주 조절점 핸들링을 이용한 항중력운동이 편마비 환자의 자세적응에 미치는 영향

김대영 · 이원희 · 박종윤 · 김중선*
대구장애인종합복지관 의료재활팀 · 대구대학교 재활과학대학 물리치료학과*

The Effect of Anti-gravity Excercise Using the Key Point Control Handling for Postural Adaptation in Hemiplegia

Dae-Young Kim · Won-Hee Lee · Jong-Yun Park · Chung-Sun Kim*
Department of Physical Therapy, Taegu Rehabilitation Center
*Department of Physical Therapy, college of Rehabilitation Science, Tae-gu University**

Abstract

This study was aimed at diagnosing transmutation aspect with the respective of hemiplegia patient's static and dynamic adaptation of posture which was influenced by anti-gravity excercise, center of gravity shifting movement and segmental movement adaption of the legs and arms by key-point control in the process of Bobath's treatment approach. The patients for the investigation of this study were selected as a total 17 patients. And also, there were the investigation of into temporal transition that keep the attitude with one-leg standing on the ground concerning static attitude adaption on the basis of the before of anti-gravity movement and the after of 4-weeks movement, into the bargain there found out ambulant characteristics such as a walks, its gait velocity, stride length, steps length, its cadence of the base of support on the ground concerning dynamic attitude adaption. The findings of this study were as follows : 1. with the respective time to keep standing pose withone-leg at static attitude transmutation, affected side showed meaningful differences as a 1.86/sec, 2.62/sec at 4 weeks later considering the before and after of this experiment($p<0.01$), non-affected side at the aspect of attitude keeping time, but there didn't showed meaningful differences statistically. 2. with the respective dynamic attitude transmutation, gait velocity showed statistically meaningful differences by 4.67cm/sec of 25.18cm/sec, 29.85cm/sec at 4 weeks later at each considering the before and after of this experiment($p<0.05$) 3. with the respective of stride length at dynamic attitude transmutation, affected side was more elongated by 7.88cm of a 59.38cm, 67.26cm at 4 weeks later considering the before and after of this experiment. In the other hands, non-affected side showed statistically meaningful differences by the difference of 6.14cm between 59.49cm and 65.63cm($p<0.01$). 4. with the respective of steps length at dynamic attitude transmutation, paralysis patient was more elongated by 5.8cm of a 27.92cm, 33.72cm at 4 weeks later considering the before and after of this experiment. In the other hands, nonplegia patient showed statistically meaningful differences by the difference of 3.17cm between the before(31.54cm) and after(34.71cm)($p <0.01$).

5. with the respective of based of support weight ground at transmutation of dynamic attitude, paralysis patient was much closed by 0.35cm of a 21.52cm, 21.17cm at 4 weeks later considering the before and after of this experiment. 6. concerning the differences of cadence at dynamic attitude transmutation, walking number showed considerable statistical meaningfulness by the differences(1.59 steps length) between 17.94 steps length and 16.35 steps length at 4 weeks later at each considering the before and after of this experiment($p<0.01$). 7. there didn't show statistically meaningful differences concerning antigravity excercise according to their age, duration after onset of hemiplegia, side of paralysis.

Key Words : Key point of control, Postural adaptation, Hemiplegia

I. 서 론

중추신경계 손상을 위한 운동치료는 다른 질환에 비해 노력과 시간이 상대적으로 더 많이 요구되며, 노력과 투자한 시간에 비하여 치료의 효과가 적다고 알려져 왔다. 이와 같은 관점에서 치료접근은 그 만큼 소극적일 수밖에 없었으며, 운동치료의 역할이 하나의 치료적 보조수단으로 널리 인식되어져 왔던 것이다. 그러나 신경생리학의 발달로 예전에 볼 수 없었던 사실과 현상이 밝혀지고, Magnus(1924)의 전환법칙(shunting rule)과 같이 이전에 제시되었던 여러 가지 가설들이 사실로 증명되거나, 혹은 다른 방법으로 해석되듯이 중추신경계에 대한 이해의 폭이 넓어지고 깊어짐에 따라 운동치료의 역할이 점차 강조되고 있다. 따라서 최근 중추신경계 손상을 위한 운동치료는 소극적인 접근에서 적극적인 접근의 형태로 바뀌어 가고 있다(황병용 등, 1996).

중추신경계 손상에 대한 최근문헌연구에서 임상치료사들은 운동을 기초로 한 기능상 문제들에 대하여 여러 가지 다른 견해를 써 오고 있다. 이러한 내용은 편마비 환자의 물리치료에는 고전적인 물리치료, 고유수용성 신경근 촉진법 및 신경발달치료(neuro-development treatment) 등의 여러 접근법들을 결합하기 시작하였는데 그중 신경생리학에 기초한 운동치료의 하나인 Bobath의 신경발달치료는 근래 국내·외적으로 활발한 연구가 이루어지고 있다. 1940년대 초 Karel과 Berta Bobath 가 뇌성마비 아동의 치료를 위해 고안한 신경발달치료는 정상운동패턴의 습득을 강조하고, 비정상 근 긴장도의 이완과 자동반응의 촉진을 통해서 자세조절을 증진시키는 것이다(Bobath, 1966).

인체는 무한한 자세와 운동변화를 일으킬 수 있는 고도로 발달된 기계장치(이혜영 등, 1999)로 숙련된 운동패턴의 발달은 복잡한 자세조절(postural adjustment)과 중력 중심에 대항해 신체를 유지하기 위한 머리, 체간과 사지의 상호작용이 필요하다(Williams 등, 1983).

