

플라스틱 단하지 보조기와 신발 착용이 편마비 환자의 정적 선자세 균형에 미치는 영향

영남대의료원 물리치료실

김 중 휘

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

김 중 선

Effects of Plastic AFO and Shoes on Static Standing Balance in Hemiplegic Patients

Kim, Joong-Hwi., P.T., M.S.

Department of Physical Therapy, Yeungnam University Medical Center

Kim, Chung-Sun, P.T., Ph.D.

Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Teagu University

< Abstract >

In the patients with hemiplegia caused by stroke and TBI, postural sway is increased and open displaced laterally over the non-affected leg, reflecting asymmetry in weight bearing on lower extremities during standing balance. Recovery of symmetric weight bearing and postural stability is an important aim in physical therapy. Plastic AFO has been used for hemiplegic patients in order to help their abnormal walking patterns. Past studies have mainly focused on the AFO influences on hemiplegic walking patterns without balance function approaches.

The purpose of this study was to identify the immediate effects of plastic AFO and shoes on the static balance in hemiplegic patients. The scale for static balance were weight bearing on affected leg(%), sway area(mm²), sway path(mm), maximal sway velocity(mm/s), anteroposterior sway angle(°), and lateral angle(°). Seventeen hemiplegic patients participated in this study: 13 men and 4 women, with an average age of 50.18 years. Static balance was measured using BPM(balance performance monitor; dataprint software version 5.3) under four standing condition namely bare-foot standing, standing in shoes, standing with AFO, and standing in shoes with AFO. In order to assure the statistical significance of the results, an one-way ANOVA, the independent t-test, and a pearson's correlation were applied at the .05 level of significant. The results of this study were as follows: 1) There were statistically significant differences in weight bearing(%) on the static balance between affected leg and non-affected leg(p<.01). 2) There were statistically significant differences in sway reverse frequency(Hz) in standing with AFO between affected leg and non-affected leg(p<.05). 3) Sway area(mm²) on standing in shoes with AFO was lower than bare-foot standing(p<.05), Lateral sway angle(°) on standing in shoes with AFO was lower than bare-foot standing and standing in shoes(p<.05). 4) Weight bearing in affected leg was not significantly correlated with postural sway.

I. 서론

뇌손상으로 인해 편마비가 된 환자에게서 나타나는 비대칭적이고 불안정한 선자세 균형은 편마비의 비정상적인 보행양상과 함께 편마비 환자의 재활과정에 있어서 중요한 관심이 되어왔으며, 지난 수 십년간 편마비의 선자세 균형의 문제를 개선하기 위해 편마비의 환측 하지에 체중부하를 향상시키고 선자세자세의 안정성을 증가시키기 위한 다양한 방법들이 시도되어 왔다(Arcan 등, 1977; Wannstedt와 Herman, 1978; Shumway-Cook 등, 1988).

균형(balance)은 크게 정적균형과 동적균형으로 나눌 수 있다. 정적균형(static balance; quiet balance)은 고정된 지지면에 흔들림 없이 서있을 수 있는 능력을 말하고, 동적균형(dynamic balance)은 지지면이 움직이거나 외부로부터 자극이 있을 때 혹은 스스로 움직일 때의 균형을 말한다(Ragnarsdottir, 1996).

뇌졸중이나 외상성 뇌손상 이후 편마비는 비대칭적인 자세, 비정상적인 신체균형, 체중을 이동하는 능력의 결함 및 보행과 수의적인 움직임의 결손 등을 나타내며, 이 중에서 균형과 보행장애는 오랜 세월을 걸쳐 임상적으로 중요하게 논의되고 연구되어 왔다(Perry, 1969; Brunnstrom, 1970; Bobath, 1978; Davis, 1985).

Dickstein 등(1984)은 편마비 환자들은 평형반응(equilibrium reaction)에 문제가 생기며 이로 인해 불균형적인 선자세자세를 취하게 되고 체중의 많은 부분을 비환측 하지로 부하하려는 경향을 보인다고 했으며, Harburn 등(1995)은 편마비는 환측 하지의 비정상적인 근육의 동원(recruitment)으로 인해 정적인 자세동요(postural sway)가 증가되어 나타나고 체중부하(weight bearing)에 필요한 지구력도 감소되어 정적 선자세자세의 유지가 어려워진다고 했다. 또한 중력중심이 비환측으로 치우쳐짐으로 인해 비대칭적인 체중부하도 이루어지지 않으며 외부의 흔들림(perturbation)에 대해 고관절의 자세를 안정화시킬 수 있는 능력도 감소된다고 했다. Lee 등(1988)은 편마비의 균형능력장애는 말초적, 중추적 감각결손, 비정상적인 반사, 운동협응과 감각통합의 신경기전의 장애, 인지적(cognitive)이고 역학적(mechanical)인 요인들이 복합적으로 작용해서 생기는 결과라고 했다. Hamrin 등(1982)은 성인 편마비의 정적 선자세 균형이 독립적인 일상생활능력과 보행기능에 중요한 연관성이 있으며, 편마비의 재활 과정에서 정적

선자세 균형의 개선을 위한 노력이 필요하다고 했다.

성인 편마비 환자들의 정적 선자세 균형능력은 하지의 체중부하율과 자세동요의 정도로 설명되고 있다. 편마비 환자는 서 있을 때 환측 하지에 전체 체중의 50% 미만을 부하하며(권혁철, 1987; 안덕현, 1994; 노미혜, 1998; Arcan 등, 1977; Lane, 1978; Bohannon과 Larkin, 1985), 넘어질 것에 대한 두려움으로 인해서 정상인에 비해 과도한 자세동요를 보인다(Dickstein 등, 1984; Shumway-Cook 등, 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 최종목적이라 할 수 있는 보행회복에 부정적인 영향을 미치게 된다고 했다(Dettmann 등, 1987; DiFabio와 Badke, 1990).

편마비 환자의 선자세 균형의 문제를 개선하기 위한 방법으로 시각, 청각, 체성각각의 외적 피드백을 통해 환측 하지로 체중부하를 늘려주고 양측 하지로 체중이동을 훈련시키는 운동학습 방법과, 치료사의 신체적, 구두적 안내, 목적 지향적 접근법(task-oriented approach) 등을 이용한 운동학습 방법들은 널리 이용되어 왔다(김종만 등, 1995; Wannstedt와 Herman, 1978; Winstein 등, 1989; Shumway-Cook과 Woollacott, 1995).

뇌졸중과 외상성 뇌손상으로 인한 편마비 환자들은 대개의 경우 편마비보행(hemiplegic gait)이라는 특징적인 보행 양상을 보이는데 이러한 편마비의 보행은 선택적인 근육 조절이 어려우며 원시적인 공동화 유형(synergic pattern)이 나타나 보행주기가 비대칭적인 것이 특징이다. 편마비 환자는 환측 하지의 불안정성으로 인해 무게중심을 뒤편에 둘 수 있는 대로 비환측으로 빨리 이동시키려고 하며, 이로 인해 환측의 입각기와 비환측의 유각기가 짧아지고 보폭도 줄어들게 된다. 또한 입각기 중에는 족하수(foot drop)나 동적 내반(dynamic varus)등이 관찰되기도 한다. 이러한 편마비 보행의 문제점을 개선하여 환측으로의 체중이동을 증가시켜주고 비정상적인 보행 유형을 교정하기 위해서 지난 수 십년간 단하지 보조기(ankle-foot orthoses: AFO)가 사용되어 왔다(Meyer, 1974; Lehmann, 1979; Brandstater 등, 1987).

여러 연구들은 단하지 보조기가 편마비 환자의 보행에서 뒤꿈치 닿기(heel strike)를 유도하고 입각기 중의 안

정성을 제공하며, 발끝떼기(push off)를 도모하고 유각기 중 과도한 내반(inversion)을 막아주고, 발가락 끝림을 방지해 주어 편마비 보행을 개선시켜 주는 역할을 한다고 했다(백남중 등, 1997; Lehman 등, 1987; Hill 등, 1994; Yamamoto 등, 1997).

많은 연구들에서 편마비 환자의 단하지 보조기 착용이 보행에 미치는 효과에 관해 논의되어왔지만 정적 선자세 균형에는 어떠한 영향을 미치는지에 대한 연구는 미흡하다. 따라서 본 연구의 목적은 BPM(Balance Performance Monitor)을 이용해 플라스틱 단하지 보조기와 신발이 편마비 환자의 정적 선자세 균형에 어떠한 영향을 미치는지, 아울러 마비측, 수술유무, 보조기에 따라 정적 선자세 균형에 어떠한 차이가 있는지 알아보는데 있다.

