

편마비 환자의 단하지 보조기 착용유무에 따른 하지 체중지지율과 보행특성의 변화에 관한 연구

김택훈

연세의료원 재활병원 물리치료팀

구애련

연세대학교 보건과학대학 재활학과

김종만

서남대학교 재활학과

Abstract

A study on the immediate effects of weight distribution and gait patterns of hemiplegic patients through PLS on and off

Kim Tack-hoon, M.P.H., R.P.T., O.T.R.

*Dept. of Physical Therapy, Yonsei Rehabilitation Hospital,
Yonsei University Medical Center*

Marion E. Current, M.P.H., B.P.T., Tea. Cert. P.T.

*Dept. of Rehabilitation, College of Health Science,
Yonsei University*

Kim Jong-man, M.P.H., R.P.T., O.T.R.

Dept. of Rehabilitation, Seonam University

The objective of this study was to identify the immediate effects of the short leg brace on the weight bearing distribution and gait patterns of hemiplegic patients. The subjects of this study were 18 hemiplegic patients who had been hospitalized or visited out-patient department of Rehabilitation Hospital, Yonsei University College of Medicine, from January 5, 1996 through March 23, 1996. PLS(Posterior Leaf Spring) on and off changes in gait patterns were measured using ink foot print as well as by recording weight bearing distribution using a limb load monitor. The data were analyzed by the correlation and paired t-test. The findings were as follows: 1. Eighteen subjects were more weighted on the affected leg when PLS was put off(42.74%) than on(40.08%). 2. The difference in gait patterns between PLS on and off was statistically significant, with an increase in step length by 1.7cm on the involved side; a decrease in foot angle by 4.41 degree on the involved side; and a narrowing of base of support by 1.46cm when PLS were off. In conclusion, this study showed that PLS did not affect the weight bearing distribution and gait patterns of hemiplegic patients. Since, the evaluation method used in this study has limitations in regard to temporal distance gait values. Further studies are required to numerous experiments for subject and extensive study.

Key Word : Hemiplegic patient; Posterior leaf spring; Weight distribution; Gait.

I. 서론

1. 연구의 배경

의학의 발달과 경제발전으로 평균수명이 연장되면서 노인인구가 증가하고 있고, 이에 따라 뇌졸중 등의 노인성 질환이 증가되어 포괄적인 재활치료를 필요로 하는 환자의 수가 현저히 증가 되었다(권희규 등, 1984). 뇌졸중은 운동과 감각통로의 손상과 함께 고위통합기능의 손상을 가져온다. 이로 인해 적절한 근긴장도와 자세, 선택적인 운동의 통제기능에 이상이 온다. 뇌혈관계 질환의 정도와 위치에 따라 임상증상의 양상은 다양하지만 가장 흔한 문제중의 하나는 운동 중이나 기립자세시 대칭성에 변화가 오는 것이다. 이 문제는 자세와 보행의 비정상유형을 나타내는 것으로 수년간 문헌에서 다루어지고 있다(Carr와 Shepherd, 1980; Davies, 1985; Bobath, 1990). 뇌졸중에 의해 편마비(hemiplegia)나 편부전마비(hemiparesis)가 된 환자의 기능적 재활에서 이상적인 목표는 비대칭성을 감소시키는데 있다(Wall, 1986). 정상보행의 대칭적인 운동의 특성은 보행을 재학습시키는데 중요한 관련성이 있다. 운동치료를 통해 대칭성이 증가하면 보행패턴을 보다 효과적으로 발전시킬 수 있고 보행의 증진을 가져오게 된다. 대칭성을 증가시키기 위해 가장 널리 쓰이는 방법은 환측으로 충분한 체중이동을 할 수 있도록 환자의 능력을 운동을 통해 증진시키는 것이다(Lane, 1978). Shumway-cook (1988), Mizrahi 등(1989)은 편마비 환자의 체중지지분포에 대해 연구하였는데 총체중의 70%를 건측으로 의지하였다고 하였다. Sackley (1990)는 61%의 건측 체중지지를 보고 하였다. 뇌졸중 환자의 물리치료, 작업치료의 일반적인 목표는 환측의 체중이동능력을 증진시키는 것이다. 이것은 정상운동을 촉진시키고 과도한 근긴장도를 감소시켜 마비측의 체중이동을 원활히 하여 반대쪽 발을 앞으로 내놓기 위해 필수적이라고 하였다. 이러한 치료방법은 Lane(1978), Carr와 Shepherd 등(1980), Bobath

(1990)이 강조해 왔다. 환측의 비정상적인 체중지지는 손상된 운동기능과 연결되어 있고 이것은 환자의 기능적 능력을 감소시키게 된다(Sackley 등, 1992). Sackley(1990)는 뇌졸중 환자를 대상으로 기립상태의 하지 체중지지 유형과 운동수행능력, 일상생활에서의 독립성에 관한 연구를 하였다. Arcan 등(1977)은 환측하지에 체중부하운동과 양측하지로의 체중이동 훈련은 균형조절을 증진시킨다고 보고 하였다. 또한 여러 연구에서 성인 편마비 환자에서의 정적인 기립균형과 보행기능간에 높은 손상관계가 있음을 보고 하였다(Hamrin 등, 1982; Dettman 등, 1987). 시각 및 청각 되먹임을 이용한 체중이동 훈련을 연구한 결과 편마비 환자의 대칭적인 서기자세의 향상에 도움을 주고 보행특성이 개선되었다고 하였다(김종만, 1995).

편마비 환자들의 보행특성을 개선하기 위해 환측의 체중이동 훈련과 더불어 보행의 교정을 목적으로한 보조기들이 다양하게 이용되고 있다(Meyer, 1974; Lehmann, 1979; Brandstater 등, 1987). Twitchell(1951)은 뇌졸중 환자는 경직(spasticity)과 구축으로 인한 변형이 발생하여 환측 하지가 뻣뻣하고 발이 뒤틀리게 되어 환측의 체중지지 시간이 짧아져 어설픈 걸음(awkward step)이 되고 건측을 과도하게 이용하는 대상작용이 나타난다고 하였다. Brunnstrom(1964)은 편마비환자의 보행은 속도가 느리고 환측 하지의 협운동(coordinated movement)이 부족하여 건측 하지의 대상운동이 일어나게 된다고 하였다. 이러한 이상보행은 움직임이 느린 것 뿐만 아니라 선택적인 조절능력에 장애가 있게 되어 나타난다고 하였다.

