한국BOBATH학회지 제4권 제1호
J Korean Acad Bobath Vol. 4 No.1, 1999

편마비 환자에서 PLS 착용 전 · 후의 선형적 변수의 비교 연구

장영재 · 전중선*
연세의료원 재활병원 보장구실,포천중문 의과대학 재활의학과*

Abstract

The comparative Study about the Temporal Data in Hemiplegic Patients Before and After Donning PLS

Young-Chea Chang · Joong-Son Chon*
Department of Prosthesis & Orthosis Laboratory, Yonsei Rehabilitation Hospital,
*Department of Rehabilitation Medicine, Pochen College of Medicne**

The purpose of this study was to examine the changes in the temporal data in gait pattern by comparing the differences between going barefoot, and after donning posterior leaf spring orthoses(PLS), with the orthosis cut at the metatarsal head area(CPLS), with hinged PLS(HPLS), and with hinged PLS cut at the metatarsal head area (HCPLS).Seven hemiplegic patients who were able to walk unassisted for at least 20 meters without stopping were chosen for this study from those who were either hospitalized or outpatient at the Rehabilitation Hospital, Yonsei University Medical Center from April 6 to May 7, 1999. The gait analysis was done by Vicon 370 three dimensional motion analyzer and it was analyzed by SAS program using the Friedman test and Wilcoxon signed rank test. The results were as follows: 1. There were no significant differences in temporal data between going barefoot and after donning PLS orthoses. 2. There were significant differences in speed and single support when comparing CPLS with going barefoot. 3. There were significant differences in speed between going barefoot and after donning HPLS. 4. There were significant differences in speed, stride length, single support and double support when comparing CPLS and going barefoot. 5. There were no significant differences in temporal data between PLSand HPLS. 6. There were no significant differences in temporal data between CPLSand HCPLS. The results indicate that there were no statistically siginificant differences in gait pattern between going barefoot and PLS in seven case studied. There were statistically siginificant differences in temporal data between going barefoot and CPLS, HCPLS orthosis. These differences were particularly significant in HCPLS.

Key Words: Hemiplegic patient, Posterior leaf spring, Orthoses

Ⅰ. 서 론

편마비 환자의 보행은 환자 자신과 주위 가족에게 있어 가장 중요시되는 활동능력으로 Weerdt와 Harrison(1985)은 뇌졸중의 중요한 문제점이 활동적인 운동능력 및 기동성의 소실이라 했으며, 뇌졸중 후에 편마비 환자의 기능적 보행능력의 회복이 가장 중요한 일상생활동작 중 하나라고 하였다(Kakurai와 Akai, 1996: Keenan 등, 1984).

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 경우 편마비 보행(hemiplegic gait)이란 특징적인 보행형태를 나타내며 이러한 비정상적인 보행을 향상시키기 위한 방법으로 흔히 단하지 보조기가 사용되고 있는데, Yamamoto 등(1997)은 발끝 떼기를 도와주고 유각기에 발목관절의 과도한 내반(inversion)을 막아주고, 입각기 초기에 몸무게에 의한 충격을 흡수하고, 입각기 중기에서 말기에 이르기까지 몸이 전방으로 이동하도록 도와준다고 하였으며, Corcoran 등(1970)은 일반적인 금속보조기의 무게를 줄이고 외관상을 목적으로 플라스틱 보조기가 사용되었다고 하였다.

플라스틱 단하지 보조기는 1967년 Simon 등에 의해 Seattle orthosis가 처음 보고된 이후 여러 가지 변형이 연구되어 왔다. 그러나 보조기는 본래의 움직임을 제한할 수 있기 때문에 정상적인 기능보다 적응력이 떨어지게 되는 단점이 있다.

편마비 환자를 위한 효과적인 단하지 보조기의 제작에 대한 연구는 계속되고 있으며, 최근에는 좀더 자연스러운 보행을 위하여 각종 발목관절용 기구들이 개발되어 사용되고 있지만 국내에서는 이에 관한 보고가 거의 없고 처방된 보조기의 장점과 단점에 대한 적절한 조화가 필요하기 때문에 보행의 특성에 대한 상세한 이해가 중요하다고 하겠다.

