대한정형물리치료학회지 2001.
제7권 제2호.
The Journal of Korean Academy of Orthopedic Manual Therapy
2001. Vol. 7. No. 2

불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 편마비 환자의 균형 능력에 미치는 영향

방지거병원 물리치료실, 김천대학 물리치료과*

배수찬 · 김근조* · 윤홍일**

The Effects of the Balancing Training on the Unstable Surface for the CVA Patients

Department of Physical Therapy, Saint Francisco General Hospital
Department of Physical Therapy, Kimcheon College*

Bae Soo-Chan, PT, MA · Kim Keun-Jo, PT, Ph.D.,* · Yoon Hong-Il, PT, MA**

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the balancing training effect on weight bearing ratio and postural sway on the unstable surface for the CVA patients with balance disability. The inclusion criteria were walking independently 20m distances. Eighteen subjects, 4 with right and 14 with left hemiplegic patients were participated in this study. The range of age was from 35 to 75 and the duration from onset time was from 1 to 38 months. The intervention program including balancing training that they were introduced for 10 minutes every other day during 12 weeks to experimental group, and general therapeutic exercise to control group.

The result of this study were as following:

1. The balancing training on the unstable surface showed that the postural sway of left/right distribution would appear more effective on sitting with eyes opened.
2. The balancing training on the unstable surface showed that the postural sway of forward/rear distribution, left/right distribution and distance would appear more effective on standing with eyes opened.
3. The balancing training on unstable surface would increase more effective on the weight-bearing ratio of left/right difference and frequency.
4. The balancing training on unstable surface was statistical significant on the postural sway of left/right distribution and area in experimental group, and it was statistical significant on the postural sway of forward/rear distribution, left/right distribution and distance in control group, too.

Key Words : CVA, unstable surface, balancing training, postural sway.

서 론

1. 연구의 필요성

뇌졸중은 우리나라의 사망 원인 중에 암 다음으로 많은 사망원인으로 보고 되고 있으며, 단일 질환으로서는 가장 중요한 사망 원인으로 밝혀져 있다. 뇌졸중은 발병 시 사망하지 않더라도 후유증으로 고생하게 되는 질환이며, 발생률 또한 꾸준히 늘고 있고, 그 발병 연령층도 점점 젊어지는 경향이다. 이는 뇌 혈관계의 일정 부분에 병변을 가지고 있어 신체의 어느 한 쪽의 운동 장애를 나타나게 되는 것이다. 이와 같이 대부분의 편마비 환자는 색전(thrombosis), 출혈(hemorrhage), 혈전(embolus) 혹은 동맥류(aneurysm)로 인한 뇌혈관 장애로서 이른바 "뇌졸중환자"이며또한 외상(trauma)에 의해서도 생기며, 뇌종양(neoplasm)이 원인이 되는 수도 있다.

이러한 뇌졸중 편마비 환자에게서 보여지는 임상적 특징들을 보면 근 긴장의 변화, 비정상적인 자세 반사, 감각장애, 지각 운동 장애, 독립된 운동의 상실, 언어장애, 감정 장애 등이 나타나는데, 운동의 비대칭성은 기립, 정중선, 공간에 대한 개념이 손상을 받으며, 척추를 똑바로 유지할 수 없고, 체간의 회전, 체간과 사지의 분리운동, 체중 이동시 골반의 전후운동, 정위반응, 보호반응, 평형반응을 어렵게 한다. 편마비 환자는 한쪽의 상하지를 사용하지 못하게 되고, 이러한 변화로 중심을 잡지 못하고 침상에서 벗어나지 못하게 된다. 그러나 물리치료를 통하여 편마비 환자는 누운 상태에서 중심 잡기부터 시작하여 건측을 이용하여 일어나 앉기 등이 가능하게 되며 더 나아가 고관절 신전 기능과 균형 훈련을 통하여 보행을 시킬 수 있게 되는 것이다.

따라서 정상적인 보행을 하려면 환자가 기립(standing)하고 있는 동안 건측 하지(less affected side)와 환측 하지(more affected side)의 체중을 양쪽에 균등(symmetrical weight bearing)하게 분배시킬 수 있는 능력이 있어야 한다. 편마비 환자에게 환측 하지로 체중 지지를 하게 하는 것은 환자로 하여금 다리를

지각할 수 있게 하고 감각 기능을 개선하고, 근육 긴장도를 정상화시키고 경련성을 감소시킨다.

균형(balance)이란 기립 자세의 목적을 달성하기 위한 인식과 감각 정보의 구조화를 포함하는 복잡한 과정이며, 운동의 계획과 수행이다. 운동능력을 측정하는 한 방법으로 균형은 최소한의 흔들림으로 지지 기저면 내에서 신체의 중력 중심을 유지하는 능력을 말한다(Nichols et al., 1996). 또한 주어진 환경에서 체중 지지 기저면(BOS: base of support)위로 중력중심(COG: center of gravity)을 조절하기 위한 능력이다(Umphred, 1995).

이렇듯 균형 유지 능력은 인간이 단순히 일상생활을 영위해 가거나 목적있는 활동을 하는데 가장 기본이 되는 필수 요소일 뿐만 아니라(Cohn 등, 1993), 공간에서 신체 자세와 균형을 조절하는 많은 과제들과 밀접히 관련되어 있다(Shumway-Cook & Woollacott, 1995).

기립자세를 유지하기 위해서는 중력중심이 신체에 균등하게 배분되어 져야 하는데, 정상인에게서 중력중심은 천골 1번부터 2번째까지 척추골 사이의 전면부에 있으며, 양 하지로의 균형이 유지되어야 한다.

자세와 균형 조절 능력, 즉 지지 기저면 내에 중력중심(COG)을 유지하는 것은 시각계(visual system), 전정계(vestibular system), 체성 감각계(somatosensory system) 입력 통합과 함께 조화로운 근 수축인 운동조절 시스템의 출력을 포함하는 것으로서, 지지 기저면이 변할 때, 이들 감각계는 그 변화를 발견해야 하며 운동계는 자세의 새로운 요구에 적응해야 한다. 그 결과로서 균형은 유지되어 질 수 있는 것이다(Nichols et la., 1995).

대체적으로 과거의 일부 자세 균형 훈련이 움직임을 포함하여 환자에게 밀기와 안정성에 강력히 반응하는 것을 가르치는데 대부분의 시간이 할애되어 왔으나, 이 기법은 대부분 정상적 활동에 필요한, 섬세한 자세 안정성을 충족시키지는 못하였다.

편마비 환자는 각각의 활동을 경험해야 하고, 정상적 방식, 즉 정상적 정렬과 활동을 위한 지지 기저면(base of support)을 유지하는 동안 활동을 훈련해야 한다.

Janet 과 Robuta(1980)는 편마비 환자의 보행 훈련을 위해 환자가 기립하고 있는 동안 환측 하지로 체중을 지지하고 옮길 수 있도록 자극을 주는 방법을, 권혁철(1987)은 독립 보행이 가능한 편마비 환자를 대상으로 디딤대와 체중계를 이용하여 체중 지지 능력을 촉진하는 방법을 제기하였다. 체중 이동 훈련이 환자의 대칭적인 자세 유지와 보행에 효과가 있을 것이라는 가정하에 이 훈련을 계속적으로 실시해오고 있다.