본 연구에서는 편마비 환자의 각 선자세 조건에서 환측과 비환측간의 체중부하율(%)에 유의한 차이가 있는지를 알아보았고, 편마비 환자의 각 선자세 조건에서 환측과 비환측간의 자세동요가 전후방향으로 역전(reverse)되는 주기(Hz)에 유의한 차이가 있는지를 알아보았으며, 맨발로 선자세, 신발만을 착용하고 선자세, 보조기만을 착용하고 선자세, 보조기와 신발을 동시에 착용하고 선자세간에 정적 선자세 균형에 유의한 차이가 있는지를 알아보았다. 또한 정적 선자세 균형의 척도로 사용된 환측의 체중부하율(%), 중력중심의 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°)간에 유의한 상관관계가 있는지를 알아보았고, 편마비 환자의 마비측에 따른 정적 선자세 균형에 유의한 차이가 있는지를 알아보았으며, 편마비 환자의 뇌손상 이후 수술시행 유무에 따른 정적 선자세 균형에 유의한 차이가 있는지를 알아보았다. 마지막으로, 편마비 환자가 착용한 플라스틱 단하지 보조기에 따른 정적 선자세 균형에 유의한 차이가 있는지를 알아보았다.

II. 연구방법

1. 연구기간 및 연구대상자

1) 연구기간

연구기간은 2000년 3월13일부터 동년 3월18일까지 기준 조건에 합당한 5명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 보완 수정하여 2000년 3월 20일부터 동년

3월 31까지 예비실험 대상자를 포함한 연구대상자 전원 에 대해 실험을 시행하였고 동년 4월 10에 실험에 대한 분석을 마쳤다.

2) 연구대상자

본 연구는 ○○대학교의료원 재활의학과에서 뇌출혈, 뇌경색 및 외상성 뇌손상으로 인해 편마비로 진단을 받고 입원 또는 외래 통원으로 물리치료를 받고있는 17명의 환자를 대상으로 하였으며 대상자의 선정 조건은 다음과 같았다.

첫째, 뇌출혈, 뇌경색 및 외상성 뇌손상으로 인해 편마비가 된 자

둘째, 뇌졸중의 재발 병력이 없는 자

셋째, 타인의 신체적 도움 없이 10분 이상 독립적인 선자세 유지가 가능한 자

넷째, 시야결손과 전정기관에 이상이 없는 자

다섯째, 시지각검사도구인 성인용 MVPT(motor free visual perception test)로 평가했을 때 환측으로 시각 무시증후군(visual neglect syndrome)이 없으며 시지각 능력이 정상 범주에 속한 자

여섯째, 의사의 처방을 받아 본인의 보조기를 착용하고 있으며, 보조기는 발의 크기와 같도록 제작되었거나 중족골두 부근에서 절단되어 제작된 90°저축굴곡 제한 플라스틱 단하지 보조기를 착용하고 있는 자(그림 1).

일곱째, 양하지에 정형외과적 질환이 없는 자

여덟째, 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 자

아홉째, 본 연구에 참여할 것을 동의한 자

2. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자의 일반적인 특성은 <표 1>에서 제시하는 바와 같다. 연구대상자 17명중 남자 환자 13명, 여자 환자 4명 이었으며, 뇌손상 이후 본 실험에 참여할 때까지의 평균 연령은 약 50세였다. 편마비의 마비측은 우측 편마비 8명, 좌측 편마비 9명 이었으며, 뇌손상 발생 원인은 뇌출혈 9명, 뇌경색 5명, 외상성 뇌손상 3명 이었다. 뇌손상이후 수술유무는 뇌수술을 받은 환자 7명, 뇌수술을 받지 않은 환자 10명 이었고, 뇌손상이후 본 실험에 참여했을 때까지의 평균 유병기간은 약 19개월 이었다. 본 연구에 참여한 연구대상자들이 착용한 플라스틱 단하지 보조기 중에 보조기 바닥이 발의 크기와 같도

록 제작된 보조기(비절단보조기)를 착용한 환자는 10명, 중족골두 부근에서 절단하여 제작된 보조기(절단보조기)를 착용한 환자는 7명 이었으며, 뇌손상 이후 편마비

환자들이 의사의 처방을 받아 보조기를 착용하기 시작한 날로부터 본 실험에 참여했을 때까지 평균 보조기 착용 기간은 약 13개월 이었다.

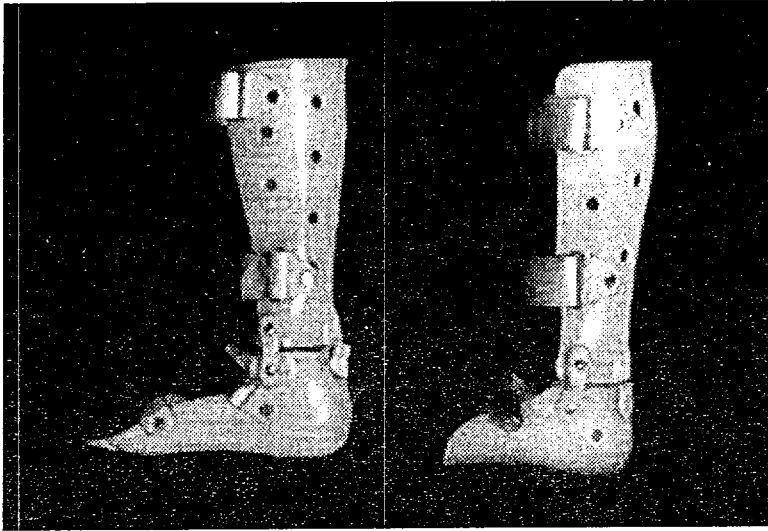


그림 1. 플라스틱 단하지 보조기(AFO)

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

대상자	성 별	나 이 (세)	마비측	뇌손상 원 인	수술유무	유병기간 (개월)	보조기 종 류	보조기 착용기간 (개월)
1	남	31	우	경색	×	11	절단	7
2	남	72	우	출혈	×	8	절단	7
3	남	50	좌	출혈	○	17	절단	11
4	여	55	좌	출혈	○	64	비절단	41
5	남	61	좌	경색	×	32	절단	23
6	남	47	우	출혈	○	45	절단	30
7	남	35	우	외상	×	18	비절단	14
8	여	53	좌	출혈	×	5	비절단	2
9	남	29	좌	외상	○	32	비절단	23
10	남	65	우	출혈	×	15	절단	10
11	남	47	좌	출혈	○	4	비절단	2
12	남	58	좌	경색	×	6	비절단	4
13	여	69	우	경색	×	14	비절단	5
14	남	56	우	출혈	○	17	비절단	11
15	여	53	좌	경색	×	9	절단	5
16	남	39	좌	출혈	○	23	비절단	20
17	남	33	우	외상	×	6	비절단	4
평균		50.18				19.18		12.88

3. 실험방법

1) 실험기구

본 연구에서는 정적 선자세 균형능력의 평가를 위하여 영국의 SMS Healthcare사에 의해서 제작되어 단일표본 사례실험(single-case experimental design)을 통해 타당도와 신뢰도가 검증된(Sackley와 Baguley, 1993), BPM (Balance Performance Monitor: Dataprint Software Version 5.3)을 사용하였다. 본 실험에서 균형측정기구로 사용된 BPM은 원래 임상환경에서 시각적 청각적 피드백을 이용하여 비대칭적 균형을

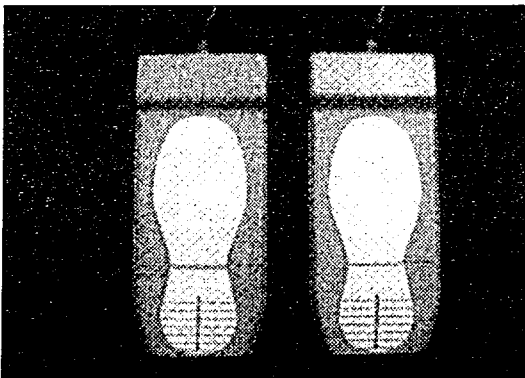


그림 2. 두발 선자세용 발판

2) 실험절차

연구자는 대상자들에게 간단한 시범을 보인 모든 대상자들에게 동일한 순서대로 실험을 진행하였다. 본 실험을 돕기 위해 연구의 목적과 실험의 방법과 절차를 잘 이해하고 이에 대해 훈련된 1명의 연구보조원이 참여하여 대상자의 준비상태 점검 및 발판 위에서의 발의 위치와 두발사이의 너비를 조절하게 하였으며 실험중 대상자의 낙상과 같은 만일의 사태에 대비하여 대상자를 경호(guard)하게 하였다. 먼저 편마비 환자가 환경에 의한 영향을 받지 않도록 하기 위해 조용하고 밀폐된 밝은 공간에 BPM 장치를 설치하였다. 정적 선자세 수행시의 균형을 검사하기 위해 두발 선자세용 발판을 적절한 위치에 배치, 고정시킨 후에 이를 컴퓨터 시스템과 연결시켰다. 본 실험에서는 정적 선자세 균형에 대한 정보만이 필요했기 때문에, 시각적 청각적 피드백을 제공해주는 BPM의 피드백용 장치는 환자를 대상으로 사용하지 않았다. 하지만 환자의 적절한 자세의 정도를 확인하고 각

보이는 환자의 균형능력을 개선하기 위해서 치료의 목적으로 고안된 도구로 기존의 균형측정 도구에 비해 경제적이며 측정과 결과에 대한 해석이 간편하고 명료하다는 장점이 있다. 이 도구는 컴퓨터화된 두발 선자세용 발판(footplates)과 시각적 청각적 피드백을 제공해주기 위한 피드백용 장치(feedback unit)로 구성되어 있다. 두발 선자세용 발판(그림 2)은 피드백용 장치와 연결되도록 구성되어 있으며, 피드백용 장치(그림 3)는 다시 컴퓨터와 연결되어 발판으로부터 측정되는 진후, 좌우의 체중분포와 자세동요에 대한 선자세 균형의 정보가 컴퓨터로 입력되게 되어있다.