본 연구는 편마비 환자의 개인적 특성에 따라 적절한 보조기의 선택과 사용에 도움을 주기 위해 특히 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 중 플라스틱 단하지 보조기를 착용했던 환자에 있어 단하지 보조기 착용에 따른 보행속도의 변화를 분속수(cadence), 속도(speed), 활보장(stride length), 보장(step length), 단하지 지지기(single support), 양하지 지지기(double support)등의 보행특성을 VICON 370 Three Dimentional Motion Analyzer를 이용하여 단하지 보조기의 사용이 보행에 미치는 영향에 대하여 알아보고자 한다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상은 뇌졸중, 뇌손상으로 인

하여 편마비로 진단 받고 연세대학교 재활병원에 입원중이거나 통원치료를 받고 있는 21-70세 사이의 편마비환자 7명을 대상으로 실시하였다.

2. 연구방법

본 연구는 맨발 보행과 종류별 보조기 착용전과 후의 환측 하지의 보행특성과 발목관절이 있는 보조기(HPLS)와 관절이 없는 보조기(PLS) 그리고 각각을 중족골두에서 절단한 보조기(HCPLS, CPLS)를 착용하였을 경우의 보행특성의 변화를 측정하기 위해 3차원 동작분석을 시행하였다.

측정에 앞서 각각의 대상자에게 맞는, 관절이 없는 것과 관절이 있는 보조기를 제작하였다. 상단부위의 높이는 비골 골두 3cm 하방으로 하였다. 각각의 보조기를 중족골두에서 절단하는 방법은 첫 번째 중족골두와 다섯 번째 중족골두의 뒤쪽을 환자 발바닥에 표시한 후 절단면을 정하였다.

발목관절이 있는 보조기와 관절이 없는 보조기를 착용하였을 경우와 보조기 착용전과 후의 보행특성을 정하는 보행분석은 Vicon 370(Oxford Metrics Inc., Oxford, UK) 3차원 동작 분석기를 사용하였다.

이 시스템은 6개의 적외선 카메라와 2개의 힘 측정판, 2대의 비디오 카메라, 데이터 스테이션, 퍼스널 컴퓨터로 이루어져 있고 적외선 카메라를 이용하여 피시험자에게 부착된 표식자를 인식하게 하여 관절의 가동범위를 측정하였다.

측정시에는 신발을 신지 않은 상태에서 각각의 단하지 보조기를 착용하고 폭이 1m인 8m의 거리를 대상자가 3회 이상 반복 보행을 실시하여 각각의 상황에 적응력을 높인 후에 환자가 가장 편하게 보행을 하도록 하여 보행분석을 시행하였다.

3. 분석방법

맨발보행과 플라스틱으로 제작한 관절이 있는 단하지 보조기와 관절이 없는 보조기의 착용, 그리고 발바닥 부분을 중족골두에서 절단한 보조기의 착용에 따른 보행특성간에 차이를 비교하기 위하여 Friedman test를 하였고, 차이를 보이는 보행특성에 대해서는 맨발보행과 보조기 종류에 따른 차이를 비교하기 위하여 Wilcoxon signed rank test를 하였다.

분석에는 SAS 6.12 Version Package를 이용하여 통계처리하였다.

III. 결 과

1. 연구 대상자의 일반적 특성

1) 연구 대상자의 일반적 특성

연구 대상자 7명중 남자가 5명, 여자가 2명이었다. 연령 분포는 21세에서 67세까지로 평균 50.57±15.10세 이었다(표 1).

2) 연구 대상자의 진단명, 마비부위, 유병기간, 보조기 착용기간

연구 대상자 7명의 진단명 분류를 살펴보면 뇌졸중이 6명, 외상성 뇌손상이 1명이었다. 마비부위는 우측 편마비가 4명, 좌측 편마비가 3명이었으며 유병기간은 평균 12.78±8.05개월이었다. 보조기 착용기간은 평균 4.21±2.75개월이었다(표 2).

