

◆특집◆ 바이오메카트로닉스 I

전자 기계식 장하지 보조기를 이용한 소아마비 환자의 보행개선

강성재*, 김영호**

Gait Improvement of Polio Patients Using an Electromechanical KAFO

Sung Jae Kang*, Young Ho Kim**

Key Words : electro-mechanical KAFO(전자기계식 장하지 보조기), gait cycle(보행주기), polio(소아마비), gait analysis(보행분석)

1. 서론

척수성 소아마비(poliomyelitis)는 소아마비 바이러스균이 음식과 함께 입으로 들어가 척수까지 침범하여 마비를 초래하는 전염성 질환으로^[1] 소아기에 주로 발병한다. 현재에는 환경위생이 개선되고 예방접종이 원활하게 시행되면서 소아마비 환자가 거의 발생하고 있지 않다. 소아마비 환자들은 상체보다 하체에 주로 마비가 발생한다. 양측 하지 마비환자의 경우 휠체어나 목발을 사용하여야 하며, 단측 하지마비의 경우에는 보조기(Orthosis)를 이용하여 보행을 유도한다.

장하지보조기(KAFO, Knee-Ankle-Foot Orthosis)는 무릎관절과 발목관절의 비정상적인 기능 또는 기형을 예방하고 교정하며 몸무게를 지지하기 위해 사용되는 보장구이다^[2]. 장하지 보조기에 있어서 무릎관절 조절장치의 주요 기능은 입각기에 체중을 지지하여 안정성을 부여하고 유각기에는 무릎관절을 굽혀서 다리의 자유로운 움직임을 유도

하는 것이다. 종래의 일반적인 장하지 보조기의 형태는 크게 두 가지로, 첫째는 전체 보행주기 동안 최대 안정성을 부여하기 위해 무릎관절을 항상 완전히 펴진(extension) 상태로 고정하는 형태와 둘째로는 무릎관절의 자유로운 굽힘을 위해서 보조기의 무릎관절을 항상 풀려진 상태로 유지하는 것이었다. 첫 번째의 경우에는 보행 중에 무릎관절이 완전히 펴진 상태로 고정되어 있으므로 유각기 초기에 지면으로부터의 발의 신속한 이탈에 어려움이 있으며 이에 따른 보상 작용으로 다리 휘돌림(circumduction), 엉덩이 울리기(hip hiking), 반대편 뒤꿈치 들기(contralateral vaulting)와 다리의 가쪽돌림(external rotation) 등이 수반되며 이 과정에서 보행 중 전체 산소 소모량의 20-30% 정도를 소모하는 것으로 보고된 바 있다^[3-6].

초기 연구에서 장하지보조기의 무릎관절 조절은 기계적인 조절 또는 유압 장치를 사용하였다. 기계적인 조절에는 오프셋(offset) 무릎관절을 사용하거나^[4-6], 보행 중 순간적인 무릎관절의 회전중심을 변화시키는 다축식(polycentric) 무릎관절을 사용한 경우가 대표적이며, 의지(prosthesis)에서 종종 사용되어 왔던 마찰 브레이크, 기어 타입 제동장치 또는 롤러-캠 타입의 제동장치를 사용한 경우도 있었다^[7,8]. 이와 같은 기계적인 조절은 입각기에 비교적 간단한 방법으로 안정성을 제공할 수

* 연세대학교 의공학부 대학원

** 연세대학교 의공학부

Tel. 033-760-2492, Fax. 033-763-1953

Email yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

생체역학 및 재활공학을 전공하였으며, 특히 보조기를 이용한 마비환자의 보행개선 연구에 관심을 두고 연구 활동을 하고 있다.

