

골반견인과 근 에너지기법이 편마비 환자의 정적선자세에 미치는 영향

대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
배 준 호 *

대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
한 진 태

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
배 성 수

The Effect of Pelvic Traction and Muscle Energy Technique on Static Standing Balance in Hemiplegia Patients

Bae, Jun-ho, P.T., M.S.

Major in Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Daegu University

Han, Jin-tae, P.T., M.S.

Major in Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Daegu University

Bae, Sung-soo, P.T, Ph.D.

Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science Daegu University

<Abstract>

The purpose of this study was to investigate the effect of pelvic traction and muscle energy technique(MET) for hemiplegic patients on static standing balance. The scale for static standing balance is measured by using mean balance(%), frequency(Hz), sway area(mm²), sway path(mm), max sway velocity(mm/s), ant/post sway angle(°), lateral sway angle(°), sway number, change of pelvic height is measured in relation to the height of ASIS and PSIS.

The subjects of this study were thirty hemiplegic patients : 15men and 15 women, with an average ages of

*교신저자: 부산광역시 동래구 명륜동 564-26번지 황윤성재활의학과 e-mail : bjhrpt@hanmail.net

50.80 years. The thirty subjects were divided into 3 group of 10 at random ; ten subjects had pelvic traction after bobath therapy (the pelvic traction group), ten subjects had muscle energy technique after bobath therapy (the MET group), and ten subjects had only bobath therapy (the control group). Static standing balance was measured using BPM (balance performance monitor; data print software version 5.3), pelvic height was measured using height measuring with an adjustable horizontal arm.

In order to assure the statistical significant of the result, an one-way ANOVA, the paired t-test, and a person's correlation were applied at the .05 level of significance.

The results of this study were as follows: 1) The change in pelvic height were statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 2) The change in affected and non-affected on weight bearing were not statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p > .05$). 3) The change in frequency were statistically significant between the MET group, the control group and the pelvic traction group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 4) The change in sway area were statistically significant between the MET group, the control group and the pelvic traction group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 5) The change in sway path were statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 6) The change in max sway velocity were statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 7) The change in ant/post sway angle were statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 8) The change in lateral sway angle were statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$). 9) The change in sway number were statistically significant between the pelvic traction group, the MET group and the control group on pre-treatment and post-treatment($p < .05$).

In conclusion, there was a difference between the experimental group and the control group. In the future, we have to study continuously about pelvic traction and muscle energy technique in hemiplegic patients.

Key word : pelvic-traction, muscle energy technique, hemiplegia, static standing balance

I . 서 론

우리나라에서 사망원인 중 암 다음으로 가장 많은 것이 뇌졸중이다 (통계청, 2002). 뇌졸중 환자의 30%가 급성기에 사망하게 되고 생존자의 30~40%는 매우 심각한 증상을 갖게 된다 (American Heart Association, 1992).

뇌졸중으로 인해 편마비가 된 환자에게서 나타나는 비대칭적이고 불안정한 선 자세 균형은 편마비의 비정상적인 보행 양상과 함께 편마비 환자의 재활과정에 있어서 중요한 관심이 되어왔으며, 지난 수 십 년간 편마비의 선 자세 균형의 문제를 개선하기 위해 편마비의 환측 하지에

체중부하율을 향상시키고 선자세의 안정성을 증가시키기 위한 다양한 방법들이 시도되어 왔다 (Arcan et al, 1977 ; Wannstedt & Herman, 1978 ; Shumway-Cook et al, 1988).

올바른 자세를 위한 자세조절의 의미는 개인과 환경의 역학적 안정성 한계 내에 인체 중심을 유지시키는 것 (Nashner, 1990 ; 정동훈, 권혁철, 1999)을 의미하고, 이는 안정성과 신체와 환경간의 관계를 적절히 유지하기 위해 신체의 자세를 공간에서 조절하는 의미이다 (Shumway-Cook & Horak, 1992 ; 구봉오, 1997).

균형은 크게 정적균형과 동적균형으로 나눌 수 있다. 정적균형(static balance)은 고정된 지지면에 흔들림 없

이 서있을 수 있는 능력을 말하고, 동적균형(dynamic balance)은 지지면이 움직이거나 외부로부터 자극이 있을 때 혹은 스스로 움직일 때의 균형을 말한다 (Rangnarsdottir, 1996).

뇌졸중 이후 편마비는 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체균형, 체중을 이동하는 능력의 결여 및 보행과 수의적인 움직임의 결손 등을 나타내며, 이 중에서 균형과 보행장애는 오랜 세월을 걸쳐 임상적으로 중요하게 논의되고 연구되어 왔다 (Perry, 1969 ; Brunstrom, 1970 ; Bobath, 1978 ; Davies, 1985).

뇌졸중 환자는 근력의 상실뿐만 아니라 정상적인 운동 패턴의 상실, 비정상적 근 긴장력, 감각의 장애, 연합반응 등이 나타나고 마비된 쪽 신체의 모든 관절에 이상을 초래하고 (O'Sullivan & Schmitz, 1994), 공동 운동 패턴과 경련성에 의해 일반적으로 형성되는 하지의 전형적인 자세 즉, 고관절 굴곡, 슬관절 신전, 족관절 내반, 대퇴 외회선, 골반대의 거상 및 전방회선을 초래하게 된다 (Susan & Kathyrn, 1997).

Norkin 와 Levangie (1992)는 인체의 관절은 서로 연속적으로 연결되어 있어 한 관절의 구조나 기능 변화는 즉각적으로 연결관절의 기능 변화를 만든다고 하였고, Harburn 등 (1995)은 편마비는 환측 하지의 비정상적인 근육의 동원으로 인해 정적인 자세동요가 증가되어 나타나고 체중부하에 필요한 지구력도 감소되어 정적 선 자세의 유지가 어려워진다고 하였고, Hamrin 등(1982)은 성인 편마비의 정적 선 자세 균형이 독립적인 일상생활 능력과 보행기능에 중요한 연관성이 있으며, 편마비의 재활 과정에서 정적 선 자세 균형의 개선을 위한 노력이 필요하다고 하였다.

성인 편마비 환자들의 정적 선 자세 균형 능력은 하지의 체중부하율과 자세동요의 정도로 설명되고 있다. 편마비 환자는 서 있을 때 환측 하지에 전체 체중의 50% 미만을 부하하며 (Arcan et al, 1977 ; Lane, 1978 ; Bohannon & Larkin, 1985 ; 권혁철, 1987 ; 안덕현, 1994 ; 노미혜, 1998) 넘어질 것에 대한 두려움으로 인해서 정상인에 비해 과도한 자세동요를 보인다 (Dickstein et al, 1984 ; Shumway-Cook et al, 1988).

Winstein 등 (1989)은 이러한 체중부하의 비대칭성과 과도한 자세동요는 편마비 환자들이 일상생활과 같은 기능적인 활동을 하는데 제한을 가져오게 된다고 했고, 손상 이후 기능회복 과정에서 물리치료의 최종 목적이라

할 수 있는 보행 회복에 부정적인 영향을 미치게 된다고 했다 (Dettmann et al, 1987 ; DiFabio & Badke, 1990).

편마비 환자의 선 자세 균형의 문제를 개선하기 위한 방법으로 시각, 청각, 체성감각의 외적 되먹임을 통해 환측 하지로 체중부하를 늘려주고 양측 하지로 체중이동을 훈련시키는 운동학습 방법과 치료사의 신체적, 구두적 안내, 목적 지향적 접근법 등을 이용한 운동학습 방법들은 널리 이용되어 왔다 (Wannstedt & Herman, 1978 ; Winstein et al, 1989 ; Shumway-Cook & Woollacott, 1995 ; 김종만 등, 1995 ; 이한숙, 2001).

골반은 체간조절과 다리 조절의 핵심이라 할 수 있다 (Bobath, 1978). 편마비 환자의 골반 양상은 근육의 상동작용(stereotyped)에 의해 하지의 근위부 안정성이 결여되어 고관절을 후방으로 경사지게 고정시키므로 전방, 측방으로의 체중이동 능력이 방해를 받는다 (Ryerson, 1985). 뇌졸중 환자의 골반 거상과 전방회선 문제는 균형, 기립, 보행의 어려움을 야기 시켜 신체적 활동으로 인한 사회참여 능력이 제한되므로, 이를 해소하고 완화시키기 위해서는 환자가 기립하고 있는 동안 골반의 올바른 자세와 환측 하지에 대칭적인 체중지지와 체중이동을 할 수 있어야 한다. 뇌졸중 환자에게 조기 골반 운동은 정상적인 보행 형태를 증진시키고 환측 하지의 인식을 촉진하며 (Trueblood et al, 1989 ; Wilcock, 1986), 골반정렬의 교정은 신체자세의 기능 증진에 영향을 준다 (Bergen & Colangels, 1982 ; Willems & Wheelwright, 1988).