2. 맨발보행과 단하지 보조기 종류에 따른 선형적 지표의 변화

1) 맨발보행과 PLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

전보행주기동안 보행의 선형적 지표를 보면 분속수와 속도는 맨발보행의 경우보다 증가하는 것으로 나타났지만 차이는 없었다. 보장은 약간 감소하는 것으로, 활보장은 증

표 1. 연구 대상자의 일반적 특성

일반적 특성	대상자수(%)		합계(%)
	남자	여자	
성 별	5(71.4%)	2(28.6%)	7(100%)
연령분포			
50세 이하	1(14.3%)	2(28.6%)	3(42.8%)
51-60세	1(14.3%)	0	1(14.3%)
61-70세	3(42.8%)	0	3(34.8%)

표 2. 연구 대상자의 진단명, 마비부위, 유병기간, 보조기 착용기간

일반적 특성	대상자 수(%)		합계
	남자	여자	
진단명			
뇌졸중	4(57.1%)	2(28.6%)	6(85.7%)
외상성뇌손상	1(14.3%)	0	1(14.3%)
마비부위			
우측	2(24.6%)	2(24.6%)	4(57.1%)
좌측	3(42.9%)	0	3(42.9%)
유병기간			
6개월 이하	1(14.3%)	2(24.6%)	3(42.9%)
13-24개월	4(57.1%)	0	4(57.1%)
보조기 착용기간			
1개월 이하	1(14.3%)	1(14.3%)	2(28.6%)
1-6개월	3(42.9%)	1(14.3%)	4(57.1%)
7-12개월	1(14.3%)	0	1(14.3%)

가하는 것으로 나타났으나 유의성은 보이지 않았다. 단하지 지지기는 약간의 증가는 보였으나 의미가 없었고, 양하지 지지기 또한 약간의 감소를 보였으나 통계학적 의의는 보이지 않았다(표 3).

2) 맨발보행과 CPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

CPLS 분속수는 맨발보행시보다 19steps/min정도 증가하는 것으로 나타났으나 유의성은 보이지 않았고, 속도는 0.48m/sec로 증가하여 통계학적인 차이를 보였다($p<0.05$). 보장에서는 차이를 보이지 않았고, 활보장에서는 증가하는 경향을 보였지만 유의한 차이는 보이지 않았다. 단하지 지지기는 유의한 차이를 보였으며($p<0.05$), 양

표 3. 맨발보행과 PLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

	맨발보행	PLS[1)]착용	χ^2*	P값
분속수(steps/min)	58.86±16.1	69.42±14.6	2.35	0.14
속도(m/sec)	0.26±0.1	0.34±0.17	0.92	0.37
보장(m)	0.35±0.1	0.34±0.1	0.06	0.85
활보장(m)	0.47±0.1	0.61±0.2	2.17	0.15
단하지 지지기(%cycle)	17.86±6.6	22.24±7.35	0.91	0.37
양하지 지지기(%cycle)	55.33±10.9	48.94±7.33	1.18	0.31

주: 1) posterior leaf spring
* :Wilcoxon signed rank test. Values are means±standard error

표 4. 맨발보행과 CPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

	맨발보행	CPLS[1)] 착용	χ^2*	P값
분속수(steps/min)	58.86±16.1	77.43±19.77	2.97	0.09
속도(m/sec)	0.26±0.1	0.48±0.17	5.02	0.03
보장(m)	0.35±0.1	0.36±0.14	2.21	0.15
활보장(m)	0.47±0.1	0.67±0.22	1.19	0.30
단하지 지지기(%cycle)	17.86±6.6	28.18±6.98	5.58	0.02
양하지 지지기(%cycle)	55.33±10.9	42.60±8.21	3.92	0.06

주: 1) posterior leaf spring with at the metatarsal head area cutting
* :Wilcoxon signed rank test. Values are means±standard error

하지 지지기는 감소하여 보조기 착용이 환측으로의 체중지지를 향상시키는 것으로 나타났다(표 4).

3) 맨발보행과 HPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

맨발보행과 HPLS 착용 후의 보행특성의 변화를 보면 속도에서 유의한 차이를 보여주었다($p<0.05$). 보장의 경우에는 감소하는 경향으로, 활보장의 경우에는 증가하는 것으로 나타났고, 단하지 지지기와 양하지 지지기 모두 감소와 증가를 보였지만 통계학적인 차이는 없었다(표 5).