몸통에서의 항중력조절은 정상운동에 필

수적이다. 즉, 체간과 골반부위의 분리된 운동으로 인한 몸통에서 굽힘과 펴기의 적절한 발달은 골반 전·후방 및 좌우경사운동, 몸통 늘이기(elongation)의 발달에 필요한 조건이며(Bly, 1983), 이것은 신체가 항상 중력에 대항한 중심점(central of gravity)을 기저면(base of support) 범위 내에서 올바른 균형을 유지하면서 체중이동의 능력을 발달시켜(Rothwell, 1986) 바로 서기반응(righting reaction)과 평형반응(equilibrium reaction)을 차례로 촉진시킨다(Stockmeyer, 1977 ; GilFoyle, 1985).

일반적으로 균형 및 자세조절에 어려움을 지니고 있는 편마비 환자들은 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체의 균형, 체중을 이동하는 능력의 결함 및 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등으로 기립과 보행에 장애를 받는다(Carr & Shepherd, 1985; Bobath, 1990).

대부분의 연구에서 뇌 손상 편마비 환자는 기립 시 전체체중의 80% 정도를 비마비쪽에 부하 하는 것으로 나타나 정상인과 비대칭 정도의 중요한 차이를 보고하였다(Dickstein 등, 1984; Bohannon & Larkin, 1985; Caldwell 등, 1986). 이와 같은 자세특징은 앉은 자세나 선 자세에서 비마비쪽(non-affected side)으로 중심선이 이동되는 것이 특징이고(Bobath, 1990; Lynch, 1991) 마비쪽(affected side) 중심선으로 체중이동을 시키면서 자세를 바로잡아 주려고 하면 많은 저항을 느끼게 된다(Davies, 1985).

상위운동 신경원으로부터 생긴 비정상적인 운동 패턴을 가진 편마비 환자 즉, 증가되거나 저하된 불규칙한 근긴장도를 가진 환자는 중력에 대항한 움직임의 부족 때문에(Gordon, 1990) 협조성 패턴에 장애가 나타나 정상 자세조절을 방해한다 (Bobath, 1990). 또한 자세 적응이 잘 이루어지지 않기 때문에 운동조절을 효과적으로 수행할 수 없으며(Wall & Ashburn, 1979), 균형과 협응 문제를 가지게되어 정적·동적 자세적응이 어렵다(Ayres, 1978; Williams 등, 1983). 따라서 대칭적인 서기자세는 이동능력의 적절한 기능을 위한 기본이 된다. 그러므로 편마비 환자의 물리치료에서 기능적인 목표는 자세조절의 대칭적 특성을 향상시키는데 두고 서기 자세로 유도하지 않으면 안된다(Wu 등, 1995; 황병용, 1998).

조정아 등(1994)은 항중력조절과 자세조절 사이에 깊은 연관성이 있음을 설명하였으나, 이는 연구대상이 정상아동만을 대상으로 하였으며 신경학적 손상으로 인한 편마비 환자의 치료에 있어서 항중력조절운동을 많이 하고 있음에도 불구하고 Bobath의 개념을 이용한 항중력운동이 편마비 환자의 자세적응에 어떤 효과가 있는지에 대한 연구는 거의 없는 실정이다. 따라서 편마비 환자의 항중력 조절운동이 자세적응에 미치는 연구가 필요하다.

본 연구에서 항중력 조절운동이란 Bobath의 치료접근에서 몸통의 중심이동과 사지의 분리된 운동을 위한 주 조절점 핸들링으로 설명할 수 있는데, 이것은 자세 긴장도와 동작패턴에 보다 영향을 많이 미치는 특정부위를 말하며(Bobath, 1990), 이 부위에는 근방추, 골지건기관, 관절 수용기 등과 같은 수용기의 밀집도가 높은 곳으로(Edwards, 1991), 편마비 환자의 치료에서 비정상적인 패턴이나 근육의 긴장도는 억제시키고, 정상적인 패턴운동과 자세 긴장은 더 촉진시켜 정상감각-운동능력을 가르치는 것이다(Kii, 199 5).

Bobath(1990)는 골반과 어깨를 근위조절점, 손과 발을 원위조절점으로 구분하였으나 Bryce(1989)와 Edwards(1991)는 여기에 중앙조절점을 추가하였다. 여기에서 주조절점 핸들링은 신체의 전면에서 보아 복장의 칼돌기(xyphoid process of sternum) 부위를 중앙조절점(central key point), 어깨와 골반 부위를 근위조절점(proximal key point) 그리고 손과 발을 원위조절점(distal key point)으로 설명할 수 있으며 각 부위의 역할은 조금씩 다르다고 알려져 있다. 모든 치료는 중앙조절점과 근위조절점 사이, 근위조절점과 원위조절점 사이의 정상배열을 고려하여 몸통과 사지에서 다양하게 분리된 움직임을 줄 때 정상운동으로 자세를 유지하는 것을 의미한다(황병용 등, 1996). 이것은 곧 편마비 환자의 자세조절 능력을 향상시켜 정적인 자세적응과 동적인 자세적응의 변화에 영향을 줄 것이다.

따라서, 본 연구의 목적은 신경학적 손상에 의한 중심자세조절 기전의 해리로 나타나는 편마비 환자의 비정상적인 신체의 균형, 비대칭적인 자세, 체중을 사방으로 이동하는 능력 결함 및 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등에 Bobath의 치료접근에서 주조절점 핸들링에 의한 몸통의 중심이동과 사지의 분리 운동이 편마비 환자의 정적 및 동적인 자세적응의 변화에 미치는 영향을 알아보고자 첫째, 정적인 자세적응으로 지면에서 한 발로 서기자세를 유지하는 시간에 대한 변화의 연구 전·후의 차이를 알아보고 둘째, 동적인 자세적응으로 지면 위의 특정부분거리 보행시 속도, 보폭, 걸음, 지지면. 걸음 수 등과 같은 보행특성의 변화가 연구 전·후의 자세적응에 영향을 미치는지를 알아본다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상은 2000년 1월부터 현재 ○○장애인 종합복지관과 ○○대학교 한방병원 물리치료실에 치료를 받고 있는 편마비 환자 중 다음의 조건에 합당하면서 이들 모두 독립보행이 가능하고 시각이나 청각에 손상이 없는 편마비 환자 20명을 대상으로 하였다.

