

편마비환자에게 플라스틱 단하지 보조기착용 전·후 선자세 균형과 동적 움직임에 미치는 효과

임 호 용
박 승 규

예수병원 물리치료실
대불대학교 물리치료학과

The immediate effect standing balance and dynamic activity on barefoot, wearing SPAFO and wearing HPAFO in hemiplegic patients

Lim, Ho-Yong
Park, Seung-kyu

Dept. of Physical Therapy, Presbyterian Medical center
Dept. of Physical Therapy, DaeBul University

Objective: The purpose of this study were to investigate the standing balance, dynamic activity in hemiplegic patients according to the types of ankle-foot orthosis(AFO) and to determine the most effective type of AFO for gait training.

Method: A prospective study was performed for 16 patients with hemiplegia who was able to walk independently. Static balance and dynamic activity were compared in two condition : 1) barefoot and SPAFO, 2) barefoot and HPAFO. Static balance and dynamic activity characteristics were evaluated by Active Balance while they were standing with in two condition AFO and barefoot.

Results: There were significant difference in standing balance between barefoot and wearing SPAFO and HPAFO($p < 0.05$). There were significant difference in dynamic activity balance between barefoot and wearing SPAFO and HPAFO($p < 0.05$). There were significant difference in gait speed between barefoot and wearing SPAFO and HPAFO($p < 0.05$).

Conclusion: This study showed that wearing SPAFO and HPAFO gave fair amount of improvement to balance and gait ability of hemiplegic patients.

Key word ; static balance. dynamic standing balance, Solid Plastic Ankle Foot Orthosis(SAFO), Hinged Plastic Ankle Foot Orthosis (HPAFO), PLS, AFO.

뇌의 병변을 가진 환자에 대한 많은 관심이 대두되고 있다. 발생률 또한 꾸준히 늘고 있고, 그 발병의 연령층 또한 점점 젊어지는 경향이다. 우리나라에서도 뇌졸중은 사망 원인중 주요인이 되며, 신경계, 근육계 장애의 주요원인이 되고 있다. 2001년도 우리나라 통계청의 통계 결과에서도 뇌졸중은 악성 종양 다음으로 2번째를 차지하고 있다(오정희, 1986; Rusk, 1977; 김경태 등, 2003).

뇌병변으로 인한 환자의 문제점은 편측으로 마비되는 것이며, 이로 인하여 야기되는 상지의 굴곡 경련성과 하지의 신전 경련성 pattern의 양상이 나타나게 된다(송화영, 1988). 이를 편마비환자라고하며, 이런 편마비환자의 문제점은 비대칭적 자세와 비정상적인 신체의 균형, 체중을 사방으로 이동하는 능력의 결함, 섬세한 기능을 수행하는 특수한 운동요소의 상실 등이라 할 수 있다. 이와 같은 문제점들은 편마비 환자가 기립하고 보행을 하는데 장애를 주며, 나아가서 일상생활 동작(activities of daily living)을 수행하는데 어려움을 가져오게 되는데, 정상적인 보행의 방법은 먼저 환자가 기립(standing)하고 있는 동안 견측하지(nonaffected side)와 환측(affected side)의 체중을 균등(symmetrical weight bearing)하게 분배시킬 수 있는 능력이 있어야한다(Janet and Roberta, 1980). 또 편마비 환자의 보행은 족저굴근의 경직성 마비로 인해 입각기 시작시 발뒤꿈치가 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 닿게되어 입각기가 짧아지게 되고, 유각기 때에는 발가락 부분이 지면에 닿게 되므로 이를 피하기 위하여 회선보행(circumduction gait)를 하게된다(Bohannon, 1992). 보행에서 편마비환자는 환측의 불안정성으로 무게 중심을 가능한 견측으로 빨리 이동 시키고자하여, 환측의 입각기와 견측의 유각기가 짧아지고, 보폭도 줄어들게되어 보행의 속도는 느려지고, 보폭은 짧으며, 분속수(cadence)가 감소하는 특징이 있다고 하였다(김연희 등, 1984; 김유철, 1992). 이와같이 보행에 미치는 영향에 도움을 주고, 상실된 기능을 대신해주어 환자의 보행능력을 향상시키는 것으로 매우 효과적이고 의미 있는 것은 보조기의 사용이라고 하였다. 그러나 본래의 움직임을 제한 할 수 있기 때문에 정상적인 기능보다 적응력이 떨어지게 되는 단점이 있다(Perry, 1974).

편마비환자의 비정상적인 자세와 비정상적인 보행 패턴으로 인하여 균형능력과 보행특성을 개선하기 위해 다양한 보조기들이 이용되었고(Brandstater 등, 1987; Lehmann, 1983), 주로 AFO(ankle foot orthosis)를 사용하였다고 하였다(Ofir and Sell, 1980). 일반적으로 사용해왔던 금속 보조기의 무게를 줄이고, 외관상의 목적으로 플라스틱 재료의 보조기를 사용하였다고 하였다(Corcoran 등, 1970).