4) 맨발보행과 HCPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

HCPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화를 보면 분속수는 증가세를 보였지만 유의성은 보이지 않았고, 속도의 변화는 0.55m로 증가하여 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 보장에서는 증가하는 경향이 있었지만 차이는 보이지 않았고, 활보장은 의미 있는 변화를 보

표 5. 맨발보행과 HPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

	맨발보행	HPLS[1] 착용	χ^2*	P값
분속수(steps/min)	58.86±16.1	75.29±11.13	0.49	0.52
속도(m/sec)	0.26±0.1	0.43±0.14	4.47	0.04
보장(m)	0.35±0.1	0.31±0.12	3.02	0.09
활보장(m)	0.47±0.1	0.59±0.18	1.19	0.30
단하지 지지기(%cycle)	17.86±6.6	20.66±3.02	0.33	0.61
양하지 지지기(%cycle)	55.33±10.9	45.60±8.21	1.80	0.20

주: 1) posterior leaf spring with hinge joint
* : Wilcoxon signed rank test. Values are means±standard error

표 6. 맨발보행과 HCPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

	맨발보행	HCPLS[1] 착용	χ^2*	P값
분속수(steps/min)	58.86±16.1	79.14±19.20	3.43	0.07
속도(m/sec)	0.26±0.1	0.55±0.15	7056	0.007
보장(m)	0.35±0.1	0.35±0.1	0.00	1.0
활보장(m)	0.47±0.1	0.70±0.18	4.46	0.04
단하지 지지기(%cycle)	17.86±6.6	31.03±6.61	6.86	0.01
양하지 지지기(%cycle)	55.33±10.9	42.89±8.69	4.44	0.04

주: 1) HCPLS : hinged posterior leaf spring with at the metatarsal head area cutting
* : Wilcoxon signed rank test. Values are means±standard error

여주었다($p<0.05$). 단하지 지지기는 31.03 %cycle로 증가하여 의미 있는 변화를 보였으며($p<0.01$), 양하지 지지기는 42.89%cycle로 감소하여 통계학적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$)(표 6).

3. PLS와 HPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

HPLS의 분속수와 속도에서 약간 증가하는 경향이 있었으나 유의성은 없었고, 보장과 활보장은 오히려 약간 감소하는 것으로 나타났고, 단하지 지지기는 약간 감소하였으며 양하지 지지기는 PLS보다 감소하는 것으로 나타나 PLS와 HPLS의 보행특성간에 통

표 7. PLS와 HPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

	PLS[1] 착용	HPLS[2] 착용	χ^{2*}	P값
분속수(steps/min)	69.42±14.6	75.29±11.13	0.49	0.52
속도(m/sec)	0.34±0.17	0.43±0.14	1.48	0.25
보장(m)	0.34±0.1	0.31±0.12	0.14	0.75
활보장(m)	0.61±0.2	0.59±0.18	0.03	0.89
단하지 지지기(%cycle)	22.24±7.35	20.66±3.02	0.92	0.37
양하지 지지기(%cycle)	48.94±7.33	45.60±8.21	0.92	0.37

주: 1) posterior leaf spring. 2) posterior leaf spring with hinge joint
* : Wilcoxon signed rank test. Values are means±standard error

표 8. CPLS와 HCPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

	CPLS[1] 착용	HCPLS[2] 착용	$\chi^{2}*$	P값
분속수(steps/min)	77.43±19.77	79.14±19.20	0.03	0.89
속도(m/sec)	0.48±0.17	0.55±0.15	1.48	0.25
보장(m)	0.36±0.14	0.35±0.1	0.07	0.85
활보장(m)	0.67±0.22	0.70±0.18	0.04	0.90
단하지 지지기(%cycle)	28.18±6.97	31.03±6.61	0.04	0.90
양하지 지지기(%cycle)	42.60±8.21	42.89±8.69	0.04	0.90

* : Wilcoxon signed rank test. Values are means±standard error
주: 1) posterior leaf spring with at the metatarsal head area cutting
2) hinged posterior leaf spring with at the metatarsal head area cutting

계학적인 차이는 보이지 않았다(표 7).

4. CPLS와 HCPLS 착용 후의 선형적 지표의 변화

CPLS의 분속수와 속도에서 약간 증가하는 경향이 있었으나 유의성은 보이지 않았고, 보장과 활보장은 약간 증가하는 것으로 나타났고, 단하지 지지기는 CPLS보다 증가하는 것으로 나타났으며 양하지 지지기는 CPLS보다 감소하는 것으로 나타나 CPLS와 HCPLS의 보행특성간에 통계학적인 차이는 보이지 않았다(표 8).