있으나 무릎관절을 정확히 잠그기 위해서는 보조기를 사전에 적절하게 정렬(alignment)하여야 하며 사용하는 데 있어서 여러 제약이 따랐다. 한편, 유압식 무릎관절 조절은 일반적으로 하지 의지에 적용되었으며, 유각기 무릎관절의 조절을 위해 유압식 실린더와 부수적인 밸브를 사용한 S-N-S(Stance and Swing) 유압시스템을 고안한 바 있다. 이것은 기계적인 조절에 비해 좀더 정교한 조절이 가능하였지만 실린더 자체의 무게에 의한 전체적인 보조기의 중량 증가로 실제적인 적용은 불가능하였다¹⁹. 1969년부터 외부 전원을 이용한 전자적 조절장치를 갖춘 보조기가 등장하기 시작하였다. 또한 스위스 베일 잠금과 솔레노이드 밸브의 수위로 동작하는 유압식 실린더를 사용하여 유각기에서의 무릎관절 굽힘을 조절하였지만¹⁰⁻¹², 시스템의 과다한 무게에 따른 문제점을 해결하지 못했다. Irby¹³는 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 과다한 무게로 인하여 성공적으로 임상에 적용하지는 못했다. 이기원 등¹⁴은 전자-기계식으로 동작하는 비틀림 스프링 클러치를 사용한 경량의 장하지보조기를 개발하였으며, 삼차원 보행분석(three-dimensional gait analysis)을 통하여 정상인을 대상으로 무릎관절 자동제어 장치의 안정성과 유용성을 평가하였다. 그러나 이 연구는 마비환자 또는 장하지보조기 착용자를 대상으로 평가하지는 않았다. 소아마비 환자군은 뻣뻣한 다리 보행(stiff knee gait)을 하며 발뒤축이 아니라 발바닥 전체 또는 발 앞부분인 경우가 있다. 따라서 기존에 개발된 보행주기 검출 방법을 바탕으로 무릎관절 제어장치를 제어할 경우 넘어질 우려가 있다.

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

2. 본론

2.1 소아마비 환자용 장하지 보조기

중증 소아마비 환자는 일반적으로 보조기를 착용하고 이동한다. 흔히 사용되는 장하지보조기는 신체의 장축(long axis)을 따라 평행한 두 개의 업라이트(upright)에 정형 구두(orthopedic shoe)나 발 받침대(foot plate)가 달려 있고 그 외 보조기 부착물(brace attachment)로 구성된다. 외측 업라이트는 대전자(greater trochanter)의 바로 밑에, 내측 업라이트는 회음부(perineum)에서 약 1.3 cm되는 곳에 이르도록 한다.

또한, 다리의 길이에 따라 대퇴(thigh)와 하퇴(calf)에 한두 개의 밴드가 필요하다. 무릎관절의 축은 대개 경골(tibia) 상단에서 1~2 cm 정도 윗 방향에 있게 하고 무릎 뼈를 뺀 전후직경의 중간으로 설정한다. 그림 1은 장하지보조기의 각 부품에 대한 명칭을 나타내고 있다.

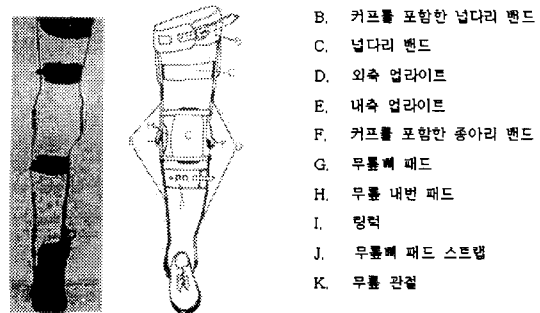


Fig. 1 Composition of KAFO

2.2 잠금 장치에 요구되는 무릎관절 모멘트

정상보행의 입각기에 무릎관절의 펴짐 모멘트는 약 10Nm 정도이며¹⁵, 장하지보조기 착용자는 일반적으로 무릎관절의 펴짐근(extensor)이 약하기 때문에, 장하지보조기의 무릎관절 잠금장치는 입각기의 최대 모멘트를 충분히 견딜 수 있어야 한다. 몸무게가 57 kg인 정상인이 약 1.39m/sec의 속도로 보행할 때, 최대 무릎 굽힘 모멘트가 약 37.8Nm로 보고된 바 있고¹⁶, 입각기에 무릎관절에 발생하는 최대 굽힘 모멘트는 정상인의 보통 속도에서 최대 0.615Nm/kg이지만 느린 속도에서는 0.413Nm/kg라고 발표되었다^{17,18}. 국내의 경우, 41명의 남녀 정상 성인을 대상으로 측정된 결과 입각기 중 무릎 굽힘 모멘트는 최대 0.549Nm/kg이고, 느린 보행의 경우 0.368Nm/kg의 모멘트가 발생한다고 보고되었다¹⁹. 또한, 충남대 의대 재활의학

과에서 1998년 10월부터 2000년 9월까지 장하지 보조기 적응증에 합당한 임상 환자군 14명을 대상으로 수집한 데이터에 의하면 시상면에서 최대 무릎 굽힘 모멘트는 0.22Nm/kg로 몸무게가 60kg인 대상자의 경우에는 약 13.2Nm가 발생한다고 하였다.

