

하반신 마비환자를 위한 동력보행보조기의 퍼지제어 기법 개발

Development of Fuzzy Control Method Powered Gait Orthosis for Paraplegic Patients

강성재*, 류제청, 김규석, 김영호, 문무성

(Sung Jae Kang, Jei Cheong Ryu, Gyu Suk Kim, Young Ho Kim, and Mu Seong Mun)

Abstract : In this study, we would be developed the fuzzy controlled PGO that controlled the flexion and the extension of each PGO's hip joint using the bio-signal and FSR sensor. The PGO driving system is to couple the right and left sides of the orthosis by specially designed hip joints and pelvic section. This driving system consists of the orthosis, sensor, control system. An air supply system of muscle is composed of an air compressor, 2-way solenoid valve (MAC, USA), accumulator, pressure sensor. Role of this system provide air muscle with the compressed air at hip joint constantly. According to output signal of EMG sensor and foot sensor, air muscles and assists the flexion of hip joint during PGO gait. As a results, the maximum hip flexion angles of RGO's gait and PGO's gait were about 16° and 57° respectively. The maximum angle of flexion/extension in hip joint of the patients during RGO's gait are smaller than normal gait, because of the step length of them shoes a little bit. But maximum angle of flexion/extension in hip joint of the patients during PGO's gait are larger than normal gait.

Keywords : artificial muscle, emg, orthosis, powered gait orthosis, rehabilitation

I. 서론

하반신 마비환자는 하지의 운동기능 및 감각기능 상실로 인하여 근력이 약화되고, 방광 및 장 기능 통제가 소실되어 고통 받고 있다. 독립적으로 보행이 불가능하기 때문에 휠체어를 이용하여 이동을 하며, 이 때문에 좌식 생활이 증가하여 소화기계 및 비뇨기계의 합병증이 생긴다. 이들의 재활치료를 위하여 보조기를 이용한 보행훈련은 하지관절의 구축방지 및 강직의 감소, 피부 욱창방지와 같은 치료적인 효과로 인해 필수적으로 필요하다.

하반신마비환자의 보행을 위하여 많은 보행보조기가 개발되어 있다. 하지의 기능을 복원하기 위하여 고관절, 슬관절, 족관절의 기능을 보조하기 위한 장치들이 개발되어 적용하고 있다. 고관절 제어형 동력보행보조기로는 모터, 공압식, 유압식 액츄에이터를 이용하여 고관절의 신전/굴곡을 보조하는 연구가 진행되어왔다[1,2]. Ruthenberg[3] 등은 고관절의 DC 모터를 제어하여 굴곡 및 신전을 제어하였고, 이를 4절 링크와 CAM 구조를 사용하여 슬관절의 보행을 발생시켰다. 하지만 이 경우 시스템의 크기가 크고 외부의 전원 공급으로 보행시켰기 때문에 실용적이지 못했다. 또한 사용자의 의도가 되먹임(feedback) 되지 않는 지정된 제어신호에 의한 기계적 보행 장치였다.

따라서 인체의 수의근에서 발생하는 근전도를 이용한 대

상자의 움직임에 대한 의도를 판별하고 이를 이용한 자립 보행 시스템 기술이 활발히 진행되고 있다. 근전도를 이용한 인터페이스는 재활공학 분야에서 의수 및 보행 보조기를 사용자의 의지에 따라 능동적으로 제어할 수 있다는 점에서 중요한 의미를 갖는다.

Daniel 등은[4,5] 상체 흉부의 근전도 신호를 AR 파라미터 기법을 적용하여 앉기 일어서기 오른쪽 내딛기, 왼발 내딛기 등 4가지 동작으로 구분을 하였다. Marsolais[6] 등은 표면전극에서 추출된 근전도 신호를 이용하여 동작구분 하고 이를 FES의 제어신호로 이용하여 환자의 보행을 보조하도록 하였다. 그러나 전기자극을 이용한 보행보조는 운동신경 손상이면서 적당한 강직이 있는 경우만 보행이 가능하고, 전기 자극으로 인한 근육의 피로 및 과도한 에너지 소모의 문제점이 있다. 또한 흉부의 근전도 신호를 이용하는 경우 사용자의 의도와 상관없이 균형유지를 위하여 발생하는 근전도 신호에 의하여 오동작의 위험이 있다.