플라스틱 단하지 보조기는 1967년 처음 보고되었으며(Simon 등, 1967), 1972년 Engen에 의해 Engen type plastic AFO가 소개되었다. 처음 보조기의 사용은 균형의 능력과 보행특성을 개선하기 위하여 사용하였고(Brandstate 등 1987, Lehmann 1983), 또 PLS(Posterior Leaf Spring)은 무릎관절에 근력과 안정성이 있고, 하지에 중등도 강직(moderate spasticity)이 나타나며, 수의적인 발목 움직임이 없는 환자들에게 처방하였다(Sarno 1973; Lehneis, 1972). 발목의 약화나, 강직, 변형이나 질병이 있는 소아마비, 뇌성마비, 뇌졸중 환자로서 중추신경계의 손상등으로 인하여 편마비 혹은 편부전마비 환자의 보행을 돕기위해 단하지 보조기(Short leg brace, Ankle foot orthsis)를 사용하게 되었다(Fridland 등, 1975). 또 뇌성마비 환아에게 발목관절 단하지 보조기와 발목관절이 없는 단하지 보조기의 작용을 연구하였다(Middleton 등 1988). 최근 연구 제작되어진 플라스틱 단하지 보조기의 중족골두 절단 플라스틱 단하지 보조기에 대한 연구를 하였고(이강성 2001), 전방형 플라스틱 단하지 보조기 사용을 연구하였다.(박소연 등, 2002), 또 관절형과 고정형 플라스틱 단하지 보조기가 편마비

환자의 정적·동적 균형에 미치는 효과에 대하여 연구하였다(임호용 등, 2004). 그러나 편마비환자에게 착용전과 보조기의 착용후를 비교가 미진한 상태이다.

본 연구는 편마비 환자의 착용전과 관절형 플라스틱 단하지 보조기와 고정형 플라스틱 단하지 보조기의 착용후, 정적 기립균형과 동적 변수를 비교하여, 편마비환자에게 나타나는 효과에 대하여 알아보고, 보조기를 연구하고 제작하는데 도움이 되고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 기간 및 연구 대상자

1) 연구 기간

연구기간은 2004년 2월 1일부터 동년 2월 10일까지 기준 조건에 합당한 5명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 보완 수정하여 2004년 3월 10일까지 예비 실험 대상자를 포함한 연구대상자 전원에 대해 실험을 실시하고, 2004년 4월 20일에 실험에 대한 분석을 마쳤다.

2) 연구 대상자

본 연구는 ○○병원 재활의학과에서 뇌출혈, 뇌경색 및 외상성 뇌손상으로 인해 편마비로 진단을 받고 입원 또는 외래 통원으로 물리치료를 받고있는 16명의 환자를 대상으로 하였으며, 대상자의 선정 조건은 다음과 같았다.

- (1) 뇌졸중, 외상성 뇌손상, 뇌경색으로 인한 편마비 환자.
- (2) 연구자의 지시 내용을 이해하고 따를 수 있는 자.
- (3) 도움 없이 10분 이상 독립적인 서기가 가능한 자.
- (4) 보조 장비를 사용하지 않고 10분 이상 독립 보행이 가능한자.
- (5) 골반 및 양·하지에 정형외과적 질환이 없는 자.
- (6) 고관절, 무릎관절에 구축(contracture)이 없는 자.
- (7) 수동적으로 발목 관절을 발등 쪽으로 굽혔을 때 10°이상 가능한 자.
- (8) 본 실험에 적극 동의한 자.

2. 실험도구

1) 보조기 제작

측정에 앞서 모든 대상자들에게 관절형 플라스틱 단하지 보조기와 고정형 플라스틱 단하지 보조기를 제작하였다. 연구를 위하여 족관절 각도를 90°로 하였다. 음성 모델의 높이는 다리의 비골두 위까지 하였다. 발목의 내측과와 외측과는 착용시 닿지 않도록 1/8인치 덧붙임과 높이를 하였다. 종족궁(longitudinal arch)를 유지하거나 받쳐주기 위하여 족궁(arch

support)를 만들었고, 발의 중족골두 부분의 내측 부분과 외측부분은 체중 지지를 받을 때 넓어지는 경향이 있어 1/16인치를 넓혔다. 플라스틱 단하지 보조기의 재료는 두께 5mm의 170℃에서 녹는 열가소성 플라스틱(high temperature thermoplastic) 소재를 이용하였다. 관절형 플라스틱 단하지 보조기의 발목은 ○○장식관절을 사용하였으며, posterior 90° ankle stop type으로 만들었고, 고정형 플라스틱 단하지 보조기의 발목관절은 90°에서 고정하였으며, 관절의 움직임은 전혀 없도록 만들었다. 170°로 가열된 전기 오븐에 폴리프로필렌을 넣고 투명하게 녹은 폴리프로필렌을 준비된 양성 모델에 썬우고 진공 흡입기(vacuum)를 사용하여 진공상태로 만들어 다리의 모형에 완벽하게 흡착하도록 하였다. 관절형 플라스틱 단하지 보조기의 장기간 사용으로 뒷부분이 이탈 될 수 있어 안전을 위하여 발목관절 뒷부분을 두껍게 보강하였다. 고정형 플라스틱 단하지 보조기(SPAFO)의 제작과 동일하게 하였다. 두 보조기 모두 높이의 제단은 비골 신경(peroneal nerve)을 보호하기 위하여 각 보조기의 높이는 비골두로부터 1인치 아래에서 잘랐다. 점검은 발목의 내·외측과에 압박되지 않도록 하였으며, 중족골두 재단(metatarsal trimline)은 하지 않았다. 상단부와 발목내외측 부분에는 Velcro와 내자(인조가죽)를 이용하여 고정하였으며, 발등 부분에는 신발 착용이 용이하도록 Velcro만을 사용하였다.