본 실험에 참가한 대상자의 선정조건은 다음과 같다.

첫째, 의학적으로 뇌졸중에 의한 편마비로 진단 받은 환자이어야 한다.

둘째, FIM (Functional Independence Measure)의 평가기준에 따라 타인의 물리적 도움이나 보조장구 없이 45m 이상 독립보행이 가능해야 한다(Keith 등, 1987).

셋째, 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있으며, 협조 할 수 있을 정도의 의사소통이 가능하여야 한다.

넷째, 시각과 청각 및 전정기관에 장애가 없어야 한다.

위 조건을 충족시키는 환자를 대상으로 운동을 실시하였으며 연구기간을 2000년 6월 1일부터 동년 6월 30일까지 기준조건에 합당한 5명을 대상으로 예비연구를 실시한 후 문제점을 보완하여 2000년 7월 1일부터 8월 31일까지 연구대상자 전원에 대해 연구를 시행하였다.

2. 운동방법.

몸통에서 중심이동 운동과 사지의 분리된 운동을 위한 주조절점 핸들링은 대상자를

높이 조절이 가능한 치료대(height adjustable plinth)의 가장자리에 둔부와 대퇴부 1/2 깊이로 걸터앉게 하고 슬관절의 높이가 고관절보다 낮게 위치하게 하였다. 양발은 바닥에 닿게 하여 편안한 자세를 취하게 하였다.

본 연구자는 연구대상자의 중앙조절점에서 먼저 핸들링하여 점차적으로 근위조절점, 원위조절점 순으로 각 조절점 사이의 정상 배열을 고려하여 몸통과 사지에서 다양하게 분리된 움직임이 일어나도록 하였다. 이때 연구대상자에게 가해지는 단순한 수동운동은 뇌의 가소성 측면에서 별다른 의의를 주지 못하기 때문에(Rothwell, 1994), 대상자가 모든 운동에서 연합반응을 일으키지 않는 지지면 범위 내에서 운동범위를 점차적으로 넓혀갈 수 있도록 하여 대상자가 능동운동으로 참여할 수 있도록 유도하였다. 또한 운동의 접근은 앉은 자세에서 각 조절점에 10분씩 1회에 30분간 실시하였다.

1) 몸통의 중심이동 운동

중앙조절점 핸들링으로 몸통의 복장뼈의 칼돌기와 흉추 7-8번 부위를 대상자의 등뒤에서 밀착시켜 잡고 체간의 3면(시상면, 관상면, 수평면)을 중심으로 해서 움직임이 일어나도록 유도한다. 움직임은 체중이 이동된 곳부터 먼저 실시하며, 중력의 중심점(COG)이 기저면(BOS) 안에서 일어나도록 한다.

2) 몸통과 골반 및 상지의 분리운동

근위 조절점 핸들링으로 골반 양쪽의 위앞장골가시(ASIS) 부위를 양손으로 잡고 골반을 전·후방 및 측방 경사로 몸통과 골반이 분리(dissociation)될 수 있도록 움직임을 대상자의 앞·뒤에서 교대로 실시하고, 또한 대상자 양쪽의 측면에서 어깨의 앞·뒤 부위를 감싸서 잡고 어깨를 전·후방 및 측방 경사로 몸통과 상지가 분리된 운동이 일어나도록 움직임을 가한다.

3) 상지 및 하지의 분리운동

원위 조절점 핸들링으로 손과 발을 잡고 공간에서 움직임을 주는 것이며 중앙조절점과 근위조절점에서 분리된 움직임을 유지할 수 있을 때 손과 발에서의 전. 후방 및 측방으로 움직임을 가하여 상·하지의 분리(isolated)된 운동을 얻어내도록 한다. 주 조절점의 위치는 (그림 1)과 같다.

3. 연구방법

1) 측정도구

본 연구는 몸통과 사지의 항중력운동 접근 전과 4주 후의 정적·동적 자세적응에 미치는 영향을 알아보기 위해 정적자세적응 측정은 전자초시계(그림 2)로 한발로 서기자세를 유지하는 시간을 측정하였고, 동적인 자세적응측정은 발자국검사(ink foot-print, 그림3)를 이용한 부분거리 보행분석법을 사용하였다. 부분거리 보행분석이란 정해진 일정거리를 보행하여 속도, 보폭 등과 같은 보행특성을 측정하는 방법으로, 그 중 하나가 발자국검사방법이다(Boening, 1977). 발자국검사를 이용한 보행분석의 검사-재검사 신뢰도 계수는 속도와 걸음 수에서 0.97, 보폭은 0.95 그리고 걸음에서는 0.94 - 0.96 이었으며, 검사자간의 신뢰도 계수는 속도, 걸음과 보폭에서 1.00 그리고 걸음 수에서는 0.99 이었다(Holden, 등, 1984).