전도영[7] 등 및 Lee[8] 등은 외골격 근력보조기를 이용하여 고관절, 슬관절을 보조하는 시스템을 제안하였다. 근섬유 팽창센서와 퍼지제어를 통하여 모터를 제어하여 보행을 효과적으로 보조하였으나, 두 경우는 노약자 및 근력이 약화로 보행이 어려운 근육병 환자를 대상으로 만 가능하며 하반신 마비환자와 같이 하체를 완전히 못 쓰는 대상자에게는 적용이 어렵다.

하반신 마비환자의 보행을 원활히 보조하기 위하여 본 연구에서는 발바닥의 압력 분포가 측정되는 발센서와 근전도 생체신호를 이용한 동력보행보조기(PGO)의 퍼지제어 시스템을 개발하였다. 보행자의 보행 의도를 근전도를 이용하여 확인하고 동시에 발센서를 이용하여 체중심의 위치를 측정하여 보행이 안정적으로 가능한 단계인지를 확인한다.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2008. 7. 2., 채택확정 : 2008. 10. 13.

강성재, 류제청, 김규석, 문무성 : 재활공학연구소

(kangsj@korec.re.kr/jeryu@korec.re.kr/gskim@korec.re.kr/msmun@korec.re.kr)

김영호 : 연세대학교(youngbokim@yonsei.ac.kr)

※ 본 논문은 보건복지부 의료공학융합기술개발사업(과제번호: 02-PJ3-PG6-EV03-0004)으로 지원되었음.

보행자의 근전도 신호의 진폭의 크기와 체중심 위치를 피지화 하여 피지 제어를 구성하였다. 하반신 마비환자에게 근전도만을 이용한 제어 시스템은 동력보행보조기가 오동작하거나 적절하지 않은 보행단계에 공압근육이 수축되어 넘어질 위험성이 높다. 따라서 본 연구에서는 하반신마비환자의 체중심을 단계별로 검출하고, 단계별 고관절의 굴곡을 제어하는 피지제어 방식으로 하반신마비환자의 보행패턴을 안정적으로 구현하고자 제시하였다.

II. 동력보행보조기

1. 동력보행보조기 구성

동력보행보조기(PGO)는 왕복보행보조기의 고관절 위치에 공압 근육을 부착하여 보행을 보조하도록 구성되어 있다(그림 1). 공압근육은 체간고정부와 대퇴부에 연결되어 유각기시 수축되어 고관절 굴곡을 도와준다. 따라서 동력보행보조기는 왕복보행보조기보다 적은 힘으로도 보행이 가능하다.

피지 제어형 동력보행보조기는 왕복보행보조기의 골반뒷부분에 공압액츄에이터 및 리튬전지, 제어기를 부착하였으며 양팔에 부착된 근전센서와 족저압력의 신호에 의해 보행을 보조하였다. 공기압 제어 시스템은 솔레노이드 밸브(MAC, 미국), 에어펌프(한진에어텍, 한국), 센서로 구성되어 근전신호 및 족저압력 중심의 입력에 따라 공압 근육에 공기를 공급한다. 피지 제어형 동력보행보조기는 발이 지면으로부터 떨어지는 말기입각기부터 고관절 굴곡이 제어되기 때문에 기존 동력보행보조기에 비해 보행이 향상되도록 고안되었다. 사용된 공기압펌프는 12W 2.5bar 출력의 경량 저전력 펌프로써 제어 시스템의 총무게가 2.2kg의 경량으로 4시간 이상의 사용이 가능하다.

압축공기 공급시스템으로부터 공기 공급시 공압근육의 수축시 길이 변화는 식 (1)과 같이 압력(P)과 부하(F)에 따라 비선형적인 특성을 가진다[9].

$$L = f(F, P) \tag{1}$$

따라서 공압근육을 그림 2와 같이 고관절에 적용하였을 때 공압근육의 길이 L과 고관절각도 θ 값은 식 (2)와 같은 관계를 가진다.

$$l_{muscle} = \sqrt{l_h^2 + l_l^2 - 2l_h l_l \cos\theta} \tag{2}$$

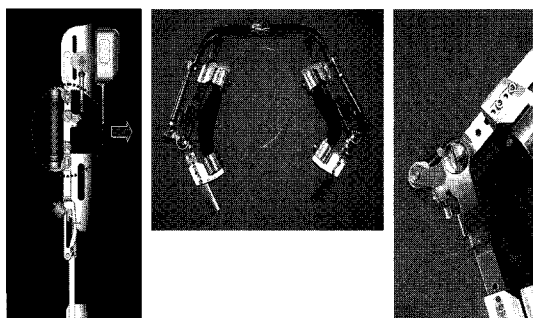


그림 1. 동력보행보조기.
Fig. 1. Powered Gait Orthosis.

