

관절형 및 고정형 플라스틱 단하지 보조기가 편마비환자의 정적·동적 균형에 미치는 효과

임호용

안연준¹ · 김영록¹ · 박승규¹

대불대학교 보건대학원 의료보장구진공

대불대학교 물리치료학과¹

A study on effect in hemiplegic patients

in the Hinged Plastic Ankle Foot Orthoses and Solid Plastic Ankle Foot Orthosis

Lim, Ho-Yong

Ahn, Yeon-Jun¹ · Kim, Yeong-Rok¹ · Park, Seung-Kyu¹

Dept. of Prostheses Orthosis, The Graduate School, Dae Bul University

Dept. of Physical Therapy, Dae Bul University¹

(Abstract)

The purpose of this study was to determine the effect of HPAFO(Hinged Plastic Ankle Foot orthosis) and SPAFO(Solid Plastic Ankle Foot Orthosis) on standing balance and step moving in hemiplegia patients. Twenty hemiplegic patients were either inpatient or outpatient at the Rehabilitation medicine, MokPo J General Hospital and JeonJu J Medical Center from July 15, 2002 to September 15, 2002. Patients were able to ambulate independently for at least 10 meters and to stand independently for at least 10 minutes with balance measurement tool. The static balance and dynamic activity measurement was determined by SAKAI active balancer(Japan) with wearing HPAFO and wearing SPAFO. The static balance and dynamic activity analysis was analyzed by independent t-test.

The results were as follows:

1. There were no significant difference in body weight bearing percent between wearing HPAFO and wearing SPAFO($p>0.05$).
2. There were significant difference in whole path length between wearing HPAFO and wearing SPAFO($p<0.05$).
3. There were significant difference in Effective Value Area between wearing HPAFO and wearing SPAFO($p>0.001$).
4. There were significant difference in repeated functional time between wearing HPAFO and wearing SPAFO($p>0.001$).
5. There were significant difference in cadence between wearing HPAFO and wearing SPAFO($p>0.001$).

The result of this study showed that wearing HPAFO and wearing SPAFO gave fair amount of improvement to static standing balance and dynamic movement ability of hemiplegic patients. The comparison result showed significant differences in between HPAFO and SPAFO. The result of this study had a general limitation due to the restricted number of cases. The future study needs more detailed research and comparison with various variance between these two

orthoses.

Key word ; SPAFO(Solid Plastic Ankle Foot Orthosis). HPAFO(Hinged Plastic Ankle Foot Orthosis).AFO(Ankle Foot Orthosis).

I . 서론

편마비의 원인들로는 뇌출혈, 외상성 뇌손상, 뇌경색 등이라 할 수 있다. 이로 인해 야기되어 진 편마비 환자들은 운동과 감각 신경로의 붕괴 및 감각 해석의 이상을 야기 시켜(Sackley 등, 1992), 운동장애, 감각장애, 지각장애, 인지장애, 언어장애 등을 동반하게되고(Anderson, 1990), 자세 및 선택적인 운동 조절을 방해하여, 비정상적인 신체의 균형, 비대칭적인 자세, 체중을 사방으로 이동하는 능력의 결함 등을 가지게된다. 이런 자세의 불균형들은 자세 동요(postural sway)를 증가시켜 균형에 영향을 미치게된다(Turnbull 등, 1996). 뇌손상 환자들에게서 나타나는 균형장애의 주요한 원인으로는 기립하는 동안 수의적인 동요(sway)의 감소, 적절한 반응을 생성하기 위한 부적절한 근육들의 선택, 환측 사지에서의 균형반응에 대한 증가된 잠복 시간 등이 있다(Dettermann 등, 1987). 이와 같은 문제점은 편마비 환자가 기립균형을 유지하고 보행을 하는데 장애를 주게된다(권혁철, 1987).

균형이란 신체를 평형상태로 유지시키는 능력으로(Cohen 등, 1993), 상태(state)로서의 균형과 기능(function)으로서의 균형으로 나눌 수 있다. 상태로서의 균형은 몸이 평형상태에 있는 것이며, 힘의 합이 영인 상태로 정의되고(원종혁, 1998; Johansson 등, 1991), 기능으로써의 균형은 기저면 위에 체중을 유지하기 위해 지속적인 근육 활동과 관절 운동이 요구되는 상태로 정의된다(Inverson 등, 1990). 균형 유지는 인간이 단순히 일상 생활을 영위해 가거나 목적 있는 활동을 하는데 가장 기본이 되는 필수 요소이며, 이동이나 작업등의 신체활동을 위한 가장 중요한 자세이다(Licht, 1965). 그러나 족관절의 질환이나, 말초적·중추적 감각결손, 비정상적인 반사, 운동협응과 감각통합의 신경기전의 장애, 인지적(cognitive), 역학적(mechanical) 요인들의 균형 능력 장애로 인하여 선자세와 보행의 불안정을 가져올 수 있는데(정형외과학, 1991; 신경외과학, 1990; Lee 등, 1988), 이런 환자 자신은 통증과 불안 등으로부터 벗어나기 위해 방어적 행동으로 자세의 불균형을 초래하기도 한다(Norkin 등, 1992).

편마비 환자의 보행의 특징은 선택적 근육 조절의 저하와 원시적 공력(synergy) 패턴으로 인해 보행주기가 비대칭적인 것이다. 즉 입각기 때에 환자는 선택적 근육조절 저하와 원시적인 공력현상(synergy)으로 인해 환측의 안정을 취하려 하므로 특징적으로 첨족과 동적 내반(dynamic varus), 슬관절에 과신전을 보이게된다(Perry 1992; Hill 등, 1994; Perry, 1969; Waters, 1974). 이런 족저굴근의 경직성 마비로 인해 입각기 시작시 발뒤꿈치가 지면에 닿지 않고 발바닥이나 발끝으로 딛게되어 입각기가 짧아지게 되고, 유각기에는 발이 지면에 닿게 되므로 이를 막기 위해 회선 보행(circumduction gait)을 하게 되어 보행속도가 느려지고, 에너지 소모가 증가하는 비효율적인 보행 양상이 나타나게 된다(Bohannon, 1992). 또 편마비 환자의 환측은 불안정성으로 인해 무게 중심을 될 수 있는 대로 전축으로 빨리 아동시키고자 하므로 환측의 입각기와 건축의 유각기가 짧아지고 따라서 보폭도 줄어들게 된다. 그러므로 보행에 있어서 편마비 환자는 정상인에 비해 보행속도가 느리고, 보폭(stride length)이 짧으며, 걸음수(cadence)가 감소하는 특징을 보인다(김연희 등, 1984; 김유철 등, 1992; Smidt, 1990; Wall과 Turnbull, 1986). 이런 보행의 형태는 편마비로 인한 근력약화 및 균형감각의 소실 때문이라고 설명하였고(Perry, 1969), 운동기능의 선택적 조절의 장애 및 운동 속도의 저하로 설명하였다

(Brunnstrom, 1964).

