J. Biomed. Eng. Res.
Vol. 22, No. 4, 359-368, 2001

전자-기계식 클러치를 이용한 장하지 보조기용 무릎관절 자동 제어 장치의 개발

이기원 · 강성재 · 김영호 · 조강희*

연세대학교 보건과학대학 의공학과, 의공학연구소, 의용계측 및 재활공학 연구센터
*충남대학교 의과대학 재활의학과

(2001년 2월 14일 접수, 2001년 8월 13일 채택)

Development of the Automatic Knee Joint Control System for a Knee-Ankle-Foot Orthosis Using an Electromechanical Clutch

K.W. Lee, S.J. Kang, Y.H. Kim, K.H. Cho*

Department of Biomedical Engineering, Institute of Medical Engineering, Research Institute for Medical Instrumentation and Rehabilitation Engineering College of Health Science, Yonsei University
*Department of Rehabilitation Medicine, Chungnam National University

(Received February 14, 2001. Accepted August 13, 2001)

요 약 : 본 연구에서는 비틀림 스프링의 기계적인 힘으로 잠김과 풀림을 보행주기에 따라 자동으로 조절하는 장하지 보조기를 개발하였다. 개발된 무릎관절 자동제어 장하지 보조기의 발바닥 스위치는 작용하중에 따라 출력전압이 선형적으로 변화하였으며, 적외선 센서의 출력전압은 업라이트의 굴곡각도에 비례하였다. 제작된 무릎관절 자동제어 장치의 전체 무게는 780g으로 기존의 제어장치보다 가볍고, 솔레노이드를 사용함으로써 제어반응시간을 단축시켰다. 전자-기계식 클러치의 정적 토크를 측정한 결과 보행의 유각기 초기에 무릎관절에 발생하는 펴짐 모멘트를 충분히 만족하였다. 세 명의 피검자에 대해서 보행의 세 가지 유형(normal gait, locked-knee gait, controlled-knee gait)에 따라 삼차원 보행분석을 실시한 결과, controlled-knee gait는 normal gait와 유사한 시기에 40.56±9.55° 의 최대 무릎관절 굽힘 각도와 0.20±0.07Nm/kg 의 최대 무릎관절 굽힘 모멘트를 나타냈다. 개발된 무릎관절 자동제어 장하지 보조기는 입각기의 안정성과 유각기 슬관절 굴곡을 동시에 만족하므로, 다양한 하지 보조기에 적용될 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract : A new knee-ankle-foot-orthosis(KAFO) which uses an automatically-controlled electromechanical wrap spring clutch for the knee joint was developed in the present study. It was found that the output voltage from the foot switches of the developed KAFO was proportionally increased with respect to the applied load. The output voltage from the infrared sensor also decreased as the knee flexion angle increased. The knee joint system for the new KAFO weighs only 780g lighter than any other commercially available developed system. In addition, the solenoid reduces the reaction time for the automatic control of the knee joint. The static torque of the clutch was measured for three persons, and it satisfied the normal knee extension moment during the pre-swing. Three-dimensional gait analyses for three different gait patterns (normal gait, locked-knee gait, controlled-knee gait) from five normal subjects were conducted. Controlled-knee gait showed the maximum knee flexion angle of 40.56±9.55° and the maximum knee flexion moment of 0.20±0.07Nm/kg at similar periods in the normal gait. Our KAFO system satisfies both stability during stance phase and free knee flexion during the swing phase at the proper period during the gait cycle. Therefore, our KAFO system would be very useful in various low extremity orthotic applications.

Key words : KAFO(Knee-Ankle-Foot Orthosis), Stance phase, Swing phase, Knee joint control system, Electromechanical wrap spring clutch

통신저자 : 김영호, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리234
연세대학교 보건과학대학 의공학과
Tel. 033)760-2492, Fax. 033)760-2197
E-mail. yhkim@dragon.yonsei.ac.kr

서 론

장하지 보조기(Knee-Ankle-Foot Orthosis : KAFO)는 무

릎관절과 발목관절의 비정상적인 기능 또는 기형을 예방하고 교정하며 몸무게를 지지하기 위해 사용되는 보장구이다[1]. 장하지 보조기에 있어서 무릎관절 조절장치의 주요 기능은 입각기 때 체중 지지를 통하여 안정성을 부여하고 유각기에서는 무릎관절 굽힘을 허용함으로써 다리의 자유로운 움직임을 유도하는 것이다. 종래의 일반적인 장하지 보조기의 형태는 크게 두 가지로, 첫째는 전체 보행주기 동안 최대 안정성을 부여하기 위해 무릎관절을 항상 완전히 편(extension) 상태로 고정하는 형태와 둘째로는 무릎관절의 자유로운 굽힘을 위해서 보조기의 무릎관절을 항상 풀린 상태로 유지하는 것이었다. 특히, 첫 번째의 경우에는 무릎관절이 보행 중에 완전히 펴진 상태로 고정되어 있으므로 유각기 초기에 지면으로부터의 신속한 발의 이탈에 어려움이 있으며 이것에 대한 보상 작용으로 다리 휘돌림(circumduction), 엉덩이 올리기(hip hiking), 반대편 뒤꿈치 들기(contralateral vaulting)와 다리의 가쪽돌림(external rotation) 등이 뒤따르고 이 과정에서 보행 중 전체 산소 소모량의 20-30% 정도를 소모하는 것으로 보고된 바 있다[2-5]. 이와는 반대로 두 번째의 경우에서는 보행의 유각기에서 무릎관절의 자유로운 움직임이 가능하였지만 보행의 입각기 중 최초 접지기에서 갑작스런 무릎관절의 굽힘으로 체중지지가 어려운 단점을 가진 것으로 또한 알려져 있다.