지금까지 편마비 환자의 치료는 반복적으로 기립 자세를 훈련하고, 치료사에 의하여 구두나 촉각 암시를 제공하는 것이지만 대부분의 경우에 있어서 객관적인 자료를 얻을 수 없었다(권오윤, 1989).

또한 환측 하지 기립 균형시의 체중 지지율에 대한 비교(권혜정 등, 1992; 정동훈, 2000; 안덕현, 1994)를 하였으며, 노미혜(1998)와 김종만(1995), 조정아(1998)는 외부 자극에 의한 반사적 활동을 강조하고, 편마비 환자의 환측 하지 체중 부하율 향상을 위한 외적 되먹임을 통한 촉진을 연구하였다. 또한 환자들의 골반 운동이 보행에 개선을 미친다는 방법에 대한 연구는 많이 발표가 되었다(황환익, 1996; 이정원, 1997; 서규원, 1995).

외국의 선행 연구에 있어서 Badke(1983)와 Difabio (1991)는 편마비 환자에게 불안정한 지지면에서 시각을 차단했을 때, 기립 균형 능력이 유의하게 감소된다고 보고하였으며, Anacker 등(1992)은 낙상한 노

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성

구분		실험군(명)	대조군(명)	계(명)
성별	남	4	5	9
	여	5	4	9
연령층	~ 35세	3	3	6
	56~65	3	3	6
	66세 ~	3	3	6
원인	출혈뇌졸증	7	4	11
	경색뇌졸중	2	5	7
마비측	좌편마비	8	6	14
	우편마비	1	3	4
발병기간	6개월 미만	6	6	12
	6개월 이상	3	3	6
치료기간	6개월 미만	6	7	13
	6개월 이상	3	2	5
계		9	9	18

인들에게 기립균형에 있어서 감각 정보를 주입한 연구와, Winstein 등(1989)과 Wannstedt 등 편마비 환자들에게 각각 시각적 되먹임과 청각 신호(auditory signal)를 통하여 환측 하지에 증가된 체중 지지를 보였다고 하였다(안덕현, 1994).

그러나 이러한 연구들에서는 외적 되먹임과 골반 운동을 통하여 환측에 체중 지지율의 개선과 건측의 지지율을 감소시키려는 데 목적을 두고 있으며, 불안정한 지지면에서의 평형훈련을 통한 균형능력을 향상시킬 수 있는 훈련과 측정자료는 미비한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 균형 능력이 저하된 편마비 환자에게 불안정한 지지면에서 다양한 평형 훈련을 시켜 균형 능력에 미치는 효과를 알아보았다.

구체적인 연구의 목적은 다음과 같다.

첫째, 불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈뜨거나 감았을 때의 앉은 자세에 미친 영향을 알아보고자 하며 둘째, 불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈을 뜨거나 감았을 때의 선 자세 균형에 미친 영향을 알아보고자 한다.

연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상은 서울 및 경기 지역 내에 소재하고 있는 종합병원급 이상 5개 병원에서 뇌경색, 뇌출혈 및 뇌외상으로 편마비라고 진단을 받고 입원 또는 외래 통원치료를 받는 환자 중 아래의 필요조건을 충족시키고 본 연구의 참가에 동의한 18명을 대상으로 하였다.

본 실험의 참가에 동의한 실험군, 대조군 대상자의 필요조건은 다음과 같다.

첫째, 뇌경색, 뇌출혈 및 뇌외상으로 인하여 이차적으로 편마비가 된 환자. 둘째, 타인의 물리적 도움이나 보조장구 없이 20 m 이상 독립 보행이 가능

한 환자. 셋째, 골반 및 양하지에 정형외과적 질환이 없는 환자. 넷째, 눈을 감은 상태에서 양쪽 발을 모으고 30초 이상 독립적으로 균형을 유지할 수 있는 환자. 다섯째, 타인의 신체적 도움없이 실험 기구에서 5분 이상 독립적으로 서기가 가능한 환자. 여섯째, 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 환자. 일곱째, 본 연구 참여에 동의한 환자들로 구성하였다.

위의 선정 조건을 충족시키고 본 연구에 참가한 연구대상자의 일반적인 특성은 다음의 표 1)과 같다.

2. 연구방법

본 실험 연구를 위하여 다음과 같은 실험의 도구들을 사용하였다.

2.1 측정 도구

본 연구에서는 균형 능력 측정을 위하여 타당도와 신뢰도가 검증된 영국의 Health care 사에서 제작한 Balance Performance Mo nitor(BPM)를 사용하였다. 유용한 피드백을 제공하는 BPM의 타당성은 단일-사례 실험 설계(single-case experimental design)를 이용한 임상 연구 프로젝트에서 평가되어져 왔고(Sackley et la., 1992), Haas와 Whitmarsh(1990)는 BPM을 이용한 체중 분배와 신체 동요의 측정에서 높고 유의한 측정자간-측정자내 신뢰도를 보고하였다.

BPM 은 다양한 시각 및 청각 피드백을 주기 위해 고안된 가볍고 이동이 간편한 균형 훈련 기구로서 전·후 방향과 좌·우 방향으로 대칭적인 체중 지지를 했을 경우에는 피드백용 화면응시장치(display console)상에 초록색의 불빛이 나타나고 비대칭적인 방향으로 편위되었을 경우에는 점차 붉은 빛이 진하게 나타남으로써 시각정보가 주어진다. 청각 신호는 대칭적인 체중 지지를 했을 경우에는 부저음이 울리지 않고 전·후 방향과 좌·우 방향으로 대칭적인 체중 지지가 제대로 되지 않았을 경우 부저음이 울려서 청각 피드백을 주도록 되어 있다. 그러나 본 연구에서는 균형능력에 영향을 줄 수 있는 시각과 청각적 감각 피드백을 제거한 상태에서 대상자가 콘솔박스를 볼 수 없도록 반대쪽에 설치한 상태에서 측정을 실시하였다.

이 균형 측정기구는 피드백용 화면 응시장치와 이동이 가능한 양발 기립용 발판 및 외발 기립용 발판, 좌위용 판으로 구성되어 있다. 컴퓨터와 피드백용 화면응시장치, 프린터가 연결되어 있고, 피드백용 화면응시장치는 발판과 연결이 되어 대상자의 좌위시, 기립시의 좌·우 체중 이동 정도와 전·후 체중 이동 정도, 시간대별 균형 흔적 및 체중심이 수직선으로부터 멀어진 각도 등을 발판의 센서가 감지하여 결과를 컴퓨터 스크린상에 수치화 및 그래프화 되어 나타나게 고안된 장치이다. 또한 체중 분배의 정도와 자세 동요의 객관적인 측정치를 제공하며(Sackly & Baguley, 1993), 대상자가 30초동안 1회, 총4회(좌위시 2회, 기립시 2회)를 실시한 후에 자동으로 컴퓨터에 저장을 시키었다.

본 연구에서는 이 측정 기구를 이용하여 환자의 좌·우, 전·후 체중 지지율과 체중지지 빈도, 자세에 대한 동요에 대하여 측정을 하였다.

2.2 평형 훈련 프로그램

평형 훈련의 도구는 감각 조직화를 위한 균형 검사를 연구 목적에 알맞게 재구성하여 사용하였다.