2) 실험도구

SAKAI사(Japan)의 Active balance EAB-100로 측정하였다. 이 측정기구는 Note Computer(LG-IBM)와 피드백용 컴퓨터 스크린(display monitor)과 연결되어 있고, 피드백용 컴퓨터 스크린은 검출대(detector)과 연결되어 연구대상자의 정적기립균형과 동적 기립 균형 및 체중지지 정도를 발판의 센서가 감지하여 실험결과를 컴퓨터 스크린 상에 수치화 및 그래프화 시켜 시각적으로 실험결과를 얻을 수 있는 장비이다. 도구의 특성은 보행(gait)장애와 균형(balance)장애의 환자를 중심동요 파악과 균형(balance)훈련을 계측을 할 수 있으며, 체중부하 훈련과 계측이 가능하다. 계측은 동적(Active)계측, step 계측, 정적(static)계측 등을 실시할 수 있다.

3) 평가 방법

본 연구의 선자세와 동적 움직임의 조건은 맨발로 선자세와 관절형 보조기, 고정형 보조기를 착용하고 선자세에서 측정하였다. 먼저 각 측정 조건과 보조기의 적용 순서는 순서 효과를 없애기 위해 대상자를 외래와 내원 환자의 오는 순서대로 결정하였다. 실험 과정에서 순서 효과(order effect)를 제거하기 위하여 들어오는 순서로 하고, 실험순서는 A(맨발)-B(관절형 보조기)-C(고정형 보조기), C-A-B, B-C-A 순서로 진행하였다. 플라스틱 단하지 보조기 착용시의 측정은 훈련 효과를 없애기 위해 사전 적응할 시간을 두지 않고 실시하였다(박소연, 박성미2002). 이와 같은 조건에서 Active balance를 이용하여 총궤적길이(Whole path length), 실효가치면적(Effective Value Area), 체중지지율, 전·후편차, 좌·우편차, 과제 수행능력의 data를 얻었으며, 정적 선자세와 동적 과제 수행 시간을 연구하기 위해 통계처리 하였다.

4) 분석 방법

평가 검사시 각 항목별 내용을 SPSS 10.1 버전을 이용하여 통계처리 하였다. 환자가 기립하고있을 때, 환측 하지와 건측 하지에 실리는 체중지지율과 총궤적길이, 실효가치면적, 전후편차, 좌우편차를 백분율, 평균과 표준편차를 표시하여 비교하였고, 분산분석을 통하여 비교하였다. 보조기 착용전(맨발)과 관절형 단하지 보조기(SPAFO)를 착용한 후, 그리고 맨발과 고정형 단하지 보조기(SPAFO)를 착용한 후, 총궤적길이, 실효가치면적, 전·후편차, 좌·우편차, 체중지지, 과제수행시간의 값을 비교하기 위하여 단순 요인 분산분석(one-way ANOVA)를 이용하였다. 유의성을 보이는 집단에 대해서 집단간의 차이를 알아보기 위해 다중비교 방법인 Duncan 검정을 시행하였다. 통계학적 유의 수준을 검증하기 위한 유의수준은 $p < .05$ 로 정하였다.

III. 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구대상자의 일반적인 특성은 표 1.에서 제시하는 바와 같다. 연구 대상자 16명중 남자환자 14명, 여자환자 2명 이었다. 뇌손상 이후 본 실험에 참여할 때까지의 평균 연령은 54.94 ± 13.49 세였다. 뇌손상 발생 원인은 뇌출혈 7명, 뇌경색 6명, 외상성 뇌손상 3명 이었다. 뇌손상 이후 본 실험에 참여했을 때까지의 평균 유병 기간은 40.09 ± 33.62 개월 이었다. 본 연구에 참여한 연구 대상자들이 착용한 플라스틱 단하지 보조기를 착용한 경험이 있는 환자가 8명, 보조기 착용 경험자 중에서 관절형 보조기를 착용한 환자는 7명, 관절이 없는 보조기를 착용한 환자는 2명이었다. 유병 기간은 12개월 미만인 3명, 13개월에서 36개월 사이가 7명, 그리고 37개월 이상의 환자가 6명이었다.