Perry(1974)는 관절운동과 근육조절기능이 손상되어 정상보행에 필요한 과제를 효과적이고 적절하게 사용하지 못하게 되어 다리를 절게(limping gait)되고 이로인해 걸음이 느려지고 보폭이 짧아지며 외부의 도움이 필요하게 되고 심한 경우는 걸음을 포기한다고 하였다. 플라스틱 단하지 보조기(ankle-foot orthoses)

는 편마비환자의 유각기(swing phase)동안 발목 떨어짐, 발목의 내외측 불안정성(mediolateral instability), 입각기(stance phase)동안의 부적절한 push off등의 이상보행을 부분적으로 교정해 주는 효과가 있다(Lehmann, 1979). 보조기는 근골격계 손상, 장애환자를 치료하기 위해 오래전부터 사용되어 왔다. 보조기는 관절을 지지해주고, 보호하며 고정과 함께 움직임을 바로 잡아주는 기능이 있다(Light 등, 1966). Sarno와 Lehneis(1971)는 열가소성수지인 폴리카본(polycarbon)을 사용하여 만든 Teufel보조기, "posterior leaf spring(PLS)"라고 많이 불리우는 단하지 보조기를 슬관절에 근력과 안정성이 있고 하지에 중간정도의 경직이 나타나고 발목 배굴 움직임이 전혀 없거나 약한 환자에게 처방하였다. Simons 등(1967)이 제작한 플라스틱으로 만든 Seattle보조기는 후에 Jepsen 등(1968)이 발목 굴근과 배근이 약하거나 움직임이 없고, 심한 경직, 무릎 신전근이 약한 환자에게 적용하여 평가하였다. 장애가 있는 환자의 보행에 보조기가 미치는 영향을 판단하기 위해서는 정상인의 보행을 연구하여 기준점을 잡아야 한다고 하였다(Meyer, 1974). Corcoran 등(1970)은 13명의 편마비 환자를 보조기를 착용하지 않았을 때와 보조기를 착용했을 때의 산소소비량과 보행속도를 측정하여 정상군과 비교하였다. Lehneis(1972)의 연구에 의하면 철제 보조기나 플라스틱 보조기를 착용한 후에 산소소비량, 보행속도, 계단오르는 속도를 측정하였는데 거의 차이가 없었다고 하였다. Holden 등(1986)은 37명의 편마비 환자를 대상으로 보조기 착용유무에 따른 보행특성의 변화를 연구하였는데 보조기의 착용이 보행특성(보행속도, 보폭, 걸음수)에 영향을 주지 못했다고 하였다. 편마비 환자의 보조기 적용에 있어 Bobath(1990)는 감각상실이 있거나 발목관절이 반전되어 있는데도 그 상태를 느끼지 못하는 환자에게 보조기는 필요하다고 하였다. 그러나 보조기는 발을 배굴위로 유지시키며 무릎관절이나 고관절의 신근활동을 억제하는 요소는 있으나 고관절은 굴곡된 위치로 고정되어

불안정하게 되고 무릎의 안정을 위해 환자는 무릎을 파신전위로 고착시키는 폐단이 있다고 하였다.

또한 발목관절의 움직임이 제한되어 조절능력을 더 발전시킬 수 없고, 폐용성 근위축이 생기기 쉽다고 하였다. Boehme(1991)은 장기간 보조기를 사용할 경우 외부의 지지로 인해서 발과 종아리의 모든 부분에서 근막의 운동 제한을 초래하여 근육의 단축이 발생한다고 한다. 그래서 보조기를 사용하는 환자의 경우 제한된 관절의 움직임을 만들어 주기위해 하루에 몇차례 일정한 시간동안 보조기를 벗고 맨발로 체중지지에 대한 경험을 시켜주어야 한다고 하였다.

보조기의 임상적 적용과 처방에 대한 연구에서 보행중 보조기를 착용한 발목의 움직임을 측정할 수 있는 양적인 검사방법이 부족하다고 하였다(Lehmann 등, 1982). Perry(1974)는 상실된 기능을 보조기를 통해 대신해주어 환자의 보행능력을 향상시키는 것은 매우 효과적이고 의미있는 일이라고 하였다. 그러나 보조도구(orthotic device)는 본래의 움직임을 제한하기 때문에 정상적인 기능보다는 적응력이 떨어지게 되는 단점이 있다고 하였다. 그래서 처방된 보조기의 잇점과 단점에 대한 적절한 조화가 필요하기 때문에 보행의 특성에 대한 상세한 이해가 매우 중요하다고 하였다.

본 연구는 편마비 환자의 개인적 특성에 따른 적절한 보조기의 선택과 사용에 도움을 주기 위해 보행과 하지 체중부하에 보조기가 미치는 영향에 대해 알아보고자 한다.

2. 연구의 목적

이 연구의 목적은 단하지 보조기의 착용여부에 따른 편마비 환자의 체중부하 분포와 보행특성에 미치는 영향에 대해 조사하는데 있으며, 다음과 같은 세부 목적을 가지고 연구하고자 한다.

- 1) 단하지 보조기 착용전과 후에 따라 편마비 환자들의 양하지 체중지지율의 변화

를 알아본다.

- 2) 단하지 보조기 착용전과 후의 편마비 환자들의 보행특성의 변화를 알아본다.
- 3) 편마비 환자들의 일반적 특성이 보조기 착용전과 후의 체중부하율과 보행특성에 미치는 영향을 알아본다.

3. 연구의 가설

본 연구의 가설은 다음과 같다.

- 1) 편마비 환자들은 보조기 착용전과 후에 따라 체중지지율에 차이가 있을 것이다.
- 2) 편마비 환자들은 보조기 착용전보다 착용후에 빠른 보행을 할 것이다

II. 연구방법

1. 연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상은 뇌졸중, 뇌손상으로 인하여 편마비로 진단받고 연세대학교 의과대학 재활병원에 입원중이거나 통원치료를 받고 있는 편마비환자 18명을 대상으로 실시하였다.

본 연구의 참가에 동의한 환자의 기준조건은 다음과 같다.

- 1) 뇌졸중, 외상성 뇌손상으로 인하여 편마비가 된 환자
- 2) 본인의 보조기를 가지고 착용한 적이 있는 환자
- 3) 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 따를 수 있는 환자
- 4) 타인의 물리적인 도움없이 실험기구에서 10분이상 독립적으로 서기가 가능한 환자
- 5) 타인의 물리적인 도움없이 20m이상 독립 보행이 가능한 환자
- 6) 양하지에 정형외과적 질환이 없는 환자
- 7) 고관절의 굴곡구축이 15도 이내이고 슬관절에 구축이 없으며 발목관절에 10도 이상의 구축이 없는 환자
- 8) 보행시 지팡이를 사용하거나 보조기를 착용하지 않으면 보행이 불가능한 환자는

제외

- 9) 연구에 자발적으로 참여하는 환자

본 연구는 1996년 1월 5일부터 1월 10일까지 위의 기준조건에 합당한 5명을 대상으로 예비 연구를 실시한 후 1996년 2월 5일부터 3월 23일까지 대상자 전원에게 대해 연구를 시행하였다.

2. 용어의 정의

본 연구에서는 보행특성을 알아보기 위하여 Boenig(1977)의 방법인 ink foot print 방법을 도입하였고, 사용된 보행요소의 항목은 Shores(1980)가 제시한 것이다.

- 1) 부분거리(temporal distance) 보행분석: 정해진 일정거리를 보행하여 보폭 등과 같은 보행요소를 측정하는 보행분석방법이다.
- 2) 속도(gait velocity): 보행한 거리를 소요된 시간으로 나눈 값을 말하며, cm/sec로 표시한다.
- 3) 걸음수(cadence): 보행한 거리에 찍힌 발자욱 수를 시간으로 나누어 표시하며, 걸음/분으로 표시한다.
- 4) 보폭(stride length): 발뒤꿈치에서 같은 쪽 발의 다음 발자욱 뒷꿈치까지의 간격을 말한다.
- 5) 환측 걸음(step length of the affected side): 건측 발의 뒷꿈치에서 다음 환측 발의 뒷꿈치까지의 간격을 말한다.
- 6) 건측 걸음(step length of the sound side): 환측 발의 뒷꿈치에서 다음 건측 발의 뒷꿈치까지의 간격을 말한다.
- 7) 발 각도(foot angle): 발뒤꿈치의 가운데 부분에서 두번째 발가락의 중족지관절까지 그은 선의 1/3지점을 표시하여, 같은 쪽의 다음 발자욱의 같은 지점을 연결하여 얻어진 선에서 벗어난 각도를 말한다.
- 8) 체중지지면(base of support): 발뒤꿈치의 가운데 부분에서 두번째 발가락의 중족지

관절까지 그 선의 1/3지점을 표시하여, 다음 보폭에 같은 지점을 연결하여 반대편 선까지의 직각거리를 두발사이의 체중지지면으로 한다(그림1).