이런 단점을 극복하기 위한 장하지 보조기의 무릎관절로 초기 연구에서는 기계적 조절장치 또는 유압 장치를 사용하였다. 이 중 기계적 조절장치로는 오프셋(offset)을 사용하거나[3-5], 다축식(polycentric) 무릎관절이 대표적이며, 마찰 브레이크, 기어 타입 제동장치 또는 롤러-캠 타입의 제동장치를 사용한 경우도 있었다[6,7]. 이와 같은 기계적인 조절은 보행의 입각기 중 최초 접지기에서 무릎관절을 편 상태로 고정시킴으로써 비교적 간단하게 안정성을 확보할 수 있었으나, 무릎관절의 정확한 잠금을 위해서는 사전에 적절한 보조기의 정렬(alignment)이 요구되었으며 사용에 있어서 많은 제약이 뒤따랐다. 한편, 대퇴의족의 무릎관절 조절을 위해서 유압식 실린더와 부수적인 밸브를 사용한 S-N-S(Stance-and-Swing) 유압시스템이 고안된 바 있다[8]. 이것은 기계적 조절장치에 비해 좀더 정교하지만 실린더 자체의 과대한 무게 때문에 보조기에 적용되지 못하였다. 1969년부터 외부 전원을 이용한 전자적 조절장치를 갖춘 보조기가 등장하기 시작하였는데, 그 대표적인 예로 스위스 베일 잠금과 솔레노이드 밸브의 수위로 동작하는 유압식 실린더를 사용하여 유각기에서의 무릎관절 굽힘을 조절한 경우가 있었지만[9-11], 시스템의 과다한 무게에 따른 문제점은 여전히 해결하지 못했다. 최근에 장하지 보조기의 무릎관절 제동장치로 비틀림 스프링 클러치(wrap spring clutch)가 사용되었으며 발뒤꿈치(heel)와 앞쪽 발(fore-foot)에 부착한 스위치(foot switch)로부터 입력된 신호로 솔레노이드를 제어한 것이 개발되었다[12]. 이 연구에서는 보행의 입각기와 유각기에서 적절한 무릎관절 제어를 유도하였고 에너지 소모 측면에서도 효율적이었으나 보조기 자체의 중량을 줄이는 데에는 미흡하였다.

따라서, 본 연구에서는 장하지 보조기의 무릎관절 조절을 위한 경량의 자동 제어장치를 개발하고 제작된 장하지 보조기에 대한 정적 토크 측정과 삼차원 보행 분석을 통하여 보행의 입각기 시작에서 체중지지를 위한 장치의 안정성과 실제 피검자에 대한 적용 가능성을 평가하고자 하였다.

시 스 템 구 성

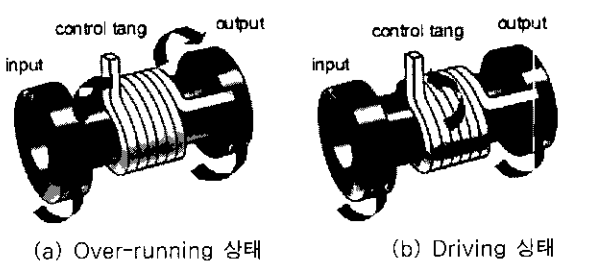
1. 잠금 장치에 요구되는 무릎관절 모멘트

정상보행 시 입각기 말기에서는 약 20Nm 정도의 무릎관절 굽힘 모멘트가 작용하는 것으로 알려져 있다[13]. 일반적으로 장하지 보조기 착용자는 무릎관절의 폄짐근(extensor)이 약하기 때문에, 장하지 보조기의 무릎관절 잠금 장치는 입각기의 최대 모멘트를 충분히 견딜 수 있어야 한다. 이와 관련된 또 다른 예로는 몸무게 57kg인 정상인이 약 1.39m/sec의 속도로 보행할 때, 무릎관절 최대 굽힘 모멘트가 약 37.8Nm로 보고된 바 있고[14], 입각기 중 무릎관절에 발생하는 최대 굽힘 모멘트는 정상인의 보통 속도에서 최대 0.615Nm/kg이지만 느린 속도에서는 0.413Nm/kg으로 발표되었다[15,16]. 국내의 경우, 41명의 한국인 남녀 정상성인을 대상으로 측정한 결과 입각기 중 무릎 굽힘 모멘트가 최대 0.549Nm/kg이고, 느린 보행의 경우 0.368Nm/kg의 모멘트가 발생한다고 보고되었다[17]. 또한 장하지 보조기 적응증에 합당한 임상 환자군 14명을 대상으로 보행분석을 수행한 결과, 최대 무릎 굽힘 모멘트는 0.22Nm/kg로 몸무게가 60kg인 대상자의 경우에는 약 13.2Nm가 발생한다고 하였다.

이상의 결과에 따라, 본 연구에서는 몸무게 60kg의 한국인 보조기 착용자가 느린 속도로 보행하는 경우를 가정할 때, 최대 22.07Nm의 무릎 굽힘 모멘트를 지탱할 수 있는 제동 능력을 가진 잠금 장치를 사용하여야 보행의 입각기에 갑작스런 무릎관절의 굽힘을 방지할 수 있을 것으로 판단하였다.

2. 잠금 장치와 보조기의 연결부

무릎관절 잠금을 위하여 사용된 비틀림 스프링 클러치는 PSI-5(Warner Electric, 미국)로, 최대 정지 토크가 28Nm이



(a) Over-running 상태 (b) Driving 상태

그림 1. 단일 회전방식 클러치의 두 가지 기본 동작 상태
Fig. 1. Two basic operation states of a single revolution clutch

며 자체 중량이 280g으로 비교적 가볍고 뒤쳐짐(backlash)이 작은 장점을 지니고 있다. 이것은 입력 샤프트와 출력 허브의 주위에 장방형 단면을 가진 나선형 스프링이 감겨져 있다. 그림 1과 같이, 단일 회전방식의 비틀림 스프링 클러치는 정지 칼라(stop collar) 내에 포함된 나선형 스프링의 조절 단자(control tang)를 통해 한쪽 방향 회전만이 가능한 over-running 상태와 양 방향 회전이 가능한 driving 상태의 두 가지 동작 상태를 제공한다.

일반적인 장하지 보조기의 발 부위를 구성하는 금속 발목관절, 정형 구두 및 이 두 가지를 연결하는 금속 스터럽(stirrup)으로 인한 보조기 전체의 무게 증가를 방지하기 위해 종아리와 발 부위가 분리되어 있는 플라스틱 단하지 보조기(AFO)를 양쪽 업라이트에 연결하였다. 넙다리부와 종아리부를 보조기에 고정시키기 위하여 넙다리 밴드와 종아리 밴드를 플라스틱으로 제작된 받침으로 대체하였다. 보조기의 앞쪽에는 덮개를 두어 넙다리와 종아리를 감싸게 하였으며 각 받침과 덮개는 벨크로(velcro)로 고정하였다. 보조기의 무릎관절 부분에 잠금 장치인 클러치를 결합하기 위하여 각 업라이트와의 연결부를 알루미늄 소재로 설계 제작하였다. 그림 2는 업라이트 연결부와 클러치가 결합된 사진을 나타내고 있다.