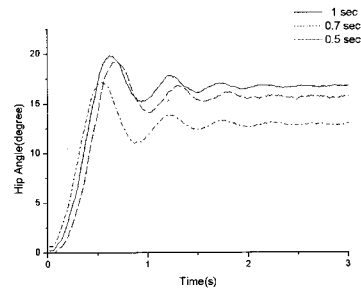


그림 2. 고관절의 밸브 개폐시간과 각도 관계.
Fig. 2. Correlation of Valve on / off time of hip joint.

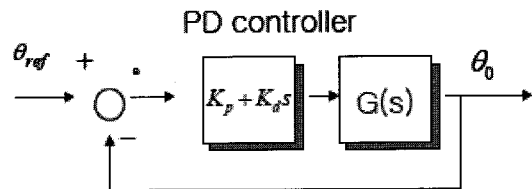


그림 3. 위치제어시스템 블록도.
Fig. 3. Block diagram of position control system.

여기서 l_n , l_h 는 각각 고관절 회전 중심에서 공압근육의 양 고정점까지의 거리이다. 그 결과 식(1), (2)로부터 외부 힘 F가 고정일 때 공압근육에 가한 압력 P와 그에 따른 변화된 고관절 각도 θ 값은 비선형식으로 나타난다. 입력압력 P에 대한 출력 고관절 각도 θ 각의 선형화된 시스템응답특성 $G(s)$ 을 실험에 의해 구하였다. 인공근육의 수축 길이는 외부 부하와 내부 압력에 의하여 결정되며 외부부하 및 압력의 크기에 따라 응답 속도 및 근육의 수축 길이의 차이가 발생하기 때문에 대퇴부의 무게를 1kg으로 가정하여 F를 고정시켰다. 그리고 공압근육에 일정압력을 가하기 위해 공압근육에 연결된 솔레노이드 밸브를 1.0, 0.7, 0.5 초로 개폐하면서, 고관절 각도를 측정하였다. 밸브의 개폐 시간에 따른 고관절의 각도변화는 그림 3과 같이 이차 시스템 특성을 가진다. 개폐 시간이 길어질수록 압력이 높아지며 각속도와 수렴각도가 커진다. 이 결과로부터 공압근육을 가진 PGO 고관절의 입출력 전달함수를 식 (3)과 같이 모델링 하였다.

$$G(s) = \frac{K\beta}{s^2 + \alpha + \beta} \tag{3}$$

2. PD 제어 시스템

공압근육을 제어하기 위하여 PWM 신호 제어시스템을 구성 하였다. 공압근육의 선형화된 모델 $G(s)$ 의 제어입력은 목표각도에 대한 오차 e에 비례미분하는 PD 제어를 설계 하였다[8]. 이때 PD 제어이득 K_p 와 K_d 는 실험에 의해 정하였다.

동력보행보조기의 공압근육 제어 시스템은 실시간 제어기, 솔레노이드 밸브와 컴프레서로 구성된다. 실시간 제어기는 고속의 연산속도를 가지면서 다양한 입출력 포트와 AD 변환, 직렬통신, PWM 출력기능이 내장된 마이크로프로세서(ATMega-128, ATMel Co.)를 채용하였다. 솔레노이드

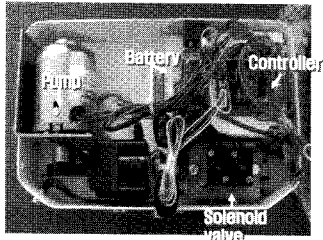


그림 4. 공압근육 제어기.
Fig. 4. Air muscle controller.

