

입각기·유각기 동시제어식 대퇴의지의 개발

김신기[†] · 김경훈^{*} · 문무성^{*} · 이순걸^{**} · 백영남^{**}
(2000년 9월 9일 접수, 2001년 1월 22일 심사완료)

Development of a Stance and Swing Phase Control Transfemoral Prosthesis

Shin-Ki Kim, Gyeong-Hun Kim, Mu-Seong Mun,
Sun-Geol Lee and Yeong-Nam Baek

Key Words: Transfemoral Prosthesis(대퇴의지), Knee Damper(슬관절 완충장치), Stance Phase(입각기), Swing Phase Control(유각기 제어), Gait Analysis(보행분석)

Abstract

In this study, a transfemoral prosthesis system of which both stance phase and swing phase are controllable has been developed for the recovery of the biomechanical function of the amputated leg. It consists of a 5 bar link mechanism, a hydraulic-rubber knee damper for stance phase control and a pneumatic cylinder controlled via a microprocessor for stance phase control. The mechanical characteristics of the knee damper which absorbs the impact energy generated at the heel contact were investigated. The characteristics of the pneumatic cylinder essential for the speed adaptation of the prosthesis during swing phase were also studied for its mechanical characteristics. The prosthesis was subject to the clinical tests, and the gait characteristics obtained were very close to those of normal subjects. The stance and swing controlled prosthesis that were developed in this study showed good stability during the stance phase and showed good controllability during the swing phase.

1. 서 론

대퇴 절단자(transfemoral amputee)의 보행 능력의 복원은 인공적 장치인 의지(義肢)의 기구학적 특성에 크게 의존되며, 특히 절단으로 상실된 인체의 슬관절부의 완벽한 생체역학적 복원을 전체로 한다. 인간의 보행은 발이 지면에서 떨어져 운동하는 유각기(swing phase)와 지면에 닿아 체중을 지지하며 몸의 균형을 유지하는 입각기(stance phase)로 나누어지며, 한 개 주기의 보행

동안 효율적 보행을 이루기 위하여, 여러 가지의 근육들, 즉 대퇴사두근(quadriceps femoris), 슬괘근(hamstrings), 대둔근(gluteus maximus), 대퇴직근(rectus femoris muscle) 등이 복잡한 상호 작용이 일어난다.^(1,2) 따라서 대퇴의지의 기구학적 설계와 제어는 이러한 관절 근육골격계(musculoskeletal)의 운동학(kinematics), 운동 역학적(kinetics) 이해를 전제로 하고 있다. 보행주기 중 체중지지와 균형을 목적으로 하는 입각기는 대체로 안정성(stability)이 가장 중요한 기구학, 제어 장치의 설계목표가 될 것이며, 반대로 슬관절의 굴곡-신전(flexion-extension)이 수반되는 단진자 운동과 유사한 유각기는 운동성(mobility)이 중요 관점이 될 것이다. 실제 보행은 고관절(hip joint), 슬관절(knee joint), 족관절(ankle joint) 등 3개의 관절운동이 작용하며, 대퇴의지의 전체적 성능은 이들

† 책임저자, 회원, 재활공학연구소
E-mail : skkim@iris.korec.re.kr
TEL : (032)500-0587 FAX : (032)512-9794
* 회원, 재활공학연구소
** 회원, 경희대학교 기계공학과

3개의 관절과 발(foot)의 상호작용과 밀접한 관계를 가진다.^(3,4) 입각기는 체중에 의한 하중지지구간으로 발뒤축접지기(heel contact), 발바다접지기(foot flat), 중간입각기(mid stance), 발뒤축들림기(heel off)의 구간으로 구분된다. 발뒤축접지기구간에서 입각기 슬관절 굴곡(flexion)이 정점에 도달하며, 정상인의 경우 보통 무릎굴곡각도는 10-15도 정도이다. 입각기 초기 상태인 발뒤축접지기에서 무릎 굴곡은 스프링과 같은 작용을 하여 수직 힘의 급격한 증가를 방지하며, 보행이 진행됨에 따라 체중 작용점의 점차적 이동에 의한 완충역할을 한다. 따라서 무게중심의 상승을 제한하여 무게중심의 이동을 적게 하여 신체를 부드럽게 앞으로 이동시켜 보행을 최적 상태로 유지한다.⁽⁵⁻⁷⁾ 유각기는 슬관절이 회전하여 이동하는 구간으로, 슬관절의 각 운동에 의해 보행속도가 달라진다.