견인은 고정으로 안정을 갖게 되고, 근 경련을 경감시키고, 골관절면을 늘리는 것으로서 근 긴장 효과 유지가 긴장의 항진 상태를 저하 시킨다 (배성수 외, 2002). 견인은 압박의 제거 외에도 적은 힘으로 환자를 움직이지 못하게 하여 안정케 하거나 근육의 경련을 풀어주는 효과도 있다 (Judovich, 1954). Knott & Voss (1968)는 견인의 치료적 효과는 관절에서의 수용기 자극에 기인한다고 하였다. 견인은 근의 늘어남에 의한 신장 자극을 활동하게 하며 촉진 운동, 특히 당김과 항 중력 운동을 촉진시키며, 신장반사 사용 시 근 섬유의 신장을 보조하며 운동에서의 약간의 저항 요소라 하였다 (Adler et al, 1993). 견인의 임상효과로서는 후종인대에 대한 압박과 이상 긴장의 완화, 신경근 압박과 근 주위에서의 순환장애 등의 자극 인자의 제거, 근의 불균형 상태의 제거, 신경계와 근육 간의 악순환이 차단되며, 근육·건·인대에

대한 일종의 마사지 효과에 의한 종창제거와 순환개선이
라 하였다 (배성수 외, 2002).

견인에는 간헐적 견인과 지속적 견인이 있는데 안용팔
과 이근환 (1977)은 임상 실험 결과를 종합하여 볼 때
간헐적 견인이 지속적 견인보다 고통을 덜 주며 더 큰 힘
으로 견인할 수 있어 우수한 견인 방법이라 생각한다
고 하였다. 간헐적 견인의 효과로서는 근 연축을 완화하고,
근육·인대·피막조직에 마사지 같은 효과를 주며, 조직
의 종창을 감퇴시키며, 순환을 개선하며, 신경근에 대하
여 경막초와 그 인접 피막성 조직의 유착 예방과 제거,
견인시간이 짧으므로 큰 힘을 가할 수 있다(배성수 외,
2002)라고 하였다. 견인을 적용함에 있어 Judovich
(1955)는 바로누운자세의 견인 일 경우 신체와 침대의
마찰을 이겨낼 필요가 있다는 점에서 체중의 약 1/2 정
도의 견인력을 필요로 한다고 하였다 (Kane, 1983).

신장은 부드럽게 장시간 하는 것이 효과적이다 (배성
수, 1995). Kottke 등 (1982)은 어느 경우에도 중정도
의 신장력을 천천히 장시간 적용시키는 편이 단시간에 신
장력을 가하는 것보다는 양호하다고 보고하고 있다. 이
방법은 결합조직이 순간적인 힘에는 저항을 하지만 장시
간의 장력에 반응하여 신전하는 성질을 이용한 것이라 하
였다 (이재학, 1990). 견인에 있어 만성일수록 견인시간
을 길게 하는 것이 효과적이라 하였다 (배성수 외,
2002).

근에너지기법에서 가장 흔히 사용하는 근수축 형태는
등척성 수축과 구심성 수축이며, 도수치료의 가장 유용한
형태의 하나이며, 단일 과정으로 많은 치료적 효과가 나
타나며 그 과정은 생리학적으로 해부학적으로 매우 안전
하기 때문이며, 관절운동의 증진, 근육의 강도와 길이의
정상화, 단축된 근막의 신장, 수동적 울혈의 회복, 이 모
두를 단일 과정으로 성취하는 것이 가능하며, 근육의 힘
으로 관절을 움직일 뿐 만 아니라 근육의 더 정상적인 생
리가 회복된다라고 하였다 (Greenman, 1996).

근에너지기법은 임상적으로 많이 이용되고, 그것은 단
축되고, 또는 경직된 근육을 늘리기 위하여, 생리학적으로
약화된 근육이나 근육집단을 강화하기 위하여, 국소화
된 부종을 감소하고 수동적 울혈을 회복하기 위하여, 그
리고 가동성이 제한된 관절을 가동화하는데 사용될 수 있
으며, 직접적으로나 간접적으로 수의적 근육 작용에 의하
여 움직일 수 있는 신체에서의 어떠한 관절의 기능도 근
에너지 과정에 의해 영향을 미칠 수 있다라고 하였다
(Basmajian & Nyberg, 1993).

편마비 환자의 운동 기능 회복에 대한 물리치료 중 하
나는 골반의 경사에 대한 조절 능력을 향상시키고, 기립
시 충분히 체중지거나 체중이동을 할 수 있는 능력을
증진 시키는데 있다.

골반견인과 근에너지기법을 통한 편마비 환자의 균형
능력 향상에 대한 선행적 연구는 아직 없으므로 이 연구
에서는 편마비 환자에게 골반견인과 근에너지기법을 적
용하여 골반 높이를 조절함으로써 정적선 자세 균형에 얼
마만큼의 효과를 보이는지를 알아보고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구기간 및 연구대상자

1) 연구기간

연구기간은 2004년 12월 27일부터 동년 12월 31일
까지 기준 조건에 합당한 6명을 대상으로 예비실험을 실
시한 후 문제점을 보완 수정하여 2005년 1월 3일부터
동년 2월 28일까지 예비실험 대상자를 포함한 연구대상
자 전원에 대해 실험을 실시하였다. 예비실험자를 본 실험
에 포함한 이유는 그룹 간 동일하게 2명으로 선정하였
으므로 이 연구의 각 그룹 간에 미치는 영향이 동일하다
사료되어 포함시켰다.

2) 연구대상자

이 연구는 대학병원에서 뇌출혈, 뇌경색으로 인해 편
마비 진단을 받고 부산시 ○○○재활의학과 의원에 외래
통원으로 물리치료를 받고 있는 30명의 환자를 대상으로
동 의원 물리치료실내에서 실시하였으며 대상자의 선정
조건은 뇌출혈, 뇌경색으로 인해 편마비가 된 자로 연구
자와 대화가 가능하고 지시에 대한 이해 가능한 자, 뇌졸
중의 재발 병력이 없는 자, 시야 결손과 전정기관에 이상
이 없는 자, 타인의 신체적 도움 없이 독립적 서기와 선
자세 유지가 10분 이상 가능한 자, 신체적 외상(골절, 절
단)이 없는 자, 연구기간 내에 근 이완제를 복용하지 않
는 자, 보조기를 착용하지 않는 자, 발병 후 3개월 이상
의 기간이 경과하고 2년이 경과 되지 않은 자만을 연구
대상으로 하였다. 실험군은 골반견인군 10명, 근에너지
기법군 10명, 대조군 10명을 대상으로 하였다.

2. 실험방법

1) 측정방법 및 도구

(1) 균형능력측정

이 연구에서는 정적 선 자세 균형능력의 평가를 위하여 영국의 SMS Healthcare사에 의해서 제작되어 단일 표본 사례실험(Single-case experimental design)을 통해 타당도가 검증된 (Sackley & Baguley, 1993), BPM(Balance Performance Monitor; Dataprint Softwave Version 5.3)을 사용하였다. 이 도구는 컴퓨터화된 두발 선자세용 발판과 시각적 청각적 피드백을 제공해주기 위한 피드백용 장치로 구성되어 있다. 두발 선자세용 발판은 피드백용 장치와 연결되도록 구성되어 있으며, 피드백용 장치는 다시 컴퓨터와 연결되어 발판으로부터 측정되어지는 전후, 좌우의 체중분포와 자세동요에 대한 선 자세 균형의 정보가 컴퓨터로 입력되게 되어있다. BPM을 이용한 균형능력 측정은 체중부하율 (한 개의 데이터에서 300개의 균형점을 측정하여 총 몸무게의 비율로 나타내는 방법), 역전주기(환자의 진동 변화방향을 초 단위로 측정한 회수로 Hz로 표시하며 환자의 안정성과 고정성을 나타낸다), 동요면적(30초간의 데이터 측정 기간 동안 환자 무게 중심의 진동 경로가 둘러싸는 지역), 동요거리(30초간의 데이터 측정 기간 동안 환자 무게 중심의 움직임을 mm로 나타낸 거리), 최대동요속도(초당 mm로 표현되는 30초간의 데이터 측정 기간 동안 환자 무게 중심의 최대 속도), 동요각(이론상의 균형점을 통과하는 수직축과 환자의 실제 무게 중심 사이의 좌우, 전후 각도를 측정된 값), 동요편차(30초간의 데이터 측정 기간 동안 환자 평균 밸런스의 편차를 나타낸 비율)를 측정하였다. 측정의 오차를 줄이기 위해 측정자를 동일인으로 하였다.