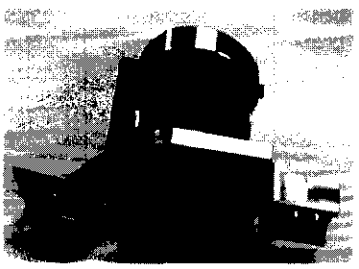


그림 2. 장하지 보조기의 업라이트 연결부와 클러치의 결합
Fig. 2. The assembly of the clutch and the upright adaptor of the KAFO

3. 유선 제어 시스템

장하지 보조기의 무릎관절 조절을 위한 유선 제어 시스템은 크게 감지 장치, 주변 제어 회로, 전원 회로 및 컨트롤러의 네 부분으로 나누어진다. 그림 3은 유선 제어 시스템의 블록도를 나타내고 있다.

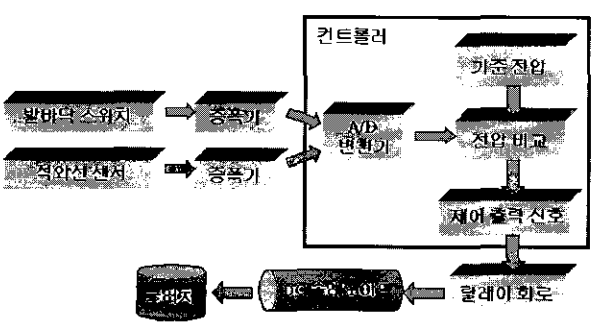
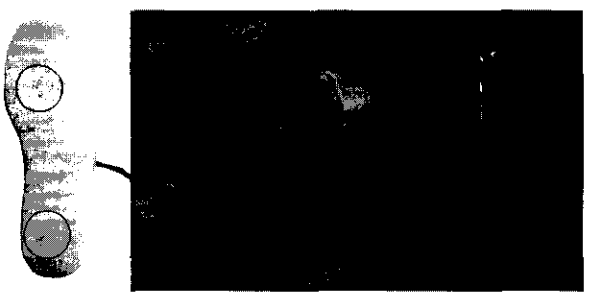


그림 3. 유선 제어 시스템의 블록도
Fig. 3. Block diagram of the control system

감지 장치는 무릎관절 제어를 위한 외부 입력 신호를 얻는 부분으로, 무게 감지 저항기 (Force Sensing Resistor)인 MA-152(Motion Lab Systems, 미국) 센서를 보조기 밑창(insole)의 뒤꿈치(heel) 부위와 둘째 발허리발가락관절(metatarsophalangeal joint)에 해당하는 위치에 각각 삽입 고정시켜서 발바닥 스위치를 제작하였다. 보조기 발바닥에 부착된 밑창은 탄력성과 내구성을 갖춘 폴리플렉스(Poly-flex) 고무를 사용하였다. 그림 4는 발바닥 스위치를 밑창과 보조기에 부착한 사진을 보여주고 있다.



(a) 발바닥 스위치 (b)보조기 밑창에 부착된 상태

그림 4. 발바닥 스위치를 보조기의 밑창에 부착한 사진
Fig. 4. Photographs of the foot switch attached in the insole of the KAFO

발바닥 스위치의 입력 신호를 증폭하기 위하여 LM324 OP-AMP를 이용한 비반전 증폭회로를 설계하였다[18]. 또한, 무릎관절의 최대신전 시기를 무선으로 감지하기 위하여 상부 업라이트에는 발광소자인 적외선 다이오드 EL-1KL2(Kodenshi, 일본)를, 하부 업라이트에는 수광 소자인 포토트랜지스터 ST-1KLA (Kodenshi, 일본)를 각각 설치하였다. 수광부에는 60Hz의 잡음을 제거하기 위해 저항과 커패시터로 구성된 저역 통과 필터를 사용하였다.

비틀림 스프링 클러치의 정지칼라를 외부에서 조절하기 위한 액츄에이터로 DC 솔레노이드인 M194C(Shindengen, 일본)를 사용하였으며, 지름 1.5 mm의 강선으로 정지 칼라와 연결하였다. 풀런저 복귀 스프링은 솔레노이드 자체가 가지고 있는 코일의 견인력를 감소시키므로, 대신에 멈춤장치를 별도로 제작하여 스트로크를 외부에서 임의로 조절할 수 있도록 하였다. 본 연구에서는 M194C의 최대 견인력(3.8N)을 얻기 위해 1 mm로 조절하고 수직방향으로부터 60o 방향으로 강선을 잡아당겨 클러치의 잠김을 해제하였다. 그림 5는 완성된 무릎관절 자동제어 장치의 동작상태를 나타내고 있다.

주 회로에서의 전원은 +5V DC를 사용하였으며, 솔레노이드의 구동을 위한 +12V DC를 이용하기 위해 휴대가 간편하고 재사용이 가능한 1.2V 출력 전압을 가진 니켈-수소(Ni-MH) 충전지 12개를 직렬 연결하여 사용하였다. 시스템 제어를 위해서 PIC16C73A(Microchips, 미국)를 사용하였으며, 보행 시 각 센서의 최종 출력 데이터를 무선으로 처리하기 위하여 BIM-

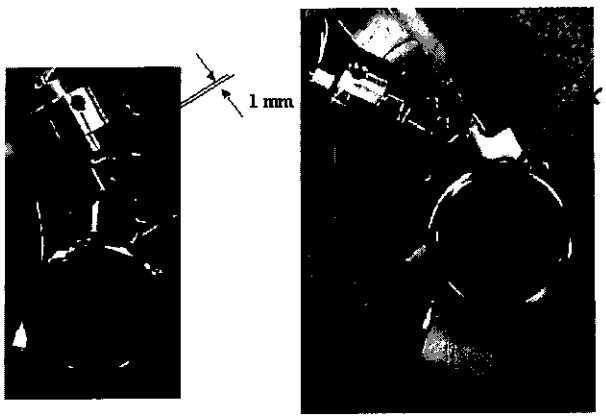


그림 5. 무릎관절 자동제어 장치의 동작상태
Fig. 5. The operation state of the automatic knee joint control system

433F(RadioMetrix, 영국)를 사용하였다. 무선 송신 모듈은 컨트롤러의 직렬 송신 포트 입력과 연결되며, 수신 모듈은 별도의 회로로 구성하여 수신된 직렬 데이터를 RS232C 통신 케이블로 컴퓨터와 연결하였다.

제작된 무릎관절 제어 및 업라이트 연결부의 무게는 380g이고, 제어회로와 배터리의 무게는 400g이며 타 연구의 결과에 비해서 가볍고 제어회로를 다층 PCB 기판으로 제작함으로써 실장 면적을 최소화하였다. 그림 6은 완성된 장하지 보조기의 제어회로 사진이다.