기존에 개발된 대퇴의지의 경우 입각기시 정상인의 슬관절 굴곡 및 신전 운동 특성을 나타낼 수 없었고, 유각기시 보행속도의 변화 영역이 크면 슬관절의 각운동 특성에 영향을 미쳐 원활한 보행이 될 수 없었다. 따라서 입각기와 유각기시 모두 정상인의 보행특성과 유사한 기능을 제공하는 기구학과 제어공학의 대퇴의지의 개발이 요구되었다.

본 연구에서는 이러한 배경에서 인체의 자연상태의 슬관절 운동과 유사한 가변 순간회전 중심을 가지는 다축식 5축 링크 시스템(polycentric 5-link system)의 기구학과 유압의 비압축성을 이용한 슬관절 완충장치(knee damper)를 사용하여 입각기를 제어하고, 공압실린더와 되먹임제어(feedback-control)원리를 이용하여 보행 중에 자동으로 속도 조절이 가능하도록 유각기 운동을 제어하는 마이크로프로세서 제어형 대퇴의지를 개발하였다.

2. 대퇴의지 기구설계

2.1 링크구조를 이용한 입각기제어 이론

일반적으로 대퇴의지의 안정성은 지면반력(ground reaction force: GRF)이 대퇴의지의 회전중심(instant center) 전위를 지날 때에 신전 모멘트 발생의 결과로써 일어난다. 기존에 개발된 단축식(single axis)의지의 경우에 하중선(load line)은

회전중심보다 전방에 위치하여야 입각기시 안정성이 있었다. 4축 링크 의지의 경우도 순간회전중심이 하중선을 기준으로 전방에서 후방으로 이동함에 따라 무릎의 굴곡이 일어나게 된다. 이때 하중선을 기준으로 후위에 순간회전 중심이 위치하면 안정영역이다. 즉 체중이 가해져도 무릎이 굴곡 되지 않아서 입각기시 안정하다. 그러나 순간회전중심보다 하중선이 전방에 위치하면 하중이 가해질 때 불안정한영역으로 쉽게 굴곡 된다.⁽⁸⁾ 입각기에서 안정성과 적용하중 에너지 감소를 위한 무릎의 굴곡을 주기 위해서는 5축 링크 의지 기구를 이용하면 가능하다. 5축 링크 의지에서는 입각기에서 하중이 작용하면 순간회전중심은 4축 링크 의지의 순간회전중심에 비해 안정한 영역으로 움직이게 된다.

Fig. 1(a)은 입각기시 5축 링크 의지의 발뒤축이 지면과 접촉시 지면반력 작용방향을 나타낸 것이다. 슬관절에 지면반력이 발생하면 점 A축을 중심으로 회전토크가 발생하기 시작한다. 이때 지면반력의 방향은 순간중심의 전방에 위치하며 슬관절은 안정적이다. Fig. 1(b)은 발바다접지기시 지면반력 작용방향을 나타낸 것이다. 이때 지면반력이 점차 증가하며 체중과 관성이 작용하며 슬관절의 굴곡이 일어난다. 점 A축을 중심으로 회전모멘트 Ma 가 작용한다. Fig. 1(c)은 중간 입각기에서 점 A축을 중심으로, 지면반력의 방향이 점 A축을 지나면서 전방에 작용하게 되면 시계 방향으로 회전하는 신전모멘트(extension moment)가 발생한다. 따라서 슬관절 굴곡 되었다가 신전하게 된다. Fig. 1(d)은 발뒤축들림기에서 지면반력의 방향은 점A축을 지나고 발뒤꿈치가 보행면에서 들리기 시작하는 시기이다. 신전모멘트가 계속해서 작용하고 완전히 신전 되어 유각기로 진행된다. 5축 대퇴의지는 자유도를 2개 가지며 지면반력의 위치에 따라 순간회전중심과 회전중심 사이에 지면반력이 작용하면 입각기에서 슬관절의 굴곡이 제어된다. 또한 지면반력이 회전중심의 전위를 지날 때 안정적인 신전모멘트가 발생하며, 지면반력이 순간회전중심의 전위에 작용할 때 유각기의 스윙(swing)상태로 된다. 점 A축은 입각기 지면반력이 작용할 때 회전중심이 된다. 순간회전중심은 지면반력이 없는 유각기동안 무릎굴곡의 회전 중심이 된다.

