

## 소아마비 환자의 보행개선을 위한 새로운 장하지 보조기의 무릎관절 제어

강성재\*(연세대학교 대학원 의공학과), 조강희(충남대학교병원 재활의학과),  
김영호 (연세대학교 의공학과)

### Knee Joint Control of New KAFO for Polio Patients Gait Improvement

S. J. Kang (Dept. of Biomedical. Eng. Yonsei Univ.), K.H.Cho (Dept. of Rehabilitation Medicine Chungnam National Univ.), Y. H. Kim(Biomedical. Eng. Dept. Yonsei Univ.),

#### ABSTRACT

In the present study, an electro-mechanical KAFO (knee-ankle-foot orthosis) which satisfies both the stability in stance and the knee flexion in swing was developed and evaluated in eight polio patients. A knee joint control algorithm suitable for polio patients who are lack of the stability in pre-swing was also developed and various control systems and circuits were also designed. In addition, knee flexion angles and knee moments were measured and analyzed for polio patients who used the developed KAFO with the three-dimensional motion analysis system. Energy consumption was also evaluated for the developed KAFO by measuring the movement of the COG (center of gravity) during gait. From the present study, the designed foot switch system successfully determined the gait cycle of polio patients and controlled knee joint of the KAFO, resulting in the passive knee flexion or foot clearance during swing phase. From the three-dimensional gait analysis for polio patients, it was found that the controlled-knee gait with the developed electro-mechanical KAFO showed the knee flexion of 40°~45° at an appropriate time during swing. Vertical movements of COG in controlled-knee gait (gait with the developed electro-mechanical KAFO) were significantly smaller than those in locked knee gait(gait with the locked knee joint). and correspondingly controlled-knee gait reduced approximately 40% less energy consumption during horizontal walking gait. More efficient gait patterns could be obtained when various rehabilitation training and therapeutic programs as well as the developed electro-mechanical KAFO were applied for polio patients

**Key Words :** electro-mechanical KAFO, gait cycle, knee joint control, polio, gait analysis

#### 1. 서론

척수성 소아마비(poliomyelitis)는 소아마비 바이러스균이 음식과 함께 입으로 들어가 척수까지 침범하여 마비를 초래하는 전염성 질환으로[1] 소아기에 주로 발병하나 청년기에 발병하는 경우도 있다. 환경 위생이 개선되고 예방접종이 잘 시행되면서 소아마비 환자가 거의 발생하고 있지 않다. 소아마비 환자군에서 마비는 상체보다 하체에 주로 나타나며 하지의 마비 정도가 더 심하다. 일반적으로 양측하지 마비환자들은 휠체어나 목발을 사용하며, 단측 하지마비 경우에는 보조기(orthosis)를 이용하여 보행을 보조한다. 하지의 기능을 대신하기 위해 사용되는 보조기(orthosis)의 주된 목적은 입각기(stance phase)동안 보행 장애자의 체중을 지

지함으로써 보행이 가능하도록 하는 것이다. 종래의 장하지보조기(knee-ankle-foot orthosis: KAFO)에는 입각기의 안정성을 보장하기 위하여 무릎관절이 고정시키고 보행하는 형태와 오프셋(offset)[2][3][4]을 사용하여 무릎관절이 항상 풀린 상태로 유지시키는 형태가 있다. 무릎주위의 근육이 마비되었거나 통증으로 인해 관절을 고정할 필요가 있는 경우에 무릎관절 자물쇠(lock)를 사용한다. 이와 같은 무릎관절 고정형 장하지보조기는 입각기에 무릎관절의 안정성을 보장할 수 있으나 이로 인해 부자연스럽고 보행시 에너지 소모가 큰 단점을 가지고 있다[5]. 오프셋(offset) 무릎관절은 회전축을 업라이트보다 후방에 위치시켜서 체중을 지지하는 입각기동안 무릎관절을 펴도록 하고 유각기에는 무릎의 굴곡을 유도한다. 그러나 이 경우는 경련이

심한 환자에게 사용이 제한되며, 업라이트가 체중의 일부를 담당하도록 하기 위해서 대퇴 코르셋(thigh corset)나 사각 브림(quadrilateral brim)이 필요하므로 무게가 증가하는 단점을 지니고 있다 [6]. 정상보행에서는 입각기에 체중을 지지하고 유각기(swing phase)에 무릎관절의 굴곡을 통해서 발이 지면에 끌리지 않고 체중심을 자연스럽게 전방으로 이동한다. 반면에 보행장애를 지닌 환자나 장하지보조기 착용 마비환자의 경우 다양한 질환형태와 그에 따른 보상작용(compensation)에 의해서 일정하지 않은 보행형태를 지니는 것이 일반적이다. 정상인에 비해 보행속도(walking speed), 보장(cadence), 분속수(cadence)가 감소되어 환측의 유각기는 길어지고 입각기는 짧아지므로 비대칭보행을 하게 되고 양하지지지기(double-limb-support period)가 증가한다. 또한 이에 대한 보상작용으로 다리 휘돌림(circumduction), 엉덩이 울리기(hip hiking), 반대편 발뒤축들기 등의 비정상적인 보행형태가 흔히 발생된다[8].