균형검사는 감각 상호작용과 균형을 위한 임상검사(Shumway -Cook & Horak, 1986), 한 발로 서기 균형검사와 경사판 균형검사(Atwater, et al., 1990), Fugl-Meyer 감각 운동평가(Fugl-Meyer, et la., 1990), 감각 조직화 검사((Shumway-Cook & Horak, 1986),

표 2. 불안정한 지지면에서의 평행 훈련 프로그램

운동	불안정한 지지면에서(제자리에서)	소요시간
운동 1	눈뜨고 서있기	1분
운동 2	제자리 걷기	1분
운동 3	360° 돌기(좌, 우 각각)	각 30 초씩
운동 4	쪼그려 앉아 있기	1분
휴식		2분
운동 5	눈감고 서있기	1분
운동 6	제자리 걷기	1분
운동 7	360° 돌기(좌, 우 각각)	각 30 초씩
운동 8	쪼그려 앉아 있기	1분

Tinetti실행-중심 운동 평가(Tinetti, 1986), Berg 균형 척도(Berg, 1989), 자세 조절 운동 측정(Horak, 1987), 선자세로 팔 뻗기 검사(Ducan, et la., 1990) 등을 종합 분석하여 8개 평형 훈련 프로그램으로 구성하였다.

이 평형 훈련 프로그램은 표 2) 에서 볼 수 있는 바와 같이 정적 훈련 4개와 동적 훈련 4개의 항목으로 구성하였다.

정적 훈련 4개의 프로그램은 (1) 불안정한 지지면에서 눈뜨고 서있기, (2) 불안정한 지지면에서 눈뜨고 쪼그려 앉아 있기, (3) 불안정한 지지면에서 눈감고 서있기, (4) 불안정한 지지면에서 눈감고 쪼그려 앉아 있기 등이다.

동적 훈련 4개의 프로그램은 (1) 불안정한 지지면에서 눈뜨고 제자리 걷기, (2) 불안정한 지지면에서 눈뜨고 360도 돌기(좌,우 각각), (3) 불안정한 지지면에서 눈감고 제자리 걷기, (4) 불안정한 지지면에서 눈감고 360도 돌기(좌,우 각각) 등이다.

정적인 면에서 눈을 감은 상태와 눈을 뜬 상태, 동적인 면에서 눈을 감은 상태와 눈을 뜬 상태에서 각각 1분씩(좌우로 각각 360도 돌기, 각 30초 씩), 총 8개 활동 영역을 순서에 의하여 실시하였으며, 눈을 뜨고 하는 훈련이 끝나면 2분의 휴식을 허용하고, 총 10분간의 평형 훈련을 실시하였다.

불안정한 지지면에서의 평형 훈련 프로그램은 위의 표 2와 같다.

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시할 때, 미국 Airex 사의 Balance-pad(50×41×6 cm, 0.7kg)로서 발란스를 트레이닝, 코디네이션이나 반응 훈련을 하지에 주기 위한 탄력 있는 기구이다. 기구는 다음 그림 1과 같다.

실험군 대상자는 편안한 복장으로 신발을 벗은 상태에서 발란스 패드위에 올라선 상태에서 물리치료사가 초시계를 이용하여 시간을 측정한 후에 바로 순서에 의하여 각각의 평형 훈련을 실시한다.

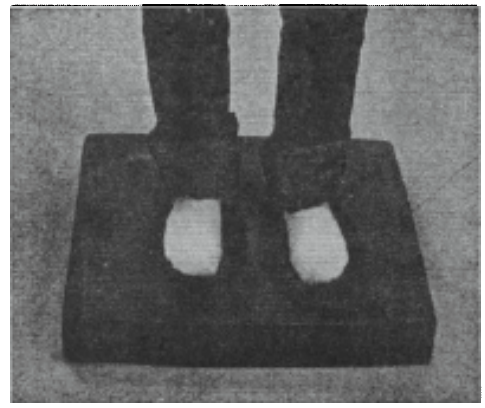

그림 2. 불안정한 탄력기구

3. 절차

본 실험에 앞서 연구자는 연구 보조원 2명에게 연구의 목적 및 실험방법에 대한 이론적인 교육과 실습을 실행한 후 연구보조원 1명은 대상자의 일반적 특성 기록 및 컴퓨터 작동을 담당하게 하였고, 나머지 연구원 보조는 대상자의 준비 상태 점검 및 좌위용 판과 기립 상태에서 측정하는 양 발판위의 발의 위치와 두 발 사이의 너비를 조절하게 하였으며, 실험 중 대상자의 낙상과 같은 만일의 사태에 대비하여 대상자를 보호하게 하였다. 그리고 본 연구자는 대상자 및 보호자에게 연구의 목적 및 실험방법에 대한 간단한 설명과 시범을 보인 후 모든 대상자에게 동일한 순서대로 진행하였다. 그리고 본 연구의 일반적인 특성을 알기 위해 신장, 체중을 측정한 후, 대상자는 45 cm 높이로 설치된 좌위용 판에 앉게 하고 체간에 팔을 편안하게 팔짱을 끼게 한 후 각각 30초 간 눈뜨고, 눈을 감고 측정을 하였다. 이때 눈을 뜨고 측정할 시는 전방 벽면 2 m, 높이 1 m 앞에 검은 점(직경 3 cm의 원)을 그려 놓고 환자에게 점을 주시하라고 지시하였다. 그 후 선 상태에서 측정 시, 전방 2 m, 높이 1.5 m에 검은 점을 그려 놓고 양 발판위에 신발을 벗어 놓은 상태에서 올라가게 한 뒤, 팔은 체간 옆에 편안히 내려놓으라고 지시하였다. 이때 발의 위치는 인체의 중력선이 족관절에서 지나는 선과 발판 위 표시선이 수직으로 만나도록 맞추었으며, 발의 너비는 20 cm으로 제한하였고 눈을 감고, 눈을 뜨고 각각 30초 씩 측정을 하였다.

측정은 다음과 같은 순서로 실시하였다.

3.1 앉은 자세 시 전·후, 좌·우 균형 능력의 측정

좌위용 발판을 이용하여 측정 기구의 모드 중, Seating / Twin -axis를 택하여 지지면의 변화없이 균형을 잡으면서 체중심의 전·후, 좌·우 균형 능력을 눈 뜨고 30초, 눈 감고 30초 씩 각각 측정을 하였다.

3.2 선 자세 시 전·후, 좌·우 균형 능력의 측정

양발 기립용 발판을 이용하여 측정 기구의 모드 중, Combination of Left/Right Distribution and Forward/Rear Distribution on Both Feet Forward/Rear on both feet only를 택하여 지지면의 변화 없이 균형을 잡으면서 체중심의 전·후, 좌·우 균형 능력을 눈 뜨고 30초, 눈 감고 30초 씩 각각 측정을 하였다.

연구기간은 2001년 3월 5일부터 동년 3월 6일까지 기준 조건에 합당한 5명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 수정, 보완하여 2001년 3월 7일부터 3월 15일까지 사전검사를 하였고, 동년 5월 28일부터 5월 31일까지 사후검사를 연구 대상자 전원에 대해 실시하였다.

일반적인 물리치료가 끝난 후, A와 B병원, 실험군 9명에게 12주간 격일 주 3일, 매회 10분씩 평형훈련 프로그램을 실시하였고, C와 D 병원, 대조군 9명에게는 일반적인 물리치료만을 실시하였다.