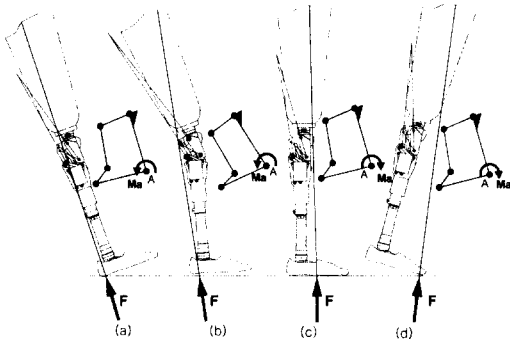


Fig. 1 Ground reaction force behavior respect to instantaneous center of rotation; (a) Heel contact (b) Foot flat (c) Mid stance (d) Toe off

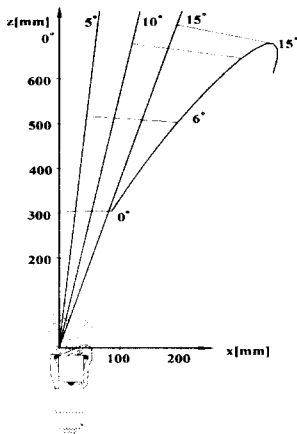


Fig. 2 Instant center of pathway

Fig. 2는 지면반력이 작용함에 따라 순간중심 궤적을 무릎의 굴곡 각도 5도 간격으로 위치가 변화되는 것을 보여주고 있다. 슬관절의 굴곡각도(flexion angle)는 최대 15도 까지 굴곡 하도록 대퇴의지를 설계하였다.

2.2 입각기 제어를 위한 슬관절 완충장치

5축 링크 의지를 착용하고 보행을 하면 입각기 시 5축 대퇴의지의 링크는 회전되고 무릎의 굴곡이 발생한다. 지면반력이 작용하게 되면 대퇴의지의 링크에 연결되어있는 슬관절 완충장치에 하중이 전달되어 충격 에너지를 흡수하게 된다. 슬관절 완충장치의 기계적 거동은 5축 링크 대퇴의지가 입각기시 정상인의 슬관절에 의한 하중에너지

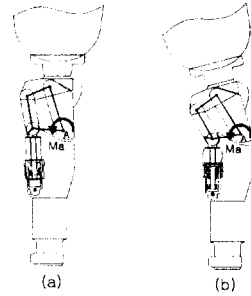


Fig. 3 5-axis link and hydraulic-rubber knee damper action; (a) Before behavior of GRF (b) After behavior of GRF

지 감쇠를 대신한다. 이때 슬관절 완충장치의 우레탄 고무(urethane rubber)와 유압실린더 피스톤 노즐 직경에 따라 충격 에너지 흡수량이 달라지게 된다. 입각기시 무릎의 굴곡은 무게중심이 낮아지게 하며 보행에 안정성을 준다. 그러나 기존의 대퇴의지를 착용한 절단자의 경우는 입각기에서 무릎의 굴곡을 일으킬 수 없으므로 무게중심의 상승을 발생한다. 이것은 대퇴의지를 착용하고 보행중 체중을 의족 측에 줄 때 좌골(ischium) 지지부에 충격 하중을 집중시키며 의족 착용자의 정상보행을 방해하여 보행에 필요한 에너지를 증가시킨다. 그러나 본 연구에서 개발된 5축 링크 대퇴의지에 무릎 굴곡기능과 생체적용형 슬관절 완충장치 기구는 정상인의 슬관절에서 볼 수 있는 입각기에서 안정성과 충격흡수 효과를 줄 수 있다.

Fig. 3(a)은 하중이 작용하기 전의 5축 링크와 슬관절 완충장치가 연결되어있다. Fig. 3(b)과 같이 하중이 작용하면 슬관절 완충장치의 길이변화가 일어나고 슬관절이 굴곡 된다. 무릎이 굴곡 각도가 커짐에 따라 완충장치의 길이변화도 많아지게 된다. 무릎의 굴곡각도는 무게중심의 지지가 가능한 정도에 따라 달라지게 된다. 입각기의 무릎굴곡의 비율은 우레탄고무의 탄성에 의해 제어되고, 이것은 대퇴절단자의 보행상태에 따라 알맞게 조정될 수 있다. 또한 유압실린더는 중간 입각기에서 보행이 정상인 될 때까지 축적된 에너지의 방출을 지연시킴으로서 무릎 신전을 최적으로 제어하는 작용을 한다.