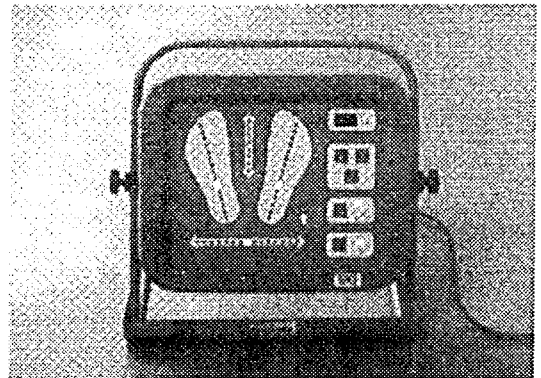


그림 2. 두발 선자세용 발판

각의 정적 선자세수행이 30초 간격으로 정확하게 이루어지는지를 확인하기 위해 연구자만이 볼 수 있도록 설치하여 두었다. 피드백용 장치를 설치하지 않는 대신 환자의 정면 1m 떨어진 벽의 정 중앙에 시선의 상방 15° 지점에 직경 3cm의 표식을 해두어 환자들이 편안하게 시선 들 곳을 지정하여 주었다.

먼저 연구대상자를 설치된 발판 위에 서도록 했다. 환자가 최소한의 노력으로 선자세를 할 수 있도록 하기 위해서 발판 뒤에 반선자세(semi-standing)를 취하고 앉아있을 수 있는 높은 의자를 두어 걸터앉은 상태에서 일어서도록 했으며, 필요한 경우 연구보조원은 환자가 최소한의 노력으로 서기(stand up)를 하여 선자세를 유지할 때까지 지지(support)해 주었다. 대상자는 편안한 의복을 입고 팔을 되도록 체간에 편안히 늘어뜨린 상태를 취하고 미리 지정해둔 전방의 표식을 주시하며 서있도록 했다. 발판 위의 발의 위치는 인체의 중력선이 족관절을 지나는 선과 발판 위에 표시된 선이 수직으로 만나도록 맞추었으며, 모든 측정에서 양발사이의 너비는 기존의

선자세 균형 연구들(권오윤과 최홍식, 1996; 정동훈, 1999; Nashner, 1990)과 동일한 4인치의 너비로 사용하였다. 컴퓨터와 연결된 측정 발판 위에서 어느 정도 선자세가 유지되었을 때 약 30초 가량 선자세에 대한 적응기간을 둔 후에 1회 30초 동안 선자세 균형을 측정하였으며 한 선자세 조건에서 다음 선자세 조건으로 넘어가지 전에 3분간의 휴식시간을 두었다. 본 연구의 선자세 조건은 맨발로 선자세(맨발선자세), 신발만 착용하고 선자세(신발선자세), 환측 하지에 플라스틱 단하지 보조기만을 착용하고 선자세(보조기선자세), 보조기를 착용한 상태로 보조기에 맞는 신발을 착용하고 선자세(보조기+신발선자세)였는데 실험과정에서 선자세 조건에 대한 순서 효과(order effect)를 제거하기 위해 제비뽑기를 이용하여 무작위 순서로 검사를 진행했다. 이렇게 BPM을 이용해 측정된 각 선자세 조건의 전후, 좌우 체중의 분포와 중력중심의 균형흔적을 통해 체중부하율(%), 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°), 자세동요의 역전 주기(Hz) 등의 정보들을 얻었으며, 이렇게 얻어진 정보들은 본 연구에서 정적 선자세 균형을 측정하기 위한 척도로 정하고 선자세 조건에 따른 정적 선자세 균형을 연구하기 위한 자료로 사용하였다. 위의 과정을 각 3회씩 반복 측정해서 평균값을 통계처리의 자료로 이용했다.

가끔 환자가 실험과정에서 균형을 잃어 자세의 동요가 과도하게 심해지거나 중심을 잃을 경우 또한 연합반사로 인해 환측에 근긴장이 증가한 경우에는 실험을 중지시키고 충분한 휴식을 가진 이후에 실험을 진행하였다.

4. 분석방법

BPM을 이용하여 측정 한 결과들을 SPSS-/window(version 7.5)를 이용하여 통계처리 하였다. 연구대상자들의 일반적인 특성과 BPM으로 측정된 선자세 조건에 따른 환측의 체중부하율(%), 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°) 등에 대해서 기술통계

(descriptive statistic) 방법으로 알아보았다. 선자세 조건간의 정적 선자세 균형을 비교하기 위해 단순 요인 분산분석(one-way ANOVA)으로 분석하였고, 유의한 차이를 보이는 집단에 대해서 어느 집단 간에 차이가 있는지를 알아보기 위해 다중비교방법인 Duncan 검정을 시행하였다. 본 연구에서 정적 선자세 균형을 측정하기 위해 선자세 균형의 척도로 환측의 체중부하율(%), 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°)간에는 피어슨 상관계수를 이용하여 상관관계를 알아보았다. 또한 환측과 비환측간의 체중부하율(%)과 자세동요의 역전 주기(Hz)를 비교하고, 전체 선자세 조건에서의 마비측과, 수술의 유무, 보조기의 종류에 따른 정적 선자세 균형을 비교하기 위해 독립표본 t-검정을 사용하였다. 통계학적 유의수준을 검증하기 위한 유의수준 α 는 .05로 정하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 체중부하율 비교

각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 체중부하율은 맨발선자세에서 환측은41.8%, 비환측은 58.2%이었고, 체중부하율의 차이는 16.4%이었다. 신발선자세에서는 환측은 38.6%, 비환측은 61.4%이었고 체중부하율의 차이는 22.8%이었다. 보조기선자세에서는 환측은 40.4%, 비환측은 59.6%이었고 체중부하율의 차이는 19.2%이었다. 보조기+신발선자세에서는 환측은 42.3%, 비환측은 57.7%이었고 체중부하율의 차이는 15.4%이었다. 환측과 비환측간의 체중부하율의 최소차이는 보조기+신발선자세(15.4%)이었고 체중부하율의 최대차이는 신발선자세(22.6%)이었다. 각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 체중부하율을 비교하기 위해 독립표본 t-검정을 실행한 결과 모든 선자세 조건에서 환측과 비환측간에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<.01$)(표 2).

표 2. 선자세 조건에 따른 환측과 비환측의 체중부하율 비교

단위 : %

선자세조건	환 측	비 환 측	t-값
맨 발	41.8±3.7	58.2±3.7	-3.74**
신 발	38.6±7.2	61.4±7.2	-7.82**
보조기	40.4±5.4	59.6±5.4	-3.10**
보조기+ 신발	42.3±5.1	57.7±5.1	-4.91**

** $p<.01$

(평균±표준편차)

2. 각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 자세동요의 전후 역전 주기 비교

각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 자세동요의 역전 주기는 맨발선자세에서 환측은 1.7Hz, 비환측은 1.93Hz이었고 자세동요의 역전 주기의 차이는 .23Hz이었다. 신발선자세에서는 환측은 1.52Hz, 비환측은 1.68Hz이었고 자세동요의 역전 주기의 차이는 .16Hz이었다. 보조기선자세에서는 환측은 1.68Hz, 비환측은 1.94Hz이었고 자세동요의 역전 주기의 차이는 .26Hz

이었다. 보조기+신발선자세에서는 환측은 1.67Hz, 비환측은 1.80Hz이었고 자세동요의 역전 주기의 차이는 .13Hz이었다. 환측과 비환측간의 자세동요의 역전 주기의 최소차이는 보조기+신발선자세(.13Hz)이었으며 자세동요의 역전 주기의 최대차이는 보조기선자세(.26Hz)이었다. 각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 자세동요의 역전 주기를 비교하기 위해 독립표본 t-검정을 실행한 결과 보조기선자세에서만 환측과 비환측간에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(표 3).