2) 연구절차 및 측정방법

본 연구에 앞서 연구자는 연구보조원 2명에게 연구의 목적 및 연구방법에 대한 이론적인 교육과 실습을 시행한 후 연구보조원 1명은 연구대상자의 일반적 특성과 측정치

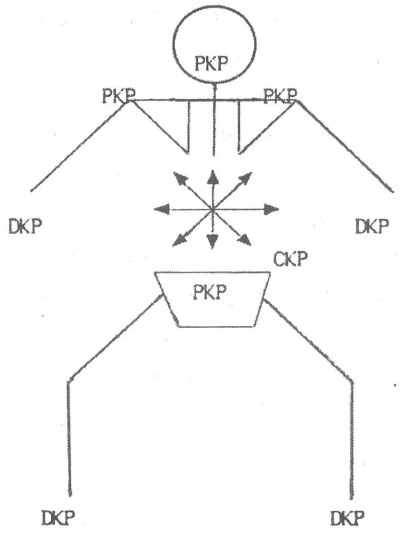

그림 1. 주 조절점 핸들링의 위치

그림 2. 전자초시계

를 기록하게 하였으며, 나머지 연구보조원은 연구에 필요한 도구의 준비상태 점검 및 실험에 영향을 미칠 수 있는 주위환경을 점검하게 하고 연구중 대상자에게 넘어지거나 하는 등의 만일의 사태에 대비하여 연구대상자를 보호하게 하였다. 그리고 본 연구자는 연구에 앞서 연구대상자에게 연구의 목적 및 방법에 대해 충분히 설명하여 협조를 얻도록 하였으며 연구와 똑같이 시범을 보인 후 대상자에게 동일하게 따라할 수 있도록 진행하였다. 또한 검사 시 대상자 주위에 가족과 검사자 외에는 없도록 하며, 검사도중 가족 등이 대화를 하지 않도록 했다. 측정은 연구 전과 연구 4주 후로 나누어 실시했으며, 연구절차 및 측정방법은 다음과 같은 순서에 따라 실시하였다.

(1) 연구 전 한발로 서기 자세를 유지하는 시간을 비마비된쪽 다리로 먼저 한 다음 마비된쪽 다리로 바닥을 지지하게 한다. 눈은 정면을 보도록 하여 전자초시계로 유지할 수 있는 시간을 측정하였다.

(2) 연구 전 지면에서 걷기 수행능력은 치료실 바닥에 길이 800cm, 폭 55cm 의 두루마리 종이를 직선으로 깔고 테이프로 바닥에 고정시켰다.

(3) 연구자는 연구대상자에게 "편안하게 걸으세요"라고 말했다.

(4) 연구대상자를 검사직전에 발 크기에 따라 미리 준비된 신발을 선택하여 신도록 하고, 측정거리를 2회 왕복하게 해서 상황에 익숙하게 했다.

(5) 그 다음 양쪽 신발 밑바닥 앞쪽 끝에서 1/3지점에 열십자로 붙인 양면 테이프에 잉크를 묻히고 두발을 나란히 하여 선 자세에서 출발신호와 함께 직선거리를 보행하게 했다. 이때 보행속도는 전자초시계로 측정하고 걸음 수는 헤아려서 기록했다.

(6) 발자국검사를 하여 종이에 찍힌 표시 가운데 처음 150cm과 마지막 150cm을 제외한 가운데 500cm을 갖고 속도와 걸음 수를 계산하였으며, 가운데 3쌍의 표시를 가지고 걸음, 보폭, 지지면을 측정하였다.

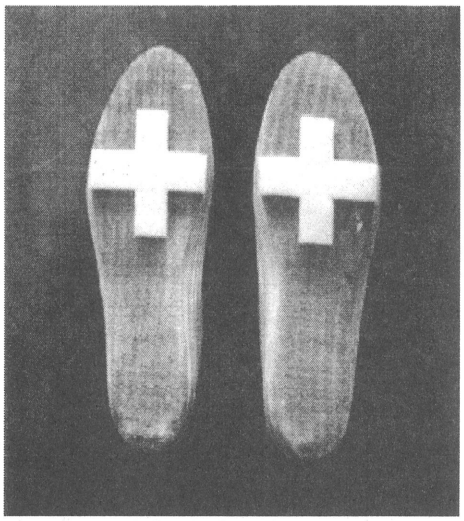

그림 3. 발자국검사를 위한 신발

(7) 항중력운동접근은 중앙조절점, 근위조절점, 원위조절점 순으로 실시하였으며 각 조절점 마다 10분씩 핸들링하여 1회에 30분씩 적용하였고 주 3회씩 4주에 걸쳐 12회 실시하였다.

(8) 연구 적용 후 한발 서기자세를 유지하는 시간을 (1)과 똑같은 방법으로 측정하여 기록하였다.

(9) 연구 적용 후 지면에서 걷기 수행능력을 (2) ~ (6)와 똑같은 방법으로 측정하여 기록하였다.

(10) 위의 모든 연구에서 대상자 앞, 뒤에서 디지털 카메라로 촬영하였다.

4. 용어의 정의

본 연구에서 자세적응력을 알아보기 위해 측정한 걸음, 보폭, 지지면 등과 같은 보행특성 항목은 Shores(1980)와 Holden(1984)이 제시한 정의를 이용하였다.

1) 부분거리(temporal distance) 보행분석 : 정해진 일정거리를 보행하게 하여 보폭 등과 같은 보행요소를 측정하는 보행분석방법이다.

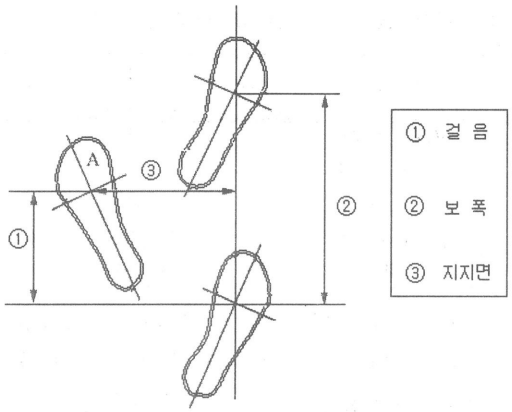

그림 4. 보행특성의 측정방법

2) 보행속도(gait velocity) : 보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값을 말하며, ㎝/초로 표시한다.

