로 선 자세에서 선행적 자세조절과 보상적 자세조절의 패턴(각속도, 가동범위)을 알아보기 위해 3차원 동작 분석 시스템을 통해 연구하였다. 대상자에게 신체 동요(perturbation)를 가하는 조건 즉 동요의 부하 시점을 눈으로 확인하는 조건, 눈으로 확인할 수 없는 조건에서 신체 동요를 가하기 위해 대상자의 골반과 연결된 부하 장치를 전방에 설치하여 진행하였다.

Pollock²⁵⁾은 선 자세에서 몸통의 외부 동요 시 뇌졸중 환자의 자세조절을 측정하기 위해 생리적 의식 측정(Electrodermal activity, EDA), 힘판(force platform), 표면 근전도를 이용하여 생리적인 의식 상태, 신체의 중심 이동 및 하지의 근활성도를 분석한 결과 뇌졸중 환자에서 선행적 자세조절에서 생리적 의식 상태와 마비측 발바닥 굽힘근의 활성도가 유의하게 증가하였다고 보고하였다.

Salot 등²⁶⁾은 뇌졸중 환자의 갑작스런 지지면 전방 동요에 대한 연구에서 동작 분석 시스템을 이용하여 무게중심(COM)의 변위와 속도를 측정하였다. 실험 결과 모든 대상자들은 균형 소실을 보였으며, 첫번째 한발짝 단기(steping)에서 뇌졸중 환자는 대조군에 비해 후방으로 무게 중심 변위와 속도에서 유의한 차이를 나타냈으며, 뇌졸중 환자는 대조군과 비교해 골반 하강이 유의하게 차이를 보였다고 보고하였다. 또한 뇌졸중 환자는 대조군에 비해 더 짧은 한발짝 단기 길이와 지연된 한발짝 단기의 시작으로 인하여 증가된 한발짝 듣기 나타났다고 보고하였다.

Marigold 등²⁷⁾은 뇌졸중 환자의 선 자세에서 예기치 않은 전방 및 후방 지지면 동요 시 자세 조절을 측정한 연구에서 체중 부하 증가, 체중 부하 감소, 자기 선택 자세의 조건에서 앞정강근과 안쪽 장딴지근의 활성도를 표면 근전도를 이용하여 측정하였다. 실험 결과 뇌졸중 환자의 마비측 앞정강근과 안쪽 장딴지근에 비해 마비측 앞정강근과 안쪽 장딴지근이 유의하게 활성이 지연되었다고 보고하였다. 전방 지지면 동요에서 대조군은 체중부하가 증가함에 따라 앞정강근의 활동이 증가하였으나, 뇌졸중 환자의 마비측과 비 마비측에서는 부하

조건 간에 근육 활동 차이가 나타나지 않았다고 보고 하였다. 후방 지지면 동요에서 뇌졸중 환자와 대조군이 체중부하가 증가함에 따라 안쪽 장딴지근의 활동이 증가하였다. 또한 부하는 뇌졸중 환자의 발목 근육의 활성 시간 지연을 변화시키지 않았다고 보고 하였다.

본 연구에서 실험군과 대조군의 자세 조절 패턴을 알아보기 위해 각 관절의 각속도와 가동범위를 측정하였으며, 측정 결과 각 관절의 각속도와 가동범위는 실험군의 선행적 자세조절 시 목, 허리, 엉덩관절의 돌림운동 속도가 대조군에 비해 유의하게 증가하였으며($p<0.05$), 보상적 자세조절에 시 목, 허리, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절에서의 돌림운동 속도가 대조군과 비교하여 유의하게 증가하였다($p<0.05$).

Pollock 등²⁸⁾의 연구에서 전방으로 외부 동요가 있기 전에 서 있는 동안 몸통의 돌림이 있으며, 마비측에 비해 비 마비측에서 전방으로 돌림되었다고 보고하였다. 또한 비 마비측의 몸통 돌림은 동요 전체에서 유지되었지만 부하가 증가함에 따라 몸통 돌림이 유의하게 감소하였다고 보고 하였다.

Goldie 등²⁹⁾의 연구에서는 뇌졸중 환자들은 전방 및 후방으로 압력중심(COP)를 옮길 때 일반인보다 더 큰 어려움이 있다고 하였다.

본 연구에서도 선행적 자세조절과 보상적 자세조절 시 실험군의 돌림 각속도와 관절 가동범위가 유의하게 증가한 것은 이러한 선행 연구에서의 결과와 부분적으로 일치하는 것을 알 수 있다.

전방으로 외부 동요 시 무게 중심 이동의 어려움으로 인하여 뇌졸중 환자는 신체 각 분절의 돌림을 통하여 보상적으로 자세를 유지하는 것으로 해석된다. 따라서 정상 성인과 달리 뇌졸중 환자는 선행적 또는 보상적 자세조절을 유지하기 위해 돌림 운동의 조절이 필요하다고 사료된다.

본 연구에서 실험군의 선행적 자세조절과 보상적 자세조절 시 발목관절 발바닥 굽힘, 벌림에 대한 각속도와 가동범위가 대조군에 비해 유의하게 증가한 것으로 나타났다. 이는 외부 동요 시 자세 조절에 관여하는 근육들의 감소된 근 활성도와 연관된 것으로 사료되며, 감소된 근활성도는 외부 동요에 대한 자세 조절 근육의 지연된 반응을 일으키는 원인으로 생각되어진다. 따라서 외부 동요 시 뇌졸중 환자의 적절한 자세 조절을 위해서는 발목관절의 발바닥 굽힘근과 발등 굽힘근의 근활성도를 증가시켜 이들 근육의 지연된 반응 시간을 줄여 주는 것이 중요하다고 사료된다.