4. 무릎관절 제어 알고리즘

감지 장치인 발바닥 스위치와 적외선 센서의 입력 신호로부터 전체 보행을 네 단계로 나누어 솔레노이드의 on/off 시기를 결정하였다. 이 중 두 개의 발바닥 스위치의 입력 신호는 기존에 선정된 기준 전압과의 대소 비교를 통해서 Finite State Approach[19]를 이용하여 네 가지의 로직 상태로 표현되도록

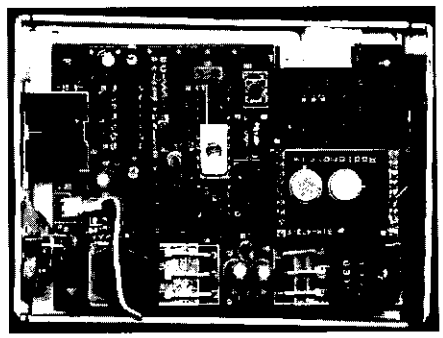


그림 6. 완성된 장하지 보조기의 제어 회로
Fig. 6. The control circuit of the developed KAFO

하였다. 무릎관절의 앞쪽 또는 뒤쪽 회전은 적외선 센서의 출력 값을 토대로 무릎관절의 펴짐 상태를 확인하는 신호로 사용하였다. 무릎관절의 굽힘은 발뒤꿈치 들림기(heel-off)에 솔레노이드를 동작시켜서 클러치의 잠김 상태를 해제하도록 하였다. 즉, 유각기의 시작과 종료를 보조기 측의 발뒤꿈치부분에 부착한 발바닥 스위치의 접촉 유무를 통하여 제어하도록 하였다. 표 1은 감지 장치의 입력신호에 따른 진리표이며 그림 7은 무릎관절 제어를 위한 보행의 단계 구분과 솔레노이드의 동작 시기를 나타내고 있다.

전체 제어 프로그램은 크게 시스템 초기화 루틴과 메인 루틴으로 구성된다. 메인 루틴은 다시 A/D 변환 서브루틴, A/D 변환 값과 기준 전압과의 비교 서브루틴 및 직렬 데이터 전송 서브루틴으로 세분화되며 시스템의 인터럽트(interrupt) 소스는 PIC16C73A에서 제공하는 내부 타이머의 오버플로우 인터럽트를 적용하였다. A/D 변환 서브루틴에서는 발뒤꿈치 부분에 위치한 스위치의 입력신호부터 채널 0에서 A/D 변환을 수행한 후 연속적으로 채널을 전환하면서 발허리발가락관절 부분의 발바닥 스위치의 입력신호와 적외선 센서의 입력신호의 A/D 변환을 수행하며 변환된 값은 기준 전압과의 비교 서브루틴에서

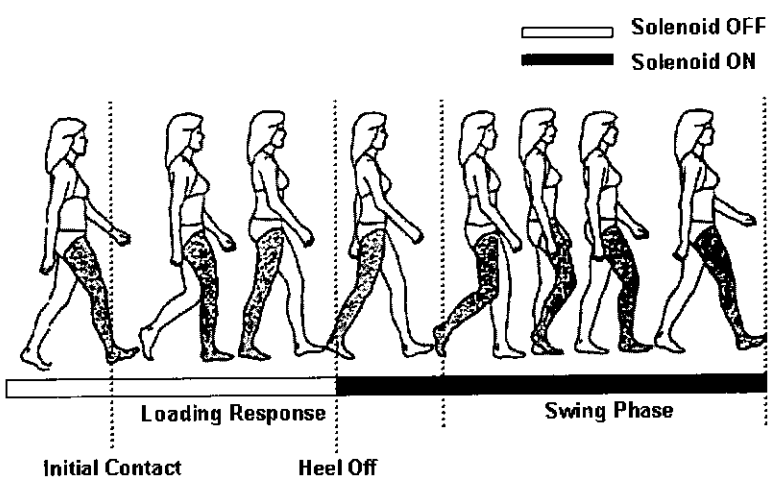


그림 7. 보행주기에 따른 솔레노이드의 동작 시기
Fig. 7. The solenoid operation time based on the gait cycle

표 1. 감지 장치의 입력신호에 따른 진리표

발뒤꿈치 센서	발가락발허리관절 센서[1]	릴레이 출력[2]	솔레노이드 상태	클러치 상태	보행의 단계
0	0	1	On	풀림	Swing
0	1	1	On	풀림	Foot-Off
1	0	0	Off	잠김	Initial Contact
1	1	0	Off	잠김	Loading Response

주 : 1) 센서 출력에서 0은 지면과의 비접촉, 1은 접촉된 상태를 의미함.
2) 릴레이 출력에서 0은 Low 상태, 1은 High 상태를 의미함.

비교되었다.

피검자가 두 발로 똑바로 선 정상 자세(normal stance)에서 측정된 각 발바닥 스위치의 출력 전압에 10%의 보정 값을 더하여 비교를 위한 기준 전압으로 설정하였다. 또한, 발뒤꿈치 센서의 A/D 변환 값을 우선 기준 전압과 비교하여 릴레이의 출력을 결정하고 최종 데이터에 값을 저장한 후 둘째 발허리 발가락관절 센서의 A/D 변환 값을 연속적으로 비교하여 보행의 단계별로 최종 데이터를 확정하여 저장하였다. 저장된 데이터는 직렬 데이터 전송 서브루틴에서 9600bps의 속도로 두 개의 발바닥 스위치 센서의 접촉 유무와 클러치 on/off 출력 신호를 각각 1 비트의 신호로 분할하고 적외선 센서의 A/D된 값은 1 바이트의 신호로 하여 총 2 바이트의 제어 신호로 패킷화하여 RF 모듈을 통해 컴퓨터로 전송하였다. 그림 8은 전체 제어 프로그램의 흐름도를 나타내고 있다.

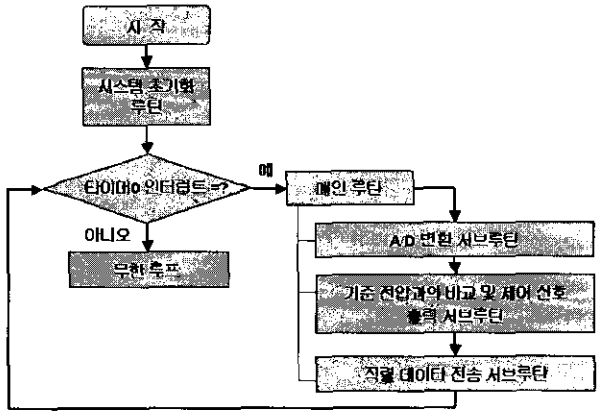


그림 8. 전체 제어 프로그램의 흐름도
Fig. 8. A flow chart for the whole control program

적 용

작용 하중에 따른 발바닥 스위치의 출력을 확인하기 위하여 표준 분동(100g, 200g, 500g, 1kg, 2kg, 5kg, 10kg, 20kg)을 사용하여 발바닥 스위치 센서(MA-152)에 올려놓고 저항 값을 측정하였으며, 스위치 시스템의 증폭 회로인 LM324 7번 핀에서의 출력 전압 값을 3회 반복 측정하여 평균을 취하였다. 또한, 보행의 유각기에서 무릎관절의 굽힘 각도 변화를 살펴보기 위하여 솔레노이드를 on시킨 상태에서 보조기의 위쪽 업라이트를 고정시킨 후 아래쪽 업라이트를 굽혀가면서 포토트랜지스터의 출력 전압을 측정하였다. 이 때, 위아래 업라이트의 굽힘 각도는 전기 측각기로 3회 반복 측정하여 평균을 취하였다.

