

소아마비에서 4절 연쇄 장하지보조기 사례연구

김장환¹, 권오윤², 이충휘², 조상현², 신헌석², 최홍식³

¹한서대학교 의료보장구학과, ²연세대학교 보건과학대학 물리치료학과, 보건환경대학원 인간공학치료학과,
³한서대학교 물리치료학과

Case Study of 4-Bar Linkage KAFO in Person With Poliomyelitis

Jang-hwan Kim¹, PhD, PT, CPO, Oh-yun Kwon², PhD, PT, Chung-hwi Yi², PhD, PT,
Sang-hyun Cho², PhD, MD, Heon-seock Cynn², PhD, PT, Heung-sik Choi³, PhD, PT

¹Dept. of Prosthetics and Orthotics, Hanseo University,

²Dept. of Physical Therapy, College of Health Science, Yonsei University,

Dept. of Ergonomic Therapy, The Graduate School of Health Science, Yonsei University,

³Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

Abstract

The purpose of this study was to compare the ring lock type knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with newly developed 4-bar linkage KAFO on the gait characteristics of persons with poliomyelitis clinically. This 4-bar linkage is the stance control type KAFO which provide the stability during stance phase and knee flexion during swing phase. Two subjects participated in this study voluntarily. We provided the customized 4-bar linkage KAFO then asked the subjects to walk in level surface and stairs under the two different KAFO conditions. The characteristics of gait in the persons with poliomyelitis were evaluated using a 3D motion analysis system and force plate. Additionally 6 minute walk test for physiological cost index were conducted using pulse oximeter to measure the energy consumption. In the results of this study, the differences of 4-bar linkage KAFO compared with ring lock type KAFO are as follows: (1) Walking speed, stride length, and step length on level increased in subjects, (2) The gait symmetry was improved by generated knee flexion and decreased pelvic external rotation on level and stairs walking, (3) Decreased vertical excursion of center of mass and pelvic elevation during swing phase was decreased on level, (4) Knee extension moment, hip flexion moment, hip and knee internal rotation moment of non-braced limb were decreased on level walking, (5) Walking speed in 6-minute walk test was increased and physiological cost index was decreased. These findings indicate that 4-bar linkage KAFO compared with ring lock type KAFO is effective in enhancing pattern, endurance, and energy consumption in level surface and stairs walking.

Key Words: 4-bar linkage; Center of mass; Knee-ankle-foot orthosis; Physiological cost index; Six minute walk test.

I. 서론

장하지보조기(knee-ankle-foot orthosis; KAFO)는 슬관절과 족관절의 비정상적인 기능이나 변형을 예방

및 교정하고 체중지지를 위하여 적용된다. 이러한 장하지보조기는 일반적으로 잠금장치(lock)를 사용하며, 하지가 구부러져 주저앉는 것(collapsing)을 막고 입각기 안정성을 제공하기 위하여 완전히 신전된 자세에서 잠

금 상태로 사용하거나 슬관절의 자유로운 굴곡을 위하여 풀립 상태로 사용한다(Yakimovich 등, 2009).

슬관절이 신전된 상태로 보조기를 착용하기 때문에 체중지지와 입각기 동안 안정성은 보장받을 수 있으나, 발이 지면에 닿는 동안 슬관절 굴곡이 일어나지 않아 갑작스럽게 하중을 받게 되고 체중심(center of mass; COM)의 이동이 부드럽게 진행되지 않는다(Yakimovich 등, 2009). 또한 보조기 착용자들은 유각기 동안 보조기를 착용한 하지를 전방으로 옮겨 지면간격(toe clearance)을 만들고 다음 뒤축 딛기를 준비하기 위하여 보상작용을 채택해야만 한다. 보상적 보행 유형으로는 상체의 외측 이동(lateral sway), 반대측 족관절 저굴(vaulting), 유각기 동안 고관절 거상(hip hiking), 또는 하지 원회전(circumduction)이 있다(Kerrigan 등, 2000; Lage 등, 1995). 이러한 보상작용을 이용한 비정상적인 보행양상은 고관절 및 요추부의 연부조직과 관절에 기능부전은 물론 통증이나 관절 동작의 소실을 유발한다(Mcmillan 등, 2004). 또한 고정된 슬관절로 보행하면 보행의 효율성을 감소시키고 에너지 소모를 증가시키는 경향이 있다(Hanada와 Kerrigan, 2001; Kaufman 등, 1996). 그 외 앉거나 일어설 때 잠금장치를 잠그고 풀어주어야 하는 불편함이 있고, 슬관절 신전상태로 계단이나 경사면에서 보행이 어려워지며, 넘어지려할 때 넘어지는 방향을 조절을 위하여 하지를 굴곡시킬 수 없어 균형유지에 어려움이 발생한다.

잠금형 보조기슬관절의 단점을 보완하고 보행을 개선시키기 위하여 입각기조절형 보조기(stance-control orthosis; SCO)가 개발 및 사용되고 있다. 입각기조절형 보조기는 유각기 동안 슬관절 굴곡은 허용하고 체중을 지지하는 동안 슬관절의 굴곡을 예방하는 특징을 가진다(Zissimopoulos 등, 2007). 이를 통해 보상작용을 감소시켜 보다 자연스러운 보행이 가능하고 에너지소모 등 생리학적 장점까지 제공한다.