(2) 골반높이측정

실험대상자의 신발을 벗게 하고, 양발 사이의 너비를 4inch (권오윤 등, 1996 ; 정동훈, 1999 ; Nashner, 1990)만큼 벌리고 발뒤꿈치를 뒤쪽 임의의 일직선상에 평행하게 맞추어 서게 하였다. 이 자세에서 대상자의 전면에서 바닥에서 장골의 전상장골극까지의 높이를 측정하였고, 후면에서 바닥에서 장골의 후상장골극까지의 높이를 측정 하여 양쪽 골반 높이 차이 [(Right PSIS - Right ASIS) - (Left PSIS - Left ASIS) = 절대값]를 구하였다 (Levangie, 1999).

측정도구로는 Levangie (1999)가 사용한 측정을 위

한 수평팔을 가진 수직자를 근거로 지면에서부터 측정부 위까지의 수직거리를 오차없이 측정하기 위해 수평기가 부착된 구조 변경된 키높이 측정기를 이용하였다. 측정의 오차를 줄이기 위해 측정자를 동일인으로 하였으며, 측정 때마다 전후방의 상장골극의 최고 정점부위에 작은 직경의 둥근 스티커 (모닝글로리, 한국)를 부착하여 물방울 수평자가 수평을 유지한 상태에서 지면에서 장골극까지의 높이를 측정하였다.

2) 실험절차 및 방법

실험전의 측정은 골반전인군과 근에너지기법군은 보바스 30분 처치 후, 대조군은 보바스 처치전에 연구자는 대상자들에게 간단한 시범을 보인 대상자들에게 동일한 순서대로 실험을 진행하였다. 모든 대상자의 균형능력측정은 훈련된 보조원 1명의 연구보조원이 참여하여 대상자의 준비상태 점검 및 발판 위에서의 발의 위치와 두발 사이의 너비를 조절하게 하였으며, 정적 선자세 수행시의 균형을 검사하기 위해 두발 선자세용 발판을 적절한 위치에 배치, 고정 시킨 후에 이를 컴퓨터 시스템과 연결시켰다. 환자의 적절한 자세의 정보를 확인하고 각각의 정적 선자세 수행이 30초 간격으로 정확하게 이루어지는지를 확인하기 위해 연구자만이 볼 수 있도록 설치하여 두었다. 피드백용 장치를 설치하지 않는 대신 환자의 정면 1m 떨어진 벽의 정중앙에 시선의 상방 15° 지점에 직경 10cm정도의 표시를 해 두어 환자들이 편안하게 시선 들 곳을 지정하여 주었다. 모든 측정에서 양발 사이의 너비는 기존의 선 자세 균형 연구들 (권오윤 등, 1996 ; 정동훈, 1999 ; Nashner, 1990)과 동일한 4inch 너비로 사용하였다. 컴퓨터와 연결된 측정 발판위에서 어느 정도 선자세가 유지되었을 때 30초가량 선 자세 균형을 측정하였으며, 한 선 자세 조건에서 다음 선 자세 조건으로 넘어가기 전에 의자에 앉아 3분간의 휴식 시간을 두었다. 이렇게 BPM을 이용해 측정된 선자세 조건의 전후, 좌우 체중의 분포와 중력 중심 균형 흔적을 통해 체중부하율(%), 역전주기(Hz), 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대 동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°), 동요편차 등의 정보를 수집하였다. 위의 과정을 각 2회씩 반복 측정하여 평균값을 통계처리의 자료로 이용하였다.

모든 대상자의 골반높이측정은 측정방법에서 설명한 방법으로 좌우 전상장골극 높이와 후상장골극 높이를 측정 그 절대값을 구하여 통계처리의 자료로 이용하였다.

골반전인군은 보바스 30분 처치 후 ITO-TRAC TR-

200을 이용하여 바로누운자세로 견인을 20분 (Harris, 1977) 실시하였고, 견인 모드는 견인시간 60초 휴지시간 20초의 간헐적 견인 (Saunders, 1985)으로 대상자의 체중 50% (Judovich, 1955 ; Kane, 1983)으로 견인 처치 후 균형능력, 골반높이를 측정하였다.

근에너지기법군은 보바스 30분 처치 후 바로누운자세, 옆으로누운자세 중 환자가 편하게 취할 수 있는 자세를 선택하여 골반대를 후방회전 시키는 기법을 5초간 5회 반복 (Greenman, 1996) 처치 후 균형능력, 골반높이를 측정하였다.

대조군은 보바스 30분 처치 후 균형능력, 골반높이를 측정하였다.

그룹별로 보바스 처치 후 3분 이상의 휴식을 주었고, 각 항목별 측정 후 3분정도의 휴식을 동일하게 주었다.

대상자를 주3회 8주간을 첫날 분류한 그룹별 조치 방법과 동일한 방법으로 실험하였고 실험 후 측정은 치료 후1은 4주의 마지막 날, 치료 후2는 8주의 마지막 날 실험전과 동일한 방법으로 재 측정하였다.

연구자는 숙련된 3명의 물리치료가 참가하였다.

3. 자료처리

연구과정에서 수집된 자료는 유의수준 α 를 0.05로 하여 통계 패키지 SPSS 10.0 for windows를 이용하여 분석하였다. 골반견인군, 근에너지기법군, 대조군 연구대상자의 일반적 특성과 병력 특성을 비교하기 위하여 일원배치분산분석(One-way ANOVA)을 사용하였다.

치료 전·후1·후2 마비측과 비마비측의 체중부하율, 역전주기, 동요면적, 동요거리, 최대동요속도, 전후 및 좌우 동요각, 동요편차를 파악하기 위해 대응 표본 t-test(paired t-test)를 실시하였고 세 그룹의 치료 후1·후2의 평균 변화를 알아보기 위하여 일원배치분산분석(One-way ANOVA)을 사용하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 연구대상자의 특성 비교

연구대상자의 일반적 특성은 전체 대상자 30명 중 남자가 15명(50%), 여자가 15명(50%)이었고, 평균 연령은 50.80(13.83)세, 신장은 164.07(7.97)cm, 체중은 61.57(8.88)kg이었다.

각 그룹별로 비교하면 골반견인군은 남자가 4명(40%), 여자가 6명(60%), 평균 연령은 45.30(15.20)세 이었고, 신장은 159.80(5.79)cm, 체중은 57.60(8.13)kg이었다. 근에너지기법군은 남자가 5명(50%), 여자가 5명(50%), 평균 연령은 52.50(9.35)세 이었고, 신장은 167.00(6.63)cm, 체중은 63.20(8.13)kg이었다. 대조군은 남자가 6명(60%), 여자가 4명(40%), 평균 연령은 54.60(15.66)세이었고, 신장은 165.40(9.77)cm, 체중은 63.90(9.10)kg이었다. 연구대상자의 일반적 특성에 대한 각 군의 분산은 같았으며, 나이는 대조군, 신장은 근에너지기법군이 제일 높았지만, 유의한 차이는 없었다($p>.05$), (표 1).

연구대상자의 병력 특성은 전체 대상자 30명 중 발병일로부터 유병기간은 평균 16.13(7.90)개월이었고, 출혈성 뇌손상 환자는 24명(80%), 허혈성 뇌손상 환자는 6명(20%)이었다. 경직형 마비는 19명(63.3%), 이완형 마비는 11명(36.7%)이었고 우측 편마비는 17명(56.7%), 좌측 편마비는 13명(43.3%)이었다.

각 그룹별로 비교해보면 골반견인군은 발병일로부터 유병기간이 17.20(7.22)개월이었고, 출혈성 뇌손상 환자는 7명(70%), 허혈성 뇌손상 환자는 3명(30%)이었다. 경직형 마비는 7명(70%), 이완형 마비는 3명(30%)이었고 우측 편마비는 6명(60%), 좌측 편마비는 4명(40%)이었다.

근에너지기법군은 발병일로부터 유병기간이 17.90(8.96)개월이었고, 출혈성 뇌손상 환자는 7명(70%), 허혈성 뇌손상 환자는 3명(30%)이었다. 경직형 마비는 6명(60%), 이완형 마비는 4명(40%)이었고 우측 편마비는 6명(60%), 좌측 편마비는 4명(40%)이었다.

대조군은 발병일로부터 유병기간이 13.30(7.41)개월이었고, 출혈성 뇌손상 환자가 10명(100%)로 허혈성 뇌손상 환자는 없었다. 경직형 마비는 6명(60%), 이완형 마비는 4명(40%)이었고 우측 편마비는 5명(50%), 좌측 편마비는 5명(50%)이었다.

연구대상자의 병력 특성에 대한 각 그룹의 분산은 같았으며, 유의한 차이는 없었다($p>.05$), (표 1).