Ⅳ. 고 찰

1. 연구방법에 대한 고찰

정상 보행이란 잘 조화된 사지의 운동을 통해 최소한의 에너지를 소모하면서 부드럽고 효과적으로 신체의 무게중심을 앞쪽으로 이동시키는 것을 말한다(김미정 등, 1994). 편마비 환자에게서 기능적인 보행능력의 습득은 중요한 도전으로 남아 있으며(Ofir와 Sell, 1980), 보행이 기능적인 독립생활의 중요한 요소이기 때문에 재활치료의 주요 목표로 삼고 있다(Zachazewski 등, 1982). 그러나 편마비 환자의 경우에 인지 기능의 장애와 근력의 약화와 경직 등으로 인한 선택적인 근육 조절의 장애로 일상생활동작의 수행에 어려움을 겪게된다(서정환 등, 1999). 따라서 이러한 보행에 장애가 있는 환자들에게 환자의 주관적 호소와 이학적 검사, 신경학적 검사 결과 및 관찰적 보행에 기초하여(김윤철 등, 1992) 편마비 환자 등에게 보행 안정성을 주고자 보조기가 처방되고 있다.

Middleton 등(1988)은 뇌성마비의 치료에서 rigid AFO와 hinged AFO의 역할이라는 연구에서 hinged AFO를 착용하였을 때 rigid AFO 착용시보다 입각기에 발목의 움직임이 좀 더 자연스러웠으며, 하지의 움직임도 좀 더 대칭적으로 나타나 hinged AFO가 좀 더 효과적임을 보고하였다. Lehneis(1972)의 연구에 의하면 철제 보조기나 플라스틱 보조기를 착용한 후에 산소 소비량, 보행속도, 계단 오르는 속도를 측정하였는데 차이가 없었다고 하였고, Holden 등(1986)은 보조기의 착용이 보행특성(보행속도, 보폭, 걸음 수)에 영향을 주지 못했다고 하였다.

재활 치료시 환자의 보행을 도와주기 위해 여러 가지 보조 도구들이 사용되고, 분석되고 있다. 1996년 Õunpuu 등은 Posterior Leaf Spring 보조기를 이용한 운동 현상학적 그리고 운동 역학적 평가에서 PLS가 입각기에서 기계적으로 추진(push off)을 증가시키며 유각기에는 과도한 첨족을 감소시키며 중간 입각기에 발목에 배측굴곡을 허용할 정도로 충분히 유연하였다고 보고하였으

며, 그 유연성은 발목 주위의 적당한 다듬기(trim line)로 조절이 가능하다고 보고하였다. 본 연구에서 사용된 보조기의 재단선(trim line)은 재활병원에서 일반적으로 제작되는 방법 즉, 양쪽 상과(malleolus)에 압박이 가지 않도록 trim line을 양쪽 상과 후방으로 위치하게 제작하였으며 이로 인해 배측굴곡에 대한 강도 또는 저항이 각 환자별로 다를 수 있다는 것이 본 연구의 제한점이라 할 수 있다. 또한 사용된 열 가소성 polypropylene 판의 두께는 3mm를 사용하였는데 열을 가하고, 석고 틀에서 보조기를 성형하는 과정에서 판이 늘어나는 두께가 달라 최종적으로 제작된 보조기의 두께가 달라질 수 있다는 점을 고려하지 않아 본 연구의 문제점으로 지적할 수 있겠다. Waters와 Montgomery(1974)는 발목과 무릎에서 안정성을 최대한으로 얻기 위해서는 상단부를 가능한 한 높게 해주어야 한다고 하였고 Masahiro(1997)는 플라스틱의 두께와 절삭선, 재질의 형태가 보조기의 유연성에 영향을 미치는 요소가 될 수 있다고 하였고, Yamamoto 등(1993)은 각각의 환자를 위한 최적의 유연성 정도를 결정하는 보고를 하였다. 본 연구에서는 상단부위가 환자 장딴지를 압박하는 것을 피하기 위해 상단부위를 바깥쪽으로 구부려 주었는데 대부분의 환자가 이에 만족하였다. 또한 보조기의 안쪽에는 착용감을 좋게 하기 위하여 PE-lite[1] 를 전체적으로 부착하였는데 땀이 많은 사람에게는 냄새가 나는 단점이 발견되어 제작시에 땀이 많이 나는 환자에게는 PE-lite 부착을 고려해야 할 것으로 사료된다. 입각기 말기에서 유각기 초기에 일어나는 forefoot rocker작용을 유지하고자 백남종 등(1997)은 중족골두(metatarsal head)의 최근위부(just proximal)에서 재단(trim)하기도 한다고 하였다.