클러치의 정적 토크를 측정하기 위한 피검자로는 20대 정상인 남자 세 명을 선정하였으며, 이들의 평균 나이, 키, 체중은 각각 25.3세(24세~28세), 172.7㎝(168.1㎝~178㎝), 74.6kg (63kg~86kg)이었다. 토크 변환기인 YDN-5K(SETech, 한국)와 보조기 무릎관절의 중심 축을 일치시킨 후, 피검자가 보조기를 착용하고 무릎을 굽힐 때 토크를 3회 반복 측정하여 평균을 취하였다. 그림 9는 정적 토크 측정을 위한 실험 장치와 토크변환기 연결부를 나타내고 있다.

그림 9. 장하지 보조기의 무릎관절에 작용하는 정적 토크 측정 실험
Fig. 9. An experiment for measuring static torque at the knee joint of the KAFO

보행 시 무릎관절의 각도 변화를 살펴보기 위해 과거 질병이나 상해가 없으며 정상 보행 패턴을 가지고 있다고 판단되는 세 명의 20대 성인 남자를 피검자로 선정하였으며, 이들의 평균 나이, 키, 체중은 각각 24.3세(23세~28세), 173.3㎝(165.8㎝~178㎝), 71.0kg(55.4kg~86kg)이었다. 전기 측각기(Biometrics, 영국)를 무릎관절에 부착하고 다음의 세 가지 유형에 따른 보행 실험을 약 8m의 보도에서 수행하였다.

(1) Normal gait : 장하지 보조기를 착용하지 않은 상태에서의 자유 보행

(2) Locked-knee gait : 장하지 보조기를 착용하고 보조기의 무릎관절을 완전히 편 상태로 고정시킨 상태에서의 보행

(3) Controlled-knee gait : 장하지 보조기를 착용하고 보조기의 무릎관절이 솔레노이드에 의해 제어된 상태에서의 보행

장하지 보조기를 착용한 경우, 측정 전에 여러 번 연습과정을 통해 피검자가 충분히 적응할 수 있도록 하였으며 무릎관절 각도의 측정은 보행 시작 후 2~3보에서 실시하였다. 세 가

지 보행 유형에 대해서, 무릎관절의 각도 변화와 최대 굽힘이 일어나는 시기를 3회 반복 측정하여 그 평균값을 취하였다. 그림 10은 개발된 장하지 보조기를 착용한 피검자의 사진이다.

그림 10. 개발된 장하지 보조기를 착용한 피검자의 사진
Fig. 10. A photograph of the subject who wears the developed KAFO

개발된 장하지 보조기 착용에 따른 운동 특성을 파악하기 위하여 Vicon 370(Oxford Metrics, 영국)을 이용해서 삼차원 보행분석을 수행하였다. 실험에 참여한 피검자는 5명의 20대 정상 성인남자들로 특별한 외관상의 이상이 없고, 정상 보행 패턴을 가지고 있다고 생각되는 사람들로 선정하였으며, 이들의 평균 나이, 키, 몸무게는 각각 25.4세(23세~28세), 171㎝(165.8㎝~178㎝), 69.7kg(55.4kg~86kg)이었다. 보행 중 피검자의 운동형상학적(kinematic) 특성을 파악하기 위하여 피검자의 엉치뼈(sacrum), 좌우 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 좌우측 큰돌기(great trochanter), 좌우측 넙다리(thigh)의 중간부, 좌우측 무릎관절, 좌우측 정강뼈(tibia)의 중간부, 좌우측 발목관절, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤꿈치 등에 모두 15개의 25mm 반사표지를 부착하고 힘측정판이 설치되어 있는 보도에서 보행하도록 하였다. 보조기를 착용한 다리에는 보조기의 상부 업라이트와 무릎관절 부위, 하부 업라이트, 발목관절 부위에 반사 마커를 부착하였다. 피검자가 실험실에서 충분한 보행연습을 한 후, 평상시의 자유로운 보행이 되었을 때 보행실험을 시작하였다. 앞에서 소개된 세 가지 유형이 대해서 보행 속도(speed), 분속수(cadence), 활보장(stride length), 보장(step length), 보행의 주요 타이밍 인자들과 무릎관절 굽힘 각도를 측정하였다.

각 관절의 모멘트 총화를 계산하기 위해 각 분절의 질량 중심에 원점을 위치시킨 좌표계와 직교벡터 기저(orthogonal vector basis)를 정의하였고 좌표계의 각 축은 관성 모멘트가 "0"이 되는 분절의 주축(principal axis)과 일치시켰다. 각 분절에 대한 직교벡터 기저는 Gram-Schmidt 방법[20]을 사용하여 구하였고, 계산된 직교벡터의 방향을 전체 좌표계(global coordinate system)에 대한 분절의 방향으로 정했다. 구해진 분절의 직교벡터 기저를 지역 좌표계(local coordinate system)에 대하여 토크, 각속도 및 각가속도 벡터를 이동시킴으로써 해석하였다. 각 분절에 대한 모멘트의 계산은 각 분절의 질량, 주관성 모멘트(principal moment of inertia), 무게 중심의 좌표, 속도 및 각속도, 각가속도, 기타 마커의 위치에 따른 위치벡터, 지면 반발력과 압력중심의 위치 등과 같은 파라미터를 바탕으로 역동력학(inverse dynamics) 해석을 수행하였다.

실험 결과 및 고찰

1. 발바닥 스위치 센서의 출력

그림 11은 작용하중에 따른 발바닥 스위치 센서의 출력 전압을 나타내고 있다. MA-152는 약 100g의 하중에서도 출력전압의 변화를 보였으며 하중이 증가될수록 출력전압의 변화는 조금씩 감소하였다. 3kg 이내의 하중에 대해서는 하중의 증가에 따라 출력전압이 거의 정비례하고 하며, 10kg 이상의 하중에 대해서는 출력 전압은 큰 변동 없이 포화 값인 약 3.75V를 나타냈다.