그러나 기존의 입각기조절형 장하지보조기는 기능과 제어를 위한 다양한 부품이 추가됨으로써 비용은 물론 부피가 크고 무거운 단점이 있다(Yakimovich 등, 2009). 특히 장하지보조기의 경우 보조기의 복잡함과 사용 및 작동상의 어려움으로 인하여 치료 중에 사용을 중지하거나 만족스러워하지 않으며(Fisher와 McLellan, 1989; Kaplan 등, 1996), 많은 환자들이 재활훈련 동안에는 보조기를 사용하다가도 일상생활로 돌아가서는 보조기의 무게, 부피, 외관 등의 이유로 사용을 중지하는



Figure 1. 4-bar linkage orthotic knee joint.

경우가 많다고 하였다(Kaufman 등, 1996; Tokuhara 등, 2000). 또한 부피가 크고 무거운 장하지보조기는 에너지소모를 증가시킨다고 하였다(Yakimovich 등, 2006).

기존의 잠금형 및 입각기조절형 보조기슬관절이 가지는 몇 가지 단점을 보완하기 위하여 새로운 4절 연쇄(4-bar linkage) 방식의 입각기조절형 장하지보조기를 개발하였다(Figure 1). 개발된 4절 연쇄기전 장하지보조기는 유동축 방식의 의지슬관절(prosthetic knee joint)의 완전한 기구학적 제어방법을 적용하였기 때문에 전자제어장치, 캠, 서보모터 등 별도의 제어장치 및 전원이 필요하지 않으므로 구조가 간단하고 유지보수가 용이하다. 기존 입각기조절형 보조기슬관절은 무게가 3, 7~1.5 kg인데 비하여 4절 연쇄기전 보조기슬관절은 내외측에 모두 적용해도 232.4 g으로 가벼우며, 길이 114 mm(연결부 포함), 폭 40 mm, 두께 11 mm의 알루미늄 합금 6061계열로 제작되었다(Kim과 Yi, 2011).

본 연구의 목적은 잠금형 장하지보조기를 착용하고 있는 소아마비 사용자들에게 4절 연쇄기전 장하지보조기를 적용함으로써 실제적으로 기존의 입각기조절형 보조기와 동일한 특성을 보이는지 알아보고 잠금형에 비하여 어떠한 장점을 가지는지 평가하는 것이다. 이를 위하여, 평지와 계단에서의 운동형상학적 및 운동역학적 보행변수, 6분 보행검사(6 minute walk test) 및 생리학적 부담지수(physiological cost index; PCI) 측정을 통해 알아보하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자

본 연구에서는 잠금형 장하지보조기를 착용해 온 2명의 편측 소아마비를 연구대상자로 하였다. 연구대상자는 소아마비 진단 후 잠금형 장하지보조기를 착용하고 있으며 평지와 계단에서 보행이 가능하고, 편측 대퇴사두근의 이완성 마비가 있으며 고관절 및 슬관절 굴곡근이 3등급(Fair) 이상인 자로 하였다. 또한 보행보조기구를 사용하지 않고 독립적으로 보행이 가능한 자로 하였다. 연구대상자들은 면담을 통해 실험에 대해 수락을 받았으며, 실험동의서에 서명하였다.

연구대상자는 여성 1명과 남성 1명 이었으며, 연령은 각각 54세와 43세, 신장은 150 cm와 163 cm, 체중은 42 kg과 83 kg이었다. 마비측은 모두 좌측이었으며, 하지관절에 대해 도수근력검사를 실시하였다(Table 1).

2. 측정

보행의 시간-거리변수와 운동형상학적 변수를 측정하기 위해 6대의 적외선 카메라가 적용된 3차원 동작분석기(Vicon MX, Vicon motion system Ltd., Oxford, UK)를 이용하였다. 평지 이외에 계단보행을 위해서 표준규격에 따라 총 4개의 계단이 있는 실험용 계단을 나무로 제작하였다. 평지와 계단 모두에서 연구대상자 본인이 편한 속도로 걷도록 하였으며, 3회 측정값의 평균을 분석하였다. 적외선 카메라 측정 빈도(sampling frequency)는 120 Hz이었으며, 동작을 캡처한(captured) 출력신호는 3차원 동작분석기에서 일괄 처리하여 C3D로 변환시켰다.

동작분석기의 프로토콜(Plug-in-Gait 모델)에 기초하



Figure 2. The subject with reflective marker.

여, 반사마커를 건측 하지에는 전상장골극, 후상장골극, 대퇴부, 대퇴골 외과, 하퇴부, 외측 복사뼈, 제2중족골두, 발뒤축에, 보조기측 하지에는 해당되는 위치의 업라이트와 기계관절중심에 부착하였다. 4절 연쇄기전 관절에서는 전상방 회전축에 부착하였다(Figure 2).