3) 걸음 수(cadence) : 보행한 거리에 찍힌 십자표시의 수를 양쪽 150㎝을 제외한 500㎝ 안에 표시된 수를 말한다.

4) 보폭(stride length) : 보행 시 같은 쪽에 찍힌 십자 표시가 다음 십자 표시까지의 거리를 말한다.

5) 걸음(steps length) : 한쪽 신발에서 찍힌 십자 표시가 다른쪽 신발의 다음 신발에서 찍힌 십자 표시까지의 거리를 말한다.

6) 지지면(based of support) : 한쪽 신발에서 찍힌 십자표시에 직각으로 표시되는 점을 "A"점이라고 정의한다면 다른 쪽 신발의 보폭에 같은 지점을 연결하여 A점에서 반대편 선까지의 직각 거리를 지지면으로 한다(그림 4).

5. 결과분석방법

측정된 각 항목별 내용을 부호화하여 컴퓨터에 입력한 후 SPSS/7.5 for window를

표 1. 연구대상자의 성별 및 연령별 분포

연 령	성 별		계
	남자(%)	여자(%)	(%)
49세 이하	3(17.6)	1(5.9)	4(23.5)
50 - 59세	4(23.5)	2(11.8)	6(35.3)
60 - 69세	0(0.0)	5(29.4)	5(29.4)
70세 이상	2(11.8)	0(0.0)	2(11.8)
계	9(52.9)	8(47.1)	17(100.0)

이용하여 통계처리 하였다. 한발서기 자세유지 측정은 마비쪽, 비마비쪽 각 3회 실시 후 평균값을 산출하여 분석에 사용하였으며 마비쪽, 비마비쪽 치료 전후의 측정값을 비교하기 위해 Paried-T 검정을 이용하였고, 보행 및 일반적 특성에 따른 실험 전. 후 차이 비교는 T-test와 ANOVA로 측정하였다. 통계학적 유의 수준을 검증하기 위한 유의 수준 α는 .05 와 .01로 정하였다.

III. 결 과

1. 연구대상자의 일반적 특성

1) 연구대상자의 성별 및 연령별 분포

연구대상자의 성별을 보면 17명 중 남자가 9명(52.9%), 여자가 8명(47.1%)이고 연령별로는 50-59세가 6명(35.3%)으로 가장 많았고 그 다음이 60-69세 5명(29.4%)이었다<표 1>.

2) 연구대상자의 물리학적 특성

연구대상자 17명중 오른쪽 편마비가 11명(64.7%)이고 왼쪽 편마비는 6명(35.3%)으로 오른쪽 편마비가 5명이 더 많았고 발생원인으로는 뇌경색 10명(58.8%), 뇌출혈은 7명(41.25)이었고, 병력기간은 12개월 미만이 6명, 12개월 이상이 11명(64.7%)으로 5명이 더 많았다<표 2>.

2. 항중력운동 전·후의 정적 및 동적 자세적응의 차이

1) 한발로서기의 변화

정적자세적응의 한발로서기 변화<표 3>에서 마비쪽은 연구 전에는 1.86초였던 것이 4주 연구 후에는 2.62초로 0.76초를 더 서 있는 것으로 나타났으며($p<0.01$), 비마비쪽

표 2. 연구대상자의 물리학적 특성

일반적 특성	대상자수(명)	백분율(%)
마비부위		
오른쪽	11	64.7
왼 쪽	6	35.3
발병원인		
뇌경색	10	58.8
뇌출혈	7	41.2
병력기간		
12개월 미만	6	35.3
12개월 이상	11	64.7

표 3. 한 발 서기의 변화

한발로서기	실험 전	실험 후	t	sig
마비쪽	1.86±1.54	2.62±1.86	-4.64	0.0003***
비마비쪽	25.54±36.23	34.66±44.12	-1.82	0.0875

은 연구 전에는 25.54초, 4주 연구 후에는 34.66초였으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

2) 보행특성의 변화

동적 자세적응의 지면에서 보행특성의 변화 <표 4>를 살펴보면 보행속도는 4주 연구 후 4.67㎝/sec가 빨라졌고, 걸음 수도 한 걸음 이상으로 감소했으며, 보폭과 걸음의 변화에서도 상당한 차이로 늘어나 통계적으로 유의하였고, 특히 마비된쪽에서 보폭은 7.8㎝ 걸음은 5.8㎝ 각각 길어져 마비된쪽에서 더 많은 효과가 있는 것으로 나타났다($p<0.01$). 그러나 지지면의 연구 전·후의 평가에서는 0.35㎝ 좁아졌으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

Ⅳ. 고 찰

신체의 적절한 자세조절과 적응에 필요한 항중력근의 발달은 기립의 선 자세를 유지하고 이동하는데 필요하며, 일상생활에 필요한 자발적인 팔과 머리의 움직임을 수행하고 신체를 안정시키는데 필요하다(Dietz, 1992; Johansson & magnusson, 1991).

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 회복은 신경학적 회복과 기능적인 회복으로 나누어 볼 때 기능적인 회복은 외부환경, 재활을 위한 치료의 정도, 본인의 의지력에 따라서 영향을 받게된다. 이런 편마비 환자의 기능을 평가하는데 있어서 자세적응은 최소한의 이동능력을 증진시켜 독립적인 생활을 보장받고, 활동공간을 넓혀 가는데 필수적인 요소가 된다. 편마비 환자에게 마비된쪽으로 체중을 이동시키는 능력을 증진시키는 것은 치료의 목표 중 하나로써 편마비 환자의 정적. 동적 자세적응을 위한 운동으로 매우 중요하게 작용을 한다. 따라서 체중이동능력과 자세적응을 향상시키는 항중력운동은 보행훈련보다 선행되고 다양한 자세에서 체중지지훈련이 이루어져야한다(Dickstein 등, 1984).