표 1. 일반적 특성 <N=16>

성별	남	녀		
나이	14명 (87.5%)	2명 (12.5%)		
	30-49세	50-69세	70 이상	평균나이
	6명 (37.5%)	7명 (43.8%)	3명 (18.8%)	54.94 ± 13.49
진단명	출혈	경색	외상	
	7명 (43.8%)	6명 (37.5%)	3명 (18.8%)	
수술유무	수술	비수술		
	7명 (43.8%)	9명 (56.3%)		
보조기 착용했던 경험 유·무	착용	비착용		
	8명 (50%)	8명 (50%)		
보조기착용자 착용 경험자의 보조기 형태	HPAFO	SPAFO	NOn-orthosis	
	7명 (43.8%)	2명 (12.5%)	7명 (43.8%)	
유병기간	12미만	36년미만	37년이상	평균개월
	3명 (18.8%)	7명 (43.8%)	6명 (37.5%)	40.09 ± 33.62

2. 맨발과 보조기의 착용(맨발, 고정형 보조기, 관절형 보조기) 전·후 체중지지율의 비교

각 맨발과 보조기의 착용 상태에 따른 체중부하율은 표 2.와 같다. 환측에 맨발인 경우에는 $37.28 \pm 2.40\%$ 이었고, 관절형 보조기(HPAFO)를 착용하였을 경우 $41.08 \pm 3.17\%$, 고정형 보조

기를 착용한 상태에서는 $40.57 \pm 2.72\%$ 이었다. 맨발(Foot)과 고정형 보조기 그리고 관절형 보조기간의 체중부하율의 비교를 위해 단순 요인 분산분석(one-way ANOVA)을 시행하였고, Duncun을 사용하여 사후검정을 실시하였다. 착용전·후 결과에서 보조기를 착용하지 않은 맨발과 관절형 보조기(HPAFO), 맨발과 고정형 보조기(SPAFO)에서 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$)(표 4).

표 2. 맨발과 보조기의 착용 상태에 따른 체중지지율

	맨발	고정형	관절형
환측 체중 지지율 (%)	37.28 ± 2.40	40.57 ± 2.72	41.08 ± 3.17

표 3. 보조기 착용상태에 따른 체중지지율의 집단간 비교

	제공합	자유도	평균제공	F	P
환측 체중 지지율	집단-간	917.500	2	458.750	.000
	집단-내	601.750	57	10.557	
	합계	1519.250	59		

표 4. 보조기의 착용 상태에 따른 체중지지율 비교

	평균차 및 표준오차	P
Non-orthosis - SPAFO	3.29 ± 0.98	0.02*
Non-orthosis - HPAFO	3.80 ± 0.98	0.03*

* 0.05 수준(양쪽)에서 유의합니다

3. 맨발과 보조기 착용(맨발, 고정형 보조기, 관절형 보조기) 전·후 정적 균형 비교

각 착용 상태에 따른 조건간의 정적 균형을 비교하기 위하여 총궤적 길이를 측정하였다 (표 5). 정적 균형의 동요는 맨발(Foot)일 때의 동요는 $1150.70 \pm 527.6\text{mm}$ 였고, 관절형 보조기(HPAFO)를 착용한 상태에서는 $647.98 \pm 169.64\text{mm}$ 였으며, 고정형 보조기(SPAFO)를 착용한 상태에서 809.154 ± 256.51 였다. 관절형 보조기(HPAFO)를 착용한 상태가 동요가 가장 적었다.

실효가치 면적에서는 맨발(Foot)에서 $925.22 \pm 1204.36\text{mm}^2$ 이었으며, 관절형 보조기(HPAFO)가 $113.35 \pm 60.57\text{mm}^2$, 고정형 보조기(SPAFO)에서 $211.53 \pm 112.117\text{mm}^2$ 로 나타났다. 실효가치 면적(mm^2)에서 가장 넓은 면적을 나타낸 것은 맨발(Foot)이었으며, 가장 작은 면적을 나타낸 것은 관절형 보조기(HPAFO)를 착용하였을 때였다. 맨발(Foot), 관절형 보조기(HPAFO)와 고정형 보조기(SPAFO) 간의 정적 동요를 비교 위하여 단순 요인 분산분석(one-way ANOVA)을 시행하였고, Duncun을 사용하여 사후검정을 실시하였다. 그 결과 총궤적 길이에서 유의한 차이가 있었으며, 실효가치면적에서는 관절형에서는 유의한 차이를 보였으나 고정형에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$)(표 7).

표 5. 총궤적 길이와 실효가치면적의 평균 편차

	맨발(Foot)	HPAFO	SPAFO
총궤적 길이(mm) (Whole path length)	1150.70 ± 527.6	647.98 ± 169.64	809.154 ± 256.51
실효가치면적(mm^2) (Effective Value Area)	925.22 ± 1204.36	113.35 ± 60.57	211.53 ± 112.117

표 6. 총궤적 길이와 실효가치면적 조건의 집단간 비교

		제공합	자유도	평균제공	F	P
총궤적 길이(mm) (Whole path length)	집단-간	2108562.498	2	1054281.249	10.352	.000
	집단-내	4583092.858	45	101846.508		
	합계	6691655.357	47			
실효가치면적(mm ²) (Effective Value Area)	집단-간	6283415.960	2	3141707.980	6.426	.004
	집단-내	22001011.533	45	488911.367		
	합계	28284427.494	47			