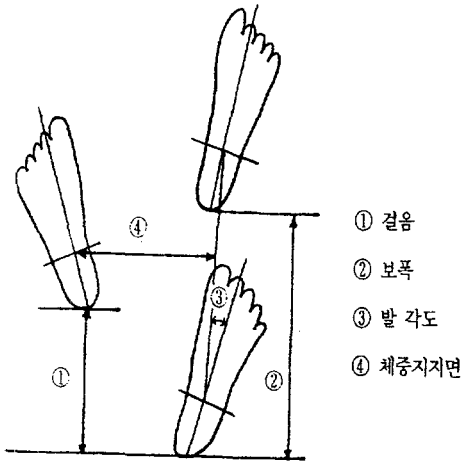


그림1. 발자욱으로 보행요소를 측정하는 방법

3. 연구방법

본 연구는 보조기 착용전과 후의 환측 하지 및 건측 하지의 체중부하 분포 측정을 위해 microsoftware가 내장된 일본 SAKAI사의 Limb Loader(model LLD-2000 Ver1.2)를 사용하였으며, 보조기 착용전과 후의 보행특성을 측정하기 위해 부분거리 측정방법의 하나인 ink foot-print를 이용하였다. 연구 대상자의 신체적 평가항목은 경직, 고유수용성감각, 운동 조절능력, 슬관절 과신전, 긴장성 족지굴곡반사, 발목관절의 배굴각도였고, 경직과 고유수용성감각, 운동조절능력, 관절각도의 검사는 체중부하율과 보행특성 측정전에 실시하였으며, 슬관절 과신전, 긴장성 족지굴곡반사는 대상자의 기립시, 보행중에 관찰하여 평가하였다.

limb-loader를 이용하여 보조기 착용전과 후의 체중부하 분포를 측정한다.

1) 검사 전에 보조기를 착용한 후 10m거리

- 를 2회 왕복한 후 체중부하를 검사한다.
- 2) 컴퓨터의 모니터를 대상자가 보지 못하도록 돌려 놓는다.
- 3) 검사도구에 대상자를 올라서게 하고 대상자에게 “편안하게 서 있으세요”라고 말한다.
- 4) 대상자의 체중을 측정한다.
- 5) 대상자의 환측 하지와 건측 하지의 체중부하 분포를 측정한다.
- 6) 10초 간격으로 5회 반복하여 측정한다.
- 7) 충분히 쉬다음 보조기를 벗게한 후 같은 방법으로 체중부하 분포를 측정한다.

보조기 착용전과 후의 보행 특성을 측정하는 ink foot-print를 이용하는 방법은 다음과 같이 실시하였다.

- 1) 평평한 물리치료실 바닥에 길이 800cm, 폭 80cm의 흰색 벽지를 깔고 테이프로 바닥에 고정시킨다.
- 2) 검사시 대상자의 주위에 가족과 검사자 이외에는 없도록 하며, 검사도중 가족은 말하지 않도록 한다.
- 3) 연구 대상자를 맨발에 보조기를 착용시킨 후 2회 왕복하여 상황에 익숙하게 한다. 이때 보조기를 착용한 환측발이 미끄러지지 않도록 얇은 가죽으로 만든 발싸개를 만들어 보조기 위에 덧씌운다. 이것의 또다른 목적은 보조기에 ink가 묻지 않아 정확하게 발자욱이 찍히도록 하기 위해 사용하였다.
- 4) 그 다음 양발의 뒷꿈치 부분과 발가락 부위에 푸른색 잉크를 고르게 묻힌다.
- 5) 바로 선 자세에서 피검자에게 처음 지시한 사항과 동일하게 “편안하게 걸으세요”라고 말한다. 이때 보행속도를 전자초시계(digital stop watch)로 처음 150cm 거리에 표시한 선을 통과 한 첫번째 걸음의 heel-strike때부터 끝부분 150cm 선 마지막 걸음의 toe-off까지로 한다. Ink foot-print를 하여 종이에 찍힌 발자욱 가운데 처음 150cm와 마지막 150cm를 제

의한 500cm를 갖고 속도와 걸음수를 계산하였으며, 가운데 3쌍의 발자국을 가지고 걸음, 보폭, 발 각도 그리고 체중지지면을 측정한다(그림2).

6) 충분히 쉬다음 보조기를 벗게한 후 위와 같은 방법으로 연구대상자의 보행특성을 측정한다.

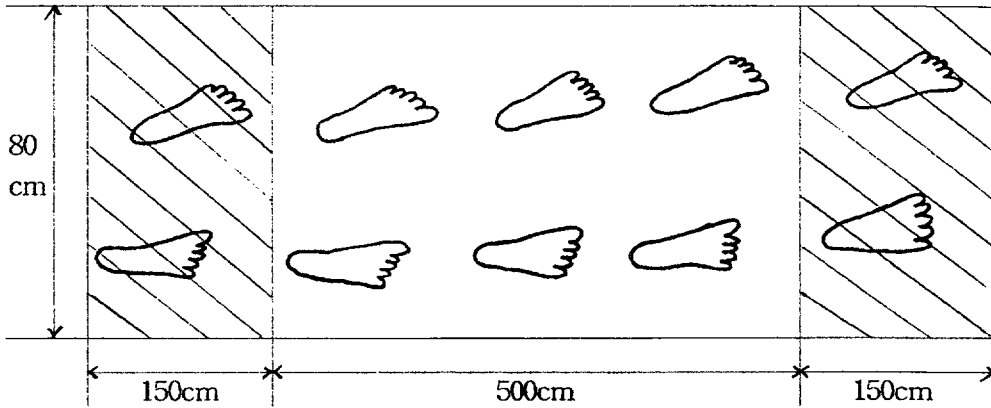


그림2. Ink foot print를 이용한 보행분석방법

4. 변수의 선정

표1. 변수의 종류

종속 변수	독립 변수
기립자세에서 양 하지에 실리는 체중부하율의 차이	체중부하율
	보조기 착용전 보조기 착용후
보행특성의 차이	속도
	보조기 착용전 보조기 착용후
	걸음수
	보조기 착용전 보조기 착용후
	보폭
	보조기 착용전 보조기 착용후
	발각도
	보조기 착용전 보조기 착용후
	체중지지면
	보조기 착용전 보조기 착용후

5. 분석방법

평가검사시 각 항목별 내용을 SAS를 이용하여 통계처리하였다. 환자가 기립하고 있을 때 환측 하지와 건측 하지에 실리는 체중은 백분율, 평균과 표준편차를 표시하여 비교하였다. 보조기 착용전과 후의 환측 하지와 건측 하지에 실리는 체중부하율의 차이와 보

행특성의 측정값을 비교하기 위하여 윌콕슨 부호순위 검정(Wilcoxon signed rank test)을 이용하였다.

독립변수와 종속변수와의 관계를 알아보기 위해 상관분석(Correlation analysis)을 실시하였다. 통계학적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 하였다.