이상적인 장하지 보조기는 입각기에 체중을 안정하게 지지하는 동시에 유각기에는 무릎관절의 원활한 굴곡을 유도하여야 한다. 이와 같은 이상적인 장하지 보조기를 개발하려는 여러 시도가 있어 왔다. 무릎관절을 제어하기 위해서 사용된 장치들로 마찰 브레이크[9], 기어 타입 제동장치[10], 유압 실린더[11][12], DC 모터[13] 등이 있다. 그러나 이 연구들은 무릎관절 조절장치를 제어하기 위해서 외부 전원을 별도로 사용하고 부피가 크며 무거워 환자들에게 실제로 적용하기에는 어려웠다.

Irby[14]는 기계식 비틀림 스프링 클러치(wrap spring clutch)를 이용하여 무릎관절을 제어하였다. 그는 발뒤축과 중족골에 부착한 발 스위치(foot switch)의 신호를 이용하여 보행주기를 검출하고 유각기에 자유로운 무릎관절 굴곡이 가능하도록 시도하였으나 보조기 및 클러치의 과도한 무게로 인하여 입상에 적용하지 못했다. 이기원 등[15]은 전자-기계식으로 동작하는 비틀림 스프링 클러치를 사용한 장하지 보조기를 개발하였으며, 삼차원 보행분석(three-dimensional gait analysis)을 통하여 정상인을 대상으로 무릎관절 자동제어 장치의 안정성과 유용성을 평가하였다.

본 연구에서는 소아마비환자를 위한 입각기 안정성과 유각기 무릎관절 굴곡을 동시에 만족하는 전자-기계식 장하지 보조기 및 제어 알고리즘을 개발하고 이를 삼차원 보행분석을 이용하여 평가하고자 한다.

## 2. 본론

### 2.1 새로운 장하지 보조기의 개발

2001년 8월 15일 충남대학교병원 재활의학과에서 소아마비 환자 8명의 환측 하지를 취형하여 장하지 보조기를 제작하였다. 무릎관절의 제어를 위하여 기계식 비틀림 스프링 클러치를 사용하였으며 발 스위치를 이용하여 보행주기를 검출하고 이를 이용하여 DC 모터를 제어하였다. 비틀림 스프링 클러치(Fig. 1)는 소형이면서 비교적 큰 정적 토크(28N·m)를 견딜 수 있으며 운전소음이 적고 구조가 간단하다.

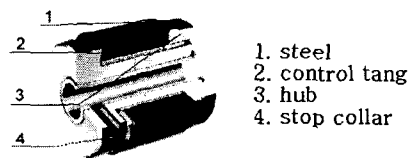


Fig. 1 Wrap spring clutch

DC 모터를 이용하여 클러치를 제어하기 위해서 기어를 이용하여 모터의 동력을 클러치에 전달하였다(Fig. 2). 클러치를 풀기 위해서 모터에 의해 제어고리를 2mm 당기도록 하였으며, 클러치를 잠그기 위해서 반대방향으로 회전시켜 안전하게 잠기도 록 하였다.



Fig. 2 Clutch with DC motor

### 2.2 제어 알고리즘

DC 모터를 제어하기 위해서 정회전, 역회전 제어가 가능한 1b1630을 사용하였다. 1b1630은 내부에 H-bridge 회로가 내장되어 있어 제어 입력신호에 따라 모터를 제어할 수 있다. 발 스위치로부터의 출력신호를 기준으로 Table 1과 같은 진리표를 구성하고 이에 입각하여 MPU에서 모터를 제어하였다. 발바닥에 부착된 세 개의 발 스위치 출력신호에 따른 보행단계 검출과 모터의 동작을 알 수 있다. 모터와 클러치는 2:1 기어를 이용하여 연동하도록 하였으며 모터의 정회전, 역회전에 따라 클

러치의 잠금과 풀림을 유도하였다. 발뒤축과 중족골의 발 스위치가 접촉하지 않는 경우 모터는 정회전하여 클러치의 풀림 상태를 유지한다. 일반적으로 최초접지기에 발뒤축이 먼저 지면에 접촉되므로 이 때 모터는 역회전하여 클러치를 잠금상태로 한다. 발뒤축과 중족골의 스위치가 모두 접촉되는 하중수용기 동안 클러치는 이미 잠금상태에 있기 때문에 모터는 대기상태로 유지되고 클러치는 계속 잠금상태를 유지한다. 발뒤축이 지면에서 떨어진 직후인 전유각기는 무릎굴곡이 시작되는 시점이지만, 환자군에서는 안정성을 위하여 잠금상태를 유지하도록 하였다. 그 후 에너지소모기인 중족골의 발 스위치가 OFF 될 때 유각기가 되어 클러치는 풀림상태가 된다.