평지와 계단보행 동안 각 관절 모멘트를 측정하기 위하여 힘판(Kistler 9286 AA, Kistler Instrumente, Winterthur, Switzerland) 2개를 이용하였다. 힘판은 10 m의 보행로 중앙에 양 하지가 순차적으로 밟을 수 있도록 위치되었고, 바닥과 같은 높이로 설치하였다. 또한 계단보행을 위해서 제2와 제3 계단에 힘판을 정확하게 올려놓을 수 있도록 공간을 마련하였다. 두 개의 힘판은 1,200 Hz의 빈도로 측정하였으며, 자체 증폭기를 통해 만들어진 신호는 Vicon의 아날로그 입력 채널로 들어가 처리되었다.

Table 1. Manual muscle test of subjects

(N=2)

	Subject 1		Subject 2	
	Left	Right	Left	Right
Hip flexion	Good	Normal	Normal	Normal
Hip extension	Good	Normal	Normal	Normal
Hip adduction	Good	Normal	Good	Normal
Hip abduction	Good	Normal	Normal	Normal
Knee flexion	Fair	Normal	Fair	Normal
Knee extension	Fair	Normal	Fair	Normal
Ankle dorsiflexion	Zero	Normal	Zero	Normal
Ankle plantar flexion	Trace	Normal	Zero	Normal

보행 시 에너지 소비량 비교를 위하여 생리학적 부담지수를 측정하고 보행 지구력을 비교하기 위하여 6분 보행검사(6-minute walk test)를 함께 실시하였다. 생리학적 부담지수와 6분 보행검사 동안 pulse oximeter(TuffSat pulse oximeter, GE Healthcare, MA, USA)를 사용하여 맥박수를 측정하였으며 보행거리 또한 측정하였다.

3. 실험과정

4절 연쇄 보조기슬관절 부품을 제외한 나머지는 현재 착용하고 있는 잠금형 장하지보조기와 동일한 구성품과 재료들로 제작하고, 수정 및 보완을 거쳐 연구대상자에게 착용시켰다. 실험자는 2일간 착용 및 보행 훈련을 실시하고, 연구대상자는 독립적으로 4주간 1일 1~2시간 이상 적응기간을 가졌다. 적응기간 동안, 연구대상자들은 4절 연쇄 장하지보조기의 작동 기전에 익숙해지고, 이전 보조기를 착용할 때와 마찬가지로 자신만의 안정성을 가지고 보행하도록 하였다.

연구대상자들은 2가지 장하지보조기를 착용한 상태에서 보행로와 실험용 계단을 오르고 내려오기를 실시하였다. 보행로와 계단에서 보행측정은 3회를 실시하여 그 평균값을 산출하였다.

생리학적 부담지수 측정을 위하여 연구대상자는 미리 준비한 40 m의 통로를 자신이 선택한 속도로 걸도록 하였으며, 보행을 시작할 때 각 연구대상자는 생리학적 부담지수 측정 전 기초선 수준까지 진정시키기 위하여 10분 간 앉아 있도록 하였다. 측정절차는 5분간 앉은 상태에서 완전한 휴식 시기, 가만히 서 있는 상태로 5분, 자신이 편안한 속도로 보행하면서 6분, 그리고 앉은 자세에서 2분간 최종 휴식으로 이루어진다. 맥박수는 전체 측정 기간 동안 매 15초 마다 측정하였다. 앉아 있는 동안과 6분 보행기간의 마지막 2분 동안 평

균 심박수를 안정 시 분당 맥박수와 보행 중 분당 맥박수로 각각 계산하였다(Leung 등, 2009).

2가지 장하지보조기를 착용한 상태에서 보행로, 계단, 생리학적 부담지수, 6분 보행검사 측정의 순서는 모두 무작위로 실시하였으며, 새로운 측정은 30분 이상 앉은 상태에서 충분히 휴식을 취한 후에 실시하였다.

III. 결과

본 연구의 측정치들은 통계처리 과정을 거치지 않았으며, 차이를 보인 주요 변수에 대하여만 설명하였다.

1. 보행의 시간-거리 변수

연구대상자 모두 보행속도, 활보장, 그리고 보조기측 및 건축 보장이 증가하였다(Table 2).

2. 운동형상학적 변수

보행로에서 연구대상자들은 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때, 유각기 동안 정상에 가까운 슬관절 굴곡과 입각기 동안 슬관절 신전상태로 안정성을 보였다(Figure 3).

전체적으로 특히 유각기 동안 최대(peak) 골반 외회전 각도가 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 감소하는 경향을 보였다. 또한 보조기측 전상장굴곡을 기준으로 마커의 높이를 측정한 결과, 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 전상장굴곡 높이와 평균 체중심 수직변위가 감소하였다(Table 3).

평지와 마찬가지로 계단 보행에서도 연구대상자들은 잠금형 장하지보조기에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때 유각기 동안 슬관절 굴곡을 보였으며, 입각기 동안 슬관절 신전상태로 안정성을 보였다.