이상의 결과에 따라, 본 연구에서는 몸무게 60kg의 한국인 환자가 보조기를 착용하고 느린 속도로 보행한다고 가정하여 최대 22.07Nm의 무릎 굽힘 모멘트를 지탱할 수 있는 제동 능력을 가진 잠금장치를 선정하였다.

2.3 잠금 장치와 보조기의 연결부

무릎관절 잠금을 위해 본 연구에서 사용된 비틀림 스프링 클러치는 PSI-5(Warner Electric, 미국)로, 최대 정지 토크가 28Nm이며 자체 중량이 280g으로 비교적 가볍고 뒤쳐짐(backlash)이 작은 장점을 지니고 있다. 또한, 입력 샤프트(shaft)와 출력 허브(hub)의 주위에 장방형 단면을 가진 나선형(helical) 스프링이 감겨져 있는 내부 구조를 가지고 있으며 정지 칼라(stop collar) 내에 포함된 나선형 스프링의 조절 단자(control tang)를 통해 한 쪽 방향 회전만이 가능한 overrunning 상태와 양방향 회전이 가능한 driving 상태의 두 가지 기본 동작 상태를 제공한다. 그림 2는 단일 회전방식 클러치의 두 가지 기본 동작 상태를 나타내고 있다.

1. 자체 율활된 스틸(steel) 재질
2. 기계적인 조절 단자(control tang)
3. 자유로이 회전 가능한 허브(hub)
4. 정지 칼라(collar)

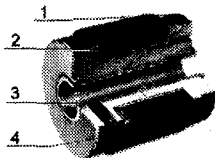


Fig. 2 Wrap spring clutch

일반적인 장하지 보조기의 발 부위를 구성하는 금속 발목관절, 정형 구두 및 이 두 가지를 연결하는 금속 스티럽(stirrup)으로 인한 보조기 전체의 무게 증가를 방지하기 위해 종아리와 발 부위가 분리되어 있는 플라스틱 단하지 보조기(AFO)를 양쪽 업라이트에 연결하였다. 또한, 넓적다리부와 종아리부를 보조기에 고정시키기 위하여 넓다리 밴드와 종아리 밴드를 플라스틱으로 제작된 받침으로 대체하였고 보조기의 앞쪽에는 덮개를 두

어 넓적다리부와 종아리부를 감싸게 하였으며 각 받침과 덮개는 벨크로(velcro)로 고정하였다. 제작된 보조기의 무릎관절 부분과 잠금 장치인 클러치를 결합하기 위하여 각 업라이트와의 연결부를 설계하였으며 보조기의 전체적인 무게를 고려하여 가벼운 알루미늄 소재로 제작하였다. 그림 3은 클러치와 업라이트 연결부가 결합된 사진을 보여주고 있다.

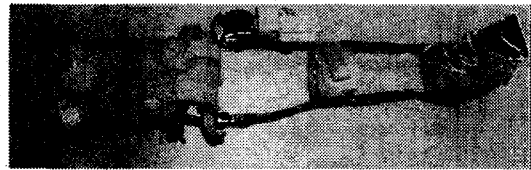


Fig. 3 Assembled picture of electromechanical KAFO

2.4 제어 시스템

장하지 보조기의 무릎관절 조절을 위한 제어 시스템은 크게 감지 장치, 주변 제어 회로, 전원 회로 및 컨트롤러의 네 부분으로 나누어진다. 그림 4는 제어 시스템의 블록도를 나타내고 있다.