편마비환자들의 비정상적인 자세와 비정상적인 보행 패턴으로 인한 균형능력과 보행특성을 개선하기 위해 다양한 보조기들이 이용하게 되는데(Brandstater 등, 1987; Lehmann, 1983), 주로 AFO(Ankle Foot Orthosis)를 사용하였다(Ofir과 Sell, 1980). 단하지 보조기는 발목의 약화나 강직, 변형이나 질병이 있는 소아마비, 뇌성마비, 뇌출중환자로써 중추신경계의 손상 등으로 인한 편마비 혹은 편부전마비 환자의 보행을 돋기 위하여 단하지 보조기(Short-Leg Brace, Ankle-Foot Orthosis)를 사용하게 되었고(Fridland 등, 1975), PLS(Posterior Leaf spring)라고 불리는 단하지 보조기는 주로 무릎관절에 균력과 안정성이 있고, 하지에 중등도 강직(moderate spasticity)이 나타나며 수의적인 발목 움직임이 없는 환자들에게 처방하였다(Sarno과 Lehneis, 1971). 그리고 발목과 발의 정렬(alignment)을 증진시키고 효과적인 체중 이동을 증진시키기 위하여 역동적인 단하지 보조기를 처방하였다(Diamond 등, 1990).

선행 연구자들은 효과적이며, 기능적인 보조기를 위하여 많은 연구가 이루어졌다. 뇌성마비 환아에게 발목관절 단하지 보조기와 발목 관절이 없는 단하지 보조기가 미치는 영향에 대하여 연구하였는데 발목관절이 있는 단하지 보조기가 효과적이었다고 하였다.(Middleton 등, 1988). 편마비환자에서 최근 사용되기 시작한 전방형 플라스틱 단하지 보조기와 기존의 후방형 플라스틱 단하지 보조기의 착용시 체중지지율, 균형 보행특성에 관한 효과에 대하여 연구하였는데 유의한 차이는 없었다고 하였으며(박소연 등, 2002), 편마비 환자에 대한 플라스틱 단하지 보조기와 중족골두 절단 단하지 보조기 착용이 기립균형과 보행에 미치는 영향에서 서로 유의한 차이가 없었다고 하였다(이강성, 2001). 선행 연구자는 한 환자에게 두 가지의 보조기를 모두 처방하지 못하였는데, 향후 연구에서는 한 환자에서 맨발과 관절형 보조기 그리고 고정형 보조기의 착용 후의 보행 상태를 비교하여야 보조기를 처방함에 더 좋은 지표를 제공할 수 있을 것이라 생각된다고 하였다(박은숙 등, 2000).

이상으로 볼 때 보조기의 착용이 편마비 환자의 관절변형의 교정과 체중지지 능력을 개선하고 균형과 보행 능력을 개선 할 수 있을 것이라 기대한다. 또한 보조기에 대하여 많은 연구가 이루어졌으나(Corcoran 등, 1970; Diamond 과 Ottenbacher, 1990; Lenmann 등, 1987), 편마비 환자에게서 관절형 플라스틱 단하지 보조기(HPAFO, Hinged Plastic Ankle Foot Orthosis)와 고정형 플라스틱 단하지보조기(SPAFO, Solid Plastic Ankle Foot Orthosis)를 착용하고 정적 기립 균형과 동적 기능에 대한 연구가 미진한 상태이다.

본 연구의 목적은 한 편마비 환자에게 관절형 플라스틱 단하지 보조기(HPAFO), 고정형 플라스틱 단하지 보조기(SPAFO)를 각각 착용 후의 정적 기립 균형(static standing balance)과 동적 변수를 비교하여 편마비 환자에게 나타나는 효과를 대하여 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 기간 및 연구 대상자

1) 연구 기간

연구기간은 2002년 7월 15일부터 동년 8월 15일까지 기준 조건에 합당한 7명을 대상으로 예비실험을 실시한 후, 문제점을 보완 수정하여 2002년 9월 10일까지 예비 실험 대상자를 포함한 연구대상자 전원에 대해 실험을 실시하고 2003년 2월 28일에 실험에 대한 분석을 마쳤다.

2) 연구 대상자

본 연구는 목포 D대학 부속병원, 전주 P병원 재활의학과에서 뇌출혈, 뇌경색 및 외상성 뇌손상으로 인해 편마비로 진단을 받고 입원 또는 외래로 통원 치료를 받고 있는 20명의 환자를 대상으로 하였으며, 대상자의 선정 조건은 다음과 같았다.

- (1) 뇌출중, 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 가능한 자.
- (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 연구에 적극 동의한 자.

2. 실험도구

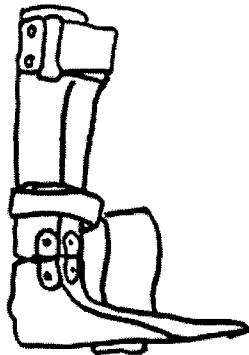
1) 정적 균형 및 동적 기능 측정 도구

SAKAI사(Japan)의 Active balancer 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 연구 대상자의 정적 기립 균형과 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(Dynamic) 계측, step 계측, 정적(static)계측 등을 실시할 수 있다.