Table 1. Control algorithm

Foot switch			IN1	IN2	OUT1	OUT2	MOTOR	Clutch	보행의 단계	
Heel	Meta1	Meta2								
OFF	OFF	OFF	H	L	H	L	Forward	풀림	유각기	
ON	OFF	OFF	L	H	L	H	Reverse	잠금	최초접지기	
ON	ON	ON	H	H	off	off	Reverse	잠금	하중수용기	
ON	ON	OFF	H	H	off	off	Reverse	잠금	하중수용기	
ON	OFF	ON	H	H	off	off	Reverse	잠금	하중수용기	
OFF	ON	ON	H	H	off	off	Standby	잠금	발뒤축들림기	
OFF	ON	OFF	H	H	off	off	Standby	잠금	발뒤축들림기	
OFF	OFF	ON	H	H	off	off	Standby	잠금	발뒤축들림기	

### 2.3 삼차원 보행 분석

총 8 명의 소아마비 환자를 본 연구의 피검자로 선정하였으며 15 일 이상 착용훈련 후 기존 보행과 개발된 장하지보조기를 착용한 경우의 보행에 관하여 삼차원 보행분석을 수행하였다. Elite(BTS Co., Italy)를 이용하여 삼차원 보행분석을 수행하였으며 Davis protocol[14]을 기반으로 하였다(Fig. 3).

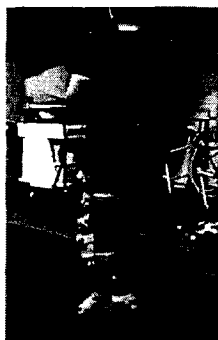


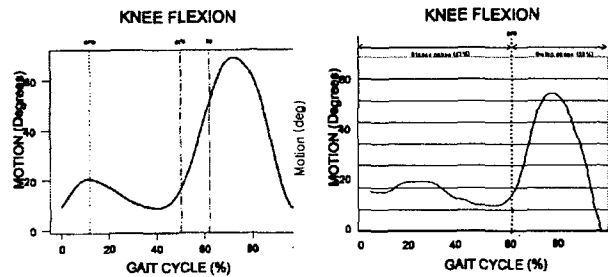
Fig. 3 Gait analysis

- ① Locked-knee gait : 장하지 보조기를 착용하고 슬관절을 신전된 상태로 고정시킨 상태에서의 보행

- ② Controlled-knee gait : 장하지 보조기를 착용하고 Solenoid 에 의해 슬관절의 굴곡을 조절한 상태에서의 보행

### 3. 평가

개발된 전자-기계식 장하지보조기를 소아마비 환자에게 적용하여 무릎관절의 각도를 측정하였다. Fig 4 (a)와 (b)는 정상인의 보행과 소아마비 환자의 controlled-knee 보행에 대한 무릎관절의 굴곡-신전각도를 나타낸 것이다.



(a) Normal gait (b) Controlled-polio gait

Fig. 4. Knee flexion angle of normal gait and controlled-knee gait in polio patients

무릎관절을 고정된 locked-knee gait 의 경우 (Fig 5), 보행주기 전반에 걸쳐서 무릎관절이 거의 신전상태(0 도)로 유지하며, 환측 하지의 단축이 거의 없는 환자의 경우 유각기 발가락 끌림을 피하기 위하여 고관절 다리 휘돌림(circumduction)과 함께, 상체가 전측으로 기울어진다..

유각기 동안 무릎관절의 굴곡을 유도하도록 제어한 경우(controlled-knee gait) 유각기 동안 무릎관절의 굴곡이 정상에 비해서는 적은 값이지만 45 도 정도의 무릎관절 굴곡이 유각기 동안 발생하였다(Fig 5). 또한 유각기 동안 발생하는 환측 하지의 외회선도 상당히 감소하였다. 보행시 체중심의 수직이동을 이용하여 한 보행주기 동안의 기계적 일률을 식(1)과 같이 계산할 수 있다.

$$P = 0.24 \times C \times (mgh) \quad (1)$$

여기에서  $m$  은 질량(kg),  $g$  는 중력가속도( $m/s^2$ ),  $h$  는 수직 이동변위(m),  $C$  는 분속수(step/min),  $P$  는 기계적 일률(kcal/min)이다.