본 연구에서는 편마비 환자에게 Bobath의 신경발달치료에서 주 조절점 핸들링에 의한

표 4. 보행특성의 변화

보행요소	실험 전	실험 후	t	sig
속도(㎝/sec)	25.18±25.11	29.85±23.43	2.67	0.0166*
걸음 수(걸음/5m)	17.94± 5.93	16.35± 5.94	4.94	0.0001**
보폭(㎝)				
마비쪽	59.38±15.42	67.26±17.79	-5.23	0.0001**
비마비쪽	59.49±16.52	65.63±18.54	-4.18	0.0007**
걸음(㎝)				
마비쪽	27.92±7.63	33.72± 8.21	-3.97	0.0011**
비마비쪽	31.54±9.20	34.71±10.02	-4.01	0.0010**
지지면(㎝)	21.52±3.04	21.17± 2.78	-0.80	0.4343

몸통에서 중심이동 운동과 상·하지의 분리 운동을 실시하여 운동전과 운동4주 후의 자세적응력의 변화에서 정적변화는 마비쪽과 비마비쪽에 한발로 서기자세를 유지하는 시간의 변화를 측정하였고 동적 변화에서는 일정거리 보행특성을 반복 측정하여 변화되는 양상을 보고 계속해서 유지 향상되는가를 알아보고자 경제적이고 간편한 발자국검사방법을 이용하였으며, 여기에 사용된 측정항목은 Shores(1980)가 제시한 것 중 보행속도, 걸음 수, 보폭, 걸음, 지지면 등이었다. 연구 대상자에게 미리 준비된 신발을 사용한 것은 신발의 종류나 굽 높이 등에 따른 변수를 줄이기 위해서였다.

본 연구에서 항중력운동 후에 한발로 서기에서 마비된쪽으로 유지할 수 있는 시간은 증가하여 유의한 차이를 보였으나, 비마비된쪽은 유지할 수 있는 시간은 증가하였으나 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 그리고 보행특성의 변화는 보행속도, 양쪽 보폭과 걸음 모두에서 길어졌으며, 걸음 수에서도 줄어들어 통계적으로 유의하였다. 그러나 지지면은 운동 후 좁아졌으나 통계적으로는 유의한 차이가 없었다.

편마비 환자의 치료에 있어서 가장 큰 초점은 마비쪽 하지에 체중부하를 증가함으로써 균형을 증진시키고 결과적으로 대칭적인 기립자세를 유도하는 것이다(Bobath, 1987; Carr & Shepherd, 1983). Bobath (1990)는 균형반응을 일상생활에서 기저면 내에 신체의 자세와 무게중심점의 배열을 지속적으로 유지하는 자세조절과 적응이라 하였고, 정동훈(1999)은 대칭적인 체중분배가 자세와 균형조절에 중요한 안정성 한계에 영향을 미친다고 보고하였다. 정상인의 체중지지율은 오른쪽 하지에 50.5%를 왼쪽하지에 49.5%를 보였다(Engardt, 1994). 편마비 환자에 있어서는 마비쪽 하지지지율은 42.8%에서 21%까지 다양하다고 하였다(이혜영 등, 1999). Brown(1989)은 한발로 서기자세에서 균형잡기는 개인마다 차이가 있고 특히 60세 이후에는 2초에서 60초까지 다양한 차이가 난다. 그러나 20~40대의 정상인에게는 60초 동안의 균형 잡기에서 자세를 유지하였다고 보고했다.

Shumway-Cook 등(1995)은 편마비 환자에 있어서 매일 20분씩 2주에 걸쳐 되먹임을 이용한 체중이동 훈련을 실시한 결과 양하지 체중 부하의 대칭성이 유의하게 증가하였다고 보고하였다. 본 연구의 정적자세적응의 한발 서기자세에서도 항중력운동 적용전의 마비쪽 발에서는 1.86초에서 적용4주 후에는 2.62초로 유지시간이 유의하게 증가하여 Shumway-Cook 등의 결과와 일치함을 보였으나, 비마비쪽에서는 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 이것은 항중력운동이 편마비 환자의 대칭적인 자세적응에 변화를 일으켜 서기자세에서 체중부하가 비마비쪽보다 적은 마비된쪽에서는 증가되었지만 마비쪽 보다 비교적 정상에 가까운 체중부하를 가진 비마비쪽으로는 통계적으로 유의성이 없는 것으로 여겨진다.

Perry(1992)는 평지에서 정상성인의 자연스러운 보행속도는 평균 82 m/min 인데, 남자는 86 m/min, 여자는 77 m/min으로 남자가 평균치보다 5%빠르다고 보고하였다. Mizrahi 등,(1982)은 성인 편마비를 대상으로 조사한 결과 재활 센터에 입원할 당시의 보행속도는 17 cm/sec에서 퇴원 때는 25 cm/sec이었다고 하였다. 이원규(1999)는 편마비 환자에게 골반경사운동 전에는 26.46 m/min에서 운동 후 29.88 m/min으로 빨라

졌다고 보고하였다. 본 연구에서도 항중력운동 전에는 25.18 cm/sec에서 후에는 29.85 cm/sec로 4.67 cm/sec가 빨라져 통계적으로 유의하였으며, Holden 등(1986)이 보고한 편마비 환자의 보행속도가 정상인의 24~41% 정도의 수준이라고 보고한 내용과 일치하였다.