표 7. 맨발과 보조기 착용상태에 따른 총궤적 길이와 실효가치면적 비교

		평균편차 및 표준오차	P
총궤적 길이 (Whole path length)	Non-orthosis : HPAFO	502.71±112.83	0.002*
	Non-orthosis : SPAFO	341.54±112.83	0.047*
실효가치면적 (Effective Value Area)	Non-orthosis : HPAFO	811.87±247.21	0.049*
	Non-orthosis : SPAFO	713.69±247.21	0.093

* 0.05 수준(양쪽)에서 유의합니다

4. 맨발과 보조기 착용(맨발, 고정형 보조기, 관절형 보조기) 전·후 동요각과 좌·우 동요각의 비교

각 착용 상태에 따른 조건간의 정적 균형을 측정하기 위하여 전·후 동요각을 측정하였다(표 8). 정적 균형의 동요는 맨발로 선자세는 11.52±8.22°이었으며, 관절형 보조기(HPAFO)를 착용하고 선자세는 9.16±5.19°이었고, 고정형 보조기(SPAFO)를 착용하고 선자세에서는 7.12±6.13°였다. 전·후동요의 최대각은 맨발 선자세 이었으며, 최소각은 관절형 보조기(HPAFO)를 착용하고 선자세 였다(표 8). 각 선자세 조건간 전·후 동요각은 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(p>0.05)(표 10).

착용상태에서 좌·우 동요각에서는 맨발로 선자세에서 12.92±9.69°, 관절형 보조기(HPAFO)를 착용하고 선자세에서 2.39±2.16°, 고정형 보조기를 착용하고 선자세에서 5.98±4.16°였다. 좌·우동요각의 최대각은 맨발로 선자세이였으며, 최소각은 고정형 보조기를 착용하고 선자세이였다. 각 선자세 조건간 좌우 동요각은 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<0.05)(표 10).

표 8. 착용상태에 따른 전·후, 좌·우 동요각 평균편차

	맨발	HPLS	SPAFO
전후동요각 (°)	11.52±8.22	9.16±5.19	7.12±6.13
좌우동요각 (°)	12.92±9.69	2.39±2.16	5.98±4.16

표9. 착용상태에 따른 전후, 좌우동요각 조건의 집단간 비교

		제공합	자유도	평균제공	F	P
전·후동요각 (°)	집단-간	155.000	2	77.500	1.757	.184
	집단-내	1984.645	45	44.103		
	합계	2139.644	47			
좌·우동요각 (°)	집단-간	916.521	2	458.260	11.850	.000
	집단-내	1740.187	45	38.671		
	합계	2656.707	47			

표 10. 맨발과 보조기 착용상태에 따른 전·후, 좌·우 동요각 비교

		평균차 표준오차	P
전·후 동요각	Non-orthosis : HPAFO	2.35 ±2.34	.714
	Non-orthosis : SPAFO	4.39 ±2.34	.265
좌·우 동요각	Non-orthosis : HPAFO	10.52 ±2.19	.002
	Non-orthosis : SPAFO	6.94 ±2.19	.047

* 0.05 수준(양쪽)에서 유의합니다

5. 맨발과 보조기 착용상태(맨발, 고정형 보조기, 관절형 보조기) 전·후 과제 수행 시간 비교

각 착용 상태에 따른 조건간의 동적 균형을 비교 위하여 과제 수행 시간을 측정하였다(표 11). 비환측의 과제 수행 시간에서는 맨발의 상태가 48.24±6.53mm/s이었고, 관절형 보조기(HPAFO)를 착용한 상태가 39.00±5.94mm/s였으며, 고정형 보조기(SPAFO)를 착용한 상태에서는 40.04±6.77mm/s였다. 최대 시간은 맨발의 상태에서 동적 과제 수행 시간이었으며, 최소시간은 관절형 보조기의 착용이었다. 통계학적 유의한 차이는 있었다(p<0.05)(표 13).

환측의 과제 수행 시간의 척도들 중에서 맨발의 상태가 41.90±5.49mm/s이였으며, 관절형 보조기를 착용한 상태가 33.43±6.00mm/s이었고, 고정형 보조기를 착용한 상태가 35.80±5.35mm/s이었다(표 11). 최대시간은 맨발의 상태에서 동적 과제 수행 시간이었으며, 최소시간은 관절형 보조기 착용 상태에서 동적 과제수행 시간이었으며, 통계학적 유의한 차이가 있었다(p<0.05)(표 13).

표 11. 착용상태에 따른 환측과 건측의 과제 수행 시간의 평균편차

	맨발(Foot)	HPAFO	SPAFO
비환측 고정 과제 수행 시간(mm/s)	48.24 ± 6.53	39.00 ± 5.94	40.04 ± 6.77
환측 고정 과제 수행 시간(mm/s)	41.90 ± 5.49	33.43 ± 6.00	35.80 ± 5.35

표 12. 착용상태에 따른 환측과 건측의 동적 과제 수행 집단간 비교

		제공합	자유도	평균제공	F	P
환측 고정 동적 과제 수행 시간(mm/s)	집단-간	611.133	2	305.566	9.654	.000
	집단-내	1424.387	45	31.653		
	합계	2035.520	47			
비환측 고정 동적 과제 수행 시간(mm/s)	집단-간	820.140	2	410.070	9.929	.000
	집단-내	1858.579	45	41.302		
	합계	2678.719	47			