표 3. 선자세 조건에 따른 환측과 비환측의 자세동요의 역전 주기 비교

단위 : Hz

선자세조건	환 측	비 환 측	t-값
맨 발	1.70±.42	1.93±.52	-1.06
신 발	1.52±.38	1.68±.41	-1.10
보조기	1.68±.49	1.94±.48	-2.14*
보조기+신 발	1.67±.47	1.80±.57	-1.33

* $p < .05$

(평균±표준편차)

3. 선자세 조건간의 환측체중부하율과 자세동요양상 비교

각 선자세 조건간의 정적 선자세 균형을 측정한 결과(표 4), 선자세 균형척도들 중 환측의 체중부하율(%)에서는 맨발선자세 41.8%, 신발선자세 38.6%, 보조기선자세 40.4%, 보조기+신발선자세 42.3%로, 최대부하율은 보조기+신발선자세(42.3%)였으며 최소부하율은 신발선자세(38.6%)였다. 각 선자세 조건간 환측체중부하율을 단순 요인분산분석(one-way ANOVA)을 통해 분석한 결과 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(그림 4).

동요면적(mm^2)에서는 맨발선자세 369mm^2 , 신발선자세 338mm^2 , 보조기선자세 305mm^2 , 보조기+신발선자세 238mm^2 로, 최대값은 맨발선자세(369mm^2)였으며 최소값은 보조기+신발선자세(238mm^2)였다. 각 선자세 조건간 동요면적은 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$). 따라서 다중비교방법인 Duncan 검정을 시행한 결과 보조기+신발선자세가 맨발선자세에 비하여 통계학적으로 유의하게 적었으며($p < .05$), 다른 선자세 조건간에는 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(표 5, 그림 5).

동요거리(mm)에서는 맨발선자세 373mm, 신발선자세 383mm, 보조기선자세 354mm, 보조기+신발선자세 358mm로, 최대값은 신발선자세(383mm)였으며 최

소값은 보조기선자세(354mm)였다. 각 선자세 조건간 동요거리는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(그림 6).

최대동요속도(mm/s)에서는 맨발선자세 48.9mm/s, 신발선자세 50.0mm/s, 보조기선자세 44.3mm/s, 보조기+신발선자세 52.3mm/s로, 최대값은 보조기+신발선자세(52.3mm/s)였으며 최소값은 보조기선자세(44.3mm/s)였다. 각 선자세 조건간 최대동요속도는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(그림 7).

전후동요각($^{\circ}$)에서는 맨발선자세 1.45° , 신발선자세 1.38° , 보조기선자세 1.41° , 보조기+신발선자세 1.41° 로, 최대각은 맨발선자세(1.45°)였으며 최소각은 신발선자세(1.38°)였다. 각 선자세 조건간 전후동요각은 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(그림 8).

좌우동요각($^{\circ}$)에서는 맨발선자세 1.22° , 신발선자세 1.14° , 보조기선자세 $.90^{\circ}$, 보조기+신발선자세 $.80^{\circ}$ 로, 최대각은 맨발선자세(1.22°)였으며 최소각은 보조기+신발선자세($.80^{\circ}$)였다. 각 선자세 조건간 좌우동요각에서 통계학적으로 유의한 차이가 있어서($p < .05$), Duncan 검정으로 다중비교를 실시한 결과, 보조기+신발선자세가 맨발선자세와 신발선자세에 비해 좌우동요각($^{\circ}$)이 통계학적으로 유의하게 적었으며($p < .05$), 나머지 선자세 조건간에는 유의한 차이가 없었다($p > .05$)(표 6, 그림 9).

표 4. 선자세 조건간의 정적 선자세 균형 값

대상자수 : 17명

정적균형척도(단위)	선자세조건			
	맨 발	신 발	보조기	보조기+신발
환측체중부하율(%)	41.8±3.7	38.6±7.2	40.4±5.4	42.3±5.1
동요면적(mm ²)	369.7±243.0	338.8±158.0	305.2±217.0	238.4±133.4
동요거리(mm)	373.4±89.9	383.4±98.9	354.6±95.1	358.8±89.0
최대동요속도(mm/s)	48.9±20.1	50.0±12.3	44.3±9.2	52.3±12.1
전후동요각(°)	1.45±.4	1.38±.3	1.41±.4	1.41±.4
좌우동요각(°)	1.22±.5	1.14±.5	.90±.4	.80±.3

(평균±표준편차)

표 5. 선자세 조건간의 동요면적 비교

변 인	제 곱 합	자 유 도	평균제곱	F	유의확률(p)
선자세조건간	55451.63	3	59707.38	2.95	.03
집단내	691673.31	64	20239.79		
계	7471124.94	67			

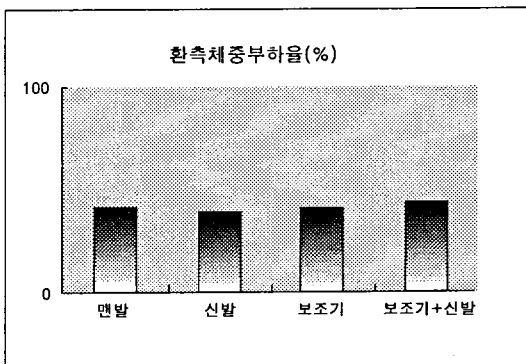


그림 4. 각 선자세조건간의 환측체중

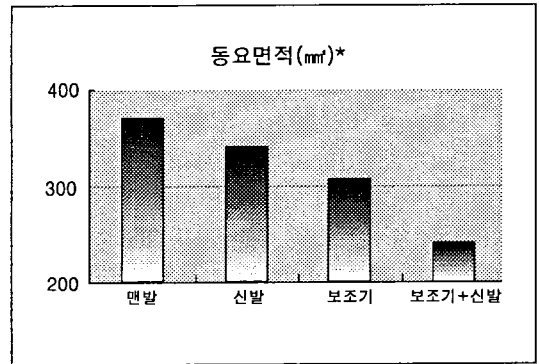


그림 5. 각 선자세조건간의 동요면적 부하율

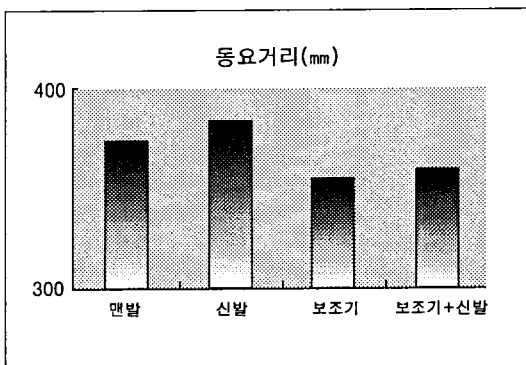


그림 6. 각 선자세조건간의 동요거리

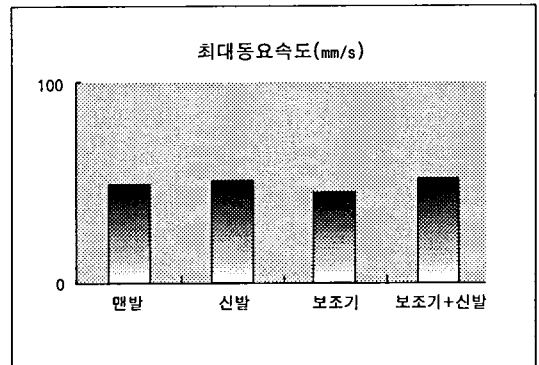


그림 7. 각 선자세조건간의 최대동요속도

표 6. 선자세 조건간의 좌우동요각 비교

변인	제 곱 합	자 유 도	평균제곱	F	유의확률(p)
선자세조건간	.75	3	.45	2.84	.04
집단내	5.06	64	.16		
계	5.81	67			

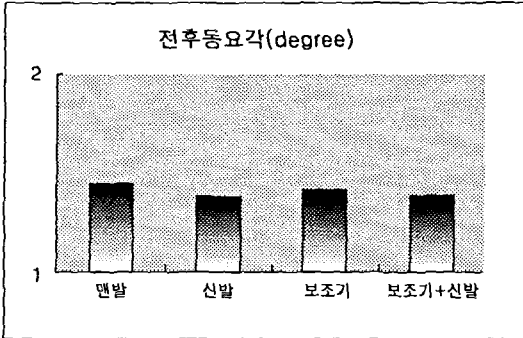


그림 8. 각 선자세조건간의 전후동요각

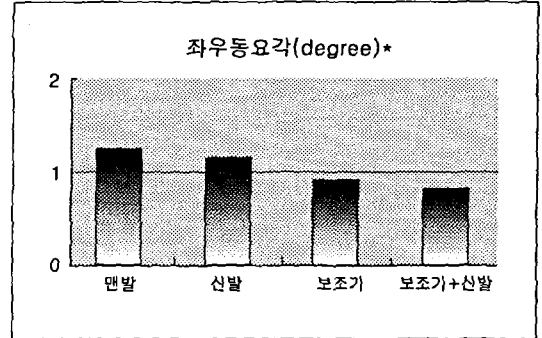


그림 9. 각 선자세조건간의 좌우동요각

4. 정적 선자세 균형 척도간의 상관관계

본 연구에서 채택한 정적 선자세 균형의 척도는 환측 체중부하율(%), 동요면적(mm²), 동요거리, 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°)이며 이들간의 상관관계를 알아보기 위해 피어슨 상관계수를 구하였다.