밸브(모델명)는 좌우 각 1조씩 설치하였다. 공압근육 제어 프로그램은 선점형 실시간 커널(preemptive real-time kernel)인 uCOS-II[10]로 구현하여, 실시간 제어가 가능하도록 하였다. 실행 태스크(task)는 좌우 공압근육의 압력 제어를 위한 20[msec] 주기의 2개의 태스크와, 100[msec] 주기의 데이터 신호처리 태스크, 그리고 50[msec] 주기의 AD 변환 태스크 등, 총 4개의 태스크로 구성하였다. 각 태스크의 실행은 먼저, AD 변환 태스크에서는 실행 주기마다 순차적으로 4개의 센서 중 1개의 센서의 압력을 AD 변환하고, 이동평균(moving average)을 취하여 해당하는 센서의 현재 압력으로 기록한다. 고관절 인공근육 압력 제어 태스크에서는 발센서와 근전도 센서의 신호값에 의한 제어압력이 현재 압력이 제어 압력보다 작을 경우, 그 차이에 비례하는 듀티비(duty ratio)로서 PWM 밸브개폐 제어를 수행한다. 이때 PWM의 캐리어 주파수(carrier frequency)는 밸브의 최대 응답주파수와 제어 태스크의 주기를 고려하여, 50[Hz]로 설정하였다. 그림 4는 본 연구에서 개발된 공기압력 제어시스템을 보여 준다.

III. 퍼지 제어 시스템

1. 근전도 인터페이스

퍼지화는 명확한 수치적 정보(crisp numerical data)를 퍼지 집합으로 변환하는 연산자이다. 이러한 변환은 자연적으로 존재하는 시스템과 인공적으로 만들어진 퍼지시스템의 인터페이스에 꼭 필요한 변환으로 기존의 센서로부터 추출한 물리량을 퍼지시스템이 이해할수 있는 퍼지량으로 바꾸는 것이다.

손가락굽힘근(flexor digitorum superficialis)은 손가락을 쥐는 기능의 근육으로서 보행중 거의 사용되지 않는다. 따라서 하반신 마비환자의 보행시 보행 의도만을 안전하게 검출할 수 있는 신호로 사용가능하다.

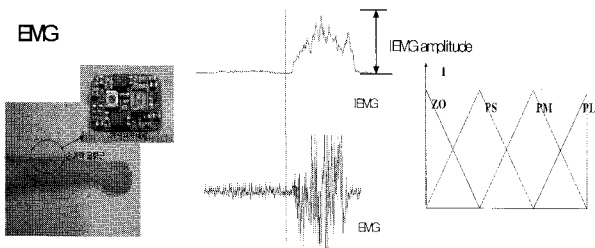


그림 5. 전극 부착위치 및 근전도 퍼지 입력 구성.
Fig. 5. Electrode position and EMG fuzzy set.

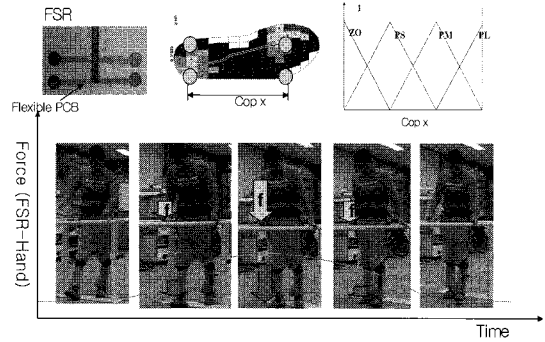


그림 6. 족저압 측정과 체중심 이동.
Fig. 6. Measurement of foot pressure and COP movement.

본 연구에서는 건식 근전도 전극 을 이용하여 손가락굽힘근의 근전도 신호를 취득하였으며, 신호의 잡음 제거를 위해 20Hz-450Hz 대역 통과 필터(band-pass filter, BPF)를 거치고, 60Hz 전원 잡음은 대역저지필터를 이용하여 제거된 MAV 신호를 이용하였다(그림 5).

다른 근전신호 제어 기법과 달리 손가락 굽힘근을 사용함으로써 마비환자가 미세하게 보행 강도를 제어할 수 있다. 고관절을 굴곡 시키는 인공근육이 수축됨에 따라 보행이 보행자의 의도에 최적화 되도록 설계되었다.

2. 족저압 퍼지입력

하반신 마비환자의 동력보행보조기의 고관절제어는 근전도 인터페이스에 의하여 보행강도를 제어가능 하지만, 보행과는 상관없이 손가락을 사용하는 경우 또는 센서이상으로 출력신호값이 불안정할 경우 오동작할 가능성이 높다. 따라서 본 연구에서는 보행중 체중심 위치와 생체신호인 근전도를 복합적으로 이용하여 퍼지 집합을 구성하였다.

족저압은 입각기 동안 발생된다. 초기 입각기에 발뒤축에 압력중심이 발생되고 몸이 전진함에 따라 중심 또한 전진한다. 보행중 체중심은 그림 6과 같이 발뒤축부터 엄지발가락까지 이동한다. 체중심이 이동하면서 보행주기가 전진되며 X축의 최대지점에서 유각기가 시작된다.