6. 연구의 틀

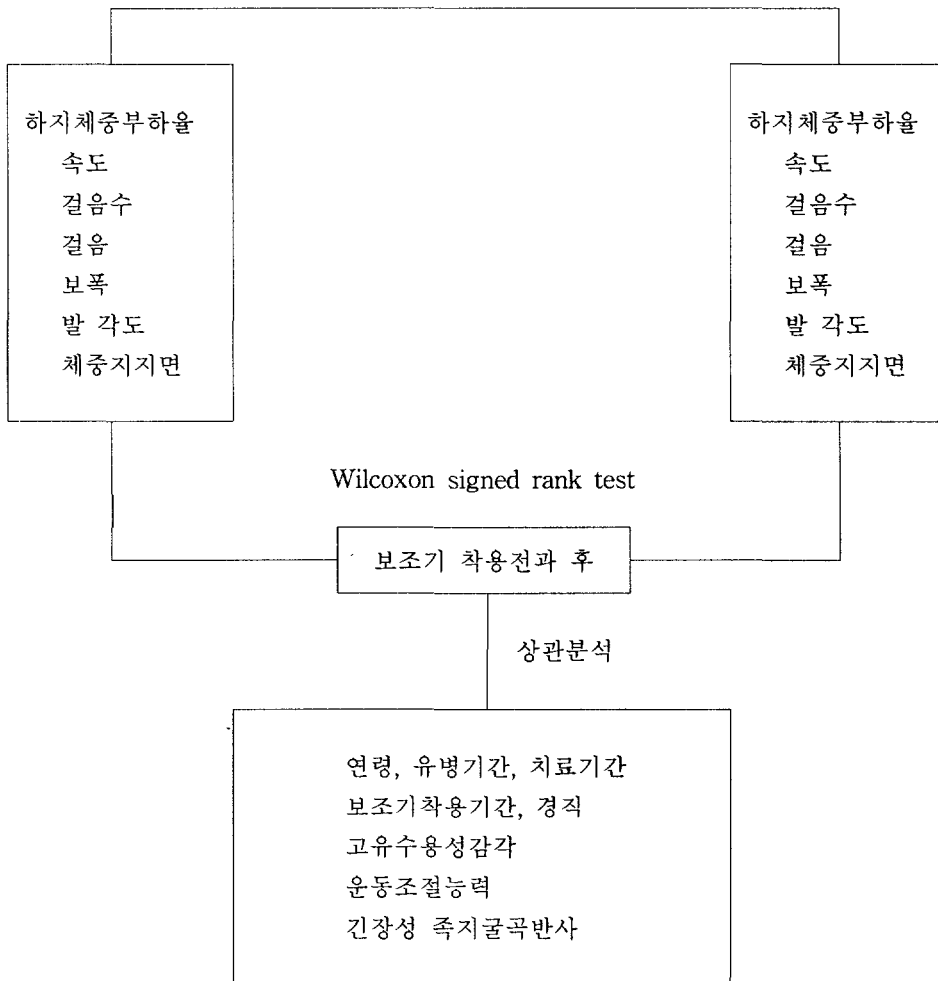


그림3. 연구의 틀

Ⅲ. 연구결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

1) 연구 대상자의 성별, 연령별 분포 및 체중분포

연구 대상자는 18명 중 남자가 15명(83.3%),

여자가 3명(16.7%)이었다. 연령 분포는 19세에서 75세까지였으며 51-60세가 12명(66.6%)으로 가장 많았다. 평균 연령은 56.2세였다. 또한 평균 체중은 64.5kg으로 61-70kg군에서 12명(66.7%)으로 가장 많았다(표2).

표2. 연구 대상자의 성별, 연령분포 및 체중분포

일반적 특성	대상자 수(명)	백분율(%)
성 별		
남	15	83.3
여	3	16.7
연 령 분 포		
40세 이하	1	5.6
41-50세	1	5.6
51-60세	12	66.6
61-70세	3	16.6
71세 이상	1	5.6
체 중 분 포		
50 kg 이하	1	5.5
51-60 kg	2	11.1
61-70 kg	12	66.7
71 kg 이상	3	16.7

2) 연구 대상자의 진단명, 마비부위, 유병기간, 치료 기간 및 보조기 착용 기간
연구 대상자의 18명을 진단명 별 분류를 보면 뇌졸중이 17명(94.5%), 외상성 뇌손상 1명(5.5%)이었다. 마비부위는 우측 편마비가 11명(61.1%), 좌측 편마비가 7명(38.9%)이었으며

유병기간은 13-24개월에서 8명(44.7%)으로 가장 많았으며 평균 22.2개월이었다. 치료기간은 평균 20.7개월이었으며 13-24개월에서 8명(44.7%)으로 가장 많았다. 보조기 착용기간은 2-6개월에서 8명(44.5%)으로 가장 많았으며 평균착용기간은 6개월이었다(표3).

표3. 연구 대상자의 진단명, 마비부위, 유병기간, 치료기간 및 보조기 착용기간

일반적 특성	대상자 수(명)	백분율(%)
진 단 명		
뇌졸중	17	94.5
외상성뇌손상	1	5.5
마 비 부 위		
우측	11	61.1
좌측	7	38.9
유 병 기 간		
6개월 이하	2	11.1
7 - 12개월	4	22.2
13 - 24개월	8	44.5
25개월 이상	4	22.2
치 료 기 간		
6개월 이하	2	11.1
7 - 12개월	4	22.2
13 - 24개월	8	44.5
25개월 이상	4	22.2
보조기 착용기간		
1개월 이하	4	22.2
2 - 6개월	8	44.5
7 - 12개월	5	27.8
13 -24개월	1	5.5

3) 연구 대상자의 경직유무, 고유수용성감각, 긴장성 족지굴곡반사유무
 연구 대상자 18명의 경직유무를 보면 경직이 있는 대상자는 16명(88.9%)이었으며 고유수용성감각이 없는 대상자는 9명(50%)이었다. 긴장성 족지굴곡반사(tonic toe flexion reflex)가 8명(44.4%)에서 나타났고 슬관절 과신전이 있는 대상자는 4명(22.2%)이었다(표4).

표4. 연구 대상자의 경직유무, 고유수용성감각, 긴장성 족지굴곡반사유무, 슬관절 과신전유무

일반적 특성	대상자 수(명)	백분율(%)
경 직		
유	16	88.9
무	2	11.1
고유수용성감각		
유	9	50
무	9	50
긴장성 족지굴곡반사		
유	8	44.4
무	10	55.6
슬관절 과신전		
유	4	22.2
무	14	77.8

2. 보조기 착용전과 후의 하지 체중부하율과 보행특성의 변화

연구 대상자의 보조기 착용했을 때와 착용하지 않았을 때의 환측 하지 체중부하율을 살펴 보면 착용하지 않았을 때 환측 체중부하율이 착용했을 때보다 2.66% 많았다. 보조기를 착용

하지 않았을 때 환측걸음이 1.7cm 길었다. 발 각도에서는 보조기 착용후의 환측에서 4.41도 더 증가하였다. 체중지지면이 보조기를 착용하지 않았을 때 1.46cm 좁아져 통계학적으로 유의한 차이를 보였으나 속도, 걸음수, 보폭은 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

표5. 보조기 착용전과 후의 하지 체중부하율과 보행특성의 변화

체중부하율과 보행요소	착 용 전	착 용 후	t-값
환측체중부하율(%)	42.74±11.14	40.08±10.78	-2.11*
속 도(cm/초)	26.46±12.16	27.20±13.64	0.65
걸음수(걸음/분)	61.46±18.60	64.08±19.73	1.05
걸 음(cm)			
건 측	20.33±10.90	19.97±9.17	-0.36
환 측	26.87± 7.95	25.17±7.55	-2.16*
보 폭(cm)			
건 측	46.16±15.77	44.11±15.11	-1.09
환 측	46.02±15.19	45.75±14.86	-0.18
발 각도(°)			
건 측	13.44± 7.73	13.25± 6.64	-0.20
환 측	20.42±11.45	24.83±11.58	2.26*
체중지지면(cm)	18.54± 5.92	20.00± 4.43	2.42*

평균±표준편차 * p<0.05

3. 하지 체중부하율과 보행특성에 관련된 요인

1) 보조기 착용기간과 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계
연구 대상자의 보조기 착용기간과 보조기

착용전과 후의 환측 하지 체중부하율과 상관성이 있었고, 보조기 착용기간과 보조기 착용 후의 환측 발 각도와 역상관성이 있었고, 보조기 착용기간과 보행속도의 상관성은 낮았다(표6).