정적 선자세 균형 척도간의 상관계수는 환측체중부하율을 제외한 모든 항목에서 통계학적으로 유의한 상관관계를 이루었다(p<.01) 동요면적과 좌우동요각간의 상관계수(r)가 .948로 가장 높았으며 통계학적으로 유의성을 보인 모든 정적 선자세 균형 척도간에 상관계수(r)는 .660 이상의 유의한 상관관계를 이루었다(표 7).

표 7. 정적 선자세 균형 척도간의 피어슨 상관계수(r)

정적균형척도 (단위)	환측부하율 (%)	동요면적 (mm ²)	동요거리 (mm)	최대동요속도 (mm/s)	전후동요각 (°)
동요면적(mm ²)	-.035				
동요거리(mm)	-.020	.835**			
최대동요속도(mm/s)	.166	.686**	.727**		
전후동요각(°)	.046	.882**	.815**	.720**	
좌우동요각(°)	-.027	.948**	.858**	.660**	.812**

** p<.01

5. 전체 선자세 조건에서 마비측에 따른 정적 선자세 균형 비교

전체 선자세 조건에서 편마비 환자의 마비측에 따른 정적 선자세 균형을 비교한 결과, 환측체중부하율(%)은 우측 편마비 40.0%, 좌측 편마비 41.9%로 좌측 편마비

에서 1.9% 더 높았다.

동요면적(mm²)은 우측 편마비 310.4mm², 좌측 편마비 763.5mm²로 좌측 편마비에서 453.1mm²가 더 컸다.

동요거리(mm)는 우측 편마비 388.6mm, 좌측 편마비 436.5mm로 좌측 편마비에서 47.9mm가 더 컸다.

최대동요속도(mm/s)는 우측 편마비 52.9mm/s, 좌측 편마비 60.3mm/s로 좌측 편마비에서 7.4mm/s가 더 컸다.

전후동요각(°)은 우측 편마비 1.45°, 좌측 편마비 1.71°로 좌측 편마비에서 .26°가 더 컸다.

좌우동요각(°)은 우측 편마비 .96°, 좌측 편마비

1.60°로 좌측 편마비에서 .64°가 더 컸다.

전체 선자세 조건에서 마비측에 따른 정적 선자세 균형을 비교하기 위해 모든 정적 선자세 균형 척도에서 우측 편마비와 좌측 편마비간에 독립표본 t-검정을 실시한 결과 좌우동요각(°)에서만 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 8).

표 8. 전체 선자세 조건에서 마비측에 따른 정적 선자세 균형 비교

정적균형척도(단위)	마비측(대상자수)		t-값
	우 측 (8명)	좌 측 (9명)	
환측체중부하율(%)	40.0±3.8	41.9±5.0	-1.49
동요면적(mm ²)	310.4±198.1	763.5±1127.2	-1.86
동요거리(mm)	388.6±85.3	436.5±169.3	-1.22
최대동요속도(mm/s)	52.9±11.6	60.3±38.4	-.87
전후동요각(°)	1.45±.31	1.71±.92	-1.28
좌우동요각(°)	.96±.47	1.60±1.24	-2.30*

*p<.05

(평균±표준편차)

6. 전체 선자세 조건에서 수술의 유무에 따른 정적 선자세 균형 비교

전체 선자세 조건에서 편마비 환자의 뇌손상이후 수술 시행의 유무에 따른 정적 선자세 균형의 비교한 결과, 환측체중부하율(%)은 수술환자 41.7%, 비수술환자 40.6%로 수술환자에서 1.1% 더 높았다.

동요면적(mm²)은 수술환자 902.7mm², 비수술환자 347.6mm²로 수술환자에서 555.1mm²가 더 컸다.

동요거리(mm)는 수술환자 458.3mm, 비수술환자 387.8mm로 수술환자에서 70.5mm가 더 컸다.

최대동요속도(mm/s)는 수술환자 65.5mm/s, 비수

술환자 51.5mm/s로 수술환자에서 14.0mm/s가 더 컸다.

전후동요각(°)은 수술환자 1.87°, 비수술환자 1.41°로 수술환자에서 .46°가 더 컸다.

좌우동요각(°)은 수술환자 1.62°, 비수술환자 1.14°로 수술환자에서 .48°가 더 컸다.

전체 선자세 조건에서 뇌손상이후 수술시행 유무에 따른 정적 선자세 균형을 비교하기 위해 모든 정적 선자세 균형척도에서 수술환자와 비수술환자간에 독립표본 t-검정을 실시한 결과 동요면적(mm²)과 전후동요각(°)에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 9).

표 9. 전체 선자세 조건에서 수술의 유무에 따른 정적 선자세 균형 비교

정적균형척도(단위)	수술유무(대상자수)		t-값
	수술(7명)	비수술(10명)	
환측체중부하율(%)	41.7±4.9	40.6±4.4	.84
동요면적(mm ²)	902.7±1326.3	347.6±203.3	2.30*
동요거리(mm)	458.3±179.7	387.8±100.8	1.81
최대동요속도(mm/s)	65.5±43.7	51.5±13.5	1.68
전후동요각(°)	1.87±1.04	1.41±.32	2.33*
좌우동요각(°)	1.62±1.47	1.14±.51	1.70

*p<.05

(평균±표준편차)

7. 보조기를 착용한 선자세 조건에서 비절단보조기와 절단보조기에 따른 정적 선자세 균형 비교

보조기를 착용하는 보조기선자세와 보조기+신발선자세의 두 선자세 조건에서 편마비 환자가 착용한 플라스틱 단하지 보조기에 따른 정적 선자세 균형의 비교한 결과, 환측체중부하율(%)은 보조기 바닥이 발의 크기와 같게 제작된 플라스틱 단하지 보조기(비절단보조기) 43.0%, 보조기 바닥을 발의 중족골두지점에서 절단한 플라스틱 단하지 보조기(절단보조기) 43.6%로 절단보조기에서 .6% 더 높았다.

동요면적(mm²)은 비절단보조기 877.9mm², 절단보조기 270.0mm²로 절단보조기에서 607.9mm²가 더 컸다.

동요거리(mm)는 비절단보조기 479.0mm, 절단보

조기 358.5mm로 비절단보조기에서 120.5mm가 더 컸다.

최대동요속도(mm/s)는 비절단보조기 63.8mm/s, 절단보조기 50.0mm/s로 비절단보조기에서 13.8mm/s가 더 컸다.

전후동요각(°)은 비절단보조기 1.89°, 절단보조기 1.40°로 비절단보조기에서 .49°가 더 컸다.

좌우동요각(°)은 비절단보조기 1.63°, 절단보조기 .83°로 비절단보조기에서 .80°가 더 컸다.

전체 선자세 조건에서 편마비 환자가 착용한 보조기의 종류에 따른 정적 선자세 균형을 비교하기 위해 모든 정적 선자세 균형 척도에서 비절단보조기와 절단보조기간에 독립표본 t-검정을 실시한 결과 동요거리(mm)와 좌우동요각(°)에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05)(표 10).

표 10. 비절단보조기와 절단보조기 착용에 따른 정적 선자세 균형 비교

정적균형척도(단위)	중족골두부근 절단유무(대상자수)		t-값
	비절단(10명)	절단(7명)	
환측체중부하율(%)	43.0±3.7	43.6±5.4	-1.32
동요면적(mm ²)	877.9±1326.7	270.0±181.1	-1.76
동요거리(mm)	479.0±181.4	358.5±96.0	-2.22*
최대동요속도(mm/s)	63.8±31.2	50.0±10.7	-1.61
전후동요각(°)	1.89±1.23	1.40±.37	-1.47
좌우동요각(°)	1.63±1.28	.83±.31	-2.35*

* p<.05

(평균±표준편차)

IV. 고 찰

지난 수 십 년 동안 편마비 환자에게 있어서 단하지 보조기의 사용은 비정상적인 보행 양상을 개선시켜 주는데 초점을 두어왔다. 그러나 보행과 아울러 균형의 문제는 편마비의 일상생활과 기능적 활동에 중요한 기준이 된다. 본 연구에서는 플라스틱 단하지 보조기와 신발의 착용이 편마비 환자의 정적 선자세 균형에 어떠한 영향을 미치며, 아울러 마비측, 수술유무, 보조기의 종류에 따른 정적 선자세 균형에는 어떠한 차이가 있는지 알아 보았다.