표 1. 연구대상자의 특성

		골반전인	근에너지기법	대조군	p-값
성별	남	4	5	6	0.694
	여	6	5	4	
	연령	45.30(15.20)	52.50(9.35)	54.60(15.66)	0.298
	신장(cm)	159.80(5.79)	167.00(6.63)	165.40(9.77)	0.103
	체중(kg)	57.60(8.86)	63.20(8.13)	63.90(9.10)	0.226
	유병기간	17.20(7.22)	17.90(8.96)	13.30(7.41)	0.387
원인	출혈성	7	7	10	0.165
	허혈성	3	3	0	
형태	경직형	7	6	6	0.878
	이완형	3	4	4	
마비측	우측편마비	6	6	5	0.885
	좌측편마비	4	4	5	

2. 골반높이 값의 분석

각 그룹별 골반높이 값에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반전인군의 골반높이 값 평균은 치료 전 2.13(1.27), 치료 후1 0.57(0.67)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며 (P=.000), 치료 후2에서는 0.82(0.66)로 치료 후1 과 비교하였을 때 증가하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.001),(표 2, 표 3).

근에너지기법군의 골반높이 값 평균은 치료 전 2.10(1.30), 치료 후1 1.20(1.09)로 통계적으로 유의하

게 감소하였으며(p=.001), 치료 후2는 1.05(0.58)으로 치료 후1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.009),(표 2, 표 3).

대조군의 골반높이 값 평균은 치료 전 1.95(0.64), 치료 후1 1.03(0.55)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며(p=.024), 치료 후2는 1.87(0.92)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다 (p>.05),(표 2, 표 3).

각 그룹 간의 치료 전 골반높이 값의 유의확률이 0.928로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로(P>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 2. 치료 전과 치료 후1의 골반 높이 값의 비교

단위 : cm

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반전인	2.13(1.27)	0.57(0.67)	6.285	0.000***
근 에너지기법	2.10(1.30)	1.20(1.09)	3.628	0.001***
대조군	1.95(0.64)	1.03(0.55)	2.712	0.024*
평균	2.06(1.08)	0.93(0.82)		

*p<.05 ***p<.001

표 3. 치료 전과 치료 후2의 골반 높이 값의 비교

단위 : cm

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반견인	2.13(1.27)	0.82(0.66)	4.553	0.001***
근 에너지기법	2.10(1.30)	1.05(0.58)	3.323	0.009**
대조군	1.95(0.64)	1.87(0.92)	0.333	0.747
평균	2.06(1.08)	1.25(0.84)		

p<.01 *p<.001

3. 체중부하율의 분석

1) 마비측 체중부하율

각 그룹별 마비측 체중부하율에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반견인군의 마비측 체중부하율 평균은 치료 전 45.10(11.58), 치료 후1 47.90(3.81)로 증가하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 후2에서는 47.60(3.69)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 통계적으로 유의한 차이가 없었다(p<.05), (표 4, 표 5).

근에너지기법군의 마비측 체중부하율 평균은 치료 전 45.90(7.85), 치료 후1 46.00(6.93)로 증가하였지만

유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 46.40(6.34)으로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 통계적으로 유의한 차이가 없었다(p>.05), (표 4, 표 5).

대조군의 마비측 체중부하율 평균은 치료 전 44.60(14.05), 치료 후1 45.80(8.94)로 증가하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 45.10(8.91)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 통계적으로 유의한 차이가 없었다(p>.05), (표 4, 표 5).

각 그룹 간의 치료 전 마비측 체중부하율의 유의확률이 0.968로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로 (p>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 4. 치료 전과 치료 후1의 마비측 체중부하율의 비교

단위 : %

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반견인	45.10(11.58)	47.90(3.81)	1.012	0.338
근 에너지기법	45.90(7.85)	46.00(6.93)	0.084	0.935
대조군	44.60(14.05)	45.80(8.94)	0.536	0.605
평균	45.20(11.06)	46.57(6.72)		

표 5. 치료 전과 치료 후2의 마비측 체중부하율의 비교

단위 : %

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반견인	45.10(11.58)	47.60(3.69)	0.875	0.404
근 에너지기법	45.90(7.85)	46.40(6.34)	0.344	0.739
대조군	44.60(14.05)	45.10(8.91)	0.256	0.803
평균	45.20(11.06)	46.37(6.52)		

2) 비마비측의 체중부하율

각 그룹별 비마비측 체중부하율에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반전인군의 비마비측 체중부하율 평균은 치료 전 54.90(11.58), 치료 후1 52.10(3.81)로 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 후2에서는 52.40(3.69)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다($p < .05$), (표 6, 표 7).

근에너지기법군의 비마비측 체중부하율 평균은 치료 전 54.10(7.85), 치료 후1 54.00(6.93)로 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 53.60(6.34)으로

치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p < .05$), (표 6, 표 7).

대조군의 비마비측 체중부하율 평균은 치료 전 55.40(14.05), 치료 후1 54.20(8.94)로 감소하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 54.90(8.91)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$), (표 6, 표 7).

각 그룹 간의 치료 전 비마비측 체중부하율의 유의확률이 0.566로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로 ($p > .05$) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 6. 치료 전과 치료 후1의 비마비측 체중부하율의 비교

단위 : %

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반전인	54.90(11.58)	52.10(3.81)	1.012	0.338
근 에너지기법	54.10(7.85)	54.00(6.93)	0.838	0.423
대조군	55.40(14.05)	54.20(8.94)	1.898	0.090
평균	54.80(11.06)	53.43(6.72)		

표 7. 치료 전과 치료 후2의 비마비측 체중부하율의 비교

단위 : %

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반전인	54.90(11.58)	52.40(3.69)	0.875	0.404
근 에너지기법	54.10(7.85)	53.60(6.34)	0.344	0.739
대조군	55.40(14.05)	54.90(8.91)	1.994	0.077
평균	54.80(11.06)	53.63(6.52)		

4. 역전주기의 분석

각 그룹별 역전주기에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반전인군의 역전주기 평균은 치료 전 1.57(0.23), 치료 후1 1.06(0.19)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며($p = .000$), 치료 후2에서는 1.01(0.20)로 치료 후1과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다($p = .000$), (표 8, 표 9).

근에너지기법군의 역전주기 평균은 치료 전 1.47(0.19), 치료 후1 1.29(0.19)로 유의하게 감소되

었고, 치료 후2는 1.42(0.35)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다($p > .05$), (표 8, 표 9).

대조군의 역전주기 평균은 치료 전 1.47(0.29), 치료 후1 1.31(0.28)로 감소하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 1.29(0.23)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다($p > .05$), (표 8, 표 9).

각 그룹 간의 치료 전 역전주기의 유의확률이 0.569로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로 ($p > .05$) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 8. 치료 전과 치료 후1의 역전주기의 비교

단위 : Hz

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반견인	1.57(0.23)	1.06(0.19)	9.969	0.000***
근 에너지기법	1.47(0.19)	1.29(0.19)	4.070	0.003**
대조군	1.47(0.29)	1.31(0.28)	1.614	0.141
평균	1.50(0.24)	1.22(0.25)		

p<.01 *p<.001

표 9. 치료 전과 치료 후2의 역전주기의 비교

단위 : Hz

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반견인	1.57(0.23)	1.01(0.20)	9.329	0.000***
근 에너지기법	1.47(0.19)	1.42(0.35)	0.582	0.575
대조군	1.47(0.29)	1.29(0.23)	1.890	0.091
평균	1.50(0.24)	1.24(0.31)		

***p<.001

5. 동요면적의 분석

각 그룹별 동요면적에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반견인군의 동요면적 평균은 치료 전 972.90 (805.77), 치료 후1 149.70(76.72)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며 (p=.008), 치료 후2에서는 150.30(73.86)로 치료 후1 과 비교하였을 때 증가하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.009), (표 10, 표 11).

근에너지기법군의 동요면적 평균은 치료 전 667.80 (398.80), 치료 후1 531.50(327.72)로 감소하였지만

유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 478.50(218.24)으로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서는 각각 유의한 차이가 없었다(p>.05), (표 10, 표 11).

대조군의 동요면적 평균은 치료 전 705.40(414.56), 치료 후1 730.30(441.38)로 증가하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 603.20(341.79)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다 (p>.05), (표 10, 표 11).

각 그룹 간의 치료 전 동요면적의 유의확률이 0.440로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로(p>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 10. 치료 전과 치료 후1의 동요면적의 비교

단위 : mm²

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반견인	972.90(805.77)	149.70(76.72)	3.415	0.008**
근 에너지기법	667.80(398.80)	531.50(327.72)	2.052	0.070
대조군	705.40(414.56)	730.30(441.38)	0.193	0.851
평균	782.03(568.57)	470.50(394.54)		

**p<.01

표 11. 치료 전과 치료 후2의 동요면적의 비교

단위 : mm²

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
콜반견인	972.90(805.77)	150.30(73.86)	3.335	0.009**
근 에너지기법	667.80(398.80)	478.50(218.24)	2.064	0.069
대조군	705.40(414.56)	603.20(341.79)	1.367	0.205
평균	782.03(568.57)	410.67(300.79)		

**p<.01

6. 동요거리의 분석

각 그룹별 동요거리에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

콜반견인군의 동요거리 평균은 치료 전 403.40(141.18), 치료 후1 246.00(72.63)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며(p=.000), 치료 후2에서는 236.60(67.05)로 치료 후1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.000). (표 12, 표 13).