이전의 이러한 연구들로는 플라스틱 AFO의 재질과 디자인(Lehmann, 1979), 재질의 두께, 족관절의 다듬기(trim line)에 따른 유연성 차이(Sumiya 등, 1996), 족관절의 각도(Lehmann, 1986), 보조기 사용에 따른 에너지 소모(Cocoran 등, 1970) 등 여러 형태의 연구들이 시행되었으며, 병적 보행을 보이는 환자에서 그 원인을 분석하고 치료를 시행함에 있어서 객관적이며 정량적인 방법의 평가는 매우 중요한 일이라 할 수 있다.

그 시행방법은 보조장비 없이 할 수 있는 관찰적 분석에서부터 복잡하고 값이 비싼 장비를 사용하는 컴퓨터 동작분석에 이르기까지 다양하다(김봉옥, 1994). 1980년 Shores와 1985년 Opara는 Footprint를 이용한 보행분석을 시행하였으며, 1980년에 Hershler등은 각도-대-각도 도형을 이용한 보행분석을, Krebs 등(1985)은 Video

1) poly-etylene 재질의 가볍고 부드러운 스폰지

Recorder를 이용하여 이전의 보행분석 방법보다 효과적인 분석을 시행하였으며, Lehmann등은 1980년에 VICON 3차원적 동작 분석기를 사용한 보행분석을 시행하였다. 본 연구에서는 VICON 370 Three Dimentional Motion Analyser를 이용하여 각 상황에 따른 보행분석을 실시하여 편마비 환자들에게 많이 처방되고 있는 보조기 사용에 도움이 되는 결과를 도출하고자 하였다.

2. 연구결과에 대한 고찰

뇌졸중 환자의 보행에 관한 연구 중에서 가장 기초가 되며 보행에서 가장 중요한 지표를 보행속도라 하였다(Wagenaar와 Beek, 1992). 1959년 Bard 등에 의한 연구에서 편마비 환자는 정상인에 비해서 보행속도가 현저히 낮았다는 결과를 발표한 이래 많은 연구들이 보고되었으며, 편마비 환자는 보행시 속도가 정상인의 17%-49%정도로 감소되었다고 보고하였다(Bard와 Ralston, 1959: Corcoran 등, 1970). 이러한 편마비 환자들의 특징적인 느린 보행의 원인을 유각기 때에 마비측 하지의 전진 장애와 입각기 때에 환측 하지로의 체중부하가 부적절하게 이루어지기 때문이라고 보고되고 있다(Dettmann 등, 1987: Peat 등, 1976).

본 연구에서는 편마비 환자 7명을 대상으로 맨발보행과 종류별 플라스틱 단하지 보조기의 착용에 따른 보행특성의 변화를 측정하였다. 본 연구의 결과 뇌졸중 환자의 보행속도는 Mojica 등(1988)이 뇌졸중 환자의 이동과 보행능력에 대한 AFO의 효과에서 보고한 맨발 보행시 보행속도 32.80m/min과는 차이를 보였고, AFO 착용시에 41.58m/min와 비교했을 때 본 연구 결과와 많은 차이를 보였지만 보조기의 착용이 맨발보행보다는 속도를 높일 수 있다는 대다수의 연구 결과와 일치함을 보여주었다. 또한 대부분의 연구 대상자들이 발목관절이 없는 PLS를 신었을 때 불편하다고 호소하였는데 이는 족관절의 과도한 운동범위 제한과 forefoot rocker 작용의 방해로 사료되며 이를 종합해 볼 때 관절이 없는 PLS는 보행이 어느 정도 가능한 환자에게는 중족골두에서 절단해주는 것이 보행속도 향상에 도움이 될 것으로 사료된다

또한 Hesse 등(1996)에 의하면 활보장이 길어지는 것에 기인해서 보행속도가 빨라질 수 있다고 하였는데 본 연구 결과 각각의 보조기 착용 후에 활보장이 의미있게 증가하면서 속도도 향상되는 결과를 보여주어 활보장과 보행속도 간에는 상관관계가 있음을 보여주었다.