뇌졸중 이후 물리치료의 중요한 목적은 편마비의 환측 하지로 체중이동 능력을 향상시켜 대칭성을 재획득하는 것이며, 자세동요를 줄일 수 있는 안정성을 회복하는 것

이라 할 수 있다.

편마비 환자는 선자세를 취하고 있는 동안 체중분포가 비대칭적으로 이루어지며 자세동요는 정상인에 비해 증가되어 나타난다(Murray와 Peterson, 1973; Arcan 등, 1977; Seliktar 등, 1978; Dickstein, 1984). Mizrahi 등(1989)은 편마비 환자는 총체중의 70%에서 74%까지를 비환측으로 부하한다고 하였고, 이는 정상 범위인 43%에서 57%를 크게 벗어난다고 하였다. Sackely(1990)는 편마비 환자는 비환측으로 체중의 61% 정도를 부하하며 중증 편마비의 경우에는 90%까지 부하한다고 했다. 또한 선자세에서 하지의 체중부하율의 정도는 운동기능과 독립적인 일상생활에 밀접한 관련이 있다고 했다. Titianova와 Tarkka(1995)는 편마비 환자는 정적 선자세(quiet standing)와 보행에 있어서

자세동요가 비환측으로 치우쳐서 나타난다고 했고, Shumway-Cook 등(1988)은 자세동요의 전체 면적도 정상인에 비해 크다고 했다.

Lehmann 등(1983)은 일반적으로 보조기의 착용이 상실된 기능을 대신해주고 관절을 보호 지지해주며 고정과 함께 움직임을 바로 잡아주기 때문에 환측 하지에 안정성을 제공해주어 하지의 균등한 체중부하와 선자세 균형에 영향을 줄 것이라고 했다. Bobath(1990)는 감각 상실이 있거나 족관절이 반전되어 있는데도 그 상태를 느끼지 못하는 환자에게 보조기가 필요하다고 했으며 Sarno와 Lehneis(1971)는 열가소성 수지인 폴리카본(polycarbom)을 사용한 플라스틱 단하지 보조기를 제작하여 슬관절에 근력과 안정성이 있고 하지에 중간 정도의 경직이 나타나며 족관절 배열의 움직임이 전혀 없거나 약한 환자에게 처방하여 주었다. Condie와 Condie(1995)는 편마비의 조기 체중지지와 고유감각 되먹임을 증진시키고 관절의 구축을 예방하며 원시반사 유형(primitive reflex pattern)을 억제하기 위해 플라스틱 단하지 보조기가 사용된다고 하였고, Diamond와 Ottenbacher(1990)는 발목과 발의 정렬을 증진시키고 효과적인 체중이동을 위한 하지의 체중분포를 증진시키기 위해 역동적인 플라스틱 단하지 보조기(dynamic plastic AFO)를 처방하였다. Boehme(1991)은 장기간 보조기를 사용할 경우 발과 종아리의 모든 부분에서 근막의 운동제한을 초래하여 근육의 단축이 발생한다고 했으며, 장기간 보조기를 사용하는 환자는 관절의 움직임을 만들어주기 위해 하루에 여러 차례 일정한 시간동안 보조기를 벗고 맨발로 체중지지에 대한 경험을 가져야 한다고 했다.

김택훈(1996)은 편마비 환자가 정적 선자세에서 맨발로 섰을 때와 보조기를 착용하고 섰을 때 환측의 체중부하율에 유의한 차이가 있었다고 했으며, 김중만 등(1999)은 평형분석기로 보조기와 신발의 착용에 따른 동적 선자세 균형을 검사한 결과 맨발로 서있을 때보다 신발만을 착용한 선자세 조건과 보조기와 신발을 동시에 착용한 선자세 조건에서 동적 균형능력이 좋았다고 했다. 본 연구에서 환측 하지의 체중부하율은 맨발로 섰을 때 41.8%, 보조기만을 착용하고 섰을 때 40.4%로, 맨발로 섰을 때가 다소 큰 것으로 나타났다. 이는 김택훈(1996)의 연구에서 맨발로 섰을 때가 보조기를 착용하고 섰을 때보다 환측의 평균 체중부하율이 크다는 결과와 유사했지만, 보조기 착용 유무에 따른 환측의 체중부

하율에는 유의한 차이가 없었다. 본 연구에서는 편마비 환자가 실외생활에서 주로 사용하게 되는 신발과 보조기를 동시에 착용했을 때와 신발만을 착용했을 때의 환측 하지의 체중부하율에 대해서도 살펴보았다. 보조기와 신발을 동시에 착용한 선자세 조건에서 환측 하지의 체중부하율은 42.3%, 신발만 착용한 선자세 조건에서 환측의 체중부하율은 38.6%로 전체 선자세 조건 가운데 보조기와 신발을 동시에 착용한 선자세 조건에서 가장 높은 환측의 체중부하율을 보였고, 신발만 착용한 선자세 조건에서 가장 낮은 체중부하율을 보였다. 본 연구에서 모든 선자세 조건간에 환측 하지의 체중부하율은 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러나 환측체중부하율은 보조기와 신발을 동시에 착용한 선자세 조건에서 가장 높게 나타나 다른 선자세 조건에 비해 대칭적인 체중부하에 유리할 것으로 생각된다. 환측체중부하율에서 맨발 선자세와 보조기선자세간에 김택훈(1999)의 결과와는 달리 통계학적 유의성이 없었던 이유는 본 연구에 참여한 대상자들의 평균 보조기 착용 기간이 약 13개월로 김택훈의 연구에서 대상자의 평균 보조기 착용기간 약 6개월 보다 길어 본 연구에 참여한 대상자들이 김택훈의 대상자들보다 보조기에 대한 감각적 적응이 상대적으로 많이 형성되었기 때문일 것으로 생각된다.

편마비 환자의 자세동요에 대한 특성을 알아보기 위해, 각 선자세 조건의 환측과 비환측 하지에서 자세동요의 전후 역전 주기(Hz)를 살펴본 결과 모든 선자세 조건에서 비환측의 자세동요 역전 주기가 환측보다 큰 것으로 나타났다. 그러나 선자세 조건 중에서 보조기선자세에서만 통계학적으로 유의한 역전 주기의 차이가 있었다. 결국 본 연구에서도 편마비 환자의 자세동요가 비환측으로 치우쳐 증가되어 나타나는 사실을 확인할 수 있었으며, 보조기선자세에서 환측과 비환측간에 유의한 차이가 생긴 이유는 보조기의 착용이 환측 하지에서 균형수행에 요구되는 족관절 전략(ankle strategy)을 제한한 결과라고 생각되며, 보조기를 착용하는 또 다른 선자세 조건인 보조기+신발선자세에서 유의한 차이가 없었던 이유는 보조기 착용으로 제한되었던 족관절 전략이 신발에 의해 보상(compensation)되었기 때문이라고 생각된다. 본 연구에서는 이렇게 비환측으로 치우쳐 증가되어 나타나는 자세동요의 특성을 세분화 시켜, BPM을 이용해 선자세 균형 동안 자세동요의 흔적이 나타내 주는 동요면적(sway area), 동요거리(sway path), 최대 동요속도(maximal sway velocity), 전후동요각

(anterior-posterior sway angle), 좌우동요각(lateral sway angle)에 대해 각 선자세 조건에 따른 차이가 있는지를 분석했는데 보조기와 신발을 동시에 착용한 선자세 조건에서 동요면적(mm^2)과 좌우동요각($^\circ$)이 통계학적으로 유의하게 작은 것으로 나타나, 다른 선자세 조건에 비해 자세의 안정성이 가장 뛰어난 선자세 조건으로 판단되었다. 따라서 편마비 환자의 정적 선자세 균형능력은 보조기나 신발의 단독적인 영향보다는 보조기와 신발의 동시착용에 의해 영향을 받는다고 볼 수 있으며, 이러한 보조기와 신발의 동시착용은 정적 선자세 균형에서 동요면적(mm^2)과 좌우동요각($^\circ$)을 줄이는데 효과가 있다고 할 수 있다. 보조기와 신발을 동시에 착용한 선자세에서 동요면적(mm^2)과 좌우동요각($^\circ$)이 다른 선자세 조건에 비해 적었던 이유는 편마비 환자의 환측 하지에 착용한 단하지 보조기가 족관절의 관상면에서 일어나는 비정상적인 공동화 유형(synergic pattern)을 교정해줌으로 불안정한 족관절에 내외측 안정성(mediolateral stability)을 개선시켜주었고, 보조기와 함께 착용한 신발이 지지면을 넓혀주어 결국 선자세의 안정성을 증가시키는데 기여했기 때문이라고 생각된다. 이는 김중만 등(1999)의 연구에서 보조기와 신발의 동시착용이 편마비 환자의 동적 선자세 균형에 도움이 되었다는 결과와 유사하다. 본 연구에서 환자들이 착용했던 신발은 환자들이 실외생활에서 보조기와 함께 착용하는 편안한 신발을 사용했기 때문에 신발의 종류가 통제되지 못했다는 제한점이 있으며 이후에 이에 관한 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