근 에너지기법군의 동요거리 평균은 치료 전 331.30(128.06), 치료 후1 259.00(73.26)로 통계적으로

로 유의하게 감소하였으며(p=.034), 치료 후2 는 269.40(81.29)으로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서는 각각 유의한 차이가 없었다(p>.05). (표 12, 표 13).

대조군의 동요거리 평균은 치료 전 446.30(227.39), 치료 후1 469.40(189.28)로 감소하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2 는 450.10(176.82)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다 (p>.05). (표 12, 표 13).

각 그룹 간의 치료 전 동요거리의 유의확률이 0.331로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로(p>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 12. 치료 전과 치료 후1의 동요거리의 비교

단위 : mm

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
콜반견인	403.40(141.18)	246.00(72.63)	5.877	0.000***
근 에너지기법	331.30(128.06)	259.00(73.26)	2.505	0.034*
대조군	446.30(227.39)	469.40(189.28)	1.048	0.322
평균	393.67(172.19)	324.80(158.95)		

*p<.05 ***p<.001

표 13. 치료 전과 치료 후2의 동요거리의 비교

단위 : mm

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
콜반견인	403.40(141.18)	236.60(67.05)	6.041	0.000***
근 에너지기법	331.30(128.06)	269.40(81.29)	1.918	0.087
대조군	446.30(227.39)	450.10(176.82)	0.189	0.854
평균	393.67(172.19)	318.70(149.21)		

***p<.001

7. 최대 동요속도의 분석

각 그룹별 최대 동요속도에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반전인군의 최대 동요속도 평균은 치료 전 64.50(25.84), 치료 후1 32.50(5.50)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며($p = .001$), 치료 후2에서는 31.10(7.75)로 치료 후1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다($p = .001$), (표 14, 표 15).

근에너지기법군의 최대 동요속도 평균은 치료 전 54.40(21.29), 치료 후1 36.20(14.27)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며($p = .007$), 치료 후2는

39.90(10.59)으로 치료 후1과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다($p = .032$), (표 14, 표 15).

대조군의 최대 동요속도 평균은 치료 전 84.50(49.20), 치료 후1 84.20(54.68)로 감소하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 79.00(51.45)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다($p > .05$), (표 14, 표 15).

각 그룹 간의 치료 전 동요속도의 유의확률이 0.157로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로($p > .05$) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 14. 치료 전과 치료 후1의 최대 동요속도의 비교

단위 : mm/s

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반전인	64.50(25.84)	32.50(5.50)	4.801	0.001***
근 에너지기법	54.40(21.29)	36.20(14.27)	3.510	0.007**
대조군	84.50(49.20)	84.20(54.68)	0.050	0.962
평균	67.80(35.51)	50.97(39.67)		

** $p < .01$ *** $p < .001$

표 15. 치료 전과 치료 후2의 최대 동요속도의 비교

단위 : mm/s

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반전인	64.50(25.84)	31.10(7.75)	5.141	0.001***
근 에너지기법	54.40(21.29)	39.90(10.59)	2.541	0.032*
대조군	84.50(49.20)	79.00(51.45)	1.083	0.307
평균	67.80(35.51)	50.00(36.38)		

* $p < .05$ *** $p < .001$

8. 동요각의 분석

1) 전후 동요각

각 그룹별 전후 동요각에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반전인군의 전후 동요각 평균은 치료 전

2.60(1.14), 치료 후1 1.05(0.25)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며($p = .002$), 치료 후2에서는 1.21(0.35)로 치료 후1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다($p = .001$), (표 16, 표 17).

근에너지기법군의 전후 동요각 평균은 치료 전

1.83(0.65), 치료 후1 1.43(0.58)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며(p=.034), 치료 후2 는 1.45(0.45)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서는 각각 유의한 차이가 없었다(p>.05),(표 16, 표 17).

대조군의 전후 동요각 평균은 치료 전 2.28(0.57), 치료 후1 2.50(0.89)로 증가하였으나 유의한 차이는 없었

고, 치료 후2 는 2.17(0.67)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다(p>.05),(표 16, 표 17).

각 그룹 간의 치료 전 전후 동요각의 유의확률이 0.132로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로(p>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 16. 치료 전과 치료 후1의 전후 동요각의 비교

단위 : °

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반전인	2.60(1.14)	1.05(0.25)	4.381	0.002**
근 에너지기법	1.83(0.65)	1.43(0.58)	2.491	0.034*
대조군	2.28(0.57)	2.50(0.89)	0.959	0.363
평균	2.23(0.86)	1.66(0.87)		

*p<.05 **p<.01

표 17. 치료 전과 치료 후2의 전후 동요각의 비교

단위 : °

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반전인	2.60(1.14)	1.21(0.35)	5.145	0.001***
근 에너지기법	1.83(0.65)	1.45(0.45)	2.104	0.065
대조군	2.28(0.57)	2.17(0.67)	0.740	0.478
평균	2.23(0.86)	1.61(0.64)		

***p<.001

2) 좌우 동요각

각 그룹별 좌우 동요각에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반전인군의 좌우 동요각 평균은 치료 전 1.91(1.02), 치료 후1 0.60(0.28)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며(p=.001), 치료 후2 에서는 0.58(0.18)로 치료 후1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.001),(표 18, 표 19).

근 에너지기법군의 좌우 동요각 평균은 치료 전 1.39(0.41), 치료 후1 0.76(0.16)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며(p=.000), 치료 후2 는 0.98(0.51)로

치료 후1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.006),(표 18, 표 19).

대조군의 좌우 동요각 평균은 치료 전 1.56(0.58), 치료 후1 1.51(0.46)로 감소하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2 는 1.62(0.49)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다(p>.05),(표 18, 표 19).

각 그룹 간의 치료 전 좌우 동요각의 유의확률이 0.273로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로(p>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 18. 치료 전과 치료 후1의 좌우 동요각의 비교

단위 : °

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반견인	1.91(1.02)	0.60(0.28)	4.681	0.001***
근 에너지기법	1.39(0.41)	0.76(0.16)	5.748	0.000***
대조군	1.56(0.58)	1.51(0.46)	0.478	0.644
평균	1.62(0.73)	0.96(0.51)		

***p<.001

표 19. 치료 전과 치료 후2의 좌우 동요각의 비교

단위 : °

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반견인	1.91(1.02)	0.58(0.18)	4.670	0.001***
근 에너지기법	1.39(0.41)	0.98(0.51)	3.537	0.006**
대조군	1.56(0.58)	1.62(0.49)	0.424	0.682
평균	1.62(0.73)	1.06(0.59)		

p<.01 *p<.001

9. 동요편차의 분석

각 그룹별 동요편차에 관한 분석 결과는 다음과 같다.

골반견인군의 동요편차 평균은 치료 전 7.70(3.86), 치료 후1 2.10(0.88)로 통계적으로 유의하게 감소하였으며(p=.001), 치료 후2에서는 2.20(0.79)로 치료 후 1 과 비교하였을 때 증가하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.001),(표 20, 표 21).

근 에너지기법군의 동요편차 평균은 치료 전 6.40(2.55), 치료 후1 5.20(3.29)로 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 4.40(1.77)으로 치료 후

1 과 비교하였을 때 감소하였지만 유의한 차이는 없었고, 치료 전과의 비교에서는 통계적으로 유의하게 감소하였다(p=.008),(표 20, 표 21).

대조군의 동요편차 평균은 치료 전 7.60(5.42), 치료 후1 5.80(2.57)로 감소하였으나 유의한 차이는 없었고, 치료 후2는 6.30(2.67)로 치료 후1, 치료 전과의 비교에서 각각 유의한 차이가 없었다(p>.05),(표 20, 표 21).

각 그룹 간의 치료 전 동요편차의 유의확률이 0.737로 통계적으로 유의한 차이가 없었으므로(p>.05) 세 그룹 간의 군 배치가 적절하였다.