Fig. 4는 슬관절 완충장치가 상하운동 할 때의 작동상태를 설명한 것이다. 슬관절 완충장치는

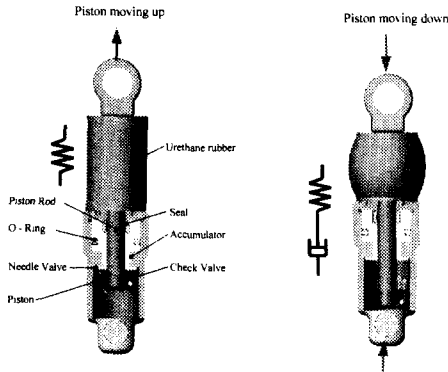


Fig. 4 Up-down action of hydraulic damper

보행할 때마다 압축과 인장을 반복하게 된다. 압축작용은 우레탄 고무에 탄성성질을 이용하여 반복하중에 무리 없이 작용할 수 있도록 하였다. 체중과 보행형태에 따라 적합한 정도의 우레탄 고무를 선정하여 무릎의 굴곡각도를 제어할 수 있다. 인장작용은 우레탄고무와 유압실린더의 피스톤 노즐직경의 크기에 따라 달라지게 된다. 유압실린더 피스톤 노즐직경은 슬관절 완충장치의 성능을 결정하는 변수이며 입각기 제어에 직접적인 관련이 있다. 결론적으로 슬관절 완충장치는 우레탄고무와 유압실린더 노즐과의 상호작용으로 특성이 결정된다.

2.3 유각기 제어를 위한 공압실린더

2.3.1 공압실린더 작동원리

보행을 구분하면 입각기와 유각기로 나눌 수 있다. 유각기제어 방법에는 탄성체(스프링, 탄성고무)와 유체(유압, 공압)를 이용하는 방법이 있다. 본 연구에서는 유체를 이용하는 공압실린더의 특성을 적용하였다. 공압실린더와 마이크로프로세서를 이용하여 실린더에 부착된 스텝모터 제어를 통하여 유각기를 제어하고자한다. 보행은 무릎의 굴곡과 신전의 반복으로 진행되며 무릎의 굴곡과 신전의 속도에 따라 보행속도가 달라지게 된다. 공압실린더는 슬관절의 굴곡 모멘트를 이용하여 공기를 압축함으로써 압축에너지를 이용하여 반발력(repulsive force) 얻는 것이다.

Fig. 5와 같이 링크구조로 또 하나의 중간링크를 추가하여 공압실린더와 연결하면 보행할 때마다 공압실린더의 피스톤이 작동하게 된다. 비선

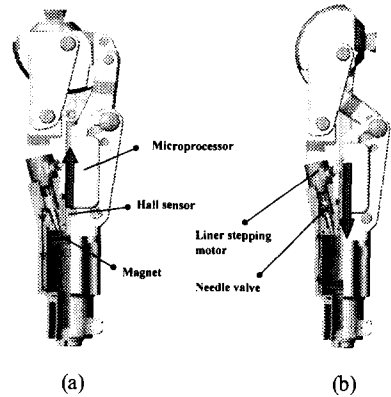


Fig. 5 Action principle of the pneumatic cylinder; (a) Piston moving up (b) Piston moving down

형적으로 작용하는 공기압력을 이용하여 다양한 속도를 제어할 수 있다. 피스톤의 속도는 보행의 속도에 비례하며, 피스톤 작동속도는 노즐에 의해서 결정된다. 노즐의 공기흐름은 오리피스의 단면적에 따라 달라지게 되며, 단면적의 제어가 곧 속도의 제어가 된다. 따라서 스텝모터를 이용한 위치제어를 통해서 노즐의 단면적 변화가 가능하게 할 수 있다. 모터는 직선운동을 하는 선형 스텝모터를 사용하여 노즐의 면적을 제어하게 된다. 마이크로프로세서와 영구자석과 홀센서(hall sensor)를 이용하여 보행의 속도를 측정하고 모터를 구동하여 노즐의 위치를 제어하면 피스톤의 속도에 변화를 줄 수 있다. 보행속도 제어를 하기 위해서 현재의 보행속도와 다음에 어떤 보행속도를 할 것인지를 감지하는 것이 우선이다. 이것은 위치센서를 이용하여 입각기와 유각기의 시간차이를 판단해서 속도를 제어할 수 있다. 센서의 출력신호를 이용하여 ON일 때 신호출력 시간과 OFF일 때 시간 차이를 마이크로프로세서를 이용하여 판단한다. 전류가 ON일 때의 시간은 입각의 시간으로 결정하고, 이 시간을 다음 신호의 시간과 변화 차이에 따라 보행속도를 결정하게 된다.