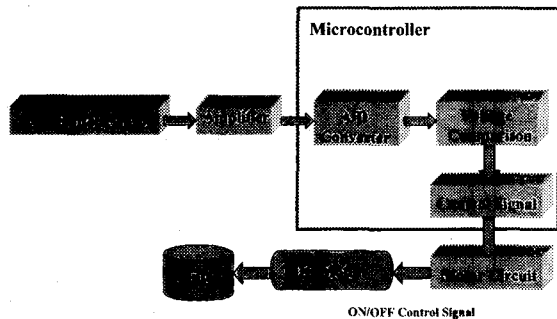


Fig. 4 Block diagram of the control system for electromechanical KAFO

감지 장치는 무릎관절 제어를 위한 외부 입력 신호를 얻는 부분으로, 무게 감지 저항기(FSR; Force Sensing Resistor)인 MA-152(Motion Lab Systems, 미국) 센서를 보조기 밀창(insole)의 뒤꿈치(heel) 부위와 둘째 발허리발가락관절(metatarsophalangeal joint)에 해당하는 곳에 각각 삽입 고정시켰다.

잠금 장치로 사용한 비틀림 스프링 클러치의 정지칼라를 외부에서 조절하기 위한 액츄에이터로

DC 모터를 이용하였으며, 그림 5 와 같이 기어를 이용하여 모터의 동력을 클러치에 전달하였다. 클러치를 풀기 위해서 모터에 의해 제어고리를 2mm 당기도록 하였으며, 잠금 상태를 위해서는 반대방향으로 회전하여 안전하게 클러치가 잠기도록 하였다.



Fig. 5 The clutch with a DC motor

2.5 제어 알고리즘

발 스위치로부터의 출력신호를 기준으로 표 1 과 같은 진리표를 구성하고 이에 따라 MPU 에서 모터를 제어하였다. 모터와 클러치는 2:1 기어를 이용하여 연동하도록 하였으며 모터의 정회전, 역회전에 따라 클러치의 잠금과 풀림을 유도하였다. 발바닥에 부착된 세 개의 발 스위치 출력신호에 따른 보행단계 검출과 모터의 동작을 알 수 있다. 발뒤축과 중족골의 발 스위치가 접촉하지 않는 경우 모터는 정회전하여 클러치의 풀림 상태를 유지한다. 일반적으로 최초접지기에 발뒤축이 먼저 지면에 접촉되므로 이 때 모터는 역회전하여 클러치를 잠금 상태로 한다. 발뒤축과 중족골의 스위치가 모두 접촉되는 하중수용기에 클러치는 이미 잠금 상태에 있으므로 모터는 대기상태를 유지하며 클러치는 잠금 상태를 유지한다. 발뒤축이 지면에서 떨어진 상태는, 정상인의 경우 전유각기로 무릎굴곡이 시작되는 시점이지만, 환자군에서는 안정성을 위하여 잠금 상태를 유지하도록 하였다. 그 후 중족골의 발 스위치가 OFF 될 때 유각기가 되어 클러치는 풀림상태가 된다.

DC 모터를 제어하고 실시간에 보행주기를 검출하기 위해서 A/D 변환 기능이 가능하고 제어회로 면적을 최소화할 수 있는 마이크로컨트롤러 (PIC16C73)를 선정하여 사용하였다. 전체 제어 프로그램은 크게 시스템 초기화 루틴과 메인 루틴으로 구성되고, 메인 루틴은 다시 A/D 변환 서브루틴, A/D 변환 값과 기준 전압과의 비교 서브루틴

및 직렬 데이터 전송 서브루틴들로 세분화된다. 그림 6 은 전체 제어 프로그램의 흐름도이다.

Table 1 Control algorithm

Foot switch			IN1	IN2	OUT1	OUT2	MOTOR	Clutch	보행의 단계
Heel	Metal	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

DC 모터를 제어하고 실시간에 보행주기를 검출하기 위해서 A/D 변환 기능이 가능하고 제어회로 면적을 최소화할 수 있는 마이크로컨트롤러 (PIC16C73)를 선정하여 사용하였다. 전체 제어 프로그램은 크게 시스템 초기화 루틴과 메인 루틴으로 구성되고, 메인 루틴은 다시 A/D 변환 서브루틴, A/D 변환 값과 기준 전압과의 비교 서브루틴 및 직렬 데이터 전송 서브루틴들로 세분화된다. 그림 6 은 전체 제어 프로그램의 흐름도이다.