표 20. 치료 전과 치료 후1의 동요편차의 비교

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후1		
골반견인	7.70(3.86)	2.10(0.88)	4.967	0.001***
근 에너지기법	6.40(2.55)	5.20(3.29)	1.475	0.174
대조군	7.60(5.42)	5.80(2.57)	1.360	0.207
평균	7.23(4.01)	4.36(2.89)		

***p<.001

표 21. 치료 전과 치료 후2의 동요편차의 비교

	Mean(SD)		t-값	p-값
	치료 전	치료 후2		
골반전인	7.70(3.86)	2.20(0.79)	5.154	0.001***
근 에너지기법	6.40(2.55)	4.40(1.77)	3.354	0.008**
대조군	7.60(5.42)	6.30(2.67)	0.600	0.563
평균	7.23(4.01)	4.30(2.51)		

p<.01 *p<.001

V. 고 찰

골반의 불균형의 원인을 보는 시각과 이를 회복하기 위한 접근법 또한 다양하다. Kapandji (1982)는 골반의 전방경사는 고관절을 굴곡하게 만들며 고관절의 굴곡은 복부(abdominal)를 앞으로 나오게 하며, 동시에 족관절의 저측굴곡을 유도하게 된다고 하였다. 문상은 (2004)은 장골이 전방으로 경사된 쪽의 고관절은 상대적으로 반대편보다 외회전, 굴곡, 내전되는 경향이 많고, 장골이 후방으로 경사된 쪽의 고관절은 내회전, 신전, 외전하려는 경향이 많다고 하였다. Karen 와 Meg (2003)는 뇌졸중 환자에게서 외측 골반 치환(lateral pelvic displacement)의 폭이 증가 된다고 하였다. Susan 와 Kathyrn (1997)은 편마비 환자는 마비된 쪽이 고관절 굴곡, 슬관절 신전, 족관절 내반, 대퇴 외회전, 골반대의 거상 및 전방회전을 초래한다고 하였다.

안목 (2004)은 골반균형에 대한 연구에서 전상장골극과 후상장골극의 높이 변화에서 압박군에서 유의한 차이가 있었다고 하였다. 이 연구에서 골반전인군과 근에너지 기법군이 치료 전보다 치료 후1, 치료 후2에서 골반높이 값이 유의하게 감소한 것과 일치하였다. 이는 골반전인군과 근에너지기법을 통해 골반을 후방회전 시켜 마비측의 골반거상을 줄여 주었기 때문이라 사료된다.

균형의 문제는 편마비 환자의 일상생활과 기능적 활동에 중요한 기준이 된다. 자세 균형 조절은 지지기저면 위에 무게 중심을 유지하거나 되돌림으로 평형을 유지하려는 능력으로 안정과 정위를 얻기 위하여 공간에서 신체를 조절하는 것이다 (Horack, 1987 ; Duncan et al, 1990 ; Shumway-Cook & Woollacott, 1995 ; Brogren et al, 1998). 특히 균형을 유지하는 데는 고관

절의 역할이 매우 중요 하다고 볼 수 있다. 뇌졸중 이후 물리치료의 중요한 목적은 편마비의 마비측 하지로 체중 이동 능력을 향상시켜 대칭성을 획득하는 것으로 골반의 후방경사가 매우 중요한 역할을 하고 있다. 또한 자세동요를 줄일 수 있는 안정성을 획득하는 것은 편마비 환자의 치료에 있어서 중요하다. 편마비 환자는 선 자세를 취하고 있는 동안 체중분포가 비대칭적으로 이루어지며 자세동요는 정상인에 비해 증가되어 나타난다 (Murray & Peterson, 1973 ; Arcan et al, 1977 ; Seliktar et al, 1978 ; Dickstein, 1984). Mizrahi 등(1989)은 편마비 환자는 총 체중의 70%에서 74%까지를 비마비측으로 부하한다고 하였고, 이는 정상 범위인 40%에서 57%를 크게 벗어난다고 하였다. Sacredly (1990)는 편마비 환자는 총 체중의 61% 정도를 부하하며 중증 편마비의 경우에는 90%까지 부하한다고 했다. 또한 선 자세에서 하지의 체중부하율의 정도는 운동기능과 독립적인 일상 생활에 밀접한 관련이 있다고 했다. Titianova 와 Tarkka (1995)는 편마비 환자는 정적 선 자세와 보행에 있어서 자세 동요가 비마비측으로 치우쳐서 나타난다고 했고, Shumway-Cook 등 (1988)은 자세동요의 전체 면적도 정상인에 비해 크다고 했다. 김택훈 (1996)은 편마비 환자가 정적 선 자세에서 맨발로 섰을 때와 보조기를 착용하고 섰을 때 환측의 체중부하율에 유의한 차이가 있다고 하였고, 김중휘 등 (2001)은 맨발선 자세, 신발선 자세, 보조기선자세, 보조기+신발선 자세에서 환측과 비환측의 체중부하를 비교에서 모든 선 자세 조건에서 통계학적 유의한 차이는 있었지만 모든 선 자세 조건에는 유의한 차이가 없었다고 하였다. 이 연구에서 마비측과 비마비측으로의 체중부하율은 골반전인군, 근에너지 기법군, 대조군 모두 증감은 있었지만 유의한 차이는 없

었다. 김택훈과 김중휘의 결과와는 달리 통계학적 유의성이 없었던 것은 두 경우는 환측과 비환측의 체중부하율을 비교한 반면, 이 연구에서는 골반전인군, 근에너지기법군, 대조군의 마비측과 비마비측의 치료 전, 후의 체중부하율을 비교하였기 때문이라 사료된다.

김중휘 등 (2001)은 각 선자세 조건의 환측과 비환측 하지에서 자세동요의 전후 역전주기에서 모든 선 자세 조건에서 비환측의 자세동요 역전주기가 환측보다 크다고 하였고, 선 자세 조건중에서 보조기선자세에서만 통계학적으로 유의하다고 하였다. 이 연구에서 환자의 안정성과 고정성을 나타내는 역전주기는 골반전인군만이 치료 전보다 치료 후1, 치료 후2에서 유의하게 감소되어 김중휘의 각 선 자세 조건에서 보조기선자세와 일치하였다. 이는 보조기 착용이 환측 하지에서 균형수행에 요구되는 족관절전략을 제한한 결과와 골반전인이 고관절전략을 제한한 결과와 동일한 결과 때문이라 사료된다.

정동훈 (1999)은 뇌손상 이후 수술유무에 따른 안정성 한계의 비교에서 수술을 시행하지 않은 환자의 경우가 수술을 시행한 환자의 경우에 비해 동요면적에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이한숙 (2001)은 눈을 뜬 경우 정상인과 요통환자군의 동요면적비교에서 요통환자가 높았으나 통계적으로 유의한 차이는 없다고 하였고, 눈을 감은 경우의 비교에서는 요통환자의 동요면적이 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 시각을 제한한 경우에는 요통환자가 통계적으로 유의하게 차이가 있다고 하였다. 이 연구에서 동요면적은 골반전인군만이 치료 전보다 치료 후1, 치료 후2에서 유의하게 감소하여 정상인과 요통환자의 비교에서 동요면적이 눈을 감은 경우, 시각을 제한한 경우와 통계학적 유의성이 일치하였다. 편마비 환자의 안정성 제공에는 시각, 청각, 고유수용성 등 여러 가지 요인이 작용하는데 골반전인군이 동요면적에서 통계적 유의성이 있었던 것은 골반전인이 관절에서의 수용기 자극에 기인하기 때문이라 사료된다.

Byl 과 Sinnott (1991)은 45세의 요통환자 20명과 건강한 대상자 25명을 대상으로 자세동요를 측정된 결과 요통환자의 자세동요가 건강한 대상자보다 더 컸다고 하였다. Alexander 등 (1998)은 20대에서 50대의 30명의 요통환자의 정적 균형수행력을 측정된 결과 요통환자의 전후움직임과 최대 움직임이 대조군보다 더 컸다고 하였다. 이한숙 (2001)은 두 눈을 뜬 경우 요통환자의 동요거리가 정상인보다 더 많다고 하였다. 이 연구에서 동요거리는 골반전인군만이 치료 전과 치료 후1, 치료 후2

비교에서 유의하게 감소하여 요통환자의 자세동요가 건강한 대상자보다 더 많은 것과 두 눈을 뜬 경우 요통환자의 동요거리가 정상인보다 더 많은 것과 일치하였다. 요부의 손상이 자세균형을 조절하는 주요한 생리학적 기전을 방해할 수 있는데 골반전인시 고정으로 안정을 제공해주어 근 경련을 감소시키고 골반전면을 늘리는 효과에 기인하여 동요거리가 감소한 것으로 사료된다.

Marras 와 Wongsam (1986)의 연구에서 정상인 18명과 요통환자 16명 사이에서 체간을 굴곡하는 동안 요추각도와 속도 측정상에서 요통환자가 대조군보다 더 느린 속도로 움직였으며 요추운동도 감소되었다고 하였다. 이한숙 (2001)은 요통환자군이 정상인보다 순간최대속도가 더욱 컸다고 하였다. 김중휘 (2001)는 편마비 환자들이 착용한 비절단보조기와 절단보조기에 따른 정적 선 자세 균형에서 최대동요속도는 통계적으로 유의하지 않다고 하였다. 이 연구에서 최대동요속도는 골반전인군과 근에너지기법군이 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 유의하게 감소하여 이한숙의 요통환자군이 정상인보다 순간최대속도가 더욱 컸다고 일치하였다. 부적절한 고유감각 정보의 입력으로 요통환자의 자세균형조절에 문제가 발생하여 정적인 자세유지시 흔들린 속도가 더 컸다고 보아지며, 골반전인이나 근에너지기법에서의 통계적 유의성은 골반의 후방회전을 통한 복부근의 작용이 골반의 안정성을 제공하였기 때문이라 사료된다.