따라서 족저압의 위치는 그림 6과같이 좌측다리의 보행 의도가 전혀 없는 초기 입각기 (Initial Contact)를 Z (Zero), 중간입각기 (Mid stance)를 PS (Positive Small) 단계, 말기입각기 (Terminal Stance)를 PM (Positive Midium), 전유각기 (Pre-swing)를 PL (Positive Large) 과 같이 4단계로 퍼지화하였다. 본 연구에서는 족저압 COP 변화를 측정하기 위하여 발바닥에 4개의 압력센서를 이용하여 식 (4)와 같이 압력중심을 계산하였다.

$$F_t = F_{00} + F_{x0} + F_{oy} + F_{xy}$$

$$COP_x = \frac{X}{2} \left[1 + \frac{(F_{x0} + F_{xy}) + (F_{00} + F_{oy})}{F_t} \right] \quad (4)$$

3. 퍼지규칙

2개의 입력에 대해 4개의 퍼지 멤버십 함수를 사용할 경우, non-hierarchical system의 경우에는 입력공간을 완전히 나타내기 위해서 퍼지 룰이 24 = 16개가 필요하다. 족저압 중심과 근전도신호를 4단계로 나누고 각각의 조건에 따라

표 1. 퍼지 규칙.

Table 1. Fuzzy rule.

EMG/COP	ZO	PS	PM	PL
ZO	ZO	ZO	ZO	ZO
PS	ZO	PS	PS	PS
PM	ZO	PS	PM	PL
PL	ZO	PM	PL	PL

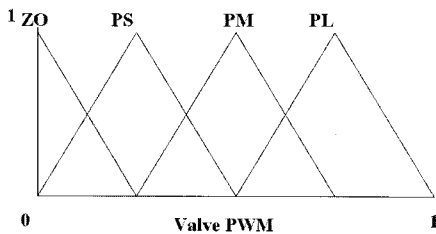


그림 7. 비퍼지화 출력.

Fig. 7. Defuzzification.

퍼지 출력을 설정하였다. 만약 족저압이 zero 이고 근전도가 zero이면 펌프 출력은 zero가된다. 아래와 같이 16가지 규칙을 정의하여 출력을 설정하였다(table 1).

Rule 1 : If e is ZO and de is ZO then CI is ZO

Rule 2 : If e is ZO and de is PS then CI is ZO

Rule 3 : If e is ZO and de is PM then CI is ZO

...

Rule 14 : If e is PL and de is PS then CI is PM

Rule 15 : If e is PL and de is PL then CI is PL

Rule 16 : If e is PL and de is PS then CI is PL

4. 비퍼지화

최종 결합된 퍼지 결론을 비퍼지 기술을 이용하여 명확한 출력으로 변환하는 과정으로 비퍼지화를 이용하였다. 비퍼지화 방법에는 최대 평균법(MOM : Mean of maximum)과 면적 중심법(COA : Center of Area method)이 있으며 본 논문에서는 전체 가능성 분표를 고려한 면적 중심법을 이용하여 공압근육을 제어하였다(그림 7).

IV. 실험 및 결과

1. 공압근육 제어시스템 평가

그림 8은 동력보행보조기의 제어특성을 실험하기위한 실험장치의 셋업을 나타낸 것이다. 우선 특수하게 제작된 보행훈련기(gait trainer)에 동력보행보조기를 고정시키기 위하여 보행훈련기 지지대에 고정대를 설치하고 고정대와 보조기를 연결시키기 위해 볼조인트가 달린 바를 3방향에서 연결하였다.

8bit마이크로 컨트롤러(ATMEGA128)를 이용하여 설계된 PD제어기는 고관절에 부착된 각도측정센서에서 출력된 신호를 되먹임하여 PWM으로 출력하여 시간에 따른 고관절 각도를 제어하였다.

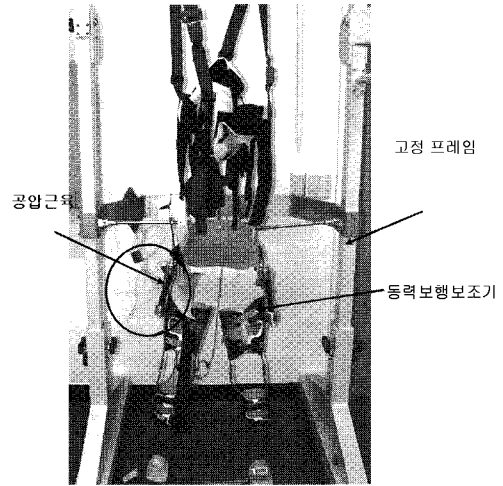


그림 8. 실험장치 셋업.