표6. 보조기 착용 기간과 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계

구 분	보조기착용기간	PFWD	POWD	PFVEL	PFAFA
PFWD	.635*				
POWD	.597*	.880*			
PFVEL	.285	.203	.222		
PFAFA	-.341	-.088	.122	-.213	
POAFA	-.487*	-.521*	-.269	-.233	.741*

* p<0.05

PFWD : 보조기 착용전 환측 하지 체중부하율

POWD : 보조기 착용후 환측 하지 체중부하율

PFVEL : 보조기 착용전 보행속도

PFAFA : 보조기 착용전 환측 발 각도

POAFA : 보조기 착용후 환측 발 각도

2) 경직도와 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계

연구 대상자의 경직도와 보행특성의 상관성은 고관절 내, 외전근의 경직도와 보조기

착용후의 건축걸음, 발목 배굴근의 경직도와 보조기 착용전, 후의 걸음수와 상관성이 있었다(표7).

표7. 경직도와 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계

구 분	HSP	KSP	ASP	PFCADEN	POCADEN
KSP	.463*				
ASP	.566*	.356			
PFCADEN	-.285	.346	.481*		
POCADEN	.249	.236	.653*	.849*	
POUSTL	-.569*	-.048	-.308	.053	.054

* p<0.05

HSP : 고관절 내전, 외전근 경직

ASP : 발목 배굴근 경직

POCADEN : 보조기 착용후 걸음수

POUSTL : 보조기 착용후 건축걸음

KSP : 슬관절 굴곡, 신전근 경직

PFCADEN : 보조기 착용전 걸음

3) 고유수용성감각유무와 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계
연구 대상자의 고유수용성감각과 하지 체중부하율의 상관성은 고관절과 발목관절의 고유수용성감각과 보조기 착용하지 않았을 때의 환측 하지 체중부하율과 상관성이 있었고 고관절의 고유수용성감각과 보조기 착용했을 때의 환측 하지 체중부하율과 상관성이 있었다. 고유수용성감각과 보행특성의 상관성은 고관절 고유수용성감각과 보조기 착용전의 건축걸음수와 건축보폭, 보조기 착용후의 환측 발각도와 상관성이 있었다(표8).

표8. 고유수용성감각유무와 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계

구 분	HPR	KPR	APR	PFWD	POWD	PFUSDL	PFUSTL	POUSTL
KPR	.791*							
APR	.203	.476*						
PFWD	-.539*	-.444	-.470*					
POWD	-.651*	-.424	-.185	.880*				
PFUSDL	-.454*	-.171	-.331	.204	.290			
PFUSTL	-.465*	-.203	-.499*	.458*	.518*	.848*		
POUSTL	-.366	-.244	-.645	.457*	.466*	.817*	.403	
POAFA	.453	.430	.352	-.521*	-.269	-.019	-.111	-.077

* p<0.05

HPR : 고관절 고유수용성감각

KPR : 슬관절 고유수용성감각

APR : 발목 고유수용성감각

PFWD : 보조기 착용전 환측 하지 체중부하율

POWD : 보조기 착용후 환측 하지 체중부하율

PFUSDL : 보조기 착용전 건축보폭

PFUSTL : 보조기 착용전 건축걸음

POUSTL : 보조기 착용후 건축걸음

POAFA : 보조기 착용후 환측 발 각도

4) 긴장성 족지굴곡반사, 슬관절 과신전, 하지 체중부하율과 보행특성과의 상관관계
연구 대상자의 긴장성 족지굴곡반사와 보조기 착용후의 환측 체중부하율과 상관성이 있었고 슬관절 과신전과 보조기 착용전과 후의 환측 발 각도와 상관성이 있었고, 보조기 착용전의 체중부하율과 보조기 착용후의 환측 발 각도, 보조기 착용전의 건축걸음과 상관성이 있었고 보조기 착용후의 환측 하지 체중부하율과 보조기 착용전과 후의 건축걸음과 상관성이 있었다(표 9).

표9. 긴장성 족지굴곡반사, 슬관절 과신전, 하지 체중부하율과 보행특성과의 상관관계

구 분	TTFR	BK	PFWD	POWD	PFAFA	POAFA	PFUSTL
BK	.329						
PFWD	.388	.469*					
POWD	.499*	.275	.880*				
PFAFA	.325	-.470*	-.088	-.130			
POAFA	-.255	-.722*	-.521*	-.269	.741*		
PFUSTL	.106	-.165	.458*	.518*	.116	-.047	
POUSTL	.060	-.153	.457	.466*	.071	-.077	.926*

* p<0.05

TTFR : 긴장성 족지굴곡반사

BK : 슬관절 과신전

PFWD : 보조기 착용전 환측 하지 체중부하율

POWD : 보조기 착용후 환측 하지 체중부하율

PFAFA : 보조기 착용전 환측 하지 발 각도

POAFA : 보조기 착용후 환측 하지 발 각도

PFUSTL : 보조기 착용전 건축걸음

POUSTL : 보조기 착용후 건축걸음

IV. 고찰

뇌졸중 환자들의 기능적인 독립생활이 중요한 요소이기 때문에 보행을 재활치료의 주요 목표로 삼고 있다(Turnbull, 1989). 그러나 편마비 환자들은 선택적 운동조절능력과 고유수용성감각의 손상과 경직 등으로 인해 보행에 장애를 갖게 된다(Brandstater, 1987). 편마비 환자들은 정상인에 비해 보행 속도가 느리다. 이것은 환측의 체중이동이 부적절하고 유각기(swing phase)에 환측발이 느리게 나가기 때문이라고 하였다(Wall, 1986). 성인 편마비 환자들의 기립자세의 정적인 균형감각과 보행능력을 측정된 결과 높은 상관관계가 있었다고 하였다(Dettmann, 1987). 균형의 조절은 보행 동안에 필수적인 요소로 성인 편마비 환자들의 기립자세에서의 균형조절능력을 환측과 건축의 체중지지분포 상태로 설명하고 있다(Arcan 등, 1977; Bohannon 등, 1985). 그래서