2.3.2 마이크로프로세서를 이용한 유각기 제어기 설계

i) H/W 설계

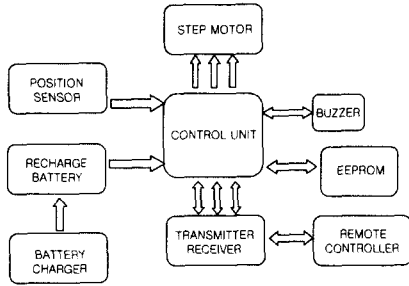


Fig. 6 Block diagram of control system unit

제어기는 PIC16LC73A 마이크로프로세서(CPU), SPS20 스텝모터(step motor), 홀(hall) IC 및 무선 송수신부, 부저, 데이터 백업을 위한 EEPROM 부로 크게 구성되어 있다. 각 부분과의 연결은 모두 디지털 신호로 이루어지며 모든 신호의 중심은 CPU가 담당하고 있다.

Fig. 6은 제어기의 전체 구성도이다.

전원부의 충전 전전지는 3.6V 리튬 이온 전지를 사용하였다. 리튬 이온 전지의 전압을 항상 확인하여 전압이 3.1V 이하가 되면 부저가 울리고 의지의 보행 상태를 보통보행속도로 설정한다. 이때 제어기의 모든 I/O 상태는 바뀌지 않는다. 충전기는 상용 전원(220V)에서 충전이 가능하도록 설계되었다. 충전기는 전지의 충전 상태를 LED로 표시하였다. SPS20 스텝모터는 영구자석을 이용한 스텝 전동기이며 소비전력은 1W이다. 5V에서 정격으로 구동하나 2.7V까지 구동이 가능하다. 한 스텝의 이동 거리는 25 μm 이며 한 스텝 각은 18도이다. 이 스텝 전동기는 회전에 의한 회전축의 전 후진이 이루어지는 특수한 구조로 되어있다. 스텝 전동기의 구동부와 부저 구동부는 트랜지스터 어레이가 내장되어 있는 TD62004 소자를 사용하여 소모전류를 최소화하였다. 센서는 홀 IC(3240)를 사용하였다. 센서 출력 신호의 신뢰성을 위하여 센서 입력 전원과 접지사이에 0.01 uF 커패시터를 설치하였다. 출력 펄스 신호는 CPU에 입력되어 펄스의 간격을 100 msec 마다 Count하여 보행 속도를 측정하도록 되어 있다. 센서 출력 신호는 입각기와 유각기로 구분하여 분석한다. 특히 입각기는 보행의 속도를 판단하는 기준이 되며 이것을 비교하여 실린더의 니들 밸브의 위치가 가변 되어 회전속도가 변하게 된다.

무선 송수신부의 변조 방식은 진폭변조(amplitude

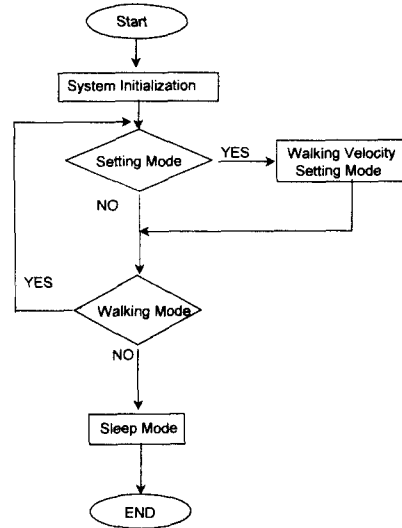


Fig. 7 Flow chart of main S/W

modulation: AM)방식이다. 제어기 PCB에 송수신부를 설치하여 리모콘에서 보행에 관계된 모든 데이터를 받아 볼 수 있게 설계하였다. 리모콘은 제어기와 마찬가지로 송수신부를 장착하여 제어기의 보행에 대한 모든 데이터를 받아 볼 수 있게 하였다. 전원은 9V 건전지를 사용하고 각종 데이터를 십진수로 LCD 화면으로 보여 준다. 리모콘에서 보행 속도와 실린더의 니들 밸브 위치를 가변 할 수 있도록 하였다. 아울러 보행 속도의 경계치를 임의로 변경이 가능하도록 하였다.

ii) S/W 설계

Fig. 7은 S/W의 흐름도이다.