Table 2. The time-distance variables of gait

	Subject 1		Subject 2	
	Locked	4-bar	Locked	4-bar
Waking speed (m/sec)	.64	.79	.72	.83
Cadence (step/min)	100.10	99.10	82.30	87.00
Stride length (m)	.73	.96	1.05	1.14
Step length of braced limb (m)	.33	.48	.58	.60
Step length of non-braced limb (m)	.41	.51	.49	.53
Foot off of braced limb (% of gait cycle)	58.10	62.10	60.70	57.70
Step length time of braced limb (sec)	.61	.62	.80	.74

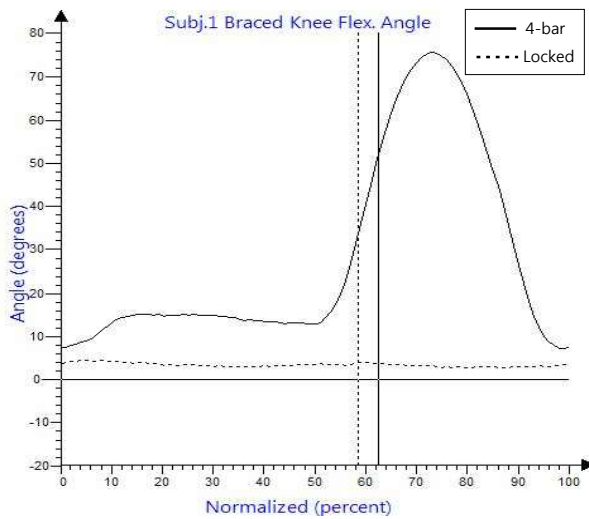


Figure 3. The knee flexion angle in sagittal plane (flexion/extension).

또한 계단을 올라갈 때, 유각기 동안 최대 골반회전은 잠금형에 비하여 4절 연쇄형 장하지보조기를 착용했을 때 외회전이 감소하였으며, 반대로 내려올 때에는 외회전이 증가하였다(Table 4).

Table 3. The kinematic variables on level walking

	Subject 1		Subject 2	
	Locked	4-bar	Locked	4-bar
K1 ^a (°)	4.21	15.95	1.46	11.63
K2 ^b (°)	2.76	12.70	-0.81	10.52
K3 ^c (°)	3.71	75.60	-0.87	50.36
PR ^d (°)	-21.14	-2.60	-14.94	-10.63
AH ^e (mm)	797.00	771.00	926.30	908.70
VE ^f (mm)	8.32	6.07	18.71	9.97

^afirst peak knee angle in sagittal plane (+flexion/-extension), ^bsecond peak knee angle in sagittal plane (+flexion/-extension), ^cthird peak knee angle in sagittal plane (+flexion/-extension), ^dpeak pelvic rotation angle during the swing phase (+internal/-external), ^epeak anterior superior iliac spine (ASIS) height in orthotic side, ^faverage vertical excursion of center of mass (COM) during the gait.

Table 4. The kinematic variables on stairs walking

		Subject 1		Subject 2	
		Locked	4-bar	Locked	4-bar
ascending	K ^a (°)	3.01	85.16	-2.20	51.34
	PR ^b (°)	-28.18	-7.53	-16.90	-13.93
descending	K (°)	3.35	73.28	-3.40	53.48
	PR (°)	12.17	-2.90	-8.71	-12.94

^apeak knee angle in sagittal plane during the swing phase (+flexion/-extension), ^bpeak pelvic rotation during the swing phase (+internal/-external).

3. 운동역학적 변수

보행로에서 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때, 건측 하지에서 초기 입각기에 슬관절 굴곡 모멘트가 발생하고, 이 후 입각기 전체와 초기 유각기에 걸쳐 슬관절 신전 모멘트가 현저하게 감소하였다. 또한 건측 하지에서 보행주기 전체적으로 고관절 굴곡 모멘트가 감소하였다. 특히 잠금형을 착용했을 때 초기 입각기에서 고관절 굴곡 모멘트를 보였으나 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때 신전 모멘트가 발생했으며, 이후 입각기에서 초기 유각기까지 잠금형의 경우 고관절 굴곡 모멘트가 과다하게 나타났으나, 4절 연쇄 장하지보조기에서는 적절한 굴곡 모멘트로 감소하여 정상에 가까운 형태를 보여 주었다(Figure 4).

연구대상자들은 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 건측 하지에서 입각기 전체와 초기 유각기 동안 고관절 내회전 모멘트가 감소하였다. 특히 연구대상자 1은 초기 입각기에서 외회전 모멘트가 발생하면서 정상과 유사한 형태를 보여주었다. 또한 연구대상자들은 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 건측 하지에서 초