보장(step length)은 맨발 보행시 0.35m로 CPLS에서 0.36m로 약간 증가하는 경향이 있었으나 나머지는 대체로 감소하는 것

으로 나타나 환측에서의 불안정성으로 인해 체중을 될 수 있는 대로 빨리 건측으로 이동하기 때문에 나타나는 결과로 사료되며, 중족골두에서 절단하지 않은 보조기에서 보장이 감소하는 것으로 나타났는데 이것은 forefoot rocker 작용의 방해로 인해 족관절 척굴근의 구심성 수축 방해로 추진(push off)에 충분한 힘을 받지 못하여 일어난 결과로 사료되었다.

Lehmann 등(1987)은 보행주기에서 보장, 입각기 및 유각기, 양하지 지지기 등이 속도에 의존적인 변수라고 보고한바 있다. 본 연구에서 단하지 지지기는 주병규 등(1998)의 연구결과 12.8%cycle, 13.7%cycle보다 다소 높은 수치를 보였으며, CPLS, HCPLS에서 각각 28.18%cycle, 31.03%cycle로 통계학적으로 유의한 변화를 보였다($p<0.05$). 양하지 지지기는 맨발보행시 주병규 등(1998)의 연구결과 68.9%cycle, 63.7%cycle보다 다소 낮은 수치를 보였으며, CPL에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. S경우에 양하지 지지기가 맨발보행시보다 감소하였고, HCPLS에서 42.89%cycle로 통계학적으로 유의한 변화를 보여($p<0.05$) 중족골두에서 절단한 경우에 양하지 지지기가 의미있게 감소하는 결과를 보여 주었다.

족관절 조절이 되지 않는 환자들을 대상으로 한 많은 연구에서 일반적으로 많이 처방되어온 AFO를 이용한 보행분석과 환자에게 도움을 주려는 노력이 있어 왔지만 발목관절이 있는 것과 중족골두에서 절단한 PLS에 대한 다각적인 연구는 아직 미비한 실정으로 이에 대한 실질적인 연구가 필요하리라 생각된다.

V. 결 론

연세대학교 의과대학 재활병원에서 입원 또는 외래 진료를 받고 뇌졸중과 외상성 뇌손상으로 인하여 편마비로 진단 받은 환자 7명을 대상으로 여러 형태의 보조기를 착용시키고 VICON 370 Three Dimentional Motion Analyser를 이용하여 보행특성의 변화를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 발목관절이 없는 보조기(PLS) 착용시에는 선형 지표에서 통계학적으로 유의한 차이가 없었다.

2. 발목관절이 없고 중족골두에서 절단한 보조기(CPLS) 착용시 맨발보행보다 속도, 단하지 지지기, 양하지 지지기에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다

3. 발목관절이 있는 보조기(HPLS) 착용시에는 선형 지표에서 맨발보행시 보다 속도에서 유의한 차이를 보였다.

4. 발목관절이 있으면서 중족골두에서 절

단한 보조기(HCPLS)를 착용했을 때 속도, 활보장, 단하지 지지기, 양하지 지지기에서 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

5. 발목관절이 없는 보조기(PLS)와 관절이 있는 보조기(HPLS)를 비교했을 경우에 선형 지표에서 유의한 차이가 없었다.

6. 발목관절이 없는 것(CPLS)과 관절이 있는 보조기를 중족골두에서 절단(HCPLS)하여 비교했을 경우에 선형 지표에서 유의한 차이가 없었다.

본 연구에서의 결과를 볼 때 일반적인 단하지 보조기를 착용했던 7명의 경우에는 보행특성에 영향을 주지 못한 것으로 나타났지만 중족골두에서 절단한 보조기, 특히 관절이 있고 중족골두에서 절단한 보조기 착용시 많은 보행특성의 변화를 보였다. 향후 좀 더 다양한 평가방법을 도입하여 연구할 필요가 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

김윤철, 장순자, 박미연 등. 뇌졸중 환자의 보행에 영향을 미치는 인자. 대한재활의학회지 1992;16:443-451

김미정, 이수아, 김상규 등. 뇌졸중 환자의 보행 속도에 관한 연구. 대한재활의학회지 1994;18:736-741

김봉옥. 임상보행분석의 방법. 대한재활의학회지 1994;18:191-202

백남종, 이종민, 김창원. 편마비 보행시 단하지 보조기의 보정효과. 대한재활의학회지 1997;21:658-668

서정환, 고명환, 김연희. 편마비 환자의 보행시 신발 교정에 따른 에너지 소모의 감소. 대한재활의학회지 1999;23:17-22

주병규, 유종윤, 하상배. Torque Heel®을 이용한 편마비측 발의 외회전 교정에 대한 3차원 보행분석. 대한재활의학회지 1998;22:1114-1122