Fig. 8. Experimental setup.

선형 모델식 G(s)에 의한PD제어기의 응답특성을 검증하기 위하여 삼차원 운동분석(Vicon370) 시스템을 이용하여 동력보행보조기의 작동시 고관절의 단위계단 입력과 단위 경사 입력에 대한 움직임을 측정하여 시스템 응답특성은 다음과 같다.

설계된 PD 제어기를 이용하여 공압시스템의 동적특성을 관찰한 결과 그림9와 같이 시간지연이 발생한다. 그러나 그

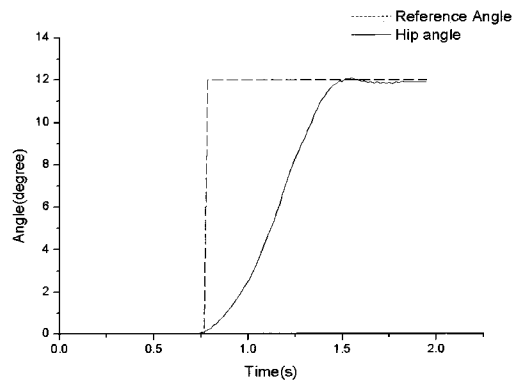


그림 9. 계단응답 특성.

Fig. 9. Characteristic of step response.

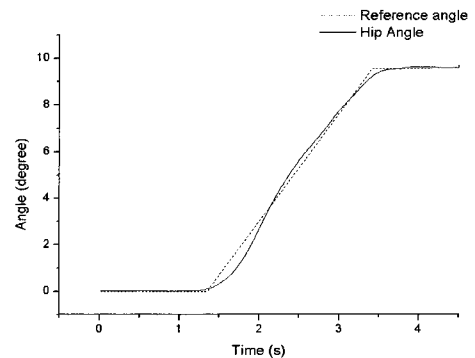


그림 10. 경사응답 특성.

Fig. 10. Characteristic of Ramp response.

림 2와 같이 제어기를 사용하지 않을 경우, 오버슈트가 발생하지 않으며 목표 각도까지 정확히 제어됨을 확인하였다. 또한 공압근육의 최대 각속도는 $30.42 \pm 2.5\%/sec$ 임을 확인하였다. 그림 10과 같이 최대 각속도보다 작은 경사응답 제어 시 오버 댐핑과 언더 댐핑이 발생하지만 안정적으로 제어되며 목표각도에 수렴하는 것을 확인할 수 있다.

2. 고관절 퍼지제어 시스템 평가

개발된 근전도 제어형 퍼지제어 동력보행보조기를 평가하기 위하여 하반신 마비환자 대하여 보행분석을 측정하였다. 하반신 마비환자는 왕복보행보조기와 동력보행보조기를 이용하여 보행하였다. 평균 나이, 키, 몸무게는 각각 33.25 ± 11.5 세, 170 ± 1.7 cm, 60.5 ± 7.5 kg 이었다. 보행 분석에 필요한 인체 계측학적(anthropometric) 데이터로 각 피검자에 대해 좌·우측 다리의 길이와 무릎의 길이, 발목의 길이, 어깨, 팔꿈치, 팔목, 손의 두께를 측정하였다.

적외선 CCD 카메라들이 인식하는 반사 마커들은 피검자의 엉치뼈(sacrum), 좌우 위 앞 엉덩가시 (ASIS : Anterior Superior Iliac Spine), 좌우측 큰 뼈돌기(great trochanter), 좌우측 넓적다리(thigh)의 중간부, 좌우측 무릎관절, 좌우측 정강뼈(tibia)의 중간부, 좌우측 발목관절, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤꿈치에 부착하고 힙 측정판이 설치되어 있는 보도에서 평행봉을 설치하고 실험하였다.

피검자의 운동학적(kinematic) 특성을 파악하기 위하여 적외선 CCD 카메라 6대, 25mm 반사 마커(reflective marker)를 사용하였으며, 컴퓨터 및 데이터 처리 장치로는 Vicon 370(영국, Oxford Metrics사)을 사용하였다.