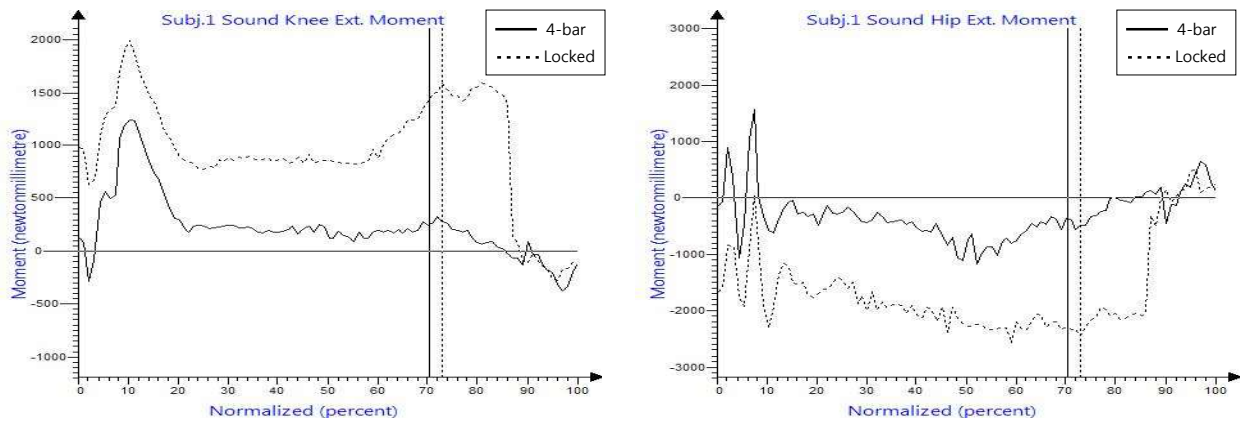


Figure 4. The moment of knee and hip joint in sagittal plane (+extension/-flexion).

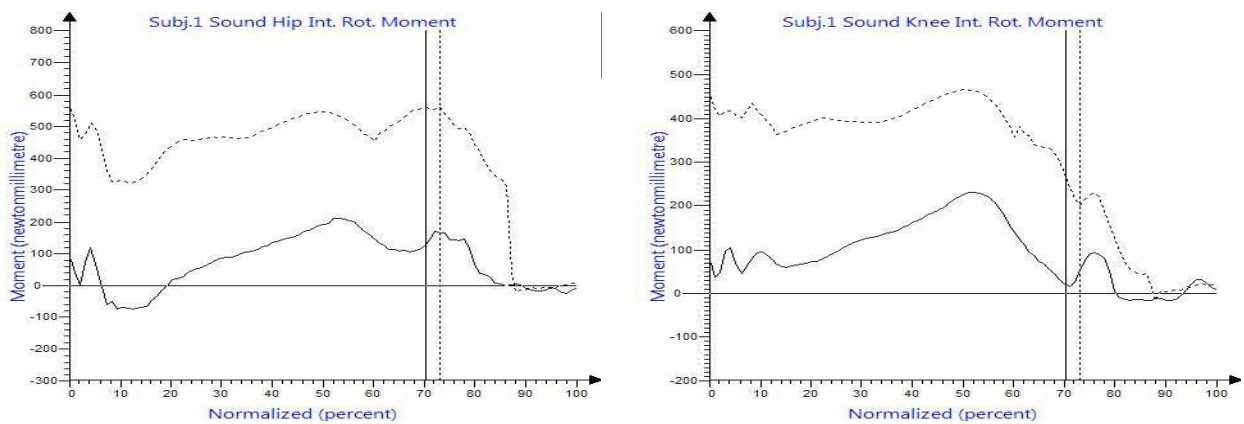


Figure 5. The moment of hip and knee joint in transverse plane (+internal/-external).

기 입각기부터 중간 유각기 동안 슬관절 내회전 모멘트가 감소하였다(Figure 5).

계단 보행은 평지와 달리 연구대상자들 각각의 특성이 서로 다르게 나타났으며, 특히 계단 오르기 동안 모든 연구대상자들은 착용 보조기 조건에 따라 차이가 없거나 서로 다른 보행양상을 보였다. 보행 시 건축 하지가 먼저 올라가고 난 후 보조기측 하지가 올라가므로 계단 높이에 따라 어떠한 보상작용이나 특별한 움직임이 필요하기 보다는 자신만의 보행양상으로 계단을 올라갔다.

4. 6분 보행검사와 생리학적 부담지수

6분 보행검사에서 연구대상자들은 잠금형 장하지보조기에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때 보행속도와 생리학적 부담지수가 모두 감소하였다 (Table 5).

IV. 고찰

4절 연쇄 장하지보조기는 현재 사용되고 있는 잠금

Table 5. The results of 6 minute walk test and physiological cost index

	Subject 1		Subject 2	
	Locked	4-bar	Locked	4-bar
6 minute walk test (m/min)	40.9	53.7	48.9	59.7
Physiological cost index (pulse rate/m)	.636	.473	.573	.406

형 장하지보조기의 단점은 물론 입각기조절형 장하지보조기가 가지고 있는 특성을 보완하고 경제적인 보조기를 제공하고자 개발되었다.