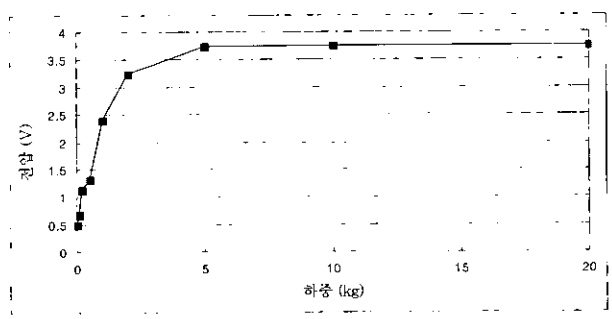


그림 11. 작용하중과 발바닥 스위치 출력 전압의 관계
Fig. 11. The relationship between the output voltage of the foot switch and the applied load

2. 무릎관절 각도 변화에 따른 적외선 센서의 출력

그림 12는 보조기의 무릎관절 굽힘 각도에 따른 적외선 센서의 출력 전압 값을 나타내고 있다. 보조기의 무릎관절 굽힘 각도가 최소가 되 때, 적외선 다이오드와 포토트랜지스터가 마

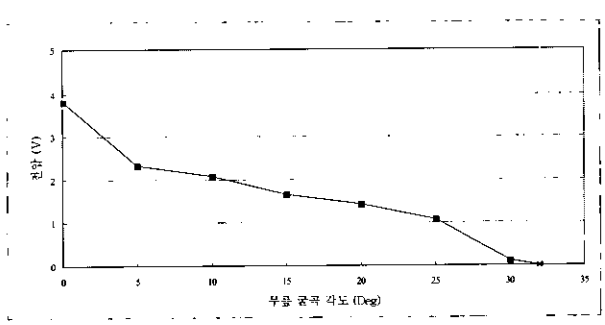


그림 12. 보조기의 무릎관절 굽힘 각도와 적외선 센서 출력 전압의 관계
Fig. 12. The relationship between the knee flexion angle of the KAFO and the output voltage from the infrared sensor

주보게 되므로 출력 전압은 최대 3.82V를 나타냈다. 무릎관절의 굽힘이 진행됨에 따라 적외선 센서의 출력 전압은 점점 감소하여 32°이상이 되면 거의 0이 되었다. 따라서, 출력 전압을 확인함으로써 보조기의 무릎관절이 최대로 펴지는 시기를 알 수 있었으며 이 시기에 무릎관절이 잠겨지도록 하였다.

3. 클러치의 정적 토크

표 2는 세 명의 피검자에 대한 PSI-5 클러치의 정적 토크 값을 나타내고 있다. PSI-5의 정적 토크는 60kg이상의 체중에 대하여 22.3Nm로 나타났는데, 측정된 토크는 순간적인 힘이 인가되었을 경우 고정된 업라이트에 작용하므로, 실지 보행에 있어서는 이보다 작을 것으로 생각된다. 그러나, 본 연구에서 사용한 PSI-5 클러치는 장하지 보조기의 무릎관절에 요구되는 over-running 토크인 22Nm를 만족함을 확인할 수 있었다.

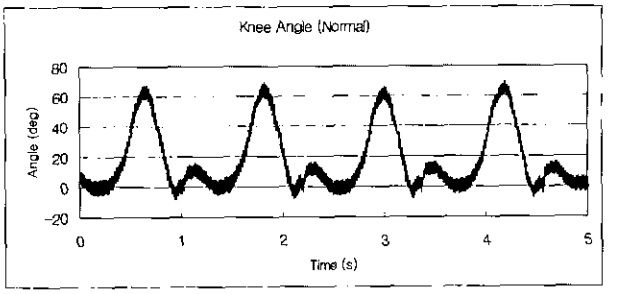
표 2. 피검자의 체중에 따른 클러치의 정적 토크 값

피검자의 체중 (kg)	63	75	86
정적 토크 (Nm)[1]	22.3±1.1	24.1±0.23	24.9±0.16

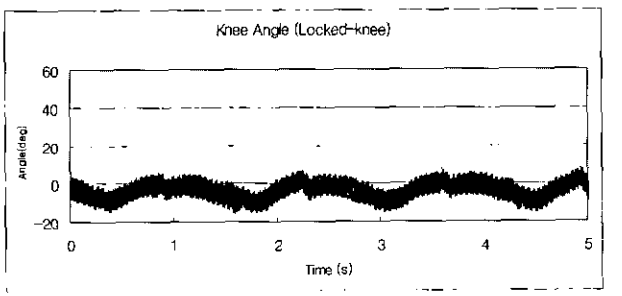
주 : 1) 표에서 값은 (평균±표준편차).

4. 보행 실험

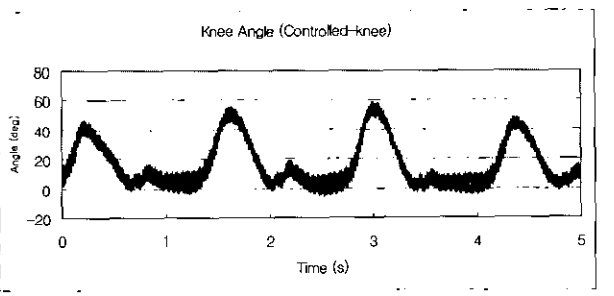
보행실험을 통해서 측정된 평균 보행 속도는 1.17m/sec이었다. 세 가지 유형의 보행에 따른 보조기의 무릎관절 각도 변화와 최대 굽힘 각도 시기를 측정한 결과, Normal gait인 경우 최대 무릎관절 굽힘 각도와 최대 무릎관절 굽힘 각도가 나타나는 시기는 각각 64.0±4.7o, 73.2±2.1(%G.C.)이었으며, Locked-knee gait의 경우와 Controlled-knee gait의 경우에는 각각 5.65±0.7o와 55.2±6.0(%G.C.), 45.4±5.1o와 69.8±2.6(%G.C.)으로 나타났다(그림 13). 정상보행에서 무릎관절의 최대 굽힘이 일어나는 시기는 중간 유각기로 전체 보행주기의 약 75% 지점이며 이 때 무릎관절 굽힘 각도는 60~75o를 나타내는데 [10], 본 연구의 Controlled-knee gait의 경우 최대 굽힘각도가



(a) Normal gait



(b) Locked-knee gait



(c) Controlled-knee gait

그림 13. 세 가지 보행형태에 따른 무릎관절 각도변화(전기측각기).
Fig. 13. Knee flexion angles for three different gait patterns(electric goniometer)