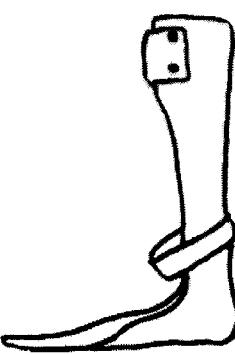
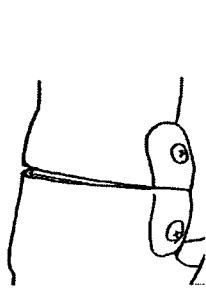
2) 플라스틱 단하지 보조기의 제작

측정에 앞서 모든 대상자들에게 관절형보조기(HPAFO)<그림. 1>와 고정형보조기(SPAFO)<그림. 2>를 연구자가 직접 제작하였다. 플라스틱 단하지 보조기는 환자의 다리와 발에서 취형하여 양성모델(positive model)을 만들고, 발목의 내측과 외측과는 착용시 당지 않도록 1/8인치 덧붙임과 높이기를 하였으며, 종족궁 (longitudinal arch)를 유지하거나 받쳐주기(support) 위하여 족궁(arch support)을 만들었다. 발의 중족골두 부분의 내측부분과 외측부분은 체중 지지를 받을 때 넓어지는 경향이 있어 '내측(medial side)'과 '외측(lateral side)'을 각각 1/16인치씩 넓히고, 표면을 매끄럽게 다듬은 다음, 오븐(Oven)에 넣어 완전히 건조시켰다. 플라스틱 단하지 보조기의 재료는 두께 5mm의 170°C에서 녹는 열가소성 플라스틱(thermoplastic) 소재를 이용하였다. 관절형보조기(HPAFO)의 족 관절은 ○○제품의 관절을 사용하였으며, 족배 굴곡90° 면출형(posterior 90°ankle stop type)으로 만들었고, 고정형보조기(SPAFO)의 발목관절은 90°로 고정으로 하였다. 170°로 가열된 전기 오븐에 폴리프로필렌을 넣고 투명하게 녹은 폴리프로필렌을 준비된 양성모델(positive model)에 씌우고, 진공 흡입기(Vacuum)를 사용하여 다리

의 모형에 완벽하게 흡착하도록하여 고정형보조기(SPAFO)를 제작하였다. 관절형보조기(HPAFO)는 발목관절장식을 발목관절 위치에 부착하고, 작업 과정에서 떨어지지 않도록 견고하게 고정하였다. 관절형보조기(HPAFO)의 장기간 사용으로 뒷부분이 이탈되지 않도록 발목관절 뒷부분을 두껍게 보강하였다. 고정형보조기(SPAFO)의 제작과 동일하게 하였다. 높이의 제단은 비골 신경(deep peroneal nerve)을 보호하기 위하여 비골두로부터 1½인치 아래에서 절단하였으며, 발목의 내·외측과는 닿지 않음을 확인하였고, 중족골두 제단(metatarsal trimline)은 하지 않았다. 상단부와 발목내·외측 부분에는 벨크로(Velcro)와 인조 가죽을 이용하여 고정하였으며, 발등 부분에는 신발을 신을 때를 고려하여 벨크로(Velcro)만 사용하여 고정하였다.



<그림. 1> 관절형보조기(HPAFO)



<그림. 2> 고정형보조기(SPAFO)

3. 연구 방법

본 연구를 위해 소리, 시각 자극으로 편차가 발생하지 않도록 조용하고 밝기가 균등한 장소를 선택하였다. 먼저 각 측정 조건과 보조기의 적용 순서는 외래와 내원 환자의 오는 순서대로 결정하였으며, 실험 과정에서 순서 효과(order effect)를 제거하기 위하여 무작위 순서로 진행하였다. 측정은 훈련 효과를 없애기 위해 사전 연습 없이 연구를 위한 적응기간만 두었다. 연구자는 연구 대상자들에게 간단한 시범을 보인 후 모든 대상자들에게 동일한 방법으로 진행하였다. 본 실험을 돋기 위하여 연구의 목적과 실험의 방법, 절차를 잘 이해하고, 이에 대해 훈련되고 컴퓨터에 능한 1명의 연구 보조원을 참여시켜 컴퓨터를 작동하도록 하였다. 연구자는 대상자의 준비 상태를 점검하고, 발판 위에서의 발의 위치와 두발사이의 너비를 조절하였으며, 실험 중 낙상과 같은 만일의 사태에 대비하여 대상자를 보호하는데 최선을 다하였다.

진행방법은 다음과 같다.

1) 정적 기립 균형 측정(체중부하율, 총궤적길이, 실효치면적)

플라스틱 단하지 보조기를 착용하고 양측 발바닥의 중심이 동요중심계(active balancer)의 기준점 위에 일치시켜 편안하게 서도록 하였다. 양발사이의 너비는 기존의 선자세 균형 연구자들과 동일한 4인치로 하였다. 관절형보조기(HPAFO)와 고정형보조기(SPAFO)를 착용한 상태에서 정적 기립 균형에 대한 자세 동요를 측정하였다. 측정시간은 30초였으며, 측정 사이의 휴식 시간은 3분으로 하였고, 3회 실시하였다.

2) 동적 기능 측정(과제 수행 시간(step evaluation time), 보장(step length))

관절형보조기(HPAFO), 고정형보조기(SPAFO)를 각각 착용하고 환측 발바닥을 동요중심계(SAKAI active balancer)의 기준점 위에 일치하게 하고, 비환측은 최대한 편안한 자세를 취하도록 하였다. 환측의 축족으로 하여 전방으로 내딛는 전방 보행과 중심으로 다시 돌아오는 후방보행을 반복하도록 하여, 총12회를 실시하고, 처음시작 2회와 마지막 2회를 제외한 8회를 측정하여 기록하였다. 3회 실시하였으며, 측정 사이의 휴식시간은 3분으로 하였다.