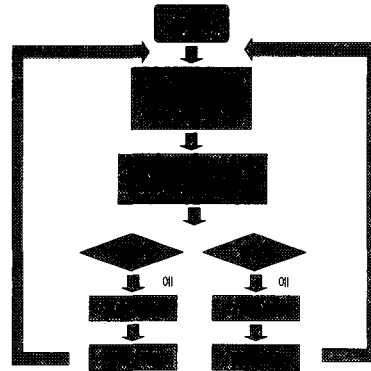


Fig. 6 Flow chart the whole control program

2.6 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(그림 7). Elite(BTS Co., Italy)를 이용하여 삼차원 보행분석을 수행하였으며 Davis protocol^[20]을 기반으로 하였다. Davis protocol 은 20 개의 반사 표지를 영치뼈

(sacrum), 좌우 위앞엉덩가시(ASIS: anterior superior iliac spine), 좌우측 큰뼈돌기(great trochanter), 좌우측 넓적다리(thigh)의 중간부, 좌우측 무릎관절, 좌우측 정강뼈(tibia)의 중간부, 좌우측 발목관절, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤꿈치등에 부착하여 각 분절 및 관절의 삼차원 운동을 측정하는 방법이다.



Fig. 7 Gait analysis

3. 평가

피검자 8 명의 평균 나이, 키, 몸무게는 각각 37± 4.8 세, 159± 6.4cm, 56± 9.7kg 이었다. 각 피검자의 보조기 사용기간은 19± 11 년이었다.

개발된 장하지보조기 착용자를 대상으로 표 2 와 같이 도수 근력 검사(manual muscle test)를 수행 하였다.

도수 근력 검사에서 등급을 결정할 때 주관적 또는 객관적인 요소가 사용된다. 주관적인 요소에는 실제로 검사하기 전 주고자 하는 저항의 크기와 검사 시 실제 견딜 수 있는 저항의 크기에 대한 검사자의 느낌이 포함된다. 객관적인 요소에는 환자가 완전한 가동범위를 움직일 수 있는지, 중력에 대항하여 움직일 수 있는지 여부 등을 포함한다. 제 5 등급은 완전한 가동범위를 움직일 수 있어야 하며 최대 저항에 대해서 마지막 자세를 유지할 수 있어야 한다. 4 등급은 강한 저항에 대항하여 자세를 흐트러뜨리지 않고 완전한 가동범위를 움직일 수 있는 경우이며 마지막 자세에서 최대저항에 자세를 유지하지 못한다. 3 등급은 근육이 중력 저항에 대항하여 완전한 가동범위를 가지고 있지만 약간의 저항을 추가하는 경우 움직임을

이 정지된다. 2 등급은 중력의 영향이 최소인 상태에서 완전한 가동범위를 가진다. 1 등급의 경우는 검사자가 하나 이상의 근육에서 수축활동을 관찰하거나 촉진할 수 있다. 0 등급은 촉진이나 시각적 관찰을 전혀 할 수 없는 상태이다. 관절가동범위에 제한이 있는 환자에서는 가능한 범위 내에서만 움직일 수 있다. 비록 정상은 아니더라도 이러한 상황에서는 가동 가능한 범위를 완전가동 범위로 하며, 이것은 근육검사등급을 부여할 때 많이 사용된다.

Table 2 Manual muscle test

	Hip flexor	Hip abductor	Hip extensor	Knee flexor	Knee extensor	Ankle P/F	Ankle D/F
피검자 1	1등급	2등급	1등급	3등급	1등급	3등급	3등급
피검자 2	2등급	2등급	2등급	2등급	2등급	2등급	0등급
피검자 3	1등급	0등급	1등급	0등급	0등급	0등급	0등급
피검자 4	1등급	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급
피검자 5	2등급	2등급	2등급	2등급	0등급	0등급	0등급
피검자 6	2등급	2등급	2등급	2등급	0등급	0등급	0등급
피검자 7	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급
피검자 8	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급	0등급

무릎관절을 고정한 locked-knee gait 의 경우, 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 전축으로 기울어진다. 운동역학적인 분석에서는 환자마다 다양한 형태로 나타났으나, 일반적으로 입각기 전체에 걸쳐서 무릎관절 신전모멘트(extension moment)가 발생하는 환자들이 많았다.