뇌졸중 환자에서 균형을 유지하기 위한 자세 조절에서 반복적인 시행에 대한 학습의 효과가 낮음을 알 수 있으며, 균형을 저해할 수 있는 위험에 대한 인식과 관련이 있음을 시사한다고 할 수 있다. 그러므로 뇌졸중 환자의 자세 조절을 위해서는 반복되는 동요에 대한 경험과 선행적 자세 전략과 보

상적 자세 전략을 적절하게 적용하기 위한 지속적인 주의 집중이 필요하다고 사료된다.

References

1. Goldstein LB, Adams R, Alberts MJ, et al. Primary prevention of ischemic stroke: A guideline from the American heart association/American stroke association stroke council: Cosponsored by the atherosclerotic peripheral vascular disease interdisciplinary working group; cardiovascular nursing council; clinical cardiology council; nutrition, physical activity, and metabolism council; and the quality of care and outcomes research interdisciplinary working group: The American academy of neurology affirms the value of this guideline. *Stroke*. 2006;37(6):1583-633.
2. Kelly RE, Borazanci AP. Stroke rehabilitation. *Neurological research*. 2009;31(8):832-40.
3. Bonan IV, Colle FM, Guichard JP et al. Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(2):268-73.
4. Ikai T, Kamikubo T, Takehara I, et al. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. *American Journal of Physical Therapy & Rehabilitation*. 2003;82(6):463-9.
5. Nichols DS. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy*. 1997;77(5):553-8.
6. Sackley CM, Baguley BI. Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: two single-case studies. *Clinical rehabilitation*. 1993;7(3):1189-95.
7. Hsieh CL, Sheu CF, Hsueh IP, et al. Trunk control as an early predictor of comprehensive activities of daily living function in stroke patients. *Stroke*. 2002;33(11):2626-30.
8. Verheyden G, Nieuwboer A, Van de Winckel A, et al. Clinical tools to measure trunk performance after stroke: a systematic review of the literature. *Clinical rehabilitation*. 2007;21(5):387-94.
9. Harada N, Chiu V, Damron-Rodriguez J, et al. Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. *Physical Therapy*. 1995;75(6):462-9.
10. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J, et al. Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. *Gerontology*. 2001;47(4):189-94.
11. Hugon M, Massion J, Wiesendanger M, et al. Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *Pflugers Archiv*. 1982;393(4):292-6.
12. Masson J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*. 1992;38(1):35-56.
13. Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, et al. Feedback equilibrium control during human standing. *Biological cybernetics*. 2005;93(5):309-22.
14. Fitzpatrick R, Burke D, Gandevia SC, et al. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances. *Journal of neurophysiology*. 1996;76(6):3994-4008.
15. Morasso PG, Baratto L, Capra R, et al. Internal models in the control of posture. *Neural Networks*. 1999;12(7-8):1173-80.
16. Gentilucci M, Benuzzi F, Gangitano M, et al. Grasp with hand and mouth: a kinematic study on healthy subjects. *Journal of neurophysiology*. 2001;86(4):1685-99.
17. Changsik An, Seok Jung. A study on gait analysis of normal adult and hemiplegia patients. *The Journal of Korean Society of Physical Therapy*. 2002;14(3):143-8.
18. Patterson SL, Forrester LW, Rodgers MM, et al. Determinants of walking function after stroke: difference by deficit severity. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):115-9.
19. Gowland C, Van Hullenaar S, Torresin W, et al. Chedoke-MaMaster stroke assessment. Hamilton: Chedoke-McMaster Hospital and McMaster University. 1995.
20. Berg KO, Maki BE, Williams JL, et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992;73(11):1073-80.
21. Berg KO, Wood-Dauphinee S, Williams JL, et al. The balance scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1995;27(1):27-36.
22. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research*.

- 1989;7(6):849-60
23. Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL, et al. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical Therapy*. 1993;73(6):346-51
 24. Aruin AS. The organization of anticipatory postural adjustments. *Journal of automatic control*. 2002;12(1): 31-7.
 25. Pollock CL, Carpenter MG, Hunt MA, et al. Physiological arousal accompanying postural responses to external perturbations after stroke. *Clinical neurophysiology*. 2017;128(6):935-44.
 26. Salot P, Patel P, Bhatt T, et al. Reactive balance in individuals with chronic stroke: biomechanical factors related to perturbation-induced backward falling. *Physical Therapy*. 2016;96(3):338-47.
 27. Marigold DS, Eng JJ, Inglis JT, et al. Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. *Clinical neurophysiology*. 2004;115(12):2789-97.
 28. Pollock CL, Ivanova TD, Hunt MA, et al. Behavior of medial gastrocnemius motor units during postural reaction to external perturbations after stroke. *Clinical Neurophysiology*. 2015;126(10):1951-8
 29. Goldie PA, Matyas TA, Evans OM, et al. Maximum voluntary weight bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clinical Biomechanics*. 1996;11(6):338-42.