제어기에서 처음 2초 동안 모든 입력, 출력을 대기 상태로 만든다. 이때 EEPROM에서 제어기의 데이터를 CPU에 다운 로드 한다. 다운로드가 성공적으로 이루어지면 부저가 1회 울린다. 다운로드가 실패하면 부저가 2회 발생하고 제어기의 운전은 불가능하게 된다. 제어기의 초기화가 이루어진 후 스텝 전동기의 초기화를 위하여 초기 일정 시간동안 0스텝위치 즉 실린더의 니들 밸브를 완전히 막는 상태로 만든 다음 다시 중속 위치로 스텝 전동기를 구동시킨다. 스텝 전동기 초기화는 리모콘의 모터 초기화신호가 입력되면 동작하기도 한다. 시스템의 초기화 이후에는 리튬 이온 전지의 입력 저압을 체크하여 저전압 상

태가 되면 스텝 전동기의 위치를 중속으로 설정하고 1 회 부저 음을 발생시킨다. 그리고 센서의 입력이 있더라도 스텝 전동기의 구동이 없도록 설계하였다. 제어기의 평상시 운전은 사용자 보행의 입각기 시간을 측정하여 현재의 보행 속도를 판단하고 전 보행 속도와 비교하여 스텝 전동기의 구동을 결정한다. 보행의 입각기구간의 시간은 CPU의 카운터에서 10 msec 마다 카운터 한다. 보행 속도는 초기에 5개의 경계치가 있으며, 실제 속도 설정 시에는 3개의 경계치를 입력하면 2개의 경계치는 자동으로 구분된다. 보행이 2초 동안 없으면 실린더의 니들밸브의 위치는 저속 위치로 이동하고 이후 5초 동안 센서 입력이 없으면 sleep 상태로 전환한다.

제어기의 EEPROM(electrically erasable and programmable read only memory)에 저장되는 데이터는 사용자의 각 보행별 스텝 전동기 출력 데이터, 입각기 구간의 시간, 사용자의 보행 회수, 보행별 평균 시간이며 리모콘에서 데이터 수신 신호 일 때 모든 데이터를 송신부를 통하여 송신하게 된다. 제어기의 채널은 S/W에서 설정하도록 설계하였다. 보행 속도의 변화에 따라 스텝 전동기의 구동은 센서 출력 신호의 입각기 구간이 끝난 후 스윙 시간의 초기에 이루어지도록 하여 사용자의 보행 속도 변화를 바로 감지하도록 하였다. 위치, 보행별 평균속도, 보행 누적 횟수, 변경된 데이터의 저장 여부, 리모콘에 의한 제어기의 제어 유무, 모터 초기화, 경계치의 변경 등을 조정할 수 있다.

3. 실험 및 결과

3.1 입각기제어용 슬관절 완충장치 특성실험

입각기 무릎굴곡은 슬관절 완충장치의 특성에 따라 결정된다. 슬관절 완충장치의 특성을 결정하기 위하여 인장, 압축이 가능한 INSTRON 8511 시험기를 사용하여 3회 반복 실험하였으며 실험 데이터는 동일한 경향을 나타내었다.

실험조건으로 정상인의 보행분석 데이터를 이용하여 슬관절 완충장치의 반응시간을 분석하였다. 보행주기 전체를 1초로 가정하여 입각기 슬관절 완충장치의 작동시간은 0.3초 이내로 가정하였다. 입각기 동안 슬관절 완충장치에 작용하는 피스톤의 작동변위와 시간을 속도로 환산하였