4. 분석 방법

본 연구의 자료 분석은 통계프로그램인 SPSS 10.1 version을 이용하여 통계처리 하였다. 관절형보조기(HPAFO)와 고정형보조기(SPAFO)의 착용 후 차이를 비교하기 위하여 체중부하율, 총궤적길이, 실효가치면적, 과제수행시간, 보장을 paired t-test를 실시하였으며, 통계적인 유의 수준은 $p<0.05$ 로 하였다. 본 연구의 정적 기립 균형인 체중부하율(%), 총궤적길이(mm), 실효치면적(mm^2) 척도들과 동적 기능인 과제수행시간(sec)과 보장(cm)의 척도들간에 상관관계를 알아보기 위하여 피어슨 상관계수를 이용하여 분석하였다($r>0.06$).

III 연구 결과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

연구대상자의 일반적인 특성은 <표.1>에서 제시하는 바와 같다. 연구 대상자 20명중 남자환자 18명, 여자환자 2명 이였으며, 뇌 손상 이후 본 실험에 참여할 때까지의 평균 연령은 약 55.05 ± 13.51 세였다. 대상자의 평균체중은 $65.52\pm10.16\text{kg}$, 평균신장은 $167.90\pm5.74\text{cm}$ 이었다.

<표. 1> 연구대상자의 성별, 연령, 체중분포, 신장분포 < $N=20$ >

성별	대상자 수		평균 \pm 표준편차
	남(%)	여(%)	
연령	18 (90)	2 (10)	55.05 ± 13.51 세
49세 이하	7 (35)		
50 - 69세	8 (40)	1 (5)	
70세 이상	3 (15)	1 (5)	
체중	분포		$65.52\pm10.16\text{kg}$
59kg 이하	4 (20)	1 (5)	
60-69kg	8 (40)	1 (5)	
70kg 이상	6 (30)		
신장			$167.90\pm5.74\text{cm}$
159cm 이하	1 (5)	2 (10)	
160 - 169cm	8 (40)		
170cm 이상	9 (45)		

2. 연구대상자의 진단명, 마비부위, 유병기간

편마비의 마비측은 우측 편마비 12명, 좌측 편마비 8명 이였으며, 뇌손상 발생 원인은 뇌출혈 10명 뇌경색 7명, 외상성 뇌손상 3명이었다. 뇌손상 이후 본 실험에 참여했을 때까지의 평균

유병 기간은 34.95개월이었다. 유병 기간은 1년 미만이 4명, 2년~3년 사이 10명, 3년 이상의 환자가 6명이었다<표. 2>.

<표. 2> 연구 대상자의 진단명, 마비부위, 유병기간		<N=20>
	대상자 수(%)	평균
진단명		
뇌출혈	10 (50)	
뇌경색	7 (35)	
외상성 뇌손상	3 (15)	
마비부위		
우측편마비	12 (60)	
좌측편마비	8 (40)	
유병기간		34.95 개월
12개월 미만	4 (20)	
13~36개월	10 (50)	
37개월 이상	6 (30)	

3. 보조기 종류에 따른 체중부하율 비교

관절형보조기(HPAFO), 고정형보조기(SPAFO)의 착용에 따른 환측 체중부하율의 비교<표. 3>에서 관절형보조기(HPAFO)에서는 $46.00 \pm 3.3\%$ 이었고, 고정형보조기(SPAFO)에서는 $45.00 \pm 3.3\%$ 이었다. 관절형보조기(HPAFO)에서 체중부하율이 평균적으로 조금 높았으나 통계학적으로 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$).

<표. 3> 보조기 종류에 따른 체중부하율 비교		
	체중부하율(%) ***	t-value
HPAFO(관절형보조기) *	46.00 ± 3.0	1.949
SPAFO(고정형보조기) **	45.00 ± 3.3	

* : HPAFO : 관절형 플라스틱 단하지 보조기 (Hinged Plastic Ankle Foot Orthosis)

** SPAFO : 고정형 플라스틱 단하지 보조기(Solid Plastic Ankle Foot Orthosis)

*** : 평균±표준편차 (M; SD)

4. 보조기 종류에 따른 총궤적길이(Whole path length)에 대한 정적균형 비교

관절형보조기(HPAFO), 고정형보조기(SPAFO) 착용에 따른 총궤적길이(Whole path length)의 비교<표. 4>에서 관절형보조기(HPAFO)에서는 $764.29 \pm 268.36\text{mm}$ 이었으며, 고정형보조기(SPAFO)에서는 $998.78 \pm 419.91\text{mm}$ 이었다. 관절형보조기(HPAFO)에서 동요가 작게 나타났으며, 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

<표. 4> 보조기 종류에 따른 총궤적길이 비교		
	총궤적길이(mm)	t-value
HPAFO(관절형보조기)	764.29 ± 268.36	-3.197 *
SPAFO(고정형보조기)	998.78 ± 419.91	

* $p < 0.05$

5. 보조기 종류에 따른 실효치면적에 대한 정적 균형 비교

관절형보조기(HPAFO), 고정형보조기(SPAFO) 착용에 따른 실효치면적(Effective value area)의 비교<표. 5>에서 관절형보조기(HPAFO)에서는 194.46 ± 139.00 이었으며, 고정형보조기(SPAFO)에서는 396.35 ± 268.12 로 관절형보조기(HPAFO)에서 동요면적이 작게 나타났으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.001$).

<표. 5> 보조기 종류에 따른 실효치면적 비교

	실효치 면적 (mm^2)	t-value
HPAFO(관절형보조기)	194.46 ± 139.00	-4.703 **
SPAFO(고정형보조기)	396.35 ± 268.12	

** $p < 0.001$

6. 보조기 종류별 착용상태에 따른 과제 수행 시간 비교

관절형보조기(HPAFO), 고정형보조기(SPAFO) 착용에 따른 환측을 축으로 건측의 움직임의 시간을 측정 비교한 결과<표.6>, 관절형보조기(HPAFO)에서 $31.91 \pm 6.39\text{sec}$ 였고, 고정형보조기(SPAFO)에서는 $40.02 \pm 7.30\text{sec}$ 이었다. 관절형보조기(HPAFO)에서 과제 수행 시간(step evaluation time)이 짧게 나타났으며, 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.001$).