4. 자료의 통계처리 및 분석

측정된 결과를 부호화하여 컴퓨터에 입력한 후 SPSS/Windows (Version 8.0)를 이용하여 통계처리 하였다. 치료 후 일반적 특성에 따른 균형 능력의 향상을 선 자세와 앉은 자세에서의 훈련 전·후의 상관표본 t-검정을 하였다. 통계학적 유의 수준은 $p= .05$로 하였다.

연구결과

본 연구는 뇌졸중으로 인한 성인 편마비 환자를 대상으로 불안정한 지지면인 탄력 기구에서 평형

표 3. 눈뜨고 앉은 자세의 체중지지율에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
구분체중지지율의	실험군	3.75±6.34	1.64±1.57	.95	.37
좌우차이(%)	대조군	1.62±1.19	.58± .53	2.45	.04 *
체중지지율의 좌우	실험군	1.20± .41	1.03± .59	.86	.41
빈도(%)	대조군	1.14± .61	.94± .54	.81	.44
체중지지율의 전후	실험군	.99± .51	1.04± .47	.47	.65
빈도(%)	대조군	1.10± .43	1.37± .38	1.23	.25

* p < .05

훈련을 적용한 실험군과 평형 훈련을 실시하지 않은 대조군과의 훈련 전과 훈련 후의 균형 능력에 미치는 영향이 어떻게 나타나는지를 알아보았다. 결과는 다음과 같다.

1. 눈뜨고 앉은 자세 균형에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈뜨고 앉은 자세 균형에 미친 효과를 체중지지율의 좌우, 전후 비율의 변화와 자세동요 각도, 면적, 거리, 최대속도로 알아보았다. 그 결과를 보면 표 3), 4)와 같다.

1.1 평형 훈련이 눈뜨고 앉은 자세의 체중지지율에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈뜨고 앉은 자세의 체중지지율을 비교하였다. 표 3)에서와 같이 실험군에서는 체중지지율의 좌우 차이, 체중지지율의 좌우 빈도, 체중지지율의 전후빈도의 모든 항목에서 훈련 전과 훈련 후에 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 그러나 대조군의 체중 지지율의 차이에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

1.2 평형 훈련이 눈뜨고 앉은 자세의 자세동요에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈뜨고 앉은 자세의 자세동요를 비교하

표 4. 눈뜨고 앉은 자세의 자세동요에 대한 훈련 전 · 후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
자세동요 전후각도	실험군	2.91±3.59	.92± .98	2.13	.07
	대조군	.89± .87	.92± .41	.12	.90
자세동요 좌우각도	실험군	.53± .43	1.02± .65	2.54	.03*
	대조군	1.37±1.58	1.01± .48	.80	.44
자세동요 면적	실험군	169.44±257.72	18.78±18.69	1.80	.11
	대조군	50.78±100.28	21.98±17.27	.92	.39
자세동요 거리	실험군	175.00±146.8	100.67±46.37	1.48	.18
	대조군	158.22±187.48	113.22±40.53	.73	.49
최대속도	실험군	80.11±107.63	35.78±31.52	1.12	.29
	대조군	46.44±67.60	30.00±16.00	.69	.51

* p < .05

표 5. 눈감고 앉은 자세의 체중지지율에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
체중지지율의 좌우	실험군	5.09±6.01	2.27±2.60	1.28	.24
차이(%)	대조군	1.73±1.24	.49± .58	2.40	.04*
체중지지율의 좌우	실험군	1.07± .55	.98± .48	.41	.69
빈도(Hz)	대조군	.90± .51	.70± .45	.83	.43
체중지지율의 전후	실험군	1.04± .37	1.04± .57	0.00	1.00
빈도(Hz)	대조군	1.31± .37	1.19± .34	.74	.48

*p< .05

였다. 표 4)에서와 같이 자세동요의 전후각도, 자세동요의 면적, 자세동요의 거리, 최대속도의 항목에서는 훈련 전과 훈련 후의 두 집단 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

실험군의 훈련 전, 훈련후의 자세동요 좌우각도에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다. 그러므로 평형 훈련은 눈뜨고 앉은 자세에서 자세동요 좌우각도를 안정시키는 데만 효과적이라 할 수 있다

2. 눈감고 앉은 자세 균형에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈감고 앉은 자세 균형에 미친 효과를 체중지지율의 좌우, 전후비율의 변화와 자세동요 각도, 면적, 거리, 최대속도로 알아보았다. 그 결과를 보면 표 5), 6)과 같다.

2.1 평형 훈련이 눈감고 앉은 자세의 체중지지율에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈감고 앉은 자세의 체중지지율을 비교하였다. 표 5)에서와 같이 체중지지율의 좌우빈도와 체중지지율의 전후빈도의 훈련 전과 훈련 후의 두 집단 모두 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 그러나 대조군의 체중지지율의 좌우차이에서 훈련 전, 훈련 후에서는 실험군에 비해 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($t=1.24$, $p< .05$).

표 6. 눈감고 앉은 자세의 자세동요에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
자세동요	실험군	1.50±2.70	.93± .80	.77	.41
전후각도	대조군	.52± .33	.49± .26	.58	.58
자세동요	실험군	.41± .38	.99± .59	2.60	.33
좌우각도	대조군	.67± .41	.71± .37	.26	.81
자세동요	실험군	120.33±308.75	23.78±30.32	1.02	.34
면적	대조군	9.00±10.70	8.88±10.53	.67	.95
자세동요	실험군	121.11±129.89	91.44±15.22	.69	.51
거리	대조군	95.89±33.09	87.33±25.51	.74	.48
최대속도	실험군	59.89±125.0	29.11±25.72	.93	.38
	대조군	21.78± .67	22.00± .00	1.00	.35

*p< .05

표 7. 눈뜨고 선 자세의 체중지지율에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
체중지지율의 좌우	실험군	15.47±18.46	3.87±3.96	1.77	.12
차이(%)	대조군	7.44±11.20	5.00±4.78	.91	.39
체중지지율의 좌우	실험군	1.22± .29	1.32± .25	2.18	.06
빈도(Hz)	대조군	1.32± .41	1.18± .15	1.18	.27
체중지지율의 좌측	실험군	1.38± .27	1.44± .33	.58	.58
전후빈도(Hz)	대조군	1.88± .48	1.33± .59	3.16	.01**
체중지지율의 우측	실험군	1.44± .34	1.70± .49	1.53	.17
전후빈도(Hz)	대조군	1.73± .29	1.63± .53	.61	.56

*p< .05, **p < .01

2.2 평형 훈련이 눈감고 앉은 자세의 자세동요에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈감고 앉은 자세의 자세동요에 대해 비교하였다. 표 6)과 같이 자세동요 전후·좌우 각도, 자세동요면적, 자세동요거리, 최대속도의 모든 문항에서 두 집단 모두 유의한 차이가 없었다.

3. 눈뜨고 선 자세 균형에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈뜨고 선 자세 균형에 미친 효과를 체중지지율의 좌우차이, 좌우빈도, 좌측전후빈도, 우측전후빈도로 알아보았다. 그 결과를 보면 표 7), 8)과 같다.