으며 보행속도는 보행자 개인의 특성이 있으므로 유압실린더 피스톤의 작동속도는 30 mm/sec, 40 mm/sec로 구분하였다. 즉 보행속도 구분은 보행속도 변화에 따른 슬관절 완충장치의 특성을 알아보기 위함이다. 실험은 슬관절 완충장치에 영향을 미치는 변수로 우레탄 고무의 경도, 피스톤의 노즐, 유압오일의 동점성 지수가 있다. 유압 작동유의 동점도 지수(100, 80, 60)를 구분하여 실험한 결과 오일동점도의 변화가 슬관절 완충장치에 미치는 영향은 적었다. 우레탄 고무의 작용은 입각기 발뒤축접지기부터 슬관절 굴곡 각운동에 대한 충격을 흡수함으로써 변위가 발생하게 된다. 우레탄 고무의 경도는 A타입 고무경도계로 측정하여 65도, 75도 두 가지를 선정하였다. 이는 정상인의 무릎을 파산전 시킬 때 측정된 무릎 최대 굴곡각도 및 각속도를 측정하고, 슬관절 기구에 고무 경도 40~90도까지의 우레탄 고무를 장착한 후, 동일 조건에서 실험하여 신전 각도가 정상인과 유사했을 때의 우레탄 고무경도 범위를 구한 후 선택되었다. 유압 피스톤 노즐의 직경은 중간 입각기에서 충격 흡수력과 관련이 있다. 유압 실린더 피스톤의 노즐 직경의 영향을 알기 위하여 슬관절 완충장치의 노즐 직경을 0.2~0.8 mm까지 변화를 주어 임상실험 결과 보행에 영향을 주는 노즐직경으로 0.2, 0.3, 0.4 mm 직경에 대해 정한 후 실험을 수행하였다.

Fig. 8(a, b)은 경도65의 우레탄 고무를 사용하였을 시에 피스톤의 작동속도는 30 mm/sec에서 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. Fig. 8(c, d)은 우레탄 고무 경도65와 피스톤 작동속도 40 mm/sec에서 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. 압축작용에서 피스톤 노즐 직경의 크기 변화에 관계없이 일정한 특성을 보이고 있다. 즉 입각기 체중의 작용으로 지면반발력이 발생하여 무릎의 굴곡 하는 압축하중(down)의 작용은 피스톤 노즐의 직경의 크기와 피스톤 작동속도와 관계없이 일정한 경향을 보이고 있다. 따라서 무릎의 굴곡 시에는 우레탄 고무의 에너지 흡수 능력이 주요하고 유압실린더에 의한 영향은 무시될 수 있다. 최대 작용력은 80 Kgf의 힘을 보이고 있다. 또 인장작용(up)에서는 피스톤 노즐의 직경과 작동속도에 따라 인장하중이 차이를 보이고 있으며 신전의 속도가 클 때 노즐의 직경의 영향이 더욱 현저해 지는 경향을 보인다. Fig. 9(a, b)는 우레

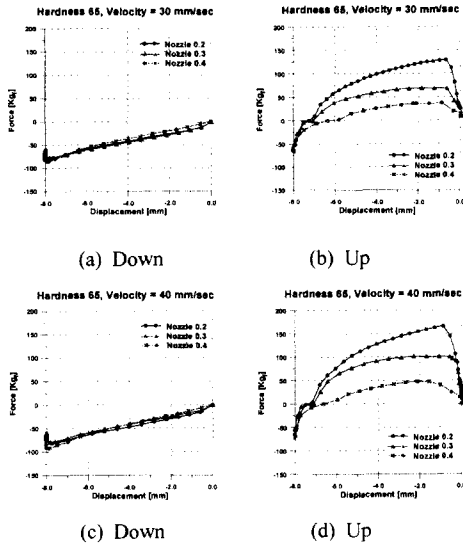


Fig. 8 Up-down action of hydraulic-rubber knee damper at urethane rubber hardness 65

탄 고무경도 75와 피스톤의 작동속도는 30 mm/sec일 경우 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. Fig. 9(c, d)는 경도 75와 피스톤 작동속도 40 mm/s에서 변위-힘의 관계를 나타내고 있다. 압축 작용(down)의 경우 피스톤 노즐크기의 형상과 피스톤 작동속도와 관계없이 일정한 특성을 보이고 있으며, 최대 작용력은 120 Kgf의 힘을 보이고 있다. 또 인장작용(up)에서는 피스톤 노즐의 직경과 작동속도에 따라 인장하중이 차이를 보이고 있다. 실린더 특성시험 결과는 체중별로 구분하여 우레탄 고무경도와 피스톤 노즐직경을 선정하는 기본데이터로 사용되며, 임상시험결과 피검자는 슬관절 완충장치의 최대 작용력이 80 Kgf에서 편리하게 보행을 하였다.