Dettman 등(1987)은 정상인의 걸음 수를 107 steps/min으로 보고하였다. Holden 등(1986)은 편마비 환자의 보행에서 걸음 수는 정상인에 비해 43~60%라고 보고하였다. 최진호 등(1999)은 편마비 환자에게 고유수용성 신경근 촉진법을 이용한 골반을 포함한 사지의 운동으로 걸음 수가 57.98 steps/min에서 62.04 steps/min으로 증가하였다고 보고하였다. 본 연구에서도 항중력운동 이전의 36.17 steps/min에서 운동 후 37.28 steps/min으로 증가하여 유의하였다. 이것은 주조절점 핸들링이 보행속도와 보행 수를 증가시키는 것으로 보아 편마비 환자의 자세적응에 변화가 있는 것으로 보여지며, 최진호 등(1999)이 고유수용성 신경근 촉진법을 이용한 마비측 골반과 하지운동에 대한 연구에서 편마비 환자의 보행속도와 보행율(걸음수)의 변화는 상관관계가 있다고 했는데, 이것은 보행속도가 증가되는 것이 보행율(걸음수)의 증가와 함께 보폭증가로 인한 것이라 보고한 내용과 일치하였다.

보폭에서 Dettman 등(1987)은 20명의 정상인에서 보폭이 149 cm로 보고하였다. Trueblood 등(1989)은 편마비 환자의 골반운동 직후기립자세의 안정성과 마비쪽 하지의 내딛음이 향상되었는데 특히, 보폭이 길어졌고 유각기에 슬관절 굴곡이 향상되었다고 보고하였다. 이정원(1997)은 골반운동 후 보폭이 비마비쪽에서 5.49 cm, 마비쪽에서 5.92 cm 길어졌다고 보고하였는데, 본 연구에서도 항중력운동 후에 마비쪽이 7.88 cm, 비마비쪽이 6.14 cm로 길어진 것으로 나타나 양쪽에서 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이는 이정원(1997)의 연구결과와 유사하였으며, Trueblood 등(1989)이 보고한 기립자세의 안정성과 마비쪽 하지의 내딛음이 향상되었다는 보고를 뒷받침하고 있다.

Finley 등(1969)은 23명의 노인여성의 평균걸음이 38.1 cm라고 보고하였다. 이원규(1999)는 편마비 환자의 골반경사운동 후에 걸음의 길이가 비마비쪽에서 3.05 cm, 마비쪽에서 2.84 cm 길어졌다고 보고하였다. 본 연구에서도 걸음의 길이변화에서 마비쪽 5.8 cm, 비마비쪽에서 3.17 cm 길어진 것으로 나타나 양쪽 모두 유의한 차이를 보여 선행연구들과 일치함을 보였다.

Shores(1980)는 보행시 정상인의 지지면은 5~10 cm라고 하였다. Burdett 등(1988)이 19명의 성인 편마비를 대상으로 조사한 결과 보행 시 지지면이 12.9 cm 이었다고 했다. 본 연구에서는 지지면 폭의 변화가 항중력운동 전에는 21.52 cm에서 후에는 21.17 cm로 0.35 cm 차이로 좁아졌으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 이는 이원규(1999)의 연구에서 0.72 cm 좁아진 것과 유사하였다.

Bobath(1990)는 동작이 일어나기 전에 그 동작이 효과적으로 이루어질 수 있게 자세가 적절하게 조절되는 상태를 자세적응(준비)이라 하였고, 이것은 동작으로 인한 자세나 균형의 불안정성을 사전에 예방해주는 자세조절로 판단된다고(Massion, 1992) 하였다.

본 연구의 결과를 보면 항중력운동 후 한발로 서기자세에서 마비쪽에서 비마비쪽 보다 자세적응이 더 향상되어 개선된 것으로

나타났고, 보행특성의 변화에서도 보행속도, 걸음 수, 보폭, 걸음 등에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 지지면에서는 통계적으로 유의하지는 않았지만 좁아졌다. 이것으로 보아 주 조절점 핸들링에 의한 몸통에서 중심이동 능력향상과 사지의 분리운동으로 편마비 환자의 일상생활 동작 시 정적·동적 자세적응의 개선이 유지되고 있는 것으로 사료된다.

뇌졸중 환자들은 해부학적 결손의 정도나 부위가 개인에 따라 다르기 때문에 편마비의 형태에 여러 변화가 초래되고 있어 편마비 환자의 치료에는 표준화된 계획이 없으며 특수한 기능적 결함에 기초를 두고 개인에 맞는 치료접근이 필요하다(김진수, 1992). 본 연구에서 사용된 항중력운동 접근 방법은 편마비 환자에게 정적. 동적 자세적응훈련을 시킬 때 각 환자 상태와 관심에 맞추어 선택할 수 있는 여러 가지 방법 중 하나가 될 것이며, 모든 편마비 환자들에게 일반화하여 해석하는데 제한되는 점이 있다고 하겠다. 또한 본 연구에서 자세적응 평가를 위해 사용한 발자국검사측정법이 검사-재검사 신뢰도 계수와 검사자간의 신뢰도 계수가 높게 나왔으나 컴퓨터와 같은 정밀한 동작분석장치 법을 사용하여 정적·동적 자세적응을 평가한다면 항중력운동의 효과를 보다 더 정량적으로 증명할 수 있을 것이라 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 경북대학교병원 재활의학과에서 편마비로 진단 받고 ○○장애인종합복지관과 ○○대학 한방병원에서 외래 통원치료를 받는 환자 중 본 연구의 필요조건을 충족하는 17명을 대상으로 2000년 6월부터 2000년 8월까지 항중력운동에 따른 정적·동적 자세적응의 변화를 알아보고자 운동전, 운동4주 후에 자세적응변화를 반복 측정하여 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 정적인 자세변화에서 한발로 서기자세를 유지하는 시간이 마비쪽은 연구 전 1.86/sec에서 4주 연구 후에는 2.62/sec로 0.76/sec 더 서있는 것으로 나타나 통계적으로 유의하였으나($p < 0.01$), 비마비쪽에서는 자세유지 시간은 증가하였지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

2. 동적인 자세변화에서 보행속도는 연구 전 25.18㎝/sec에서 4주 연구 후 29.85㎝/sec로 4.67㎝/sec 더 빨리 간 것으로 나타나 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$).