유각기 동안 무릎관절의 굴곡을 유도하도록 제어한 controlled-knee gait 의 경우, 고관절 굴곡근이 2 등급 이상인 환자에서는 62.3± 9.2 ° 정도의 무릎관절 굴곡이 관찰되었고, 그렇지 않은 환자에서는(0 등급) 유각기 동안 무릎관절의 굴곡이 유각기 동안 무릎관절의 굴곡이 정상에 비해서는 적은 값이지만 31.5± 6.4 ° 정도의 무릎관절 굴곡이 발생하였다. 또한 유각기 동안 흔히 관찰되는 환측 하지의 외회선도 현저하게 감소하였다.

그럼 8 과 같이, 정상인의 경우 유각기는 전체

보행주기의 40%를 차지하며 입각기의 1 차 굴곡은 하중수용기로 완충작용을 유도하고, 유각기의 2 차 굴곡은 지면으로부터 발의 이탈을 위한 기전이다. 무릎관절 굴곡은 골반회전 및 골반경사와 함께 체중심의 과도한 수평/수직 운동을 조절하므로 최소의 에너지 소모를 위해서 매우 중요하다.

소아마비 환자의 경우 무릎관절에 작용하는 외부의 굴곡모멘트를 지탱할 수 있는 능력이 없으므로, 무릎관절을 완전히 신전한 상태로 보행하게 된다. 이 경우 환자의 체중심의 이동이 정상보다 크게 나타나며, 에너지도 더 많이 소모하게 된다. 유각기의 무릎관절 굴곡은 외부 모멘트에 의해서 형성되지 않으므로 무릎관절 잠금장치를 해제함으로써 무릎의 진자운동을 유도할 수 있다. 무릎관절이 고정된 경우 환측 하지의 관성모멘트가 증가함으로써 보행 중 고관절 근육에 큰 하중을 주게 되며 따라서 도수 근력을 현저하게 증가시킨다.

그림 9 는 한 소아마비환자가 보행하는 동안 측정된 무릎관절 굴곡각도 및 모멘트를 보여주고 있다. 개발된 전자-기계식 장하지보조기를 착용한 경우 보행시 무릎관절의 유각기 최대 각도는 약 $44.2 \pm 2.1^\circ$ 로 나타났다. 이는 정상인에 비해서는 다소 작으나 유각기 무릎관절 굴곡으로 인하여 발의 지면이탈이 용이해져서 정상보행에 가까운 형태가 관찰되었다. 또한 입각기 동안에는 약 $10^\circ \sim 20^\circ$ 의 무릎관절 굴곡이 관찰되었다.

정상인의 경우 최초접지기에 관찰되는 무릎관절의 최대신전이 환자군에서는 말기유각기에 관찰된다. 이는 보행속도의 감소로 인하여 충분한 관성을 확보하지 못하기 때문이라고 생각되며, 개발된 장하지보조기를 착용하고 지속적으로 보행훈련을 할 경우 환자의 보행상태가 많이 개선될 것으로 사료된다.

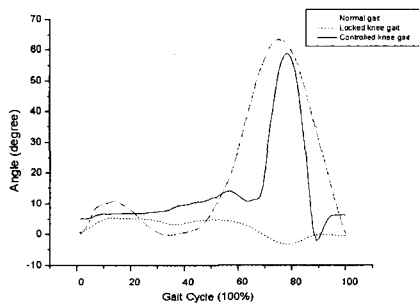


Fig. 8 Knee flexion/extension angle

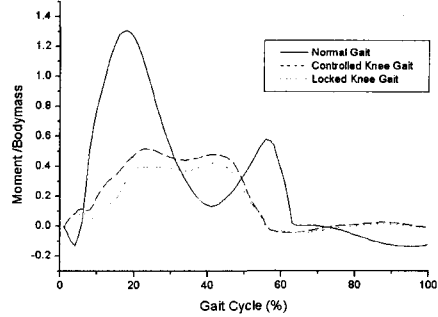


Fig. 9 Knee flexion/extension moment

4. 결론

본 연구에서는 소아마비 환자의 유각기 슬관절 굴곡을 유도하기 위해서 슬관절 자동제어 장하지보조기를 개발하고 이에 대한 제어알고리즘을 제안하여 임상에 적용하였다. 임상에 적용한 결과 아래와 같은 결과를 얻었다.