동력보행보조기는 하반신마비환자의 보행의도를 검출하고 보행상태에 따라 적절한 보조를 해야 한다. 기존의 하반신마비환자의 보행검출 시스템의 경우 보행의도를 발센서, 자이로센서, 근전도 센서등의 센서를 이용하여 검출하고 동작되었지만 각각의 보행의도 검출센서가 가지고 있는 장단점에 의해 보행시 오작동등이 발생할 가능성이 높았다. 퍼지제어 시스템을 이용할 경우 입각기, 전유각기, 유각기 단계로 보행주기에 따라 보행을 보조해줄 수 있으며 특정센

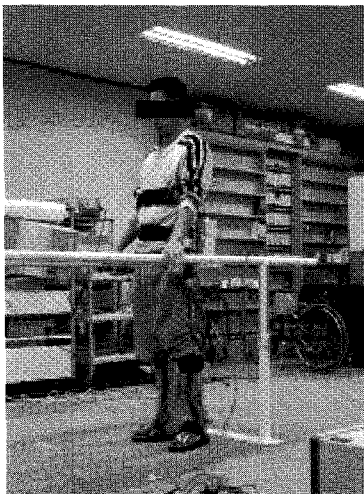


그림 11. 보행분석.
Fig. 11. Gait analysis.

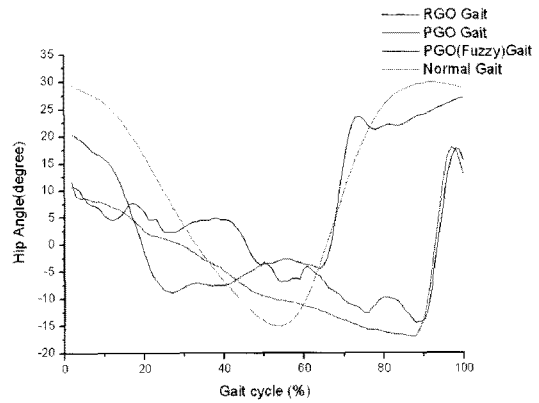


그림 12. 고관절 굴곡/신전각도.
Fig. 12. Hip flexion/extension angle.

서의 오동작 또는 보행의도를 잘못검출시 안정성까지 제공해준다. 그림12는 동력보행보조기와 퍼지 제어를 이용한 동력보행보조기와 왕복보행보조기, 정상인의 보행시 고관절 굴곡 각도이다. 고관절 굴곡/신전 각도의 크기는 보행보조기 보행시가 정상보행보다 작다. 정상보행에 비하여 보조기를 이용한 마비환자의 보폭이 작고 보행 속도가 늦기 때문이다. 왕복보행보조기와 퍼지제어를 이용한 동력보행보조기의 고관절 굴곡각도는 각각 $16 \pm 3^\circ$, $57 \pm 6^\circ$ 이다. 두 경우 관절 굴곡각도의 차이는 적지만 왕복보행보조기 보행의 경우는 상체의 움직임을 이용하여 고관절 움직임을 발생시키므로 입각기 비중이 커지고 유각기 비율이 줄어든다. 또한 자세균형 불안정성 때문에 입각기시 고관절각도가 불안정하게 움직인다. 퍼지제어에 의한 동력보행보조 보행은 몸통의 움직임에 의해 이동되는 왕복보행보조기 보행과 달리 공압근육을 이용하여 보행하기 때문에 상체의 움직임이 적어지는 특성이 있다. 따라서 보행 주기 중 지면에 발이 닿고 있는 입각기 비율이 정상보행의 128%에서 116%로 개선된다. PD 제어를 이용한 동력보행보조 시스템의 경우 제어 보행 패턴을 설정해야 하며 사용자의 보행속도 및 의도와 상관없이 제어해야하지만, 퍼지제어를 이용한 동력보행보조기는 마비환자의 보행의도에 따라 전유각기 부터 공기공급이 시작됨으로써 정상보행에는 미치지 못하나 기존의 제어방식보다 향상된 보행을 한다. 유각기 비율이 54%에서 74%로 향상되는 자연스러운 보행이 된다.

V. 결론

하반신 마비환자를 위한 퍼지 제어형 동력보행보조기를 개발하였다. 손가락굽힘근의 근전신호와 발센서를 이용한 체중심 위치는 하반신 마비환자의 보행의도를 정확히 검출하여 단계별로 보행을 보조할 수 있다. 퍼지 제어를 이용할 경우 왕복보행 보조기와 동력보행보조기에 비하여 보행패턴이 안정화 된다. 보행의 단계별 공압근육의 수축을 제어할 수 있으며, 순간적인 오류로 인한 오동작을 방지하여 안전성을 높일 수 있다.