3.1 평형 훈련이 눈뜨고 선 자세의 체중지지율에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈뜨고 선 자세의 체중지지율을 비교하였다. 표 7)에서와 같이 실험군과 대조군의 체중지지율의 좌우차이, 체중지지율의 좌우빈도, 체중지지율의 우측전후빈도의 항목에서 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

표 8. 눈뜨고 선 자세의 자세동요에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
자세동요	실험군	3.01±2.08	1.47± .51	2.36	.04*
전후각도	대조군	3.43±3.67	1.94±1.49	1.61	.15
자세동요	실험군	3.33±3.04	.82± .57	2.36	.04*
좌우각도	대조군	2.43±3.21	1.11± .91	1.22	.26
자세동요	실험군	2547.67±3629.15	254.89±293.61	1.86	.10
면적	대조군	3025.89±5511.89	662.00±1215.11	1.38	.20
자세동요	실험군	542.33±358.03	253.22±79.91	2.26	.04*
거리	대조군	666.33±766.09	479.00±611.33	1.89	.10
최대속도	실험군	166.33±204.89	35.22±15.93	1.86	.09
	대조군	237.78±405.73	111.22±212.98	1.60	.15

*p< .05

표 9. 눈감고 선 자세의 체중지지율에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
체중지지율의 좌우	실험군	11.16±8.06	3.42± 2.51	2.98	.02*
차이(%)	대조군	3.53±3.10	8.71±13.93	1.20	.27
체중지지율의 좌우	실험군	1.16± .32	1.39± .21	3.06	.02*
빈도(Hz)	대조군	1.38± .39	1.40± .33	.14	.89
체중지지율의 좌측	실험군	1.44± .35	1.51± .58	.33	.75
전후빈도(Hz)	대조군	1.91± .43	1.50± .62	1.53	.16
체중지지율의 우측	실험군	1.48± .37	1.86± .52	2.23	.06
전후빈도(Hz)	대조군	1.93± .44	1.91± .64	.08	.94

* $p < .05$

그러나 대조군의 체중 지지율의 좌우빈도(Hz)에서는 대조군이 실험군보다 통계적으로 유의한 차이를 보였다($t=3.16$, $p < 0.05$).

체중지지율의 좌우차이를 보면 실험군에서 훈련 전이 훈련 후 보다 11.6% 적은 지지율의 차이를 나타내어 대조군의 훈련 전보다 훈련 후 2.44% 의 지지율 차이에 비해 보다 안정적으로 눈뜨고 선 자세를 유지하였으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

3.2 평형 훈련이 눈뜨고 선 자세의 자세동요비교

불안정한 지지면에서 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈뜨고 선 자세의 자세동요를 비교하였다. 표 8)에서와 같이 실험군의 자세동요 전후각도, 좌우각도, 거리의 항목에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었으나 나머지 항목에서는 두 집단 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

그러므로 평형 훈련은 눈뜨고 선 자세에서의 자세동요 전후각도, 좌우각도, 거리를 안정시키는데 효과적이라고 할 수 있다.

4. 눈감고 선 자세 균형에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈감고 선

표 10. 눈감고 선 자세의 자세동요에 대한 훈련 전·후 차이검정

구분		훈련 전 M±SD	훈련 후 M±SD	t	p
자세동요	실험군	3.18±1.52	13.44±34.34	.91	.39
전후각도	대조군	2.94±2.46	2.09±1.82	2.76	.03
자세동요	실험군	2.78±1.90	.83± .40	3.59	.01**
좌우각도	대조군	2.42±2.59	1.21±1.54	2.70	.03
자세동요	실험군	1957.33±1818.81	326.44±276.33	3.05	.02*
면적	대조군	2518.78±5151.57	1028.22±2443.72	1.62	.14
자세동요	실험군	574.00±339.24	375.44±146.47	1.81	.11
거리	대조군	782.33±761.17	531.89±662.09	3.11	.02*
최대속도	실험군	150.78±183.32	55.89±23.38	1.61	.15
	대조군	198.44±264.11	116.33±209.96	1.90	.10

* $p < .05$, ** $p < .01$

자세 균형에 미친 효과를 체중 지지율의 좌우, 빈도, 체중지지율의 좌측 전후와 우측 전후 빈도, 그리고 자세동요 각도, 면적, 거리, 속도로 알아보았다. 그 결과를 보면 표 9), 10)과 같다.

4.1 평형 훈련이 눈감고 선 자세에서의 체중지지율에 미친 효과

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈감고 선 자세의 체중지지율을 비교하였다. 표 9에서와 같이 실험군의 훈련 전과 훈련 후의 체중 지지율의 좌우차이와 좌우빈도 항목에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었으나 체중지지율의 좌측 전후빈도와 우측 전후빈도의 항목에서는 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

그러므로 평형 훈련이 눈감고 선 자세에서의 체중지지율의 좌우차이와 좌우빈도를 안정시키는데 효과적이라 할 수 있다.

4.2 평형 훈련이 눈감고 선 자세의 자세동요 비교

불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 실시하기 전과 후의 눈감고 선 자세의 자세 동요를 비교하였다. 표 10)에서와 같이 실험군에서는 훈련 전과 후련 후의 자세동요 좌우각도와 자세동요 면적 항목에서, 대조군에서는 자세동요 전후각도, 자세동요 면적 항목에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었고, 최대속도 항목에서는 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 또한 자세동요 최대속도 항목의 차이를 보면 실험군에서 훈련 전(150.78±183.32)이 훈련 후(55.89±23.38)보다 94.89%의 속도 감소를 나타내었으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

그러므로 평형 훈련은 눈감고 선 자세의 자세동요 좌우각도와 자세동요 면적에서 효과적이라 할 수 있다.

고찰

1. 균형 조절에 필요한 감각 기전

우리의 몸이 균형이 잡힌 자세를 유지하고, 환경에 대한 상대적 신체의 위치를 지각하는 데에는 다양한 감각 기전이 있다. 눈으로부터의 시감각, 체성감각, 고유 수용기, 근피, 관절 수용기, 전정각의 자극 투입은 공간에서의 인체의 위치를 결정하는데 정보를 제공하며, 시각, 전정각, 체성 감각 정보의 통합은 균형 조절을 지각하게 해준다(Anacker & Difabio, 1992; Difabio & Badke, 1990). 이러한 감각 정보는 균형 유지에 중요한 영향을 미치는데, 세 가지 감각 기전은 다음과 같다.

1.1 시감각

시감각 자극은 주위의 물체와 관련하여 움직임과 자세에 관한 정보를 제공한다. 또한 운동의 강도나 난이도에 대한 정보를 제공하여 미리 그 난이도에 적합한 자세를 준비하게 해준다. 또한 시각 자극은 환경에 대한 정보뿐 아니라 환경 안에서 신체의 방향감을 제공한다. 그러나 시각 자극은 자세 조절을 위해 중요한 정보이지만 절대적으로 필요한 것은 아니다(김종만, 1999). 이는 눈앞 환경이나 물체가 움직이는 것(ergocentric motion)과 자신이 움직이는 것(self motion)을 분별하는데 어려움이 있다(Shumway - Cook & Woollacott, 1995). 또한 우리는 어두운 방에서 눈을 감고 있어도 균형을 유지 할 수 있기 때문에 균형 능력이 떨어지는 사람에게 있어서는 시각을 이용해 위치나 공간에 대한 정보를 확인할 필요가 있다.