발 스위치를 이용하여 소아마비 환자들의 보행주기를 성공적으로 검출하고 유각기 무릎관절 굴곡을 제어할 수 있었다.

전자-기계식 클러치를 사용한 장하지보조기는 적절한 기간동안의 훈련 후 소아마비 환자에게 정상인과 유사한 슬관절 굴곡이 가능토록 하였다.

소아마비 환자들을 대상으로 삼차원 보행분석을 수행한 결과, controlled-knee gait 는 정상보행과 유사한 시기에 $44.2 \pm 2.1^\circ$ 의 유각기 무릎관절 굴곡을 유도하였다.

소아마비 환자를 대상으로 한 치료프로그램을 통하여 하지단축 또는 발 변형을 교정하는 보조기와 함께 개발된 장하지보조기를 적용한다면 소아마비환자들에 대한 효과적인 보행교정이 가능할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. W. A. Doland, , "Dorland's illustrated medical dictionary," W. B. Saunders Co., 29th Ed., 1427, 1994.
2. J. Perry, "The Mechanics of Walking," A Clinical Interpretation, American Physical Therapy Association, pp. 9-32, 1967.

3. R. W. Hussey and E. S. Stauffer, "Spinal cord injury ; requirements for ambulation," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 54, pp. 544-547, 1973.
4. J. F. Lehmann and J. B. Stonebridge, "Knee lock device for knee ankle orthoses for spinal cord injured patients, an evaluation," Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 59, pp. 430-437, 1978.
5. K. Cerny, R. L. Waters, H. Hislop and J. Perry, "Walking and wheelchair energetics in persons with paraplegia," Physical Therapy, Vol. 60, pp. 1133-1139, 1980.
6. R. L. Waters, "Energy cost of walking in lower-extremity plaster cast," J. Bone. Joint. Surg., Vol. 64A, pp. 896-899, 1982.
7. E. M. Wagner, J. G. Catranis, "New Developments in Lower-Extremity Prostheses," Hafner Publishing Co., pp. 481-616, 1968.
8. G. W. Horn, "Electro-control : An EMG-Controlled A/K Prosthesis," Med. Biol. Eng., Vol. 10, pp. 61-73, 1972.
9. H. A. Mauch, "Research and Development in the Field of Artificial Limbs," Bulletin of Prosthetics Research, pp. 143-169, 1967.
10. Y. H. Chen, "An Automatic Electrically Controlled Leg Brace For Knee Joint Instability," M.S. Thesis, Ohio State University, Columbus, Ohio, U.S.A, 1972.
11. P. Y. Yang, "A Study of Electronically Controlled Orthotic Knee Joint Systems," Ph.D. dissertation, Ohio State University, Columbus, Ohio, U.S.A, 1975.
12. R. B. McGhee, R. Tomovic, P. Y. Yang and I. C. Maclean, "An experimental study of a sensor-controlled external knee locking system," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-25, No. 2, pp. 195-199, 1978.
13. S. E. Irby, "A Digital Logic Controlled Electromechanical Free Knee Brace," M.S. Thesis, San Diego State University, San Diego, California, U.S.A, 1994.
14. 이기원, 강성재, 김영호, "전자-기계식 클러치를 이용한 장하중보조기용 무릎관절 자동제어장치의 개발*," 의공학회지, 22(4) : 359-368, 2001.
15. M. W. Whittle, "Gait Analysis : An Introduction," Butterworth-Heinemann Co., pp. 84-86, 1994.
16. D. A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," Wiley-Interscience Publication, pp. 90-93, 1990.
17. D. A. Winter, "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait : normal, elderly and pathological," University of Waterloo Press., pp. 43-127, 1991.
18. G. A. Leerdam and J. C. Cool, "Load measurement on the UTX-orthosis," J. Biomechanics, Vol. 25, pp. 816-817, 1992.
19. S. H. Cho, "Development and Clinical evaluation of safe-locking and motorized knee device of long leg brace," Ph.D. dissertation, Yonsei University, Korea, 1997.
20. Davis R. B. "Clinical gait analysis," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. pp. 35-40, September 1988.