표 13. 맨발과 보조기 착용상태에 따른 환측과 비환측의 과제수행 비교

		평균차 및 표준오차	P
비환측 고정 과제수행	Non-orthosis : HPAFO	9.24±2.27	.001
	Non-orthosis : SPAFO	8.20±2.27	.005
환측 고정 과제수행	Non-orthosis : HPAFO	8.46±1.98	.001
	Non-orthosis : SPAFO	6.10±1.98	.010

* 0.05 수준(양쪽)에서 유의합니다

IV. 고찰

본 연구에서 대상자는 뇌졸중, 뇌경색, 외상성 뇌손상에 의한 편마비환자로 선정하였다. 이는 의료의 발달과 경제적 성장으로 노인 인구의 증가되어지고, 국내에서 사망 원인 10대

질환 중, 단일 질환으로 수위를 차지할 만큼 증가하고 있다.(권희규 등 1984. 이상복 1985). 편마비 환자의 재활치료의 중요한 목표는 기능적 독립생활을 할 수 있도록 하는 것이며 (Turnbull, 1979), 재활이 가장 큰 목적은 일상생활 중 보행의 문제를 해결하는 것이다(안용팔, 1990). 이런 노인 인구 중 편마비환자들의 독립적인 생활을 위하여 재활 치료를 위해 물리치료, 작업치료, 언어치료, 보조기의 이용, 재활심리치료 등 여러 치료를 실시하고 있다 (Anderson 1977). 송영화(1988)는 물리치료에서 운동치료중 신경촉진방법(Neuromuscular-facilitation technique)과 신경생리학적 치료법인 Brunnstrom 방법, Bobath 치료법등의 물리치료를 통하여 독립적 기능 회복과 독립적 보행을 가능하게 한다고 하였다. 보행의 재활이란 단순히 걷는 것이 아니라, 적은 에너지로 걸을 수 있도록 하는 것을 의미한다고 보고 하였다(Downey 1994). 이런 효율적인 정상적인 보행을 도와주기 위해 플라스틱 단하지 보조기를 사용한다(Hesse, 1996).

일반적으로 보조기의 역할은 상실된 기능을 대신해주고 관절을 보호, 지지해주고 고정과 함께 움직임을 바로 잡아주기 때문에 환측 하지에 안정성을 주어 하지의 균등한 체중부하와 보행특성에 영향을 줄 것이라고 하였다(Light등, 1966; Perry,1974; Lehnann 등, 1983).

플라스틱 단하지 보조기의 기능은 크게 유각기로의 진출을 도와주고 입각기시 안정성을 주며, 유각기시에 족하수를 방지해준다고 하였다. 편마비 환자에 사용하는 일반적인 플라스틱 단하지 보조기의 장점은 유각기에 발끝림이 있는 편마비환자나 족관절의 내·외측의 불안정(mediolateral instability), 근육 불안정 및 경직성 하지마비 환자 등에게 사용하여 발끝림을 방지하고 뒤축 접지를 유발하며, 내외측에 안정성을 제공하여 보행 속도가 빨라지고 가능한 적은 에너지의 소모로 정상에 가까운 보행을 도와주는 것으로 알려져 있다(Perret, J 1969; Yamamoto, 등 1993; Hesse, 1996). 이는 보조기의 착용에 있어 편마비 환자의 근력과 기능에 적합한 그리고 피로 강도에 잘 견디며, 견고하고, 가벼우며 주형하기 쉬운 폴리프로필렌으로 제작되어진 기능적 플라스틱 단하지 보조기(김진호, 1990)가 적합하다고 생각되어진다.

본 연구는 편마비환자 16명을 대상으로 관절형 플라스틱 단하지 보조기와 고정형 플라스틱 단하지 보조기를 제작하고, 편마비환자에게 보조기의 착용 전 맨발에서와 고정형 플라스틱 단하지 보조기를 착용 후 비교하였고, 또 보조기 착용 전 맨발과 관절형 플라스틱 단하지 보조기 착용 후를 비교하였다. 착용전과 착용후의 비교는 보조기를 착용해야하는지 아니면 보조기를 착용하여도 보행에 변화가 없다면 착용의 의미가 없을 것으로 생각되어진다. 그래서 보조기의 착용전과 보조기의 착용후의 변화를 비교하고자하였다.