1.2 체성감각

체성감각이란 내장 기관을 제외한 신체의 체감

각 수용기로부터 형성되는 감각으로, 체성감각 수용기에는 관절 수용기, 근육 수용기, 고유 수용기, 피부 수용기, 압각 수용기가 있다. 근육과 관절에 위치하는 고유 감각 수용기들은 반사 움직임, 자세 조절, 수의 움직임에 매우 필수적이다. 목으로부터의 고유 감각 정보는 신체의 다른 부분에 대한 머리의 위치와 관련해서 매우 중요하다. 체성 감각은 지지면을 기준으로 신체의 위치나 운동에 대한 정보를 중추 신경계로 전달한다. 체성감각은 정적인 기립 균형(static standing balance)에 중요한 역할을 한다. 체성감각이 견고하고 평평한 지면에 서 있을 때는 수평 지면에 대한 신체의 자세나 운동에 대한 정보를 제공하지만, 보트처럼 지지면이 움직이거나 경사로와 같은 지지면이 수평이 아닐 때에는 체성감각 입력을 통한 지지면에 대한 신체의 자세나 운동 정보 입력만으로 몸을 수직으로 유지하는데 에는 효과적이지 못하다.

1.3 전정감각

전정감각 기관은 머리의 움직임, 그리고 중력(gravity)과 관성력(inertial forces)과 관련한 머리 위치에 대한 정보를 제공한다. 세 개의 반고리관(semicircular canal)의 능선들(crista ampullares)은 머리의 각가속(angular acceleration)을 감지하고 원형낭(saccule)과 타원낭(utricle)의 청반(macula)은 선가속(linear acceleration)과 중력을 감지하게 된다. 감각 수용기 털 세포(hair cells)에 변형을 유발하는 자극은 적당 자극이 된다. 반고리관에서 이것은 내림프액의 움직임에 따라 이루어지는데, 머리의 회전 운동에 의해 유발된다. 타원낭과 원형낭의 털세포들은 이석(otolith)에 가해지는 중력의 힘에 반응하여 머리의 직선 운동과 기울임(tilt)을 지각한다.

또한 난형낭과 소낭내의 평형반에 있는 정적 미로(static laby rinth)는 중력에 반대로 작용하는 근육의 긴장도를 조절하여 기립 체위를 유지할 수 있게 해준다. 운동성 미로(kinetic labyrinth, 팽대능)는 머리가 어떤 운동을 하더라도 원하는 대상체에 시선을 고정시킬 수 있도록 해준다.

미로계 이외에도 다른 기능들이 평형 유지에 관여하며, 미로가 손상된 경우라도 시각과 고유 감각이 정상이라면 약간의 제한이 있으나 계속 움직이고 평형을 유지할 수 있다. 그러나 어두운 곳에서는 평형 유지가 어려워진다. 사람이 공간 내에서 자신의 위치를 인지하며 전정기관에 이상이 생긴 것도 인지하는 것으로 보아 전정계가 대뇌 피질과 연관됨을 알 수 있다(김진수 등, 1995). 이러한 전정 감각이 장애를 가지게 될 때 나타나는 기능적인 장애는 현기(vertigo), 평형상실(disequibrium), 지남력상실(disorientation),그리고 흐린 시야(blurred vision) 등이다(Cohen, 1994; Cohen, et al., 1995).

공간 내에서의 위치를 확실히 알기 위해서는 시감각, 체성감각, 전정감각이 중추에서 모여 해석되어져야 한다.

2. 균형 조절에 필요한 운동 전략

정상적인 균형 조절을 위해서는 신체가 어떤 특별한 자세를 유지하고, 조절할 수 있도록 뒤받침 해주는 역동적인 근육 조직의 근 긴장 정도가 필요하다. 또한 외적 감각 자극과 내적 자극이 척수, 뇌간, 소뇌, 기저핵, 대뇌 피질 등으로 전달되는 구심성 감각 입력의 수용과 조직화·움직임의 계획·지시된 명령이 상위에서 하위 운동 신경원으로 전달되는 원심성 운동 실행으로 구성된다(황성수, 1997). 또한 인체가 중력에 대해서 몸의 배열을 중심선 내에 두어야 한다. 이를 위해서는 머리 가누기 반응·평형반응과 같은 자동 운동 반응이 일어난다. 머리 가누

기 반응은 공간 내에서 목과 체간, 사지 등의 위치를 중력에 대해 바로 가누는 것이며, 평형 반응은 중력 중심선이 지지면의 움직임에 의해 변화될 때 몸을 바로 가누는 것으로 시각·전정각·체성 감각 등이 이에 관여한다.

자세 움직임 전략 중에서의 운동 기전은 족관절 전략, 고관절 전략, 현수 전략, 한 발짝 전략으로 이루어지는데, 족관절 전략은 인체 움직임이 먼저 족관절에 의해 중심화 되어지면서 신체의 무게 중심의 안정성을 회복하는 것이고(Nashner, 1976), 고관절 전략은 선 자세가 동요할 때, 둔부와 체간이 빠르고 큰 움직임을 생성하여 신체의 무게 중심을 조절하는 것이다(Horak, et la, 1986). 현수 전략은 선 자세가 동요할 때 중력 중심이 아래 지지면으로 향하는 엉거주춤한 자세로 중력 중심을 조절하는 것이며, 한 발짝 전략은 선 자세가 인체 중심을 지지면 바깥쪽으로 옮길 정도로 동요가 심할 때 한 발자국 옮기는 동작(step or hop)으로 인체 중심을 지지면 안으로 되돌아오게 조절하는 것이다(황성수, 1997).

3. 편마비 환자의 균형 특성

균형은 똑바른 자세로 기저면 위에서 안정성과 가동성이 잘 조화를 이뤄 중력중심을 유지하는 능력으로써, 신체가 공간에서 자세를 유지하거나 움직일 때 꼭 필요하다. 균형은 정적균형과 동적 균형으로 구분되어 지는데 정적균형이란 머리와 몸이 정지된 상태에 중력에 대항하여 이루는 자세 및 균형을 말하며, 동적 균형은 머리와 몸이 갑작스럽게 움직이는 동안이나 지지면이 변화하는 동안에 안정성을 유지해서 균형을 이루는 것을 말한다 (Shumway-Cook & Wollacott, 1995).

자세 조절(postural control)은 공간에서 균형을 유지하기 위해 몸의 위치를 조절하는 것이다(O'Sullivan & Schmitz, 1994). 자세 조절의 목적은 지시하는 움직임을 실행할 때 신체가 균형을 유지하면서 기능을 수행하게 되는 것이다. 이러한 자세 조절은 자세 안정성(stability)과 자세 지남력으로 이루어지며, 자세 안정성은 신체의 위치를 안정성 한계 내에서 신체 중심을 유지하는 능력으로서 안정성 한계라고 설명되어지는 공간의 특정 영역 내에서 신체 중심의 유지를 의미한다. 여기에서 안정성 한계란 신체가 지지면을 변화시키지 않고 자세를 유지할 수 있는 공간 영역의 경계이다. 이 경계는 고정된 것이 아니라 개인의 신체적 역학과 환경의 다양성에 의해서 변화된다(Shumway-Cook, et la., 1996).

자세 지남력(orientation)은 과제를 수행하기 위해서 신체 각 부분들의 관계와 환경 사이의 적절한 관계를 유지하는 능력이다.