표 3. 유형별 보행 분석에 따른 시간적 측정 인자

Parameter	Normal gait	Locked-knee gait		Controlled-knee gait	
		Non-orthotic side	orthotic side	Non-orthotic side	orthotic side
Cadence (step/min)	115.75±0.26	102.25±2.22	99.50±6.14	104.50±3.87	103.25±4.27
Speed (m/sec)	1.29±0.07	1.12±0.05	1.11±0.08	1.19±0.03	1.21±0.05
Stride length (m)	1.33±0.06	1.30±0.07	1.33±0.07	1.36±0.03	1.39±0.05
Step length (m)	0.70±0.04	0.61±0.07	0.74±0.02	0.66±0.05	0.75±0.03
Single support (%)	38.30±0.96	41.50±1.13	33.86±0.97	40.24±2.75	36.15±1.42
Double support (%)	22.63±1.91	23.66±1.80	23.31±1.64	23.43±2.43	23.62±2.25
Step time (sec)	0.52±0.03	0.54±0.02	0.67±0.10	0.55±0.01	0.60±0.05
Opposite Foot-Off (%)	12.02±1.51	11.83±1.61	11.80±1.19	11.80±1.65	12.06±0.35
Opposite Foot Contact (%)	50.32±0.28	53.40±1.63	45.43±2.03	52.18±1.83	48.17±1.74
Foot-Off (%)	61.72±0.89	64.95±1.67	57.05±2.25	63.78±0.91	59.77±2.28

주 : 1) 피검자는 5명이며 표에서 값은 (평균±표준편차).

다소 작은 이유는 최초 접지기 전에 무릎관절이 완전히 펴지지 않은 채로 클러치가 over-running 되었거나 보조기 자체의 중량 때문이라고 생각된다.

본 실험에서는 정상인에게 장하지 보조기를 착용시켜 무릎관절을 제어하였으므로, 실제 환자에 대해서, 이와 같은 무릎관절 굴곡각도에는 미치지 못할 것이다. 그러나 환자의 무릎관절 굴곡 및 신전 능력이 다소라도 있는 경우 기존의 보조기에 비해서 보행형태가 매우 향상될 것임을 확인할 수 있다. 또한 최대 무릎관절 굽힘 각도가 나타나는 시기는 중간 유각기 전으로 정상 보행과 유사하게 나타남을 확인할 수 있었다.

5. 삼차원 보행 분석

표 3은 세 가지 보행형태에 대한 삼차원 보행분석의 결과로 얻은 시간적 인자(temporal parameter)들을 나타내고 있다. Locked-knee gait에서는 보조기를 착용한 다리는 제한된 무릎관절의 움직임으로 인하여 Normal gait와 Controlled-knee gait에 비하여 분속수(cadence)와 보행속도(speed)는 각각 99.50±6.14(step/min)와 1.11±0.08(m/sec)로 감소한 것을 알 수 있었다. 또한, Controlled-knee gait와 Locked-knee gait 모두에서 보조기를 착용한 쪽의 활보장(stride length)과 보장(step length)은 각각 1.39±0.05(m)와 0.75±0.03(m), 1.33±0.07(m)과 0.74±0.02(m)로 보조기를 착용하지 않은 쪽에서의 측정값인 1.36±0.03(m)과 0.66±0.05(m), 1.30±0.07(m)과 0.61±0.07(m)보다 다소 큼을 확인할 수 있었다.

Controlled-knee gait의 경우 Locked-knee gait에 비하여 발가락 들림기(F.O), 단하지지지기(single limb support)의 시간, step time, 반대발 발가락 들림기(O.F.O), 반대발 최초 접지기(O.F.C), 발가락 들림기(F.O.) 등에 대해서 정상보행의 경우에 근접하며 보행의 대칭성을 확보할 수 있음을 알 수 있었다. 본 연구에서 개발한 무릎관절 자동제어 장치는 기존의 고정된 무릎관절에 비하여 자연스러운 무릎관절 운동을 허용함을 확인하였다. 표 4는 세 가지 보행형태에 따른 최대 무릎관절 굽힘 각도와 굽힘 모멘트를 나타내고 있다. 표 4의 결과를 보면, 최대 무릎관절 굽힘이 일어나는 시기는 controlled-knee gait인 경우에는 74.5±3.42%로 이론적인 중간 유각기인 75%와 상당히 근접한 값을 나타냈으나, 이 때의 최대 무릎관절 굽

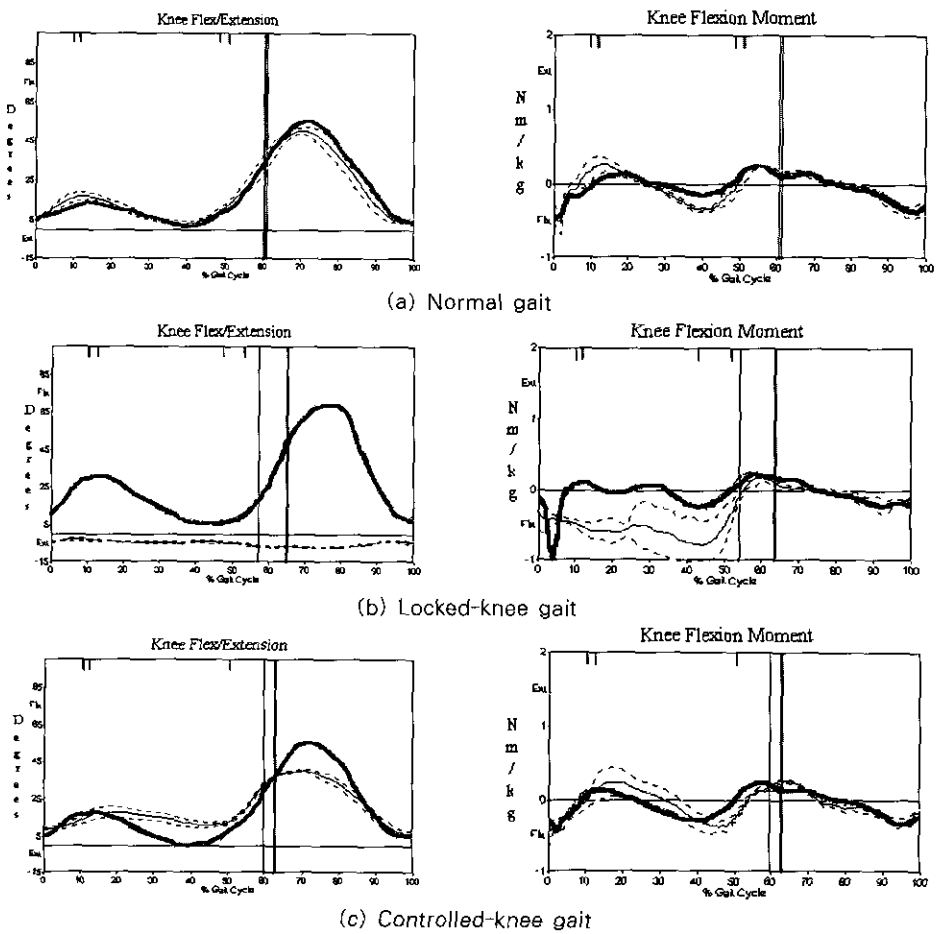


그림 14. 세 가지 보행형태에 대한 무릎관절 각도와 굽힘 모멘트
Fig. 14. Knee flexion angle and knee flexion moment for three different gait patterns