현재 임상에서 사용되고 있거나 연구논문으로 발표된 입각기조절형 장하지보조기는 특징과 기전에 따라 부피가 크고 외관이 떨어진다. 또한 착용자의 신체적 제한점에 따라 사용이 제한되며, 제어부품의 적용에 따라 무겁고 비싸다는 단점을 가진다. 이와 비교할 때, 4절 연쇄 장하지보조기는 입각기조절의 특징을 갖추었으며 별도의 제어장치나 전원을 필요로 하지 않기 때문에 기존의 입각기조절형 보조기에 비해 최소화되고 경량화를 이룰 수 있었다. 4절 연쇄기전을 이용한 설계의 특성상 입각기에서 유각기로 자연스럽게 전환되며 내부에 복잡한 구조나 부품을 사용하지 않기 때문에 내구성이 좋다(Kim과 Yi, 2011).

1. 보행의 시간-거리 변수

잠금형 장하지보조기에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때, 연구대상자 1의 분속수가 약간 감소한 것을 제외하고, 보행속도, 활보장, 보조기측 및 건축하지 보장의 시간-거리 변수가 증가하였다. 또한 연구대상자 2의 보조기측 하지의 보장 시간이 감소하였는데, 이러한 감소는 보행 시 진출을 위하여 필요한 족부를 들어 올리거나 원회전 보행과 같이 자신만의 보상작용의 사용이 감소하였다는 것을 의미한다. 전반적으로 보행의 시간-거리 변수가 개선되었다는 것은 보행이 외관적으로 더 자연스럽게 되었다.

2. 운동형상학적 변수

보행로에서 연구대상자들은 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때, 유각기 동안 슬관절 굴곡을 보이며 입각기 동안에는 슬관절 신전을 유지함으로써 개선된 보행을 보여주었다. 이를 통해 4절 연쇄 장하지보조기가 입각기조절형 장하지보조기로서의 기본적인 특성을 가진다고 볼 수 있다. 이러한 결과는 유각기 동안 슬관절 굴곡에 의해 하지길이가 조절되어야 효율적인 보행을 한다는 Perry(1967)의 주장과 부합하며, Herbert와 Liggins(2005)와 Hwang 등(2008)의 연구에서 보여준 기존 입각기조절형 장하지보조기 착용 시 유각기의 슬관절 굴곡과 유사한 굴곡각도를 나타내었다.

연구대상자들은 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때, 유각기 동안 최대 골반 외회전 각도가 잠금형에 비

하여 크게 감소하는 경향을 보였다. 이런 결과는 Kerrigan 등(2000)의 원회전 보행 연구와 관련하여, 초기에서 중간 유각기 동안 환측 골반이 정상에 비하여 더 후방으로 회전하며 가장 큰 최대 회전이 발생한다는 결과와 일치한다. 또한 Hebert와 Liggins(2005)의 입각기조절형 장하지보조기 연구에서 골반 후인(pelvic retraction)과 회전 가동역이 개선된 결과와도 일치한다. 그리고 골반 외회전은 잠금형 장하지보조기 착용자가 유각기를 시작하기 위하여 발가락 때기를 하는데 있어서 어려움과 관련되며, 이러한 결과는 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 보다 효율적인 보행양상을 보였다. 수평면에서의 골반 회전과 슬관절 굴곡은 체중심의 상방 및 하방 이동을 최소화하므로 에너지 소비를 최소화하려는 운동형상학적 전략과도 일치한다(Inman 등, 1994).

보상작용의 여부를 파악하기 위하여, 각각의 보조기 착용 동안 바닥에서부터 전상장골극 마커까지의 높이를 비교하였다. 그 결과 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 연구대상자들의 전상장골극의 높이가 매우 낮게 나타났다. 이는 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 고관절 거상과 같은 보상작용이 감소되었다고 볼 수 있다.

연구대상자들의 평지 보행에서 평균 체중심의 수직 변위를 측정된 결과 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기에서 모두 감소하였다. 이러한 결과는 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 보행의 대칭성이 개선된 것을 나타낸다. 또한 외관적으로 더 자연스러운 보행을 하도록 해줄 뿐만 아니라 걷는 동안 에너지소모를 감소 시키며 근피로 없이 더 많이 보행할 수 있어 기능적으로 개선될 수 있다(Mcmillan 등, 2004).

계단 보행에서도 연구대상자들은 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때, 유각기 동안 슬관절 굴곡을 보이며 입각기 동안에는 슬관절 신전을 유지함으로써 안정성을 제공하였다. 이로써 4절 연쇄 장하지보조기는 평지와 마찬가지로 계단을 오르고 내려올 때에도 입각기조절형 보조기의 기본적 특성을 나타내었다. 현재까지 개발된 입각기조절형 장하지보조기를 대상으로 계단 보행에 대한 연구는 Tokuhara 등(2000)의 연구가 있었으나 이는 정상인을 대상으로 한 것이며, 질환이 있는 사람을 대상으로 한 연구는 본 연구가 최초이다. 하지 기능을 보충하기 위하여 장하지보조기를 사용하는 동안 일상생활에서의 불편함으로 인해 치

로기간 이후에는 사용하지 않는 경우가 많다(Kaufman 등, 1996). 앉거나 설 때마다 보조기슬관절을 풀고 잠가야하며 계단 보행과 같은 일상생활에 있어서 불편함을 개선하는데 있어서도, 4절 연쇄 장하지보조기는 장점을 제공한다고 생각되며, 연구대상자들도 이런 점에 있어서 편리하다는 의견을 제시하였다.