편마비 환자들은 도움 없이 앉고 서는 능력, 외력에 의해 무게 중심이 이동될 때 균형을 유지하는 능력, 즉 스스로 움직임을 하는 동안 안전하게 균형을 유지하는 능력에 장애를 보인다. 편마비 환자의 균형장애를 일으키는 기전으로서는 서있는 동안 자발적인 동요의 감소, 적절한 반응을 생성하기 위하여 필요한 적절한 근육 선택의 장애, 마비쪽 사지에서 반응력(reactive force)의 크기의 감소, 마비쪽 사지에서의 균형 반응 형성시의 잠복기 증가 등을 들 수 있다. 이외에도 체성감각 장애, 시각장애, 근육 약화와 구축 및 비정상적인 자세, 입체인지 장애 등의 시각 , 청각, 고유수용감각, 그리고 촉각장애로 인하여 문제점을 가지게 된다(김용주, 1996). 결과적으로 위의 영향으로 잘못된 감각정보의 수용으로 인해 올바른 움직임을 할 수 없게 되어 정상적인 균형이 어렵게 된다. 그러므로 편마비 환자의 균형능력을 향상시키기 위해서는 비정상적인 근긴장 이외에도 균형과 관계된 감각전략 즉, 체성감각, 시각, 전정각

을 통한 치료가 환측 하지에 체중 부하를 주는 훈련을 실시하는 것이 필요하다 하겠다.

4. 편마비 환자의 균형 능력 증진 운동

일반적으로 편마비 환자의 치료에는 많은 경비와 시간이 소요되므로 효율적인 물리치료가 필요하다. 치료사, 환자, 그리고 환자 가족이 적절한 치료계획을 세우려면 체계적이고 객관적인 평가 방법을 통해 환자의 치료적 잠재력을 파악하고 예후를 예측하는 것이 필요하다(안덕현, 1994).

Bohanon 과 Larkin(1985), 그리고 권혁철 등(2000)과 노미혜 등(1998)은 편마비 환자들을 대상으로 기립상태에서 환측과 건측의 체중 지지 능력을 조사한 결과 환측에 실리는 체중이 건측에 비해 50% 미만으로 나타났고, 이러한 비대칭성은 건측 하지의 조절을 통하여 보상적 변화가 나타나 비대칭성을 더욱 증가시켜 전반적인 신체의 움직임에 큰 영향을 주게 된다(Hocheman, et la., 1984).

임상에서 물리치료사들은 기능적인 동작을 충분히 수행하지 못하는 편마비 환자들에게 수동운동과 보행훈련, 그리고 균형조절을 확립하기 위한 방법들을 많이 사용해 왔는데, 치료를 통하여 편마비 환자의 보행 기능을 증진시킬 수 있는 많은 연구들이 보고가 되었다(김유철 등, 1992; 황병용, 1993; 김종만, 1995; 서규원 등, 1995; 김택훈, 1996; 최진호 등, 1997; Carr & Shepherd, 1985). 또한, 시·청각의 되먹임을 이용한 균형 훈련들이 연구가 되어 왔다(Nichols, 1997; Shumway-Cook, et. la., 1988; Wannstedt & Herman, 1978; Winstein, et. la., 1989).

편마비 환자는 골반과 하지와의 불균형으로 인하여 체간의 안정성에 영향을 주어 정상적인 보행을 어렵게 한다(Kapandji, 1984)고 하였으며, Bobath(1990)는 골반을 보행 능력에 가장 효과적으로 영향을 미치는 조절점이라고 하였듯이, 최근에 와서 많은 학자들은 편마비 환자의 보행을 치료하는 데에 골반의 선택적인 동작을 강조하고 있다.

Liao 등(1997)은 정적인 서기 자세보다는 동적인 균형 훈련이 보행기능을 증가시킬 수 있다고 하였고, Hocherman 등(1982)은 정적인 대칭적 서기보다는 움직이는 판(plateform)을 이용하여 체중 이동 훈련을 시행하였을 때 환측 하지의 체중 부하가 증가되었다고 보고하였다.

최근에는 균형기능을 훈련하기 위하여 균형 능력 수행 측정기(BPM : balancs performence monitor)가 다양화되어 있는데, 이 기계는 화면에 나타난 균형 중심을 시각이나 청각을 이용하여 무게 중심의 이동을 훈련함으로서 환측 하지로의 대칭성, 고정성, 동적 안정성을 향상시키고, 환자의 균형 진행 정도를 측정할 수가 있다.

김연희와 차은종(1995)은 균형 수행 능력 측정 방법으로 힘판을 이용해서 60세 이상의 노인 83명을 대상으로 컴퓨터화된 발판을 이용하여 양발 기립 자세에서 안정성 한계를 측정한 결과, 4인치 발을 벌린 양발 기립 자세에서 양발 간격이나 신장과 발 길이, 시각이나 고유 수용성 등 다양한 감각 조건의 변화에 따라 달라진다고 하였다.

뇌졸중 환자에게 발병 이전에 수행했던 방법과는 다른 방식으로 기능적인 동작들을 학습시키는 일은 임상에서 중요한 요소이며, 재활에서 학습의 역할은 광범위하게 연구되어지지 않고 있다(Hanlon, 1996).

Horak(1989) 는 고정된 지지면에서 단순한 자세 동요만을 측정하는 것은 일차원적인 평가이기 때문에 자세 조절을 양적 질적으로 평가하는데 에는 부족하다고 하였으며, Nichols 등(1995)은 지지면에서의 조건에 따라 중심점이 y축으로 이동한다고 보고

하였다.

Shumway-Cook 과 Horak(1995)은 고유 수용성 감각이 균형에 영향을 미치는지 알아보기 위하여 지지면에 스펀지를 깔아 지지면의 불안정성을 유도하여 균형을 측정하였다.

편마비 환자의 환측 하지에 체중 부하율을 향상시킬 수 있는 방법 중에서는 시각 및 청각의 외적 되먹임을 사용하는 학습 방법과 물리치료사가 환자에게 구두적, 신체적 지시, 목적 있는 운동 등을 사용하여 치료하는 방법이 있는데, 가장 대표적인 방법은 외적 되먹임을 이용하는 학습 방법이다. 그러나 대부분의 연구에서는 운동 학습 직후의 일시적인 효과만을 측정하였을 뿐 지속적인 측정과 효과를 연구하지 못하였다.

요약 및 결론

본 연구에서는 불안정한 지지면에서 평형 훈련이 편마비 환자의 균형 능력에 미치는 영향을 실험군 9명, 대조군 9명, 총 18명의 환자를 대상으로 평가하였다. 감각의 상호 작용과 조직화를 위하여 균형 검사 방법을 종합 분석하여 8항목의 평형 훈련 프로그램으로 구성화하여 실험군에 적용하였으며, 환자의 균형 능력을 알아보기 위하여 BPM 균형 수행 능력 측정기를 이용하였다.

이 연구의 문제는 불안정한 지지면에서의 평형 훈련이 눈뜨고, 눈감은 상태에서, 앉은 상태와 선 상태에서 편마비 환자에게 체중지지율에 변화를 줄 것인가, 또한 자세동요 중 각도, 면적, 거리와 최대 속도에 영향을 미칠 것인가 하는 것이 문제였다.

이에 대해 편마비 환자의 평형 훈련 프로그램을 통한 연구 대상자들에 대한 결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 불안정한 지지면에서 평형 훈련은 눈뜨고 앉은 자세에서의 자세 동요 좌우각도를 보다 안정시키는데 효과적으로 나타났다.