Alexander 와 Lapier (1998)는 두 눈을 감은 경우 요통환자의 내외측 움직임이 컸다고 하였고, 이한숙 (2001)은 두 눈을 뜬 경우 요통환자의 내외측 각도가 증가하였고, 두 눈을 감은 경우 요통환자의 오른쪽과 왼쪽으로 움직임이 정상인에 비해 각도가 증가하였다고 하였다. 김중휘 (2001)는 맨발선 자세, 신발선 자세, 보조기선자세, 보조기+신발선 자세는 전후동요각이 통계적으로 유의한 차이는 없었고, 좌우동요각은 유의한 차이가 있었다고 하였다. 이 연구에서 전후동요각은 골반전인군이 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 유의하게 감소하였고, 근에너지기법군은 치료 전과의 비교에서 치료 후2에서만 유의하게 감소되었다. 좌우동요각은 골반전인군과 근에너지기법군이 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 유의하게 감소하였다. 김중휘의 연구에서는 고 좌우동요각만이 유의성이 있었던 것에 반해 이 연구에서는 골반전인군과 근에너지기법군에서 전후동요각, 좌우동요각이 유의하게 감소되어 김중휘의 연구와 차이점이 있었다. 편마비 환자의 환측 하지에 착용한 단하지 보조기가

족관절의 관상면에서 일어나는 비정상적인 공동화 유형을 교정해줌으로 불안정한 족관절에 내외측 안정성을 개선시켜 준 것과 동일하게 골반건인이나 근에너지기법을 통해 골반의 후방회전이 유도되어 하지 근위부의 안정성을 제공하고 고관절 신전을 유도하며 전방, 측방으로의 체중이동 능력을 향상시키므로 전후, 좌우동요각의 감소가 유의하게 있었다고 사료된다.

동요편차는 환자가 얼마나 흔들리지 않는지를 평가하는 것으로 수치가 낮을수록 안정하다는 것을 의미하며 유사한 선행 연구는 없으며, 이 연구에서 골반건인군만이 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 유의한 감소가 있었다. 이는 골반건인을 통한 골반의 안정성을 제공하였기 때문이라 사료된다.

Shumway-Cook 등 (1988)은 컴퓨터화된 힘판의 정보를 통해 편마비 환자에게 시각적인 피드백을 제공해주어 대칭적 선 자세를 훈련시킨 결과 대칭적인 체중부하에는 효과가 있었으나 기본적인 자세동요유형에서는 변화가 없었다고 했다. 김중휘 등 (2001)의 연구에서는 편마비 환자의 선 자세 균형에 중요한 영향을 미치는 마비측 하지의 체중부하율과 자세동요간에는 유의한 상관관계가 없었으며, 자세동요의 측정기준이었던 동요면적, 동요거리, 최대동요속도, 전후동요각, 좌우동요각간에서만 유의한 상관관계가 있었다고 하였다. 이 연구에서도 마비측, 비마비측의 체중부하율이 자세동요간에는 상관관계가 없었으며, 자세동요의 측정기준이었던 역전주기, 동요면적, 동요거리, 최대동요거리, 전후동요각, 좌우동요각, 동요편차에서는 유의한 상관관계가 있는 것으로 나타나 일치하였다.

이 연구의 결과에서 골반건인이 편마비 환자의 정적 선 자세 균형능력변화에 많은 영향을 미치는 것을 알 수 있다. 이것은 골반건인시 바로누운자세에서 슬관절을 굴곡 시킨 상태에서 견인을 실시하면 골반의 후방경사가 일어나고 골반의 후방경사는 고관절을 신전시키는 동시에 복부근들이 작용하게 되어 정상적 선 자세에 가깝게 되므로 정적 선 자세 균형능력변화에 영향을 미치는 것이라 사료 된다.

이 연구는 000 재활의학과의원에 외래 방문중인 편마비 환자 중 본 연구의 선정조건에 충족하는 일부의 환자만을 대상으로 연구를 시행하였기 때문에 모든 편마비 환자에 대해 일반화하여 해석하는 데는 제한점이 있고, 치료사 3명이 실험에 참가하였기 때문에 치료사의 능력 차이에 따른 제한점도 있다.

현재 골반건인은 요추에 관계된 질환에만 국한되어 사용되어 지고 있고, 보험의 인정 범위에 있어서도 국한되어 있다고 보아지며 편마비 환자에 대한 골반건인의 계속적인 연구는 골반건인의 적용범위 확대에 영향을 미칠 것이라 사료 된다.

VI. 결 론

이 연구는 골반건인과 근에너지기법을 통한 편마비 환자의 정적 선 자세 균형의 변화를 알아보고자 뇌졸중 진단을 받고 편마비가 된 환자 30명(남자 15명, 여자 15명)을 대상으로 2개의 실험군(골반건인군 10명, 근에너지기법군 10명)과 1개의 대조군(10명)을 무작위 분류하여 각 군별로 주3회 8주 동안 실험적 조작을 가한 후, 치료 후1은 4주의 마지막 날, 치료 후2는 8주의 마지막 날에 체중부하율(마비측 체중부하율, 비마비측 체중부하율), 역전주기, 동요면적, 동요거리, 최대동요속도, 동요각(전후동요각, 좌우동요각), 동요편차의 변화를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 골반높이 값의 변화는 치료 전과 치료 후2의 비교에서 골반건인군과 대조군, 근에너지기법군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.
2. 마비측 체중부하율의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반건인군, 근에너지기법군, 대조군 모두에서 마비측 체중부하율이 증가하였지만 유의한 차이는 없었다.
3. 비마비측 체중부하율의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반건인군, 근에너지기법군, 대조군 모두에서 비마비측 체중부하율이 감소하였지만 유의한 차이는 없었다.
4. 역전주기의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반건인군과 근에너지기법군, 골반건인군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.
5. 동요면적의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반건인군과 근에너지기법군, 골반건인군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.
6. 동요거리의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반건인군과 대조군, 근에너지기법군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.
7. 최대동요속도의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료

후2 비교에서 골반전인군과 대조군, 근에너지기법군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.

8. 전후동요각의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반전인군과 대조군, 근에너지기법군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.

9. 좌우동요각의 변화는 치료 전과 치료 후1 비교에서 골반전인군과 대조군, 근에너지기법군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었고, 치료 전과 치료 후2 비교에서는 골반전인군, 근에너지기법군, 대조군 모두에서 각각 유의한 차이가 있었다.

10. 동요편차의 변화는 치료 전과 치료 후1, 치료 후2 비교에서 골반전인군과 대조군, 근에너지기법군과 대조군 사이에서 각각 유의한 차이가 있었다.

이상의 결과를 볼 때 골반전인과 근 에너지기법이 편마비 환자의 골반조절 능력 향상으로 인한 균형에 미치는 요인을 알 수 있었다.

〈 참고 문헌 〉

구봉오 : 양하지 길이차이에 따른 자세 균형의 변화와 적응 특성. 석사학위논문 : 대구대학교 재활과학대학원, 1997.

권오윤, 이한숙, 최홍식 : 균형조절 요인에 관한 관찰. 한국전문물리치료학회지, 3(3) : 82-91, 1996.

권혁철 : 독립보행이 가능한 편마비 환자의 하지 체중지지 특성에 관한 고찰. 미간행 석사학위 청구논문 : 연세대학교 보건대학원, 1987.

김동석 : 공중보전학. 수문사, 2002.

김종만 : 시각 및 청각 되먹임을 통한 하지체중이동 훈련이 편마비 환자 보행 특성에 미치는 효과에 대한 연구. 미간행 석사학위 청구논문 : 연세대학교 보건대학원, 1995.

김택훈 : 편마비 환자의 단하지 보조기 착용유무에 따른 하지 체중 지지율과 보행 특성의 변화에 관한 연구. 미간행 석사학위논문 : 연세대학교 보건대학원, 1996.

김중휘, 김중선 : 플라스틱 단하지 보조기와 신발 착용이 편마비 환자의 정적 선자세 균형에 미치는 영향. 대한물리치료학회지, 13(2) : 381-397, 2001.

노미혜, 이충희, 조상현 등 : 편마비 환자의 환측 하지 체중부하를 향상을 위한 효과적인 인적 되먹임 빈도.

한국전문물리치료학회지, 5(3) : 1-10, 1998.

문상은 : 전신조정술. 정담미디어, 2004.

배성수 외 12명 : 운동치료학. 대학서림, 1995.