참고문헌

[1] R. Kobetic, RJ. Triolo, and E. B. Marsolais, "Muscle se-

lection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia,” *IEEE Trans Rehab Eng*, vol. 5, no. 1, pp. 23-29, 1997.

[2] E. B. Marsolais, G. Polando, HR. Lehneis, and S. Tashman, “Der gang von paraplegikern mit dem hybrid system aus FNS/orthesen Paraplegic walking with hybrid FNS/Orthotic system,” *Orthopadie Technik*, vol. 49, pp. 372-376, 1998.

[3] R. M. Ruthenberg, A. W. Neil, and E. B. John, “An experimental device for investigating the force and power equirements of a powered gait orthosis.,” *J. of Rehabilitation*, vol. 34, no. 2, pp. 203-213, 1997.

[4] D. Veselinovic and D. Graupe, “A Wavelet Approach to Blind Adaptive Filtering,” *Proc. 43rd IEEE Midwest Circuits and Systems Symp., E. Lansing, MI*, vol. 43, pp. 1362-1365, August 2000

[5] R. Thorsen, J. Burrige, N. Donaldson, M. Ferrarin, and J. Norton & P. Veltink, “Auto-Myo-Electric Control of FES on Tibialis Anterior. A Pilot Study with Stroke

Patients,” *Proceedings of VII International Workshop on Functional Electrostimulation*, Vienna, September 2001.

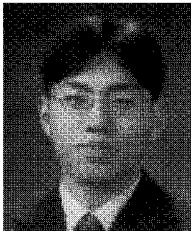
[6] E. B. Marsolais, R. Kobetic, “Functional electrical stimulation for walking in paraplegia,” *J. Bone Joint Surg*, no. 69-A, pp. 728-733, 1987.

[7] 공경철, 전도영, “새로운 와이어 구동방식 외골격 보조기의 설계 및 제어,” 제어 · 자동화 · 시스템공학 논문지, 제11권 제11호, pp. 936-942. Nov. 2005.

[8] S. Lee and Y. Sankai, “Power assist control for walking aid by HAL based on phase sequence and myoelectricity,” *International Conference on Control, Automation and System*, pp. 353-357, 2001.

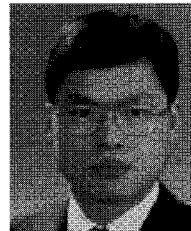
[9] C. P. Chou and B. Hanaford, “Measurement and Modeling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 12, no. 1, pp. 90-102, 1996.

[10] J. J. Labrosse, *MicroC/OS-II, The Real-Time Kernel 2nd ed.*, CMP Books, 1990.



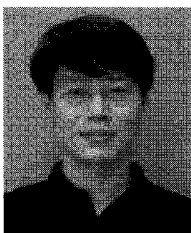
강성재

2000년 연세대학교 의공학과(공학사). 2002년 동 대학원 의공학과(공학석사). 2002년 동 대학원 박사과정. 2003년~현재 재활공학연구소 선임연구원. 관심분야는 재활공학 및 생체역학.



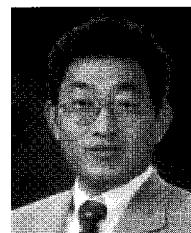
류제청

1985년 중앙대학교 기계공학과(공학사). 1987년 동 대학원 석사. 1992년 동 대학원 박사. 1995년~현재 재활공학연구소 책임연구원. 관심분야는 재활공학, 바이오메카트로닉스, 생체역학.



김규석

1989년 성균관대학교 기계공학과(공학사). 1992년 연세대학교 기계공학과(공학석사). 2009년 동 대학원 박사. 1994년~현재 재활공학연구소 선임연구원. 관심분야는 재활공학, HCI, 지능형 재료.



김영호

1982년 한양대학교 기계공학과(공학사). 1989년 University of Iowa 의공학과(공학석사). 1991년 동 대학원 박사. 1994년~1998년 재활공학연구소 책임연구원. 1998년~현재 연세대학교 의공학과 교수. 관심분야는 생체역학 및 재활공학.



문무성

1978년 서울대학교 기계설계학과(공학사). 1982년 동 대학원 석사. 1992년 University of Minnesota 의공학과(공학박사). 1994년~현재 재활공학연구소소장. 관심분야는 생체역학 및 재활시스템.