삼차원 보행분석을 통하여 측정된 체중심의 수직이동거리를 구한 결과 locked knee gait 와 controlled knee gait 시의 일률은 각각  $3.57 \pm 0.7$

(kcal/min),  $2.09 \pm 0.3$  (kcal/min)이다. 따라서 개발된 무릎관절 제어장치는 기존의 고정형 보조기에 비해 에너지 소모를 41% 감소시킴을 알 수 있다.

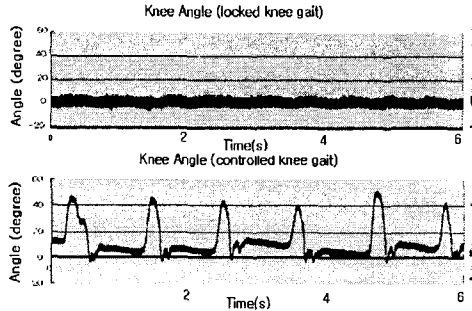


Fig 5. Locked knee gait and controlled knee gait for polio

#### 4. 결론

본 연구에서는 소아마비 환자의 유각기 슬관절 굴곡을 유도하기 위해서 슬관절 자동제어 장하지보조기를 개발하고 이를 위한 제어알고리즘을 제안하였으며, 삼차원 보행분석을 통해서 다음과 같은 결과를 얻었다.

발 스위치를 이용하여 소아마비 환자들의 보행 주기를 성공적으로 검출하고 유각기 무릎관절 굴곡을 제어할 수 있다.

전자 기계식 클러치를 사용한 장하지보조기는 적절한 기간동안의 훈련 후 소아마비 환자에게 정상인과 유사한 슬관절 굴곡이 가능하게 함을 보였다.

소아마비 환자들을 대상으로 한 삼차원 보행분석을 통해 controlled-knee gait 는 정상보행과 유사한 시기에  $44.2 \pm 2.1$  도의 유각기 무릎관절 굴곡을 유도할 수 있다.

많은 환자들의 환측 하지가 건측에 비해 짧으며, 또한 족부에 심한 변형과 발목관절의 구축이 있어, 단순히 무릎관절만을 새로운 것으로 교체한다고 해서 충분한 효과를 얻을 수 없다고 생각된다. 따라서 소아마비 환자를 대상으로 한 치료프로그램을 통하여 하지단축 또는 발 변형을 교정하는 보조기와 함께 개발된 장하지보조기를 적용한다면 소아마비환자들에 대한 효과적인 보행교정이 가능할 것으로 생각된다.

#### 후기

본 연구는 과학기술부, 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것임.

#### 참고문헌

1. Doland, W. A., Dorland's illustrated medical dictionary W. B. Saunders Co., 29th Ed., 1994
2. Lehmann, J. F., Stonebridge, J. B., "Knee lock device for knee ankle orthoses for spinal cord injured patients. an evaluation", Arch. Phys. Med. Rehabil., vol 59, pp. 430-437, 1978
3. Cerny, K., Waters, R., Hislop, H., Perry, J., "Walking and wheelchair energetics in persons with paraplegia", Phys. Ther., vol 60, pp. 1133-1139, 1980
4. Waters, R. L. et al, "Energy cost of walking in lower-extremity plaster cast", J Bone Joint Surg., vol 64A, pp. 896-899, 1982
5. Perry, J., "The mechanics of walking : A clinical interpretation", American Physical Therapy Assoc., pp. 9-32, 1967
6. 김진호, 오경환, 정진우, "보조기학과 의지학", 대학서림, 제 2 판 pp 32-46, 1997
7. Hussey, R. W., Stauffer, E. S., "Spinal cord injury ; Requirements for ambulation", Arch Phys Med Rehabil, vol 54, pp. 544-547, 1973
8. Wagner, E. M., Catranis, J. G., "New developments in lower-extremity prostheses", Hafner Publishing Co., vol 17, pp. 481-616
9. Horn, G. W. 1972. "Electro-control : An EMG-Controlled A/K Prosthesis", Med. Biol. Eng., vol 10, pp. 61-73
10. Yang, P. Y., "A study of electronically controlled orthotic knee joint systems", Ph.D. dissertation, The Ohio State University, Columbus, Ohio, U.S.A, 1975
11. McGhee, R. B., Tomovic, R., Yang, P. Y., Maclean, I. C., "An experimental study of a sensor-controlled external knee locking system", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME vol 25(2), pp. 195-199, 1978
12. Irby, S. E., "A digital logic controlled electro mechanical free knee Brace", MS Thesis, San Diego State University, San Diego, California, U.S.A, 1994
13. 이기원, 강성재, 김영호, "전자-기계식 클러치를 이용한 장하지보조기용 무릎관절 자동제어장치의 개발", 의공학회지, vol 22(4), pp. 359-368, 2001
14. Davis R. B., "Clinical gait analysis", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. September, pp.35-40, 1988