배성수 외 31명 : 물리치료학개론, 개정 6판. 대학서림, 2002.

안덕현 : 편마비 환자의 기립시 하지체중지지 특성에 관한 연구. 미간행 석사학위 청구논문 : 연세대학교 보건대학원, 1994.

안 목 : 자세 교정이 골반균형과 경부운동범위에 미치는 영향. 미간행 석사학위 청구논문 : 대구대학교 재활과학대학원, 2004.

안용팔, 이근환 : 경추의 견인요법과 그 효과. 대한재활의학회지, 1(1) : 20-25, 1977.

이재학 : 운동치료학. 대학서림, 1990.

이한숙 : 정상인과 요통환자의 선자세 균형조절에 관한 연구. 박사학위 논문 : 대구대학교 재활과학대학원, 2001.

정동훈 : 편마비 환자의 비대칭적 체중지지가 기립균형 안정성 한계에 미치는 영향. 미간행 석사학위 논문 : 대구대학교 재활과학대학원, 1999.

Alexander, K. M., & Lapier, T. K. : Differences in static balance and weight distribution between normal weight distribution between normal subjects with chronic unilateral low back pain. The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 28:378-383, 1998.

American Heart Association : Heart and stroke facts. Dallas : American Association, 1992.

Arcan, M., Brull, M. A., Najensor, T. : FGP assessment of postural disorder during process of rehabilitation. Scand J Rehabil Med, 9:165-168, 1977.

Basmajian, J. B., & Nyberg, R. : Rational manual therapies. Baltimore : Williams & Wilkins, 1993.

Bergen, A. F., & Colangels, C. : Positioning the client with CNS deficits, 1982.

Bobath, B. : Adult hemiplegia : Evaluation and treatment, 2nd edition. London : Williams Heinemann Medial Books LTD, 1978.

Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. : Lower extremity weight-bearing under various

- standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. *Physical Therapy*, 65:1323-1325, 1985.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., Forssberg, H. : Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Review*, 22:591-596, 1998.
- Brunnstrom, S. : Movement therapy in hemiplegic: Neurophysiological approach. New York : Harper & Row Publishers, 1970.
- Byl, N. N., & Sinnott, P. L. : Variation in balance and body sway in middle-aged adults : subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine*, 16:325-330, 1991.
- Davies, P. M. : Steps to follow : A guide to the treatment of adult hemiplegia. Berlin : Springer-Verlag, 1985.
- Dettmann, M. A., Linder, M. T., Sepic, S. B. : Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J phys Med Rehabil*, 66:77-90, 1987.
- Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T. : Foot ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. *Physical Therapy*, 64:19-23, 1984.
- DiFabio, R. P., & Badke, M. B. : Extraneous movement associated with hemiplegic postural sway during dynamic goal-directed weight redistribution. *Arch phys Med Rehabil*, 71:365-371, 1990.
- Duncan, P. W., Studenski, S., Chandler, J. et al. : Electromyographic analysis of postural adjustments in two methods of balance testing. *Physical Therapy*, 70:88-96, 1990.
- Greenman, P. E. : Principle of manual medicine, 2nd edition. Williams & Wilkins, 1996. 대한정형물리치료학회(역). 정형물리치료학, 개정2판. 영문출판사, 93-98, 352-353, 2001.
- Hamrin, E., Eklund, G., Hillgren, A. K. : Muscle strength and balance in post-stroke patients. *Ups J Med Sci*, 87:11-26, 1982.
- Harburn, K. L., Hill, K. M., Kramer, J. F. : Clinical applicability and test-retest reliability of an external perturbation test of balance in stroke subjects. *Arch phys Med Rehabil*, 76:317-323, 1995.
- Harris, P. : Cervical traction : Review of literature and treatment guidelines. *Phys Ther*, 57:910-914, 1977.
- Horack, F. B. : Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67:1881-1885, 1987.
- Judovich, B. : Lumbar traction therapy aid dissipated force factors. *Journal-Lancet*, 74:411, 1954.
- Judovich, B. : Lumbar traction therapy. *JAMA*, 159, 549-550, 1955.
- Kann, M. : Effects of gravity-facilitated traction on intervertebral dimensions of the lumbar spine. Master's Thesis, 1983.
- Kapandji, A. : Physiology of the joint. Vo 12 : lower limb, 5th ed. New York : Churchill Livingstone, 1982.
- Karen, J. D., & Meg, E. M. : Lateral Pelvic Displacement during gait : Abnormalities after stroke and change during the first month of rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*, 84:1200-1205, 2003.
- Knott, M., & Voss, D. E. : Proprioceptive facilitation in therapeutic exercise : Patterns and techniques, 2nd ed. New York : Harper & Row, 1968.
- Kottke, F. J., Sillwell, G. K., Lehmann, J. K. : Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. W. B. Saunders Co, 1982.
- Lane, R. E. J. : Facilitation of weight transference in the stroke patients. *Physiotherapy*, 65:48-51, 1978.
- Levangie, P. K. : Four clinical tests of sacroiliac joint dysfunction : The association of test results with innominate torsion among patients with and without low back pain. *Physical Therapy*, 79:1043-1057, 1999.

- Murray, P.M., & Peterson, P.M. : Weight distribution and weight shift activity during normal standing posture. *Phys Ther*, 53:741-748, 1973.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., et al. : Postural stability in stroke patients : vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medial and Biological Engineering and Computing*, 27:181-190, 1989.
- Nashner, L. M. : Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. *Proceedings of the APTA Forum*. APTA Publication, 1990.
- Norkin, & Levangie. : *Joint structure & function*, 2nd edition. F.A. DAVIS Company, 1992. 배성수 외(역). *임상운동학*. 영문출판사, 76, 478, 2000.
- Perry, J. : The mechanics of walking in hemiplegia. *Clin Orthop*, 63, 23-31, 1969.
- Ragnarsdottir, M. : The concepts of balance. *Physiotherapy*, 82:368-375, 1996.
- Ryerson, S. D. : *Hemiplegia resulting from vascular insult or disease*. C.V Mosby Co. st. Louis, 1985.
- Sackley, C. M. : The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*, 6:179-185, 1990.
- Sackley, C. M., & Baguley, B. I. : Visual feedback after stroke with the balance performance monitor : Two single case studies. *Clinical Rehabilitation*, 7:189-195, 1993.
- Saunders, H. D. : *Physical therapy. mechanical agents : Traction*. Washington : J. B. Lippincott Company. 1985.
- Seliktar, R., Susak, Z., Najenson, T., et al. : Dynamic feature of standing and their correlation with neurological disorders. *Scand J Rehab Med*, 10:59-64, 1978.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., Haller, S. : Postural sway biofeedback : Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 69:395-400, 1988.
- Shumway-Cook, A., & Horack, F. : *Balance rehabilitation in the neurologic patient. Course syllabus*. Seattle : NERA, 1992.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. : *Motor control : Theory and practical applications*, 2nd edition. Baltimore : Williams & Wilkins, 1995.
- Susan, B. O., & Thomas, J. S. : *Physical Rehabilitation assessment and treatment*, 3rd editiod. F.A. DAVIS Company, 1994. 박래준 외(역). *질환별물리치료*, 개정3판. 영문출판사, 306-311, 2001.
- Susan, R., & Kathryn, L. : *Function movement reeducation*. Churchill Livingstone, 1997. 세브란스 재활병원 물리치료팀(역). *기능적 움직임 재교육*. 정담미디어, 288-299, 340-341, 2003.
- Susan, S. A., Dominiek, B., Math, B. : *PNF in practice : an illustrated guide*. Springer-Verlag, 1993.
- Titianova, E. B., & Tarkka, I.M. : Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *J Rehabil Res Devel*, 3: 236-244, 1995.
- Trueblood, P. R., Walker, J. M., Perry, J. et al. : Pelvic exercise and gait in hemiplegia. *Physical Therapy*, 69:32-40, 1989.
- Wade, D. T., Wood, V. A., Heller, A. : Walking after stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 19:25-30, 1987.
- Wannstedt, G. T., & Herman, R. M. : Use of augmented sensory feedback to achieve symmetrical standing. *Phys Ther*, 58:553-559, 1978.
- Wilcock, A. A. : *Occupational therapy approach to stroke*. Melbourne edinbrgh London and york, 1986.
- Willems, D. A., & Wheelwright, M. E. : *Current physical therapy*. Philadelphia : B.C. Decker

Inc, 1988.

Winstein, C. J., Gardner, E. R., McNeal, D. R. :
Standing balance training : Effect on
balance and locomotion in hemiparatic adults.
Arch Phys Med Rehabil, 70: 755-762, 1989.

Wolfson, L., Whipple, R., Amerman, P. : Gait
assessment in the elderly : A gait abnormality
rating scale and its relation to falls. Journal of
Gerontology, 45:12-19, 1990.