표 4. 유형별 보행에 따른 최대 무릎관절 굽힘 각도와 굽힘 모멘트

		Normal gait	Locked-knee gait		Controlled-knee gait	
			Non-orthotic side	Orthotic side	Non-orthotic side	Orthotic side
Maximum knee flexion	Angle(o)	62.05±6.41	59.35±8.52	6.01±5.28	60.40±6.92	40.56±9.55
	Time(%G.C.)	72±1.63	73.5±3.00	84.5±9.98	73.5±1.91	74.5±3.42
Maximum knee flexion moment	Moment(Nm/㎏)	0.30±0.05	0.24±0.07	0.18±0.06	0.24±0.04	0.20±0.09
	Time (%G.C.)	54.5±1.0	61.0±7.39	60.0±1.15	57.0±2.00	55.0±4.32

주 : 1) 피검자는 5명이며 표에서 값은 (평균±표준편차).

힘 각도는 40.56±9.55° 로 정상보행 시 굽힘 각도보다 작은 값을 나타냈다. 그러나, 보행의 발가락 들림기에서 0.20±0.09 Nm/㎏의 최대 무릎관절 굽힘 모멘트를 나타냄으로 유각기 초기에 자연스러운 무릎관절의 굽힘을 유도하고 있음을 확인할 수 있었다. 그림 14는 보행 형태에 따른 무릎관절 각도 및 굽힘 모멘트의 변화를 나타내고 있다.

결 론

본 연구에서는 비틀림 스프링의 기계적인 힘으로 잠김과 풀림을 보행주기에 따라 자동으로 조절하는 장하지 보조기를 개발하였다. 또한 삼차원 보행 분석 등을 통하여 개발된 장하기 보조기의 유용성을 실험한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 인가되는 하중에 따른 발바닥 스위치의 저항 값은 점점 감소하였고 증폭회로에 의한 출력전압은 3㎏ 이내의 하중에 대해서는 하중의 증가에 따라 출력전압이 거의 정비례하고 하며, 10㎏ 이상의 하중에 대해서는 출력 전압은 큰 변동 없이 일정한 값을 나타냈다.

2. 적외선 센서의 출력은 업라이트가 완전히 펴진 상태에서 최대였으며 굽힘 각도가 30° 이내에서 굽힘에 대해 감소하는 추세로 나타났다.

3. 전자-기계식 클러치가 가지는 정적 토크는 보행의 유각기 초기에 무릎관절에 발생하는 펴짐 모멘트인 10 Nm 이상의 값을 만족하였다.

4. 정상인 피검자들을 대상으로한 무릎관절 각도 측정 및 삼차원 보행 분석을 통해 보행의 세 가지 유형 중에서 솔레노이드에 의해 무릎관절이 제어되는 controlled-knee gait는 normal gait와 유사한 시기에 40.56±9.55° 의 최대 무릎관절 굽힘 각도와 0.20±0.07Nm/㎏ 의 최대 무릎관절 굽힘 모멘트를 나타냈다.

5. 제작된 무릎관절 자동제어 장치의 전체 무게는 780g으로 기존의 제어장치보다 경량이며, 1mm 간격의 스트로크를 가진 솔레노이드를 사용함으로써 컨트롤러를 통한 닫힌 고리 제어체계로부터의 반응시간을 단축시켰다.

후 기

이 논문은 1998년 보건복지부의 선도기술·의료공학 기술개발사업의 연구비 지원으로 수행되었음.

참 고 문 헌

1. J. Perry, *The Mechanics of Walking : A Clinical Interpretation, American Physical Therapy Association,* pp. 9-32, 1967
2. R.W. Hussey and E.S. Stauffer, "*Spinal cord injury ; requirements for ambulation*" , Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 54, pp. 544-547, 1973
3. 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
4. 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
5. R.L. Waters, "*Energy cost of walking in lowerextremity plaster cast*", J. Bone. Joint. Surg., Vol. 64A, pp. 896-899, 1982
6. E.M. Wagner and J.G. Catranis, *New Developments in Lower-Extremity Prostheses*, Hafner Publishing Co., pp. 481-616, 1968
7. G.W. Horn, "*Electro-control : An EMG-Controlled A/K Prosthesis*", Med. Biol. Eng., Vol. 10, pp. 61-73, 1972
8. H.A. Mauch, *Research and Development in the Field of Artificial Limbs,* Bulletin of Prosthetics Research, pp. 143-169, 1967
9. D.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
10. P.Y. Yang, "*A Study of Electronically Controlled Orthotic Knee Joint Systems*", Ph.D. dissertation, Ohio State University, Columbus, Ohio, U.S.A, 1975
11. R.B. McGhee, R. Tomovic, P.Y. Yang and I.C. Maclean, "*An experimental study of a sensor-cont-*

rolled external knee locking system", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-25, No. 2, pp. 195-199, 1978

12. 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
13. M.W. Whittle, *Gait Analysis : An Introduction*, Butterworth-Heinemann Co., pp. 84-86, 1994
14. D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Wiley-Interscience Publication, pp. 90-93, 1990
15. D.A. Winter, *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait : normal, elderly and pathological*, University of Waterloo Press, pp. 43-127, 1991
16. N.G.A. Leerdam and J.C. Cool, "*Load measurement on the UTX-orthosis*", J. Biomechanics, Vol. 25, pp. 816-817, 1992
17. 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
18. J.M. Jacob, *Applications and Design with Analog Integrated Circuits*, Prentice-Hall, pp. 170-224, 1982
19. R. Tomovic and R.B. McGhee, "*A Finite State Approach to the Synthesis of Bioengineering Control Systems*", IEEE Trans. Human Factors in Electronics, Vol. HFE-7, No. 2, pp. 65-69, 1966
20. D.C. Lay, *Linear Algebra and Its Applications*, Addison-Wesley, pp. 399-402, 1996