계단 오르기에서 유각기 동안 최대 골반 외회전 각도가 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 크게 감소하는 경향을 보였는데, 이는 평지 보행에서와 동일한 결과를 보였다. 그러나 계단 내려오기에서 연구대상자들은 유각기 동안 골반 외회전이 증가하였다. 이는 건축 하지가 내려오는 동안 보조기측 하지의 안정성을 위하여 미리 골반을 외회전 시키려한 것으로 사료된다.

3. 운동역학적 변수

4절 연쇄 장하지보조기를 착용하였을 때 건축 하지에서, 초기 입각기 동안 슬관절 굴곡 모멘트가 발생하고 이후 입각기 전체와 초기 유각기에 걸쳐 슬관절 신전 모멘트가 현저하게 감소하였다. 특히 보행주기의 20~50% 사이에서 상당한 감소가 있었는데 이 시기는 순수한 굴곡근 모멘트가 발생하는 시기와 일치한다. 잠금형을 착용했을 경우 전체적으로 슬관절 신전 모멘트만 발생한 것에 비하여, 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 초기 입각기에 굴곡 모멘트가 발생하고 중간 입각기에서 굴곡 방향으로 신전 모멘트가 감소한 곡선의 형태는 보다 정상 양상에 유사하다. 이 결과는 4절 연쇄 장하지보조기를 착용함으로써 건축 하지가 더 정상과 유사한 보행을 가능하였음을 나타낸다.

또한 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 건축 하지에서 초기 입각기 동안 고관절 신전 모멘트를 보였다. 이는 고관절 근육이 체중의 수용, 체간의 조절, 그리고 고관절의 신전을 위하여 고관절 신전 모멘트를 발생시키는 것으로 사료된다. 특히 잠금형에서는 고관절 굴곡 모멘트가 나타났으나 4절 연쇄 장하지보조기를 착용함으로써 신전 모멘트로 전환되면서 정상에 가까운 특성을 보였다. 또한 건축 하지의 입각 중기부터 말기까지 잠금형 착용 시 고관절 신전을 감소시키기 위한 굴곡 모멘트가 과다했었던 것이 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하면서 적절한 굴곡 모멘트로 감소하였다. 이는 4절 연쇄 장하지보조기를 착용함으로써 고관절 전관절낭(anterior capsule)에서 발생한 수동적인 힘과 고관절

굴곡근의 활성이 정상에 가깝게 적절해진 것으로 생각할 수 있다.

건축 하지에서 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 초기부터 중간 입각기 동안 고관절 외회전 모멘트가 발생하고 내회전 모멘트가 감소하는 것으로 나타났다. 정상적으로 보행주기의 약 20% 동안 대퇴골의 내회전을 감속시키기 위하여 외회전 모멘트가 발생한다(Herbert와 Liggins, 2005). 이는 잠금형 장하지보조기를 착용했을 때 슬관절이 굴곡되지 않아 보조기측 하지 전체가 크게 원회전하는 보행을 하기 때문에 건축 하지 입각기에서 고관절 내회전 모멘트가 증가한 것으로 사료된다. 결과적으로 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때에는 보조기측 하지에서 슬관절이 굴곡되므로 이런 과도한 내회전이 필요하지 않았다.

이 밖에 건축 하지의 슬관절에서도 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 내회전 모멘트가 감소하는 것으로 나타났는데, 이 역시 고관절과 유사한 이유로 내회전 모멘트가 감소한 것으로 사료된다.

4. 6분 보행검사와 생리학적 부담지수

6분 보행검사를 실시한 결과 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때, 보행속도가 증가하였다. 연구대상자들은 4절 연쇄 장하지보조기 착용을 통해 보행의 지구력이 개선되었다고 볼 수 있다.

또한 잠금형에 비하여 4절 연쇄 장하지보조기를 착용했을 때 생리학적 부담지수도 모두 감소하였다. 생리학적 부담지수는 에너지 소비량을 측정하는 것으로, 이런 결과는 1명의 소아마비를 대상으로 입각기조절형 보조기의 착용 효과에 대한 연구에서 생리학적 부담지수 연구결과와도 유사한 결과를 나타내었다(Herbert와 Liggins; 2005). 그리고 입각기조절형 보조기 착용 동안 산소소모와 심박 측정 결과 에너지 소모가 감소했다는 이전 연구결과와 비교했을 때, 4절 연쇄 장하지보조기 착용동안 에너지 소모의 감소와 관련성이 있다(Kaufman 등, 1996; Mcmillan 등, 2004; Zissimopoulos 등, 2007).