Bard G, Ralston HJ. Measurement of energy expenditure during ambulation, with special reference to evaluation of assistive devices. Arch Phys Med Rehabil 1959;40:415-420

Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelmann GL, et al. Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. Arch Phys Med Rehabil 1970;51:69-77

Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB. Relationships among walking

performance, postural stability, and functional assessment of the hemiplegic patients. Am J Phys Med 1987;66:77-90

Hershler C, Milner M. Angle-angle diagrams in the assessment of locomotion. Am J Phys Med 1980;59:109-125

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 Rehab Research 1996;19:133-141

Holden MK, Gill KM, Magliozi MR. Gait assessment for neurologically impaired patient: standard for outcome assessment. Phy Ther 1986;66:1530-1539

Kakurai S, Akai M. Clinical experiences with a convertible thermoplastic knee-ankle-foot orthosis for post-stroke hemiplegia patients. Prosth and Orthot Int 1996;20:191-194

Keenan MA, Perry J, Jordan C. Factors affecting balance and ambulation following stroke. Clin Orthop Rel Res 1984;182:165-171

Krebs DE, Edelsrein JE, Fishman S. Reliability of observational kinematic gait analysis. Phys Ther 1985;65:1027-1033

Lehmann JF. Biomechanics of ankle-foot orthoses: Prescription and design. Arch Phys Med Rehabil 1979;60:200-207

Lehmann JF. Lower limb orthotics. In Orthotics Etcetera edited by Redford JB, 3rd ed. williams & Wilkins, 1986, 278-351

Lehmann JF, Condon SM, Price R, et al. Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle foot orthoses. Arch Phys Med Rehabil 1987;68:763-771

Lehmann JF, Ko MJ, Lateur BJ. Double stopped ankle foot orthoses in flaccid peroneal and tibial paralysis: evaluation of function. ArchPhys Med Rehabil 1980;61 ;536-541

Lehnis HR. New developments in lower limb orthotics through bioengineering. Arch Phys Med

Rehabil 1972;53:303-310

Masahiro N. Shoehorn-type ankle-foot orthoses: Prediction of flexibility. Arch Phys Med Rehabil 1997;78:82-84

Middleton EA, Hurley GRB, Mcilwain JS. The role of rigid and hinged polypropylene ankle-footorthoses in the management of cerebral palsy: a case study. Prost & Ortho Inter 1988;12:129-135

Mojica JAP. Effect of ankle-foot orthosis(AFO) on body sway and walking capacity of hemiparetic stroke patients. Tohoku J Exp Med 1988;156:395-401

Ofir R, Sell H. Orthoses and ambulation in hemiplegia: A ten year retrospective study. Arch Phys Med Rehabi 1980;61:216-220

Opara CU, Levangie PK, Nelson DL. Effects of selected assistive devices on normal distance gait characteristics. Phys Ther 1985;65:1188-1191

Õunpuu S, Bell KJ, Davis RB, et al. An Evaluation of the posterior leaf spring orthosis using joint kinematics and kinetics. J of Ped Orthop 1996 ;16:378-384

Peat M, Dubo HIC, Winter DA, et al. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. Arch Phys Med Rehabil 1976;57:421-425

Shores M. Footprint analysis in gait documentation. Phys Ther 1980;60:1163-1167

Simon BC, Jebsen RH, Wildman LE. Plastic short leg brace fabrication. Orth Prosth 1967;21:215-218

Wagenaar RC, Beek WJ: Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. J Biomechanics 1992;25:1007-1015

Waters R, Montgomery J. Lower extremity management of hemiparesis. Clin Orthop Relat Res 1974;102:133-143

Weerdt WJG, Harrison MA: Care for stroke patients-against whoseyardstick shall we measure? Physiotherapy 1985;71:298-300

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 Prost Orth 1993;5:88-94

Yamamoto S, Ebina M, Miyazaki S, et al. Development of a new ankle-foot orthosis with doriflexion assist. patients Part 1: desirable characteristics of ankle-foot orthoses for hemiplegic patients. J Prost Orth 1997;9:174-179

Zachazewski JE, Eberle ED, Jefferies M. Effect of tone-inhibiting cast and orthoses on gait. Phys Ther 1982;62:453-456