Arcan 등(1977), Seliktar 등(1978)은 재학습을 위한 치료 과정에서도 균형감각의 증진을 위해 환측으로 체중을 이동시키는 훈련을 강조하였다. Dickstein 등(1984), Caldwell 등(1986), Bohannon과 Larkin(1985)은 환측 하지에 20%정도 체중을 부하한다고 보고하였다. Shumway-cook 등(1988)과 Mizrahi 등(1989)은 총체중의 70%를 건축으로 의지했으며, Sackley(1990)는 61%의 건축 체중지지를 보고하였고 중증환자의 경우 90%까지 건축으로만 체중을 지지하였다고 한다. 김종만(1995)은 시각 및 청각되먹임을 이용하여 훈련 전과 후의 환측 하지에 실리는 체중부하를 측정하였는데 훈련 전의 환측 하지에서 38.4%, 훈련후의 환측 하지 체중부하율이 46%였다. 본 연구에서는 보조기를 착용했을 때와 착용하지 않았을 때의 하지 체중부하를 측정하였다. 보조기 착용했을 때의 환측 하지 체중부하율이 40.08%, 보조기 착용하지 않았

을 때의 환측 하지 부하율이 42.74%로 환측 하지보다 건측 하지(59.92%, 57.26%)에 체중 부하를 더 많이 하고 있었다. 편마비 환자들에게 흔히 처방되는 단하지 보조기는 발목의 배굴이 부족하고 무릎의 안정성이 필요한 환자에게 도움이 될 것이다. Meyer(1974)는 중간 정도의 경직과 무릎에 적절한 안정성이 있고 발목의 배굴이 약한 환자에게 Engen보조기를 처방하였다. 단하지 보조기는 적절한 균형감각과 고관절이 안정된 환자에게 무릎의 안정에 도움을 주어 보행을 원활하게 한다고 하였다(Perry, 1969). 그리고 환자에게 단하지 보조기는 산소 소모를 적게하고 보행의 효율성을 증진시켜 보조기를 착용하지 않았을 때보다 에너지소비나 보행의 안전성에 있어 효과적이라고 하였다. Corcoran 등(1970)은 13명의 편마비 환자를 보조기 없이 걷게 했을 때 정상보다 64% 더 산소소모량이 증가하였고, 철제 보조기를 착용했을 때 54%, 플라스틱 보조기를 착용했을 때 51%로 산소소모량이 감소하였다고 하였다. 보조기를 착용하지 않았을 때 정상인의 보행속도보다 46%의 감소를 보였고, 보조기를 착용하고 걸었을 때 36%의 감소를 보였다고 한다. Saca 등(1994)은 보행시 긴장성 족지굴곡반사(tonic toe flexion reflex)가 나타나는 18명의 편마비 환자를 대상으로 긴장성 족지굴곡반사를 억제시키기 위해 발가락 벌리기(toe spreader)를 착용하여 착용유무에 따른 보행특성의 변화를 알아보았다. 그 결과 발가락 벌리개의 사용은 긴장성 족지굴곡반사를 감소시켰으며 보행특성 중 걸음수(cadence)와 보행속도에서 증가를 보였다. 신발의 착용유무에 따른 보행특성의 변화에서 신발을 착용하고 보행하였을 때 환측과 건측 모두 걸음(step length)과 보폭(stride length)의 증가를 보였다. 이것은 신발이 발의 안정성에 도움을 주었기 때문이라고 하였다. Lehmann 등(1986)은 정상인 6명을 대상으로 비골신경을 일시적으로 마비시켜 보조기 착용전과 후의 보행특성의 변화를 보고 보조기의 교정효과에 대해 연구하였는데, 그

결과 보조기의 착용은 보행속도와 걸음(step length)에 유의한 효과를 보였다고 하였다. 그러나 Holden 등(1986)의 연구에서는 편마비 환자의 보조기 착용이 보행특성에 영향을 주지 못했다고 한다. 그 이유로 편마비 환자들이 보조기를 착용하지 않고 걸었을 때 이미 신경근육계의 안정성이 회복되어 부분거리를 측정할 때는 보조기의 영향을 정확히 측정할 수 없었을 것이라고 하였다.

Lehmann 등(1982)은 정상인에게 보조기를 착용시켜 보행특성을 연구하였는데 슬관절에 부하되는 변형된 압박때문에 무릎의 과도한 운동이 일어나 이것을 피하기 위해 걸음이 감소되었다고 하였다. 본 연구에서는 편마비 환자의 보조기 착용했을 때와 착용하지 않았을 때의 하지 체중부하율과 보행 특성에 미치는 영향을 알아 보고자 하였는데 보조기를 착용하지 않았을 때의 환측 하지 체중부하율이 42.74%, 착용했을 때의 환측 하지의 체중부하율이 40.08%로 보조기를 착용하지 않았을 때의 체중부하율이 2.66% 많았다. 보조기를 착용하지 않았을 때의 환측걸음이 26.87cm, 착용했을 때의 환측걸음이 25.17cm로 보조기를 착용하지 않았을 때의 환측걸음이 1.7cm 길었다. 발 각도에서는 보조기를 착용했을 때 환측에서 24.83도로 착용전보다 4.41도 바깥으로 더 돌아갔다. 체중지지면이 보조기 착용했을 때 20cm로 착용전보다 1.46cm 넓어져 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 보행속도에서는 보조기를 착용하지 않았을 때 26.46cm/초, 착용했을 때 27.20cm/초로 보조기를 착용했을 때 빨랐으나 유의한 차이는 없었다. 일반적인 보조기의 역할을 고려해보면 보조기를 착용했을 때 상실된 기능을 대신해주고 관절을 보호, 지지해주고 고정과 함께 움직임을 바로잡아주기 때문에 환측 하지에 안정성을 주어 하지의 균등한 체중부하와 보행특성에 영향을 줄 것이라고 하였다(Light 등, 1966; Perry, 1974; Lehmann 등, 1983). 그러나 본 연구에서는 보조기를 착용했을 때보다 착용하지 않았을 때 하지 체중분포, 보행특성에 더 유의

한 효과가 있는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 연구 대상자의 평균 유병기간이 22.2개월인데 보조기의 평균 착용기간이 6개월로 대부분의 연구 대상자가 보조기를 착용하지 않은 기간이 더 길어 보조기를 착용하지 않고 걸었을 때 이미 신경근육계의 안정성이 회복되어 부분거리를 측정할 때는 보조기의 영향을 정확히 측정할 수 없었을 것이다. 연구 대상자의 보조기 착용기간과 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관관계를 살펴보면 보조기 착용기간이 하지 체중부하율, 보조기 착용했을 때의 발 각도에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 그리고 보행특성을 알아보기 위한 부분거리 측정법에서 실험의 편의를 위해 보조기를 착용한 상태에서 먼저 측정하였는데 이것이 후에 측정한 보조기 착용하지 않은 상태의 보행요소에 영향을 주었을 것으로 생각된다. 연구 대상자의 경직정도와 고유수용성감각, 운동조절능력과 하지 체중부하율, 보행특성과의 상관성을 보면 고관절 내, 외전근의 경직정도가 심할수록 보조기 착용했을 때의 건축걸음이 짧아졌고, 발목의 경직정도가 심할수록 보조기 착용했을 때와 하지않았을 때의 걸음수가 많아졌다($p<0.05$). 고관절에 고유수용성감각이 있을수록 보조기를 착용하지 않았을 때의 건축 걸음(step length)과 보폭(stride length)이 길어졌고, 보조기 착용했을 때의 환측발 각도가 감소되었고($p<0.05$), 환측 하지체중부하율이 증가하였다. 발목에 고유수용성감각이 있을수록 보조기 착용하지 않았을 때의 환측 체중부하율이 좋은 것으로 나타났다. 이것은 보조기를 착용했을 때 발바닥의 감각이 떨어지기 되어 환측 체중이동에 영향을 미쳤을 것이라고 생각한다. 그리고 보조기 착용했을 때와 착용하지 않았을 때의 건축걸음이 길어졌다. 그리고 슬관절 과신전이 있으면 보조기 착용하지 않았을 때의 하지 체중부하율이 증가하였고, 환측 발 각도는 보조기 착용에 상관없이 좁아졌다($p<0.05$). 연구 대상자의 경직과 고유수용성감각, 슬관절 과신전은 연구 대상자의 하지 체중부하율과 보행특성에 일부

영향을 미친 것으로 생각된다.