<표. 6> 보조기 종류에 따른 과제 수행 시간 비교

	과제 수행 시간(sec)	t-value
HPAFO(관절형보조기)	31.91 ± 6.39	-5.685 **
SPAFO(고정형보조기)	40.02 ± 7.30	

** $p < 0.001$

7. 보조기 종류에 따른 보장 비교

관절형보조기(HPAFO), 고정형보조기(SPAFO)의 착용에 따른 대상자의 보장(step length) 비교<표. 7>에서 관절형보조기(HPAFO)에서 $37.22 \pm 2.34\text{cm}$ 였고, 고정형보조기(SPAFO)에서 착용의 보장(step length)은 $34.64 \pm 2.52\text{cm}$ 로 고정형보조기(SPAFO)의 착용에서 보장(step length)이 더 길었으며, 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.001$).

<표. 7> 착용상태에 따른 보장 비교

	보장(cm)	t-value
HPAFO(관절형보조기)	37.22 ± 2.34	-5.200 **
SPAFO(고정형보조기)	34.64 ± 2.52	

** $p < 0.001$

8. 정적 기립 균형 척도간 피어슨 상관관계(체중부하율, 총궤적길이, 실효치면적)

본 연구에서 채택한 정적 기립 균형 척도간의 상관관계(correlation)를 알아보기 위하여 체중지지율, 총궤적길이, 실효치면적 간의 피어슨 상관계수를 구하였다.

정적 기립 균형 척도간의 상관계수는 환측의 체중 지지율과는 상관관계(correlation)가 유의하지 않았으며, 총궤적길이와 실효치면적에서 유의한 양의 상관관계를 나타내었다. 상관계수(r)는 0.763이었다($r > 0.6$)<표8>.

<표. 8> 정적 기립 균형 척도간의 피어슨 상관관계(r)

환측 체중부하율	총 궤적 길이 (Whole path length)	실효치 면적 (Effective Value Area)
1		
총 궤적 길이 (Whole path length)	.004	1
실효치면적 (Effective Value Area)	-.049	.741**

**상관계수는 0.01 수준(양쪽)에서 유의합니다.

9. 동적 기능 척도간의 피어슨 상관관계(과제 수행 시간, 보장)

본 연구에서 채택한 동적 기능 척도간의 상관관계(correlation)를 알아보기 위하여 과제 수행 시간(step evaluation time)과 보장(step length)간의 피어슨 상관계수를 구하였다.

동적 기능 척도간의 상관계수는 과제 수행 시간(step evaluation time)과 보장은 통계학적으로 유의한 음의 상관관계(correlation)를 이루었으며, 상관계수(r)는 -730이었다($r > 0.6$)(표9).

<표9> 동적 기능 척도간의 피어슨 상관관계(r)

	과제 수행 시간 (step evaluation time)	보장(step length)
과제수행시간 (step evaluation time)	1	
건축보폭(step length)	-.730**	1

**상관계수는 0.01 수준(양쪽)에서 유의합니다.

IV. 고찰

족관절 단하지 보조기(AFO)는 편마비 환자의 하지 보조기로 가장 많이 사용하는 것으로써, 가장 일반적인 목적은 발목 내외측의 안정성을 주며, 유각기(swing phase) 때 발을 들어올리고 족관절 배측 굴곡(push off)을 도우며, 무릎에 안정성을 주는 생역학적 기능을 갖게 한다. 이리하여 정상 보행에 가깝게 하여 에너지 소모도 줄일 수 있다고 하였다(정진호 등, 1987).

플라스틱 단하지 보조기(PAFO)는 1967년 근긴장성 이영양증(myotonic dystrophy)으로 발목이 불안정하고 자주 넘어지는 여성에게 착용시키기 위해 simon등에 의해 seattle orthosis가 처음 보고된 이후(Simon, 1967), 1972년 Engen에 의해 Engen type Plastic AFO가 소개되었고 (Engen, 1972), Lehneis에 의해 플라스틱 Spiral AFO(Lehneis, 1972), 그리고 Britell 등에 의해

Denver "T" Ankle Foot Orthosis가 소개되었다(Britell 등, 1985).

플라스틱 단하지 보조기는 감각 상실이 있거나 족관절이 반전되어 있는데도 그 상태를 느끼지 못하는 환자에게 필요하다고 했다(Bobath, 1990). 열가소성 수지인 폴리카본 (Polycarbonate)을 이용한 플라스틱 단하지 보조기를 제작하여 슬관절에 균력과 안정성이 있고, 하지에 중간정도의 경직이 나타나며, 족관절 배굴(ankle dorsiflexion)의 움직임이 전혀 없거나 약한 환자에게 처방하였다(Sarno과 Lehneis, 1971). 편마비의 초기 체중지지와 고유감각 되먹임을 증진시키고 관절의 구축을 예방하며 원시 반사 유형(primitive reflex pattern)을 억제하기 위하여 플라스틱 단하지 보조기가 사용된다고 하였고(Condie, 1995), 발목과 발의 정렬을 증진시키고, 효과적인 체중 이동과 하지의 체중분포를 증진시키기 위해 역동적인 플라스틱 단하지 보조기(dynamic plastic AFO)를 처방하였다(Diamond과 Ottenbacher, 1990). 플라스틱 단하지 보조기를 장기간 사용할 경우에는 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 가져야한다고 했다(Boehme, 1991). 보통 편마비 환자들 재학습을 위한 치료 과정에서도 균형감각의 증진을 위해 환측으로 체중을 이동하는 훈련을 강조하였다(Arcan 등, 1977; Seliktar 등, 1978).

체중부하의 정상범위는 43%~57%라고 하였는데, 편마비 환자는 총체중의 70%, 74%까지를 비환측으로 부하하였고(Mizrahi 등, 1989), 또 총체중의 70%를 건측으로 지지하였으며(Sackley 1990), 다른 연구에서 61%를 건측으로 체중을 지지하였다(Shumway-cook 등, 1988). 또 다른 연구자에서는 보조기를 착용했을 때 환측하지의 체중부하율은 40.08%이였고, 보조기를 착용하지 않았을 경우 42.74%로 보고하였으며(정중선 등, 2000), 시각 및 청각 되먹임을 이용하여 체중부하율은 훈련 전에는 38.4%였고, 훈련 후 46%로 보고하였다(김종만, 1995). 본 연구에서 환측 하지의 체중 부하율은 관절형보조기(HPAFO)을 착용하고 서있을 때가 $46.00 \pm 3.3\%$ 였으며, 고정형보조기(SPAFO)를 착용하고 서있을 때 $45.00 \pm 3.3\%$ 로 관절형보조기(HPAFO)를 착용하고 섰을 때 체중부하율이 높게 나타났으며, 통계학적 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$). 보조기의 착용에서 체중부하율이 높게 나타난 것은 슬관절이 안정적이며, 비정상적인 족하수 등의 연합반응을 교정해주고, 불안정한 족관절에 내·외측 안정성(mediolateral stability)을 개선 시켜주어 선자세에서의 동요에 안정성을 증가시키는데 기여했기 때문이라고 생각된다.