3. 동적인 자세변화에서 보폭은 마비쪽이 연구 전 59.38㎝에서 4주 연구 후 67.26㎝로 7.88㎝ 더 길어졌으며, 비마비쪽에서도 59.49㎝에서 65.63㎝로 6.14㎝ 차이를 보여서 양쪽 모두에서 통계적으로 유의하였다($p < 0.01$).

4. 동적인 자세변화에서 걸음 폭은 마비쪽에서 연구 전 27.92㎝에서 4주 연구 후 33.72㎝로 5.8㎝ 더 길어졌으며, 비마비쪽에서도 연구 전 31.54㎝에서 4주 연구 후 34.71㎝로 3.17㎝ 차이로 길어져 양쪽 모두에서 통계적으로 유의하였다($p < 0.01$).

5. 동적인 자세변화에서 체중 지지면은 연구 전 평가에서는 21.52㎝, 4주 연구 후 평가에서는 21.17㎝로 0.35㎝ 차이로 좁아졌다. 그러나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

6. 동적인 자세변화에서 걸음 수 차이 비교는 연구 전 17.94 걸음이었고, 4주 연구 후

에는 16.35 걸음으로 1.59 걸음 차이를 보였고, 통계적으로 유의성도 매우 높았다(p <0.01).

참고문헌

김진수. 뇌졸중의 진단과 치료. 대한의학협회지.1982;35(8):998-1006.

이원규. 골반경사 운동이 편마비 환자의 보행특성에 미치는 영향. 미 간행 석사학위 청구논문. 충남대학교 보건대학원. 1999.

이정원. 편마비 환자의 골반운동이 하지 체중 부하율과 보행특성에 미치는 효과에 관한 연구. 미간행 석사학위 청구논문. 연세대학교 보건 대학원. 1997.

이혜영, 정동훈, 박래준, 김진상. 편마비 환자의 중력선 이동에 따른 역 학적분석. 대한물리치료학회지. 1999;11(1):63-710.

최진호, 정병옥, 권영실, 김진상. 고유수용성 신경근촉진법이 편마비 환 자의 보행에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 1999;11(1):121-127.

정동훈. 편마비 환자의 비대칭적 체중지지가 기립균형 안정성한계에 미치는 영향. 미간행 석사학위 청구논문: 대구대학교 대학원.1999.

조정아, 최선희, 김정민. 정상 아동의 반중력 조절과 자세조절간의 상관 관계. 한국전문물리치료학회지. 1994;1(1):35~45.

황병용, 민경옥, 홍정선. 성인 편마비를 위한 운동치료의 원칙. 한국 Bobath학회지. 1996;1(1):55~64.

황병용. 재활치료학. 전세일(대표저자). Bobath 치료의개념(pp.385-389). 계측문화사. 1998.

Ayes AJ. Sensory Integration and Child. Los Angeles, Calft : Western Psychological Services. 1979.

Bly L. The Components of Normal Movement during the First Year of Life and Abnormal Motor Development. Birmingham, Ala: Pittenger and Associates Pathway Press. 1983.

Bobath B. Adult Hemiplegia : evaluation and treatment. 1st ed. London: Heinemann Medical Book. 1970.

Bobath B. Adult Hemiplegia : evaluation and treatment. 3rd ed. London: Heinemann Medical Book. 1990.

Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther. 1985;65:1323-1325.

Boening DD. Evaluation of a clinical method of gait analysis. Phys Ther. 1977;57:795-798.

Brown C. My left foot. London : Mandarin Paperbacks. 1989.

Bryce J. The Lecture : the Bobath concept. International Bobath Tutor's Meeting, Holland : Nijmegin. 1989.

Burdett RG., Borello-France D, Blatchly C. et al. Gait comparison of subjects

with hemipegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-stirrup brace. Phys Ther. 1988;68:1197-1203.

Caldwell C, Macdomald D, Macneil, K. et al. Symmetry of weight distribution in normals and stroke patients using digital weight scales. Phys Ther. 1986;2:109-166.

Carr JH, Shepherd RB. A Motot relearning programme for stroke. Rockville: Aspen Publishers. 1983.

Carr JH, Shepherd RB. Onvestigation of a new motor assessment scale for stroke patients. Phys Ther. 1985 ;65(2):175-180.

Cynthia C, Norkin, Pamela K. Joint Structure & Function. Levangie. 1992;324-328.

Davies PM. Shoulder-hand syndrom in a hemiplegic population. In Steps to follow, Berlin : Springer Verlag.. 1985;206-341.

Dettman MA, Limder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessment of the hemiplegic patient. Am J Phys Med. 1987;66:77-90.

Dickstein R, Hecherman S, Pillar T. Platform training and postural stability in hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil. 1984;65:588-592.

Dickstein R, Nissan M, Piller T, et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegia patients : Major Characteristics and pattern of improvement. Phys Ther. 1984; 64:19-23.

Dietz V. Human neural control of autonomic functional movements: interaction between central programs and afferent input. Physiol Rev. 1992;72:33-69.

Edwards S The incomplete spinal lesion. In : Bromley I (ed) Tetraplegia :a guide for physiotherapists. Edinburgh : Churchill Livingstone. 199 1.

Engardt M. Rising and sitting down in stroke patients (Dissertation). Stockfol-m. Swedim : Karoliska Institute. 1994.

Finley FR, Cody K, Finizie R. Locomotive patterns of normal women. Arch Phys Med Rehabil. 1969;50:140-14 6.

Gilfoyle EM. The spiraing continuum of spatio-temporal adaptation. Children Adapt. Thorofare, NJ : Slack Inc. 1985.