본 연구의 제한점으로 소아마비 2명을 대상으로 함으로써 연구대상자의 수가 적어 통계적 검증을 거치지 않았으며, 각 변수에 대하여 유의적인 설명을 하기가 어려웠다는 점이다. 그리고 두 가지 장하지보조기 조건간에 연구대상자들이 어떠한 대상작용을 하는지 조사하기 위하여, 고관절 외전 각도와 골반 상측 각도 이외에

근의 활성화도에 대한 조사가 부족하였다. 또한 보조기에 적응기간에 있어서, Irby 등(2007)은 기존 잠금형 장하지보조기를 착용해 온 사람들의 경우 입각기조절형 장하지보조기를 처음 사용하는 사람에 비하여 더 많은 적응기간이 필요하며, 최소 3개월 이상이 필요하다고 제안하였다. 본 연구에서의 4주간의 적응기간은 연구대상자들이 27년 이상 잠금형 장하지보조기를 착용하고 있었기 때문에 부족한 편이었다. 향후 연구에는 입각기 하지의 일차적인 외전근, 유각기 하지의 복근과 요추 신전근 등 보다 정확한 보상기전을 조사하여야 할 것이며, 동일한 조건에서 보다 많은 수의 환자군을 통해 적응기간 중에 측정을 통한 연구가 되어야 할 것이다.

V. 결론

본 연구는 새로이 개발한 4절 연쇄 장하지보조기를 잠금형 장하지보조기를 착용하고 있는 소아마비자에게 착용시켜 임상적으로 비교하고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 4절 연쇄 장하지보조기는 평지는 물론 계단 보행 동안 입각기에서 슬관절은 신전상태로 유지하며 유각기에서 슬관절의 굴곡을 허용하였다. 이를 통해 잠금형은 물론 복잡한 장치가 적용된 기존의 입각기조절형 장하지보조기에 비교하여 더 가볍고 작아진 외관으로도 소아마비자에게 성공적으로 사용할 수 있었다.

2. 4절 연쇄 장하지보조기는 평지와 계단 보행에서 유각기 동안 슬관절을 굴곡시키며 보행할 수 있게 함으로써, 연구대상자의 보행속도, 확보장, 보장, 보행의 대칭성, 골반 높이, 그리고 골반의 외회전 등 운동형상학적 및 운동역학적 변수가 개선되었다.

3. 4절 연쇄 장하지보조기는 보행의 지구력과 생리학 적 부담지수를 개선시켰다.

References

Fisher LR, McLellan DL. Questionnaire assessment of patient satisfaction with lower limb orthoses from a district hospital. *Prosthet Orthot Int.* 1989;13(1):29-35.
Hanada E, Kerrigan DC. Energy consumption during

level walking with arm and knee immobilized. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(9):1251-1254.
Hebert JS, Liggins AB. Gait evaluation of an automatic stance-control knee orthosis in a patient with postpoliomyelitis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(8):1676-1680.
Hwang S, Kang S, Cho K, et al. Biomechanical effect of electromechanical knee-ankle-foot orthosis on knee joint control in patients with poliomyelitis. *Med Biol Eng Comput.* 2008;46(6):541-549.
Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human locomotion, In: Rose J eds. *Human walking*, 2nd. Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait changes over time in stance control orthosis users. *Prosthet Orthot Int.* 2007;31(4):353-361.
Kaplan LI, Grynbaum BB, Rusk HA, et al. A reappraisal of braces and other mechanical aids in patients with spinal cord dysfunction: Results of a follow-up study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;47(7):393-405.
Kaufman KR, Irby SE, Mathewson JW, et al. Energy-efficient knee-ankle-foot orthosis: A case study. *J Prosthet Orthot.* 1996;8(3):79-85.
Kerrigan DC, Frates EP, Rogan S, et al. Hip hiking and circumduction: Quantitative definitions. *Am J Phys Med Rehabil.* 2000;79(3):247-252.
Kim JH, Yi J. Development of 4-bar linkage orthotic knee joint. *J Kor Contents Assoc.* 2011;11(12):317-325.
Lage KJ, White SC, Yack HJ. The effects of unilateral knee immobilization on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(1):8-14.
Leung AK, Wong AF, Wong EC, et al. The physiological cost index of walking with an isocentric reciprocating gait orthosis among patients with T(12)-L(1) spinal cord injury. *Prosthet Orthot Int.* 2009;33(1):61-68.
Mcmillan AG, Kendrick K, Michael JW, et al. Preliminary evidence for effectiveness of a stance control orthosis. *J Prosthet Orthot.*

2004;16(1):6-13.

Perry J. The mechanics of walking. A clinical interpretation. *Phys Ther.* 1967;47(9):778-801.

Tokuhara Y, Kameyama O, Kubota T, et al. Biomechanical study of gait using an intelligent brace. *J Orthop Sci.* 2000;5(4):342-348.

Yakimovich T, Lemaire ED, Kofman J. Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis. *Clin Biomech (Bristol Avon).* 2006;21(10):1081-1089.

Yakimovich T, Lemaire ED, Kofman J. Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses. *J Rehabil Res Dev.* 2009;46(2):257-267.

Zissimopoulos A, Fatone S, Gard SA. Biomechanical and energetic effects of a stance-control orthotic knee joint. *J Rehabil Res Dev.* 2007;44(4):503-513.

This article was received October 26, 2012, was reviewed October 26, 2012, and was accepted December 12, 2012.