편마비환자의 환측과 환측의 보조기 착용후의 체중지지물의 변화를 비교하였다. 보조기 착용전에는 체중지지물을 Shumway-cook(1988)는 61%를 견측으로 지지물을 보고하였고, Sackley(1990)는 70%를 비환측으로 지지하였다고 보고하였다. 본 연구에서도 보조기 착용전 37.28%의 체중지지물을 보였으며, 보조기 착용후의 체중 지지물은 고정형 보조기는 40.57%, 관절형 보조기는 41.08%로 통계학적으로 유의한 변화를 보였다($p < 0.05$). 선행 연구자의 연구결과에서와 같이 보조기를 착용하므로써 환측으로 체중지지물이 효과적이었다고 할 수 있다. 선자세에서 정적 안정성을 비교하였는데, 총체적길이의 변화는 통계학적으로 유의하였으며, 실효가치면적에서는 의미있는 감소만 보였다($p > 0.05$). 또 정적 안정성으로 전후 좌·우 동요각에 대하여 비교하였다. 보조기의 착용전의 전·후 동요각은 통계학적으로 의미는 있지 않았으며, 좌·우 동요각에 대해서는 통계학적으로 유의하게 변화가 있다($p < 0.05$). 전·후의 움직임은 맨발에서와 보조기의 착용으로 변화를 보이지 않았지만, 좌·우 동요각에서의 변화

는 체중지지력의 변화에서와 같이 체중이동과 안정성을 갖는데 도움이된 것으로 생각되어진다.

동적 움직임의 비교하기 위하여 환측을 고정하고 건측을 일정한 거리의 전방과 제자리로 돌아오도록 하는 방법과 또 건측을 고정하고 환측을 일정한 거리의 전방과 제자리로 돌아오도록 하는 방법을 환자에게 주고 실시하도록 하였다. 이것은 환측의 체중지지력과 안정성, 그리고 시간을 평가하여 보행의 능력을 알아보려고 하였다. 환측의 고정하고 임무를 수행한 결과 통계학적으로 유의하였으며, 비환측을 고정하고 환측의 임무수행에서도 통계학적으로 의미있는 변화를 보였는데($p < 0.05$), 수행시간에서는 맨발이 가장 느렸고 관절형이 가장 빨랐으며, 환측을 고정한후 보인 시간에서는 맨발이 가장 오래 걸렸고 관절형이 가장 빨랐다. 장영재(1999)는 맨발과 보조기의 관절형과 고정형의 보고에서 보조기의 착용이 효과적이었으며, Corcoran 등(1970)은 보조기의 착용은 환자에게 낙상이나 발목 염좌 발생의 위험성을 감소시켜 보행의속도가 빨라지고 에너지 소비가 감소한다고 하였다. 이는 이경무(2003)의 직선보행과 회전보행시 환측의 체중부하비가 높을수록 보행속도가 빨랐다고 보고한 이유와 같은 체중지지력이 높아지고 족관절의 안정 때문의 결과라고 생각되어진다.

본 연구에서 보조기의 착용이 편마비 환자에게 효과적인 선자세의 균형 유지와 동적 움직임 즉 보행을 할 때 효과적이라고 생각되어진다. 또 보행에서 족하수로 인해 끌리는 것을 방지하며, 회전보행과 골반 들림으로 환측, 비환측 전방 이동이 비효율적이던 부분에서 효과적이었던 것으로 생각되어진다. 그러나 본 연구의 제한점은 대상군이 작아서 Brunstrum stage 등의 환자의 상태에 대한 규명을 하지 못하였다. 또 외래로 내원하는 환자의 체력적인 문제와 안정성에 대한 문제들을 고려하였으나, 그러나 그들의 심리적인 불안정은 측정에 영향을 주었으리라 여겨진다. 또 안정되고 편안한 조건에서 이루어진 평가로써, 환자가 주로 활동하는 가정과 직장, 도로, 상가 등의 조건이 고려된 평가가 되어지지 못하였다. 이후의 연구에서는 다양한 변수를 사용하여 특성을 비교하는 것이 필요할 것으로 생각되어진다.

V. 결론

본 연구에서는 편마비환자 16명을 대상으로 맨발과 고정형 보조기와 맨발과 단하지 보조기 사이의 동작 분석을 시행하였다. 정적 균형을 위하여 총궤적길이, 실효가치면적, 체중지지력을 평가하여 분석하였고, 동적 움직임의 분석을 위하여 임의의 과제를 주어 임무를 수행하도록하여 임무수행 시간을 평가하고 분석하였다. 정적 분석인 총궤적길이에서 HPAFO, SPAFO 두개의 보조기 착용이 맨발에서 보다 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 그리고 실효가치면적에서 관절형 보조기는 통계학적 유의한 차이를 보였지만($p < 0.05$), 고정형 보조기에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 그러나 고정형 보조기에서도 맨발과의 비교에서 의미 있게 증가하였다. 전·후 동요각에서는 두보조기 모두 통계학적으로 유의하지 않았으나, 좌·우 동요각에서는 통계학적으로 유의하였다($P < 0.05$). 동적 움직임에서 고정형 보조기, 관절형 보조기 모두 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($P < 0.05$).

이상의 결과를 볼 때 고정형 보조기와 관절형 보조기는 편마비 환자의 균형과 보행능력 향상에 미치는 요인을 알 수 있었다.