본 연구에서 측정한 부분거리 보행특성은 편마비 환자의 전체적인 보행특성의 일부밖에 측정할 수 없었다. 거리가 8m 밖에 되지 않았고 안정된 실내에서 측정하였기 때문에 보조기의 기능을 충분히 측정할 수 없었다. Corcoran 등(1970)은 보조기는 환자에게 낙상(falling)이나 발목염좌를 감소시켜 보행의 속도가 빨라지고 에너지 소비가 감소한다고 하였다. 보조기는 실내보다는 실외에서 보다 효과적이고 먼거리를 이동할 때, 바닥이 고르지 않은 장소에 효과적이다. 본 연구에서 보행과 하지 체중부하에 보조기가 미치는 영향을 알아보기 하였는데 결과가 보조기를 착용했을 때보다 착용하지 않았을 때 환측 하지 체중부하율이 2.66% 많아지고 보행요소에서 보조기를 착용하지 않았을 때 환측걸음이 1.7cm 길어졌으며 발 각도는 보조기 착용 후 4.41도 더 증가하고 체중지지면이 보조기 착용후 1.46cm 넓어져 보조기를 착용하지 않았을 때의 하지 체중부하와 일부 보행요소에 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.

본 연구는 연세대학교 의과대학에서 입원 또는 외래를 받고 있는 환자중 본 연구의 기준조건을 충족하는 일부분의 환자만을 대상으로 연구를 시행하였고 대조군을 선정하여 비교하지 않았다. 따라서 본 연구 결과를 성인 편마비 환자 전체에게 일반화 해석하는데 제한되는 점이 있겠다. 또한 본 연구에서 사용된 ink foot-print를 이용한 부분거리측정법이 검사-재검사 신뢰도 계수와 검사자간 신뢰도 계수가 높게 나왔으나 보행의 질적인 요소를 분석할 수 없다는 제한점을 갖고 있다. 이 연구에는 짧은거리와 안정된 장소에서 실시하여 보조기가 보행에 미치는 영향을 측정하는데 제한이 있었다. 앞으로 장애가 있는 환자의 보행에 보조기가 미치는 영향을 알아보기 위한 연구에서는 보행거리와 시간, 에너지소모율 등 보조기가 실내뿐 아니라 실외에서 보행에 미치는 영향에 대한 다양한 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

연세대학교 재활병원에서 재활치료를 받고 있는 뇌졸중과 외상성 뇌손상으로 인하여 편마비로 진단 받은 환자 18명을 대상으로 보조기 착용하지 않았을 때와 착용했을 때의 양하지 체중부하율의 변화와 보행특성의 차이를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 연구 대상자 18명이 보조기 착용했을 때 환측 하지의 체중부하(40.08%)보다 보조기를 착용하지 않았을 때 환측 하지(42.74%)에 체중부하를 더 많이 하고 있었다.
2. 보조기 착용했을 때와 착용하지 않았을 때의 보행특성은 보조기 착용했을 때 환측 하지의 걸음이 1.7cm 짧아졌고, 환측 하지의 발 각도가 4.41도 증가되었고, 체중지지면이 1.46cm 넓어져 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

이상과 같은 결과로 볼 때 본 연구에서는 편마비 환자에게 보조기의 착용은 양하지 체중부하율과 보행특성에 영향을 주지 못한 것으로 나타났다. 그러나 본 연구에서 사용된 평가방법은 제한점이 있어 좀더 객관화된 폭넓은 연구를 위해서는 향후 다양한 평가방법을 도입하여 연구할 필요가 있을 것으로 사료된다.

인용문헌

- 권희규, 오정희. 뇌졸중의 임상적 연구. 대한재활의학회지. 1884;8:83-91.
- 김종만. 시각 및 청각 되먹임을 통한 하지 체중이동훈련이 편마비환자 보행특성에 미치는 효과에 관한 연구. 연세대학교 보건대학원, 석사학위 논문, 1995.
- Arcan M, Brull MA, Najenson T, et al. FGP assessment of postural disorder during process of rehabilitation. Scand J Rehabil Med. 1977;9:165-168.
- Bobath B. Adult hemiplegia: evaluation and treatment 3rd ed. London: Heinemann, 1990.
- Boehme R. Myofacial release and its application to neuro-developmental treatment. USA: Boehme Workshops, 1991.
- Boeing DD. Evaluation of a clinical method of gait analysis. Phy Ther. 1977;57:795-798.
- Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis. Phy Ther. 1985;65:1323-1325.
- Brandstater ME, Bruin H, Gowland C, et al. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil. 1987;64:583-587.
- Brunnstrom S. Recording gait patterns of adult hemiplegic patients. J Am Phys Ther Asso. 1964;44:11-18.
- Caldwell C, Macdonald D, Macneil K, et al. Symmetry of weight distribution in normal and stroke patients using digital weight scales. Physiotherapy Practice. 1986;2:109-116.
- Carr JH, Shepherd RB. Physiotherapy in disorders of the brain. London: Heinemann, 1980.
- Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelmann GL, et al. Effects of plastic and metal braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil. 1970;51:78-84.
- Davies PM. Steps to follow: a guide to the treatment of adult hemiplegia. Berlin: Springer-Verlag, 1885.
- Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationship among walking performance,

- postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med.* 1987;66:77-90.
- Dickstein R, Nissan M, Pillar T, et al. Foot ground pressure pattern of standing hemiplegic patient. *Phys Ther.* 1984;64:19-23.
- Hamman RG, Mekjavic I, Mallinson AI, et al. Training effect during visual feedback. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73:738-744.
- Hamrin E, Eklund G, Hillgren AK, et al. Muscle strength and balance in post-stroke patients. *Ups J Med Sci.* 1982;87:11-26.
- Holden MK, Gill KM, Magliozi MR. Gait assessment for neurologically impaired patient: standard for outcome assessment. *Phy Ther.* 1986;66:1530-1539.
- Jebsen RH, Simons BC, Corcoran PJ. Experimental plastic short leg brace. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970;51:114-119.
- Lane REJ. Facilitation of weight transference in the stroke patient. *Physiotherapy.* 1978;65:48-51.
- Lehmann JF. Biomechanics of ankle-foot orthosis: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil.* 1979;60:200-207.
- Lehmann JF, Ko MJ, de Lateur BJ. Knee moment: origin in normal ambulation and their modification by double-stopped ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil.* 1982;63:345-351.
- Lehmann JF, Esselman PC, Ko MJ, et al. Plastic ankle-foot orthoses: evaluation of function. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64:402-407.
- Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, et al. Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their correction by orthoses: a biomechanical study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:380-386.
- Lehneis HR. Final report, bioengineering design and development of lower development of lower extremity orthotic devices. Inst. Rehab. Med., New York University Med, Center, Proj, 1972.
- Light S, Kamenetz HL. *Orthotics Etcetera*, New Haven, Elizabeth Licht, 1966.
- Meyer PR. Lower limb orthotics. *Clin Ortho.* 1974;102:58-71.
- 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. *Medical and Biological Engineering and Computing.* 1989;27:181-190.
- Perry J. The mechanics of walking in hemiplegia. *Clin Orthop.* 1969;63:23-31.
- Perry J. Kinesiology of lower extremity bracing. *Clin Orthop.* 1974;102:18-31.
- Sackley CM. The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice.* 1990;6:179-185.
- Sackley CM, Baguley BI, Gent S, et al. The use of a balance performance monitor in the treatment of weight-bearing and weight-transference problems after stroke. *Physiotherapy.* 1992;78:907-913.
- Sarno JE, Lehneis HR. Prescription consideration for plastic below-knee orthoses. *Arch Phys Med Rehabil.* 1971;52:503-510.
- Seliktar R, Susak Z, Najenson T, et al. Dynamic feature of standing and their correlation with neurological disorders. *Scand J Rehab Med.* 1978;10:59-64.
- Shores M. Foot print analysis in gait documentation: an instructional sheet format. *Phys Ther.* 1980;60:1163-1168.