정적 기립 균형의 정도를 비교하기 위하여 동요거리로는 총궤적 길이를, 동요면적으로는 실효치면적을 측정하여 비교하였다. 동요거리는 동요중심이 active balancer x · y축에서 동요(sway)한 총거리를 기록한 길이로 정적 기립 균형을 비교하였다. 선행연구에서 맨발일 때 373.4 ± 89.9 였고, 보조기 착용했을 때 354.6 ± 95.1 mm로 평균에서 차이는 있었으나 유의하지 않았다고 하였다.(김중휘, 2000). 본 연구에서는 관절형 보조기(HPAFO)를 착용하였을 때 764.29 ± 268.36 mm이었고, 고정형 보조기(SPAFO)를 착용하였을 때가 998.78 ± 419.91 mm로 관절형보조기(HPAFO)의 착용이 안정적이었다. 정적 균형의 척도로 동요면적을 비교하였는데, 선행 연구에서 동요면적은 맨발일 때 396.7 ± 246.0 mm²이었으며, 보조기 착용시 305.2 ± 217.0 mm²로 보조기의 착용을 안정적으로 보았다(장영재, 1999). 본 연구에서 동요면적은 실효치면적으로 비교하였으며, 관절형보조기(HPAFO)의 착용에서 194.46 ± 139.00 mm², 고정형보조기(SPAFO)를 착용한 상태에서 396.35 ± 268.12 mm²로 비교한 결과 관절형보조기(HPAFO)에서 동요의 범위가 작게 나타나 동요가 적었던 것으로 나타났다. 보조기는 환자에게 낙상이나 발목 염좌 발생 위험성을 감소 시켜 보행의 속도가 빨라지고 에너지 소비가 감소한다고 하였다(Corcoran 등, 1970). 이는 환자의 선자세에서 안정을 갖고 불균형 및 불안에서 벗어나 훨씬 더 쉽게 안정된 자세를 취할 수 있어 동요(sway)에 영향을 주는 것으로 생각되어 진다.

편마비 환자의 동적 기능의 연구를 위해 관절형보조기(HPAFO)와 고정형보조기(SPAFO)의 착용상태에서 과제를 수행하도록 하여 비교 연구하였다. 과제 수행은 환측에 보조기를 착용하게 하고 환측의 발을 동요중심계(active balancer)의 기준점에 고정시키고 건측을 전방으로 내딛는 전방보행과 다시 제자리의 중심으로 돌아오는 후방보행을 반복적으로 실행하게 하여 측정한 결과, 관절형보조기(HPAFO)에서 31.91 ± 6.39 sec였고, 고정형보조기(SPAFO)에서는 40.02 ± 7.30 sec로 환측의 움직임에서는 유의한 차이를 보였다($p < 0.001$). 환측을 축축으로 한 과제 수행 시간은 관절형보조기(HPAFO)의 착용에서 수행 시간이 빠르게 나타났다. 이는 뇌성마비의 치료 중 고정형단하지보조기(Rigid AFO)와 관절형단하지보조기(Hinged AFO)의 역할이라는 연구에서 관절형 단하지보조기(Hinged AFO)를 착용하였을 때 고정형단하지보조기(Rigid AFO) 착용시 보다 입각기에 발목의 움직임이 좀더 자연스러웠으며, 하지의 움직임도 좀더 대칭적으로 나타나 관절형 단하지보조기(Hinged AFO)가 좀더 효과적이었다는 보고와 유사한 결과를 얻었다.(Middleton 등, 1988). 활보장의 선행 연구에서 활보장은 PLS의 착용에서 $0.61 \pm 0.2m$ 였으며, 관절형 중족골두 보조기를 착용하고 $0.67 \pm 0.22m$ 로 증가하였다. 보장(step length)에서는 PLS의 착용이 $0.34 \pm 0.1m$ 였으며, 관절형 중족골두 절단에서 $0.36 \pm 0.14m$ 로 증가하였다고 보고하였다(장영재, 1999). 본 연구에서 관절형보조기(HPAFO)를 착용한 경우 보장(step length)이 37.22 ± 2.34 cm, 고정형보조기(SPAFO)를 착용한 경우 34.64 ± 2.52 cm로 관절형보조기(HPAFO)의 착용시 보장(step length)의 길이가 더 길어, 선행 연구자와 비슷한 결과를 얻었다. 이는 죽관절의 과도한 통제와 자유로운 움직임 때문에 고정형죽관절(SPAFO)에서는 보장(step length)이 감소하였고, 관절형보조기(HPAFO)에서는 증가하였을 것이라 생각된다. 정적 기립 균형의 변수들에서 상관관계(correlation) 와 동적 변수들의 서로 상관관계(correlation)를 보았는데, 정적 기립 균형 변수에서 체중지지율과는 상관관계가 없었으나, 총궤적길이와 실효치면적에서 서로 상관관계가 있었으며, 상관계수 r 은 741이었다. 보장과 과제수행시간에서 서로 상관관계를 나타냈는데, 상관계수 r 은 -730이었다. 이는 정적균형인 총궤적길이와 실효치면적에서 상관관계는 총궤적 길이가 증가하면 실효치면적이 증가하고 작아지면 감소하는 서로 양의 상관관계가 있음을 알 수 있었으며, 보장과 과제수행시간 사이에서 상관관계가 있음을 보여주었는데, 이는 보장이 짧아지면 시간이 길어지고 보장이 길어지면 수행 시간이 빨라졌다. 이는 보장도 다른 보행 특성과 함께 속도에 의존적이라는 보고(Lehmann 등, 1987; Mojica, 1988)와 또 활보장(stride length)이 길어지는 것에 기인해서 보행속도가 빨라질 수 있다고 한 보고와(Hesse 등, 1996) 같은 결과를 보였다.