참고 문헌

- 권희규, 오정희 : 뇌졸중의 임상적 연구, 대한재활의학학회지, 8(2) : 83-91, 1984.
- 김경태, 안재두, 김범영 et al.: 뇌졸중의 최근 역학적 동향, 대한 재활의학학회지, 27(2) : 178-185, 2003.
- 김연희, 장인수, 김봉옥 : 편마비환자에서 Plastic ankle-foot orthosis, 대한 재활의학학회지, 8(1): 51, 1984.
- 김유철, 장순자, 박미연, 박시운. 뇌졸중 환자의 보행에 영향을 미치는 인자, 대한재활의학학회지, 16(4): 1992.
- 김진호, 오경환, 정진우 : 보조기학과 의지학 도서출판, 대학서림, 131-160, 1990.
- 박소연, 박미정 : 편마비 환자에게 전방형과 후방형 플라스틱 단하지 보조기의 효과 비교, 한국 전문물리치료학회지, 9(3) : 2002
- 송영화 : 편마비환자의 물리치료에 관한 고찰, 대한물리치료사협회지, 9(1) : 53-57, 1988.
- 안용팔 : 뇌졸중 편마비 환자의 보장구 치료, 대한 재활의학학회지, 14(1) : 1-9, 1990.
- 오정희 : 재활의학, 대학서림, 161~167, 1986.
- 이강성. 편마비 환자에 대한 플라스틱 단하지 보조기와 중족골두 절단 단하지 보조기 착용이 기립균형과 보행에 미치는 영향, 한서대학교 석사학위 논문, 2001.
- 이경무, 한수환, 김용석 : 편마비 환자에서 직선 및 회전보행 시 체중부하 비대칭성의 영향, 대한재활의학 학회지, 27(2) : 173-177, 2003.
- 이상복 : 뇌졸중의 예방과 예후, 대한의학협회지, 28(4): 337-34, 1985.
- 임호용, 장인수, 방요순 et al.: 관절형 및 고정형 플라스틱 단하지 보조기가 편마비환자의 정적·동적 균형에 미치는 효과, 대한물리치료학회지, 6(3) : 507~520, 2004.
- Anderson E, Anderson TP, Kotte FH : Stroke rehabilitation maintenance of achieved gains, Arch, Phys, Med, Rehabil, 58 : 34-352, 1977.
- Brandstater ME, Bruin H. Gowland C, et al. : Hemiplegic gait, Analysis of temporal variables, Arch Phys Med Rehabil, 64 : 583-587, 1987.
- Bohannon RW : Walking after stroke, comfortable versus maximal safe speed, Int Regab research, 15: 246-248, 1992.
- Corcoran PJ, Jebsen FH, Brengelmann GL et al. : Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation, Arch PHys Med Rehabil, 51(2) : 69-77 1970.
- Downey JA, Myers SJ, Gonzalez EG et al.: The physiological basis of rehabilitation medicine, 2nd ed, Stoneham: Butterworth-Heinemann, 413-433, 1994.
- Engen T : The TIRR polypropylene orthosis, Orthot Prosth, 26(4) : 1-8, 1972.
- Fridland F : Physical therapy in stroke and it's rehabilitation edited by Licht S, Waverly Press Inc, 221-254, 1975.
- Hesse S, Luecke D, Jahnke MT et al.: Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthoses, Int J Rehabil Res, 19 : 133-141, 1996.
- Janet HC and Roberta BS : Physiotherapy in disorders of the brain, An Aspen Pub, 129,

1980.

- Lehmann JF, Esselman PC, Ko MJ et al.: Plastic ankle foot orthoses; evaluation and function, *Arch Phys Med Rehabil*, 64 : 402-407, 1983.
- Lehneis HR : New developments in lower-limb orthotics through bioengineering. *Arch Phys Med Rehabil*, 53 : 303-310, 1972.
- Light S : Kanmenetz HL. *Orthotics Etcetera*, New Haven, Elizabeth Licht, 1966.
- Middleton EA, Hurley GR, McIlwain JS: The role of rigid and hinged polypropylene ankle-foot-orthoses in the management of cerebral palsy: a case study, *Prosthet Orthot Int* 12 : 129-135, 1988.
- Ofir MA, Sell H : Orthoses ambulation in hemiplegia; A ten year retrospective study, *Arch Phys Med Rehabil*, 61(5) : 216-220, 1980.
- Perrt J : The mechanics of walking in hemiplegia, *Clin Orthop*, 63 : 23-31, 1969.
- Perry J : *Gait analysis*, 1st ed, New jersey: slack, 186-220, 1992.
- Perry J : *Kinesiology of lower extremity barcing*, *Clin Orthop*, 102 : 18-31, 1974.
- Rusk HA : *Rehabilitation medicine*. The C.U Mosby company, 601~620, 1977.
- Sackley CM : The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke. motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*, 6 : 179-185, 1990.
- Sarno JE : Below-knee orthoses: A system for prescription, *Arch Phys Med Rehabil*, 54 : 548-552, 1973.
- Shumway-Cook A, Anson D, Haller S : Postural sway feedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients, *Arch Phys Med Rehabil*, 69 : 395-400, 1988.
- Simons BC, Jepsen RH, Wildman LE : Plastic short leg brace fabrication, *Orth Prosth*, 21 : 215-218, Sept. 1967.
- Yamamoto S, Ebina M, Kuko S et al.: Quantification of the effect of dorsi-plantar flexibility of ankle-foot orthoses on hemiplegic gait: A preliminary report. *J Prosthet Orthot*, 5 : 88-94, 1993.