둘째, 불안정한 지지면에서 평형 훈련은 눈뜨고 선 자세의 자세동요 전후각도, 자세동요 좌우각도, 자세동요 거리를 보다 안정화시키는데 효과적인 것으로 나타났다.

셋째, 불안정한 지지면에서 평형 훈련은 눈감고 선 자세의 체중 지지율의 좌우차이와 좌우빈도를 더욱 증강시키는 데에 효과적이라 할 수 있다.

넷째, 불안정한 지지면에서 평형 훈련은 눈감고 선 자세에서 실험군은 자세동요 좌우각도, 자세동요 면적의 두 항목에서 통계적으로 유의한 차이를 나타낸 반면, 대조군에서도 자세동요 전후각도, 좌우각도 그리고 자세동요 거리의 세 항목에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

결론적으로 편마비 환자는 균형 능력이 저하됨에 따라 평탄한 지지면보다는 불안정한 지지면에서의 균형 훈련이 반드시 요구가 되며 적절한 프로그램의 개발과 처방이 필요하다 하겠다.

편마비 환자의 균형 능력을 촉진하는 방법으로 불안정한 지지면에서의 평형 훈련을 연구하는 데에 있어 제한점은 대상 환자의 수가 적었던 점과 더불어 병원에 입원, 외래로 치료를 받고 있는 환자 중 연구의 선정조건에 충족하는 일부 환자를 연구를 하였고, 실험 방법의 설계 시 외부에서 미치는 영향을 배제하지 못함으로 인하여 정확한 측정이 이루어지지 않았기 때문에 모든 편마비 환자들에게 일반화하여 해석하는데 제한점이 있다고 하겠다.

또한, 병인학적 근원과 뇌의 병소 부위를 분류하여 동종의 환자 그룹을 포함하는 연구가 앞으로 더 필요할 것으로 여겨진다.

참고문헌

권오윤. 균형조절기전. 전국 물리치료학과 학생 학술논집, 제 9권 9호, 65-87, 1999.

권혁철·정동훈. 체위에 따른 균형 안정성 한계의 비교. 한국전문물리치료학회지, 제6권 2호, 35-46, 1999.

권혜정·오경환·황성수. 편마비 환자의 하지 체중 지지율 과 보행에 관한 연구. 대한물리치료사학회지, 제13권2호, 93-102, 1992.

김명진·이충휘 외. 뇌졸중 환자의 균형과 보행 능력과의 관계. 대한전문물리치료학회지, 제5권 제1호, 17-29, 1998.

김연희·차은종. 힘판을 이용한 자세 균형제어력의 정량적 평가와 임상 균형지 수와의 비교연구. 대한재활의학회지, 제18권 3호, 782-792, 1995.

김용주. 성인 편마비환자를 위한 평가와 치료. 서울: 영문출판사, 1996.

김종만. 전정계 물리치료. 한국전문물리치료학회 제20차 연수교육지, 31-66, 1999.

김종만. 치료사를 위한 임상신경학. 서울: 정담, 1999.

김진수·이명식·최경규. 신경 국소 진단학. 서울: 과학서적센타, 1995.

노미혜·이충휘·조상현·김태우. 편마비 환자의 환측 하지 체중 부하율 향상을 위한 효과적인 외적 되먹임 빈도. 한국전문물리치료학회지, 제5권 3호, 1-10, 1998.

안덕현. 편마비 환자의 기립시 하지 체중 지지 특성에 관한 연구. 연세대학교 대학원 석사학위논문, 1994.

이정수. 노민희. 용준환. 김덕훈. 인체생리학. 서울: 정담, 1994.

이정원. 편마비 환자의 골반 운동이 하지 체중 부하율과 보행 특성에 미치는 효과에 관한연구, 연세대학교 대학원 석사학위논문, 1997.

이한숙. 최홍식. 권오윤. 균형조절에 관한 고찰. 한국전문물리치료학회지, 제3권 3호, 82-91, 1996.

정동훈. 편마비 환자의 비대칭적 체중 지지가 기립 균형 안정성 한계에 미치는 영향. 대구대학교 대학원 석사학위논문, 2000.

최명애. 뇌졸중 환자의 균형과 보행능력과의 관계. 한국전문물리치료학회지, 제5권 1호, 17-29, 1999.

황성수. 전정각 자극이 중추 신경계 기능 부전 아동의 균형과 기본적 심리작용에 미치는 영향. 단국대학교 대학원 박사학위논문, 1997.

황환익. 편마비 환자의 골반 경사 각도에 따른 하지 체중 지지 및 보행 능력에 관한연구. 경희대학교 대학원 석사학위논문, 1996.

Ayres, A. J. Southern california sensory integration tests. Los Angeles : Western Psychological Services, 1980

Berg, K., Wood-Daphrine, S., Williams, J. I., et al. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument. Physiother Can, 41, 304-311, 1989.

Black F. O., Wall T. C., Rockette H. E., & Kitch R. Normal subject postural sway during the romberg test, Am J. Otolaryngo, 3, 309-318, 1982.

Bobath, B. Adult hemiplegia : Evaluation and treatment. (3rd ed.). London : Heinemman Medical Books, 1990.

Cohen, H. Vestibular rehabilitation improves daily life function. The American Journal of Occupational Therapy, 48, 919-925, 1994.

Cohen, H., Miller, L. V., Kane-Wineland, M., &

Hatfield, C. L. Vestibular rehabilitation with graded occupations. The American Journal of Occupational Therapy, 49, 362-367, 1995.

Crowe, T. K., Deitz, J. C., Richardson P. K., et al. Interrative reliabilty of the pediatric : Clinical test of sensory interaction for balance. Phys Occup Ther Pediatr, 10, 1-27, 1990.

Difabio, R. P., Badke, M. B. Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia. Physical Therapy, 70(9), 542-548, 1990.

Haas, B. M., Whitmarsh, T. E. Inter-and intratester reliability of the balance performance monitor in a nonpatient population. Physiother Res. Int, 3(2), 135-147, 1998.

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

Horak, F. B. Clinical measurement of postural control in adults. Phys Ther, 67, 1881-1885, 1987.

Horak, F., & Nashner, L. Central programming of postural movements: Adaptation altered support surface configurations. J. Neurophsiol, 55, 1369-1381, 1986.

James, O., Carleen, L., Michael, U., & David, W. Balance improvements in older women: effects of exercise training. Phys Ther, 73, 254-265, 1993.

Kapandji, I. A. The physiological of the joints. (4th ed.). New york : Churchill Livingstone, 1984.

Liao, H. F., Jeng, S. H., Lai, J. S. The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. Develop Med Child Neurolo, 39, 258-267, 1997.

Nashner, L. Adaping reflexes controlling the human posture. Exp Brain Res, 26, 59-72, 1976.

Sackly, C. M., Baguley, B. L., Gent, S., & Hodgson, P. The use of balance performance monitor and weight transference in the treatment of weight-bearing problems after stroke. Physiother, 78(12), 907-913, 1992.

Sackly, C. M., & Baguley. Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: Two single -casemstudies. Clini Rehabil, 7, 189-195, 1993.

Shumway-Cook, A., & Horak, F. B. Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from the field. Phys Ther, 66, 1548-1550, 1986.

Susan, L. A., Richard, P., & Difabio. Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. Phys Ther, 72, 575-584, 1992.

Tinetti, M. E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. J Am Geriatr Soc, 34, 119-126, 1986.