- Shumway-cook A, Anson D, Haller S.
Postural sway feedback: its effect
on reestablishing stance stability in
hemiplegic patients. Arch Phys Med.
Rehabil. 1988;69:395-400.
- Simmon BC, Jebseri RH, Willdman LE.
Plastic short leg fabrication. Orth Prosth
1967;21:215-218.
- Simons BC, Jebson RH, Wildman LE. Plastic
short leg brace fabrication. Orth Prosth
Appl J. 1967;21:215-218.
- Turnbull GI, Wall JC. Gait re-education
following stroke: the application of motor
skills acquisition theory. Physiotherapy
Practice. 1979;5:123-133.
- Twitchell TE. Restoration of motor function
following hemiplegia in man. Brain. 1951;
74:443-480.
- Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in
residual hemiplegia. Arch Phys Med
Rehabil. 1986;67:550-553.

부 록

1. 편마비 환자의 PLS착용유무에 따른 보행특성에 대한 연구

보조기 착용유무		PLS OFF	PLS ON
보행요소			
VELOCITY(112.0 cm/sec)			
CADENCE(110-120 steps/min)			
BASE OF SUPPORT(5-10 cm)			
STRIDE LENGTH(132.0 cm)	건 측		
	환 측		
STEP LENGTH(66.0 cm)	건 측		
	환 측		
FOOT ANGLE(°)	건 측		
	환 측		

2. 편마비 환자 기록지

1. 성 별	
2. 나 이	
3. 마비부위	
4. 유병기간	
5. 치료기간	
6. PLS착용기간	
7. SPASTICITY (subject positioned supine)	1. Hip 1) abduction 2) adduction 2. Knee 1) flexion 2) extention 3. Ankle 1) DF 2) PF
8. PROPRIOCEPTION (subject positioned supine, eye closed)	1. Hip 2. Knee 3. Ankle
9. SELECTIVE CONTROL (subject psitioned sidelying)	1. Hip 1) flexion(knee extended) 2) extention(knee flexed) 2. Knee 1) flexion(hip, knee extended) 2) extension(hip, knee flexed) 3. Ankle 1) DF(knee flexed) 2) DF(knee extended)
10. TONIC TOE FLEXION REFLEX	
11. ROM	
12. 체중	
13. BACK KNEE	

3. 편마비 환자 평가표

검사 항목(Testing Item)	Rating Scale
고유수용성감각(환자를 바로 눕힌 후 눈을 감게한다)	
1. 고관절-검사자가 대상자의 고관절을 내, 외 회전 시킨후 발의 위치를 물어 본다	1- 세번 실시하여 모두 정확히 맞았을 때 2- 한번 이상 실패했을 때 3- 세번 모두 실패했을 때
2. 슬관절-검사자가 대상자의 슬관절을 굴곡, 신전 시킨후 무릎이 굴곡, 신전 되었는지 묻는다	1- 세번 실시하여 모두 정확히 맞았을 때 2- 한번 이상 실패했을 때 3- 세번 모두 실패했을 때
3. 발목관절-검사자가 대상자의 발목을 위, 아래로 굴곡 시킨후 발이 위, 아래로 향하고 있는지 묻는다	1- 세번 실시하여 모두 정확히 맞았을 때 2- 한번 이상 실패했을 때 3- 세번 모두 실패했을 때
경직-검사자가 대상자의 경직을 측정하기 전에 관절을 움직여 관절 가동 영역을 확인한다. (대상자는 바로누운 자세)	
1. 고관절-검사자는 대상자의 고관절을 빠르게 움직여 관절운동시 저항이 느껴지는지 확인한다 1)내전(adduction) 2)외전(abduction)	1- 빠르게 수동관절운동을 실시하는 동안 저항을 느낄 수 없다 2- 빠른 관절운동시 약간의 저항을 느낀다 3- 빠른 관절운동시 심한 저항을 느낀다
2. 슬관절-검사자는 대상자의 슬관절을 빠르게 움직여 저항을 확인한다 1)굴곡(flexion) 2)신전(extention)	1- 빠르게 수동관절운동을 실시하는 동안 저항을 느낄 수 없다 2- 빠른 관절운동시 약간의 저항을 느낀다 3- 빠른 관절운동시 심한 저항을 느낀다
3. 발목관절-검사자는 대상자의 발목을 빠르게 움직여 저항을 확인한다 1)굴곡(flexion) 2)신전(extention)	1- 빠르게 수동관절운동을 실시하는 동안 저항을 느낄 수 없다 2- 빠른 관절운동시 약간의 저항을 느낀다 3- 빠른 관절운동시 심한 저항을 느낀다

운동조절능력(대상자를 옆으로 눕힌다)

- | | |
|--|--|
| 1. 고관절-대상자의 무릎을 구부린 후 다리를 앞으로 가져가게 한다; 대상자의 무릎을 구부린 후 다리를 뒤로 가져가게 한다 | 1- 정확하게 바로 수행할 수 있다
2- 천천히 반응한다; 약간 힘들어 보이거나 정확하게 수행한다
3- 수행하지 못한다 |
| 2. 슬관절-검사자는 대상자의 고관절과 슬관절을 구부린 후 고관절 굴곡을 유지한 상태에서 무릎을 펴게한다; 검사자는 대상자의 고관절, 슬관절을 신전시키고 고관절 신전을 유지한 상태에서 무릎을 구부리게 한다 | 1- 정확하게 바로 수행할 수 있다
2- 천천히 반응한다; 약간 힘들어 보이거나 정확하게 수행한다
3- 수행하지 못한다 |
| 3. 발목관절-검사자는 대상자의 무릎을 편 상태에서 발목을 구부리게 한다; 검사자는 대상자의 무릎을 구부린 상태에서 발목을 아래로 내리도록 한다 | 1- 정확하게 바로 수행할 수 있다
2- 천천히 반응한다; 약간 힘들어 보이거나 정확하게 수행한다
3- 수행하지 못한다 |

Scoring System

고유수용성감각: 1 = Intact
2 = Impaired
3 = Absent

경직(Spasticity): 2 = None
3 = Minimum
4 = Moderate
5, 6 = Severe

운동조절능력(Selective Control):
2 = Normal
3 = Minimum
4 = Moderate
5, 6 = Severe