Shumway-Cook 등(1988)은 컴퓨터화된 힘판(forceplate)의 정보를 통해 편마비 환자에게 시각적인 피드백을 제공해주어 대칭적 선자세를 훈련시킨 결과 대칭적인 체중부하에는 효과가 있었으나 기본적인 자세동요 유형(sway patterns)에서는 변화가 없었다고 했다. Winstein 등(1989)은 보행과 균형간의 관계성은 매우 복잡하며 자세동요와 보행간에 일반적인 관계성을 발견할 수 없었다고 했고 환측 체중부하의 증가로 인한 대칭성 회복이 항상 보행에 있어서 대칭성 회복으로 연결되는 것은 아니라고 했다. 본 연구에서는 편마비 환자의 선자세 균형에 중요한 영향을 미치는 환측 하지의 체중부하율과 자세동요의 여러 측정기준간에 상관관계가 있는지를 알아보았는데, 그 결과 환측 하지의 체중부하율과 자세동요간에는 유의한 상관관계가 없었으며, 자세동요의 측정기준이었던 동요면적(mm^2), 동요거리(mm), 좌

대동요속도(mm/s), 전후동요각($^\circ$), 좌우동요각($^\circ$)간에서만 모두 유의한 상관관계가 있었다. 환측의 체중부하율과 자세동요는 각각 오랜 세월을 걸쳐 편마비의 균형 회복에 중요한 기준으로 연구되어 왔지만 이 둘은 아마도 각기 다른 다양하고 복잡한 기전에 의해 영향을 받는 것으로 생각된다. 결국 편마비의 대칭적인 체중부하가 반드시 자세동요의 안정성에 기여한다고는 볼 수 없으며, 마찬가지로 자세동요의 안정성 회복이 편마비의 대칭성 회복을 의미하지는 않을 것으로 생각된다.

Denes 등(1982)은 뇌졸중 발병 6개월 후, 우측 편마비 환자가 좌측 편마비 환자에 비해 더 많은 기능적 독립성과 더 빠른 운동성의 회복이 일어난다고 했다. 그러나 여러 연구에서 마비측 부위가 기능적 능력이나 회복의 속도에 별다른 영향을 미치지 않는다고 했다(Jimenez와 Morgan, 1979; Andrews 등, 1982; Gowland, 1982; Mills와 DiGenio, 1983). Hom과 Reitan(1982)은 뇌손상 이후 편마비 환자의 마비부위에 따른 감각운동 수행에 관한 그의 연구에서 좌측 편마비 환자는 우측 편마비 환자에 비해 증가된 자세동요와 느린 보행속도 및 보행에 있어서 더 큰 비대칭성을 보인다고 했다. 본 연구에서 편마비 환자의 정적 선자세 균형의 척도로 정한 환측의 체중부하율(%), 자세 동요의 면적(mm^2), 거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후, 좌우동요각($^\circ$) 모두에서 좌측 편마비 환자가 우측 편마비 환자에 비해 큰 값을 나타내긴 하였지만, 좌우동요각($^\circ$)을 제외한 모든 정적 선자세 균형 척도에서 마비측에 따른 유의한 차이를 보이지 않았다.

정동훈(1999)은 뇌손상 이후 수술유무에 따른 안정성 한계(limit of stability)를 비교하였는데 뇌수술을 시행하지 않은 경우가 뇌수술을 시행한 경우에 비해서 전후 및 좌우 안정성한계가 유의하게 큰 것으로 나타나 뇌손상 후 수술을 시행하지 않은 경우가 균형수행에 더 유리할 것으로 보였다. 본 연구에서는 뇌손상 이후 수술의 유무에 따른 정적 선자세에서의 환측 체중부하율과 자세동요에 관해서 알아보았다. 뇌손상 이후 수술을 시행하지 않은 환자의 경우가 수술을 시행한 환자의 경우에 비해 환측의 체중부하율(%)과 자세동요의 면적(mm^2), 거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후, 좌우동요각($^\circ$)에서 다소 작은 값을 보였지만, 동요면적(mm^2)과 전후동요각($^\circ$)에서만 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 따라서 정적 선자세에서 환측의 체중부하율은 수술 시행의 유무에 의해 영향을 받지 않으며, 단지 자세동요에서만 일부 영

향을 받는다고 할 수 있다.

편마비 환자들이 착용한 비절단보조기와 절단보조기에 따른 정적 선자세 균형에서 환측의 체중부하율은 중족골두 절단보조기 착용(43.6%)과 비절단 보조기 착용(43.0%)에서 별다른 차이를 보이지 않았으며, 자세동요에 있어서 절단보조기는 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°)에서 비절단 보조기에 비해 작은 값을 보였지만 동요거리(mm)와 좌우동요각(°)에서만 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 일반적으로 중족골두 절단 보조기는 편마비 족관절의 내외측 안정성을 제공해줄 목적으로 비교적 경직이 적고 고유수용성감각이 좋으며 족관절의 조절이 어느 정도 가능한 환자들에게 처방되기 때문에 이러한 결과가 순수하게 보조기의 종류에 의한 차이인지에 관해서는 단정할 수는 없다. 앞으로 편마비 환자에게 사용되는 여러 종류의 보조기가 편마비의 균형능력에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 심도 있는 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

본 연구는 ○○대학교 의료원 재활의학과에서 물리치료를 받는 환자 중 본 연구의 선정조건에 충족하는 일부의 환자만을 대상으로 연구를 시행하였기 때문에 모든 편마비 환자에 대해 일반화하여 해석하는데는 제한점이 있다. 뇌손상으로 인한 편마비 환자의 재활과정에서 균형능력의 개선은 중요한 관점이 되며, 이러한 편마비 환자에게 보조기를 처방함에 있어서 보행능력의 개선뿐만 아니라 균형능력의 개선도 반드시 고려되어야 한다. 이후에 편마비 환자에게 처방되는 여러 종류의 단하지 보조기들이 편마비 환자의 다양한 균형능력에 어떠한 영향을 미치는지 또한 보조기의 착용 기간에 따라 편마비 환자의 보행능력 뿐만 아니라 균형능력에서는 어떤 차이가 나타나는지에 관한 연구가 이루어져 편마비 환자의 균형 개선에 도움을 줄 수 있는 적절한 보조기의 선택과 바람직한 보조기의 착용기간을 결정하기 위한 기준이 마련되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 편마비 환자의 맨발로 선자세(맨발선자세), 신발만 신고 선자세(신발선자세), 환측 하지에 단하지 보조기만을 착용하고 선자세(보조기선자세), 환측 하지에 보조기를 착용하고 신발을 신고 선자세(보조기+신발

선자세)로 구분된 선자세 조건들간의 정적 선자세 균형과 마비측, 수술유무, 보조기의 종류에 따른 정적 선자세 균형을 측정하고 그 값을 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 체중부하율(%)을 비교한 결과, 모든 선자세 조건에서 환측과 비환측간에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.01).

2. 각 선자세 조건에서 환측과 비환측의 자세동요의 역전 주기(Hz)를 비교한 결과, 보조기선자세 조건에서만 환측과 비환측간에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.01).

3. 맨발선자세, 신발선자세, 보조기선자세, 보조기+신발선자세의 선자세 조건간의 정적 선자세 균형 비교에서 각 선자세 조건간에 단순 요인분산분석(one-way ANOVA)을 시행한 결과, 본 연구에서 정적 선자세 균형의 척도로 정한 환측체중부하율(%), 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°)의 항목 중에 환측 체중부하율에서는 유의한 차이가 없었으며 (p>.05), 자세동요 가운데 동요면적(mm²)과 좌우동요각(°)에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05). 선자세 조건간에 유의한 차이를 보였던 동요면적(mm²)과 좌우동요각(°)에서 선자세 조건간에 다중비교방법인 Duncan 검정을 시행한 결과, 동요면적(mm²)은 보조기+신발선자세가 맨발선자세에 비하여 통계학적으로 유의하게 작았으며(p<.05), 좌우동요각(°)은 보조기+신발선자세가 맨발선자세와 신발선자세에 비해 유의하게 작았다(p<.05).

4. 본 연구에서 정적 선자세 균형의 척도로 정한 환측 체중부하율(%)과 자세동요의 측정기준(동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°))간의 상관관계를 알아보기 위한 피어슨 상관계수에서 환측 체중부하율(%)과 자세동요의 측정기준간에 통계학적으로 유의한 상관관계가 없었으며(p>.05), 자세동요의 측정기준으로 정했던 동요면적(mm²), 동요거리(mm), 최대동요속도(mm/s), 전후동요각(°), 좌우동요각(°)간에는 유의한 상관관계가 있었다(r).660, p<.01).