뇌졸중 후의 회복을 신경학적 회복과 기능적 회복으로 분류하였고, 신경학적 회복은 뇌졸중의 발병기전과 병소 부위에 따라 좌우되며, 출혈성 뇌졸중을 제외하고는 회복의 90%가 발병 후 첫 3개월 이내에 이루어진다고 하였다(Anderson 등, 1990). 발병 후 첫 주간 회복되는 속도가 가장 빠르고 회복의 50%가 이시기에 나타나며, 13주까지 계속된다고 하였다(Wade, 1987). 그러므로 조기에 보조기의 착용으로 편마비환자 선자세의 체중이동과 보행에 도움이 될 수 있을 것이며, 관절형 플라스틱 단하지 보조기(HPAFO)와 고정형 플라스틱 단하지 보조기(SPAFO) 중, 편마비 환자에게 관절형 플라스틱 단하지 보조기가 가장 효과적인 보조기일 것으로 생각된다. 본 연구에서 편마비 환자의 손상정도, 측정방법, 보조기의 착용 경험 등의 여러 요인들이 다른 결과를 보였을 수 있으리라 생각되어진다. 위 결과에 비추어 볼 때 조기에 착용할 수 있고, 회복의 정도에 따라 변형시킬 수 있는 기능적인 보조기가 필요할 것으로 생각되는바 환자에게 필요한 다각적인 보조기의 연구가 필요할 것이다. 추후 관절형 및 고정형의 보조기 착용에서 유병기간과 보조기 착용 경험 유무가 편마비환자에 미치는 효과에 대하여 연구되어져야 할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 목포 D대학 부속병원과 전주 P병원 재활의학과에서 입원 또는 외래 진료를 받고 뇌졸중과 외상성 뇌손상으로 인하여 편마비로 진단 받은 환자 20명을 대상으로 관절형 보조기와 고정형 보조기를 착용시키고 SAKAI사의 active balancer(Japan)를 이용하여 정적 기립 균형과 동적 기능을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 관절형보조기와 고정형보조기 착용시 체중부하율에서는 통계학적 유의한 차이가 없었다 ($p>0.05$).
2. 총 궤적 길이로 관절형보조기와 고정형보조기를 비교한 결과, 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).
3. 관절형보조기와 고정형보조기 착용하고 정적 균형을 실효치면적에서 비교하였을 때 관절형 보조기의 동요가 적게 나타났다($p<0.001$).
4. 과제수행시간으로 동적 움직임에서 관절형보조기의 시간이 더 짧았으며, 통계학적 유의한 차이가 있었다($p<0.001$).
5. 동적 움직임의 비교에서 관절형 보조기가 보장 길이가 더 길었으며, 통계학적 유의한 차이가 있었다($p<0.001$).
6. 본 연구에서 정적 기립 균형의 척도로 정했던 체중지지율과 총 궤적길이, 실효치면적에서 상관관계에서 체중 부하율에서는 통계학적으로 유의하지 않았으나, 총 궤적길이와 실효치면적에서 통계학적 유의한 상관관계가 있었다($r>0.06$).
7. 본 연구에서 동적 기능의 척도로 정했던 과제 수행시간과 보장에서 통계학적 유의한 상관관계를 나타내었다($r>0.06$).

참고문헌

- 권혁철, 독립보행이 가능한 편마비환자의 하지체중지지 특성에 관한 고찰, 연세대학교 보건대학원 석사학위 논문, 1987
- 김연희, 장인수, 김봉옥. 편마비환자에서 Plastic ankle-foot orthosis, 대한재활의학회지, 8(1), p.51, 1984
- 김유철, 장순자, 박미연, 박시운. 뇌졸중 환자의 보행에 영향을 미치는 인자, 대한재활의학회지, 16(4), 1992
- 김종만. 시각 및 청각 되먹임을 통한 하지 체중이동훈련이 편마비환자 보행특성에 미치는 효과에 관한 연구, 연세대학교 보건대학원 석사학위논문, 1995
- 김중휘. 플라스틱 단하지 보조기와 신발 착용이 편마비 환자의 정적 선자세 균형에 미치는 영향, 대구대학교 재활과학대학원 이학석사 학위논문, 2000
- 김택훈. 편마비환자의 단하지 보조기 착용유무에 따른 하지 체중지지율과 보행 특성의 변화에 관한 연구, 연세대학교 보건대학원 석사학위논문, 1996
- 대한신경외과학회, 신경외과학, 진수출판사, pp.427-429, 1990
- 대한정형외과학회, 정형외과학, 최신의학사, p.131, 1991
- 박소연, 박미정. 편마비 환자에게 전방형과 후방형 플라스틱 단하지 보조기의 효과 비교. 한국전문물리치료학회지, 9(3); pp.77-91, (2002)
- 박은숙, 박창일, 이홍재, 김종연, 박종률. 경직형 뇌성마비아에서 고정 및 관절형 플라스틱 단하