5. 전체 선자세 조건에서 마비측에 따른 정적 선자세 균형 비교에서, 우측 편마비와 좌측 편마비간에 차이를 비교한 결과, 좌우동요각(°)에서만 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05).

6. 전체 선자세 조건에서 뇌손상이후 수술시행 유무에

다른 정적 선자세 균형 비교에서, 수술환자와 비수술환자간에 차이를 비교한 결과, 동요면적(mm²)과 전후동요각(°)에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05).

7. 보조기를 착용한 선자세 조건(보조기선자세, 보조기+신발선자세)에서 편마비 환자가 착용한 보조기에 따른 정적 선자세 균형 비교에서, 비절단보조기와 절단보조기간에 차이를 비교한 결과, 동요거리(mm)와 좌우동요각(°)에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<.05).

〈 참고 문헌 〉

권오윤, 최홍식. (1996). 20대 연령에서 다양한 감각조건에 따른 안정성 한계의 비교. 대한 물리치료사학회지. 3(2), 129-139.

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

김종만. (1995). 시각 및 청각 되먹임을 통한 하지 체중 이동 훈련이 편마비 환자 보행 특성에 미치는 효과에 대한 연구. 미간행 석사학위 청구논문 : 연세대학교 보건대학원.

김종만, 이충휘, 양희송. (1999). PLS(Posterior Leaf Spring) 착용이 편마비 환자의 동적균형에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 6(1), 15-22.

김택훈. (1996). 편마비 환자의 단하지 보조기 착용유무에 따른 하지 체중지지율과 보행특성의 변화에 관한 연구. 미간행 석사학위 청구논문 : 연세대학교 보건대학원.

노미혜, 이충희, 조상현, 김태우. (1998). 편마비 환자의 환측 하지 체중부하율 향상을 위한 효과적인 외적 되먹임 빈도. 한국전문물리치료학회지. 5(3), 1-10.

백남중, 이종민, 김창원. (1997). 편마비 보행시 단하지 보조기의 보정 효과. 대한 재활의학학회지. 21, 658-668.

안덕현. (1994). 편마비 환자의 기립시 하지체중지지 특성에 대한 연구. 미간행 석사학위 청구논문 : 연세대학교 보건대학원.

정동훈. (1999). 편마비 환자의 비대칭적 체중지지기

립균형 안정성한계에 미치는 영향. 미간행 석사학위 청구논문 : 대구대학교 재활과학대학원.

Andrews, K., Brocklehurst, J. C., Richards B., et al. (1982). Stroke: Does side matter?. Rheumatol Rehabil. 21, 175-178.

Arcan M, Brull MA, Najenson T, et al (1977). FGP assessment of postural disorder during process of rehabilitation. Scand J Rehabil Med. 9, 165-168.

Bobath, B. (1978). Adult hemiplegia: evaluation and treatment (2nd ed.). London: Heinemann.

Bobath, B. (1990). Adult hemiplegia: evaluation and treatment (3rd ed.). London: Heinemann.

Boehme, R. (1991). Myofacial release and its application to neuro-developmental treatment. USA: Boehme Workshops.

Bohannon, R. W., & Larkin, P. A. (1985). Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phys Ther. 65, 1323-1325.

Brandstater, M. E., Bruin, H., Gowland, C., et al. (1987). Hemiplegic gait Analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 64, 583-587.

Brunnstrom, S. (1970). Movement therapy in hemiplegia: neurophysiological approach. New York: Harper & Row Publishers.

Condie, E., & Condie, D. (1995). Orthotic management of stroke patients. In: Harrison MA. Physiotherapy in Stroke Management. Churchill Livingstone.

Davies, P. M. (1985). Steps to follows: A guide to the treatment of adult hemiplegia. Berlin: Springer-Verlag.

Denes, G., Semenza, C., Stoppa, Z., et al. (1982). Unilateral spatial neglect and recovery from hemiplegia: Follow-up study. Brain. 105, 543-552.

Dettmann, M. A., Linder, M. T., & Sepic, S. B. (1987). Relationships among walking

- performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med Rehabil.* 66, 77-90.
- Diamond, M. F., & Ottenbacher, K. J. (1990). Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis. *Phys Ther.* 70, 423-430.
- Dickstein, R., Nissan, M., Pillar, T., et al. (1984). Foot ground pressure pattern of standing hemiplegic patient. *Phys Ther.* 64, 19-23.
- Dickstein, R., Hecherman, S., & Pillar, T. (1984). Platform training and postural stability in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 65, 588-592.
- DiFabio, R. P., & Badke, M. B. (1990). Extraneous movement associated with hemiplegic postural sway during dynamic goal-directed weight redistribution. *Arch Phys Med Rehabil.* 71, 365-371.
- Gowland C (1982). Recovery of motor function following stroke: profile and predictors. *Physiotherapy.* 34, 77-84.
- Hamrin, E., Eklund, G., Hillgren, A. K., et al. (1982). Muscle strength and balance in post-stroke patients. *Ups J Med Sci.* 87, 11-26.
- Harburn, K. L., Hill, K. M., Kramer, J. F., et al. (1995). Clinical applicability and test-retest reliability of an external perturbation test of balance in stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 76, 317-23.
- Hill, K. D., Goldie, P. A., & Baker, P. A. (1994). Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. *Arch Phys Med Rehabil.* 75, 577-583.
- Hom, J., & Reitan, R. M. (1982). Effect of lateralized cerebral damage upon contralateral and ipsilateral sensorimotor performances. *J Clin Neuropsychol.* 4, 249-268.
- Jimenez, J., & Morgan, P. (1979). Predicting improvement in stroke patients referred for inpatient rehabilitation. *Can Med Assoc J.* 121, 1481-1484.
- Lane, R. E. J. (1978). Facilitation of weight transference in the stroke patient. *Physiotherapy.* 65, 48-51.
- Lee, W. A., Deming, L., & Sahgal, V. (1988). Quantitative and clinical measures of static standing balance in hemiparetic and normal subjects. *Phys Ther.* 68, 970-976.
- Lehmann, J. F. (1979). Biomechanics of ankle-foot orthosis: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil.* 60, 200-207.
- Lehmann, J. F., Esselman, P. C., Ko, M. J., et al (1983). Plastic ankle-foot orthoses: evaluation of function. *Arch Phys Med Rehabil.* 64, 402-407.
- Lehmann, J. F., Condon, S. M., Price, R., et al. (1987). Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil.* 68, 763-771.
- Meyer, P. R. (1974). Lower Limb orthotics. *Clin Ortho.* 102, 58-71.
- Mills, V. M., & DiGenio, M. (1983). Functional differences in patients with left or right cerebrovascular accidents. *Phys Ther.* 63, 481-488.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H., et al. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical and Biological Engineering and Computing.* 27, 181-190.
- Murray, P. M., & Peterson, P. M. (1973). Weight distribution and weight shift activity during normal standing posture. *Phys Ther.* 53, 741-748.
- Nashner, L. M. (1990). Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. *Proceedings of the APTA Forum.* APTA Publication.
- Perry, J. (1969). The mechanics of walking in hemiplegia. *Clin Orthop.* 63, 23-39.
- Ragnarsdottir, M. (1996). The concept of balance.

- Physiotherapy. 82, 368-375.
- Sackley, C. M. (1990). The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*. 6, 179-185.
- Sackley, C. M., & Baguley, B. I. (1993). Visual feedback after stroke with the balance performance monitor: Two single case studies. *Clinical Rehabilitation*. 7, 189-195.
- Sarno, J. E., & Lehneis, H. R. (1971). Prescription consideration for plastic below-knee orthoses. *Arch Phys Med Rehabil*. 52, 503-510.
- Seliktar, R., Susak, Z., Najenson, T., et al. (1978). Dynamic feature of standing and their correlation with neurological disorders. *Scand J Rehab Med*. 10, 59-64.
- Shumway-Cook, A., Anson, D., & Haller, S. (1988). Postural sway biofeedback : Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 69, 395-400.
- Shumway-Cook, A., & Walcott, M. H. (1995). *Motor control : Theory and practical applications*. Baltimore : Williams & Wilkins.
- Titianova, E. B., & Tarkka, I. M. (1995). Asymmetry in Walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *J Rehabil Res Devel*. 3, 236-244.
- Wannstedt, G. T., & Herman, R. M. (1978). Use of augmented sensory feedback to achieve symmetrical standing. *Phys Ther*. 58, 553-559.
- Winstein, C. J., Gardner, E. R., McNeal, D. R., et al. (1989). Standing balance training: Effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 70, 755-762.
- Yamamoto, S., Ebina, M., Miyazaki, S., et al. (1997). Development of a new ankle-foot orthosis with dorsiflexion assist. patients Part 1: desirable characteristics of ankle-foot orthoses for hemiplegic patients. *J Prost Orth*. 9, 174-179.