- 지 보조기 착용시 보행의 특성, 대한재활의학회지, 24(4), pp.663-670, 2000
- 원종혁. 당뇨병성 신경병증 환자의 균형기능평가, 연세대학교 석사학위논문, 1998
- 이강성. 편마비 환자에 대한 플라스틱 단하지 보조기와 중족골두 절단 단하지 보조기 착용이 기립균형과 보행에 미치는 영향, 한서대학교 석사학위 논문, 2001
- 장영재. 편마비 환자에서 플라스틱 단하지 보조기 착용에 따른 보행특성의 비교연구, 연세대학교 석사학위논문, 1999
- 전중선. 전세일, 김동아, 윤태준, 서정훈, 석현, 온석훈, 장양재. 편마비환자에서 플라스틱 단하지 보조기 종류에 따른 보행 분석 및 에너지 소모의 비교, 대한재활의학회지, 24(6), pp.1046-1054, 2000
- Anderson TP. Rehabilitation of patient with complete stroke, In Kottke FJ, Lehmann JF: Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation. 4th ed. Philadelphia, WB Saunder's company, pp.656-678, 1990
- Arcan M, Brull MA, Najenson T, et al. FGP assessment of postural disorder during process of rehabilitation, Scand J Rehabili Med, 9, pp.165-168, 1977
- Bobath B. Adult Hemiplegia, Evaluation and Treatment, London: Heinemann Medical Books, III, pp.12-13, 1990
- Boehme R. Myofacial release and its Applocation to Neuro-developmental Treatment, USA, Boehme Workshops, 1991
- Bohannon RW, Larkin PA. Lower extremity weight bearing under various standing conditions in independently ambulatory patients with hemiparesis, Phy Ther, 65, pp.1323-1325, 1985
- Bohannon RW. Walking after stroke. comfortable versus maximal safe speed, Int Regab research, 15, pp.246-248, 1992
- Brandstater ME, Bruin H, Gowland C, et al. Hemiplegic gait: Analysis of temporal variables, Arch Phys Med Rehabil, 64, pp.583-587, 1987
- Britell C, Hayes J, Sherbon R, et al. The Denver "T" ankle-foot orthosis: A unique orthotic approach in selected hemiplegic patients, Orth Prosth, 39(3), pp.26-29, 1985
- Brunnstrom S. Recording gait patterns of adult hemiplegic patients, Am J Phys Ther Asso, 44, pp.11-18, 1964
- Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL. A study of the clinical test of sensory interaction and valance, Phys Ther, 73, pp.346-354, 1993
- Condie E, Condie D. Orthotic management of stroke patients, In: Harrison MA, ed. Physiotherapy in Stroke Management, Churchill Livingstone, 1995
- 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, 51, pp.78-84, 1970
- Diamond MF, Ottenbacher KJ. Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis, Phys Ther, 70, pp.423-430, 1990
- Dettermann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient, Am J Phys Med Rehabil, 66, pp.77-90, 1987
- Engen T. The TIRR polypropylene orthosis, Orthot Prosth, 26(4), pp.1-8, 1972

- Fridland F. Physical Therapy, In stroke and it's rehabilitation edited by Licht S. Waverly Press Inc, pp.221-254, 1975
- Hesse S, Luecke D, Jahnke MT, Mauritz KH. Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthoses, Int J Rehabil Res, 19, pp.133-141, 1996
- Hill KD, Goldie PA, Baker PA. Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait usiong a footswitch system, Arch Phys Med Rehabil, 75, pp.577-583, 1994
- Inverson BD, Gossman MR, Shaddeau SA, et al. Balance performance, force production, and activity levels in non-institutionalized men 60-90 years of age, Phys Ther, 70, pp.348-355, 1990
- Johansson R, Magnusson M. Human postural dynamics, Bioned Eng, 18, pp.413-437, 1991
- Lee WA, Deming L, Sahgal V. Quantitative and clinical measures of static standing balance in hemiparetic and normal subjects, Phys Ther, 68, pp.970-976, 1988
- Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al. Gait abnormalities in hemiplegia: Their correction by ankle-foot orthoses, Arch Phys Med Rehabil. 68, pp.763-771, 1987
- Lehmann JF, Esselman PC, Ko MJ, Smith JC, deLateur BJ, Dralle AJ. Plastic ankle foot orthoses: evaluation and function, Arch Phy Med Rehabil 64, pp.402-407, 1983
- Lehneis HR. New developments in lower-limb orthotics through bioengineering, Arch phys Med Rehabil, 53, pp.303-310, 1972
- Licht, S. Therapeutic Exercise, Elizabeth Licht Publisher, pp.486-506, 1965
- 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, pp.129-135, 1988
- 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, 27, pp.181-190, 1989
- Mojica JAP. Effect of ankle-foot orthosis(AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients, Tohoku J Exp Med, 156, pp.395-401, 1988
- Norkin CC, Levangie PK. Joint structure & function: Acomprehensive Analysis, Philadelpia: F.A.Davis Co, pp.131-134, 1992
- Ofir MA, Sell H. Orthoses ambulation in hemiplegia; A ten year retrospective study, Arch Phys Med Rehabil, 61(5), pp.216-220, 1980
- Perrt J. The mechanics of walking in hemiplegia, Clin Orthop, 63(18), pp23-31, 1969
- Perry J. Gait analysis, New jersey, slack, I , pp.186-220, 1992
- Perry J. Kinesiology of lower extremity barcing, Clin Orthop, 102, pp.18-31, 1974
- Sackley CM, Baguley BI, Gent S, et al. The use of balance performance monitor in the treatment of weight bearing and weight transference problems after stroke, Physiotherapy, 78, pp.907-913, 1992
- Sackley CM. The relationship between weight-bearing asymmety after stroke. motor function and activities of daily living, Physiotherapy Theory and Practice, 6,

pp179-185, 1990

- Sarno JE, Lehneis HR. Prescription consideration for plastic below-knee orthoses, Arch Phys Med Rehabil, 52, pp.503-510, 1971
- Seliktar R, Susak Z, Najenson T, et al. Dynamic feature of standing and their correlation with neurological disorders, Scand J Rehab Med, 10, pp.59-64, 1978
- Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway feedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients, Arch Phys Med Rehabil, 69, pp.395-400, 1988
- Simons BC, Jebsen RH, Wildman LE. Plastic short leg brace fabrication, Orth Prosth, 21, pp.215-218, 1967
- Smidt GL. Gait in rehabilitation, Churchill Livingstone, 1990
- Turnbull GI, Charteris J, Wall JC. Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects, Arch Phys Med Rehabil, 77(4), pp.356-362, 1996
- Wade DT, Hewer RL. Functional abilities after stroke : Measurement, natural history and prognosis, J Neurol neurosurg Psychiatry, 50, pp.177-182, 1987
- Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia, Arch Phys Med Rehabil, 67, pp.550-553, 1986
- Waters R, Montgomery J. Lower extremity management of hemiparesis Clin Orthop, 102(4), pp.133-143, 1974