3.2 유각기제어를 위한 공압실린더 특성시험

공압실린더의 특성은 마이크로프로세서를 이용하여 제어하고자 할 때 중요한 요소가 있다. 첫째 마이크로프로세서를 이용하여 유각기제어에서 모터 위치의 초기화와 보행속도를 setting 할 때에 모터스텝의 작용영역 설계에 필요한 기본 값을 알아내기 위함이다. 둘째는 니들밸브의 노즐설계와 모터구동에 필요한 소모전류를 적게 하기 위함이다. 모터의 구동이 많은 면 전류소모량도 많아지게 된다. 노즐의 형상에 따라 스텝모터의 구

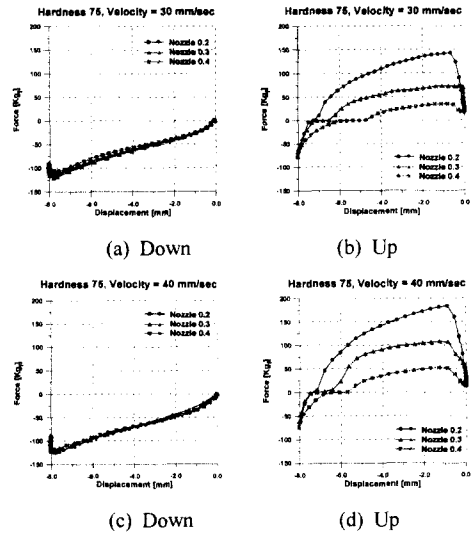


Fig. 9 Up-down action of hydraulic-rubber knee damper at urethane rubber hardness 75

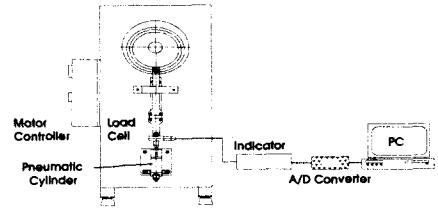


Fig. 10 Schematic diagram of experimental tester

동시간과 공압실린더의 축력이 달라지게 된다. 실험장치는 대퇴절단자가 의지를 장착하고 보행과 유사한 조건이 되도록 변위, 속도, 그리고 축력이 나올 수 있게 제작하였다. 실험장치의 구성도는 크게 구동부, 실린더, 센서부, 분석부로 나누어진다.(Fig. 10)

실험조건으로 보행속도와 노즐의 작동구간, 니들밸브 백래시(backlash) 작동 조건을 가지고 실험을 실시하였다. 대퇴의족 보행분석결과 데이터를 종합하여 느린 보행은 1.4 sec/cycle, 보통 보행은 1.2 sec/cycle, 빠른 보행은 1.0 sec/cycle로 구분하여 실험을 실시하였다. Fig. 11과 같이 공압실린더의 상하왕복운동을 하면 스텝모터를 구동하여 니들밸브를 움직이게된다. 니들밸브의 움직임에 따라 실린더의 축력이 변화하게 된다. 니들밸브의 백래시는 보행의 무릎의 신전에 영향을 미치고, 니들밸브는 무릎굴곡에 영향을 준다. 보통보

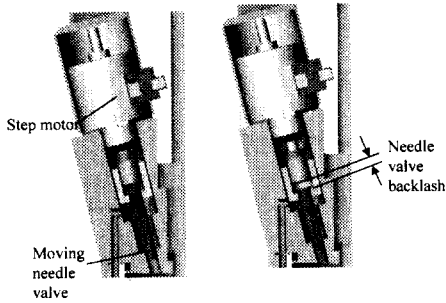


Fig. 11 Moving principle of the needle valve

행(normal gait)에서의 니들밸브 백래시 변화에 따른 공압실린더의 축력을 알아보았다. Fig. 12는 니들밸브 백래시 변화에 따른 최대축력(max force)와 스텝(단면적)의 관계이다. 니들밸브 백래시 변화에 대해 실린더의 축력은 변화를 보이고 있다. 0.5, 1.0, 1.5 mm로 구분하여 실험을 하였다. 니들밸브 백래시 영향은 무릎 굴곡작용에서(양의 값으로 표시) 큰 차이를 보이지 않고 있다. 그러나 무릎 신전작용에는(음의 값으로 표시) 차이를 보이고 있다. 대퇴의족보행에서 무릎의 신전시 축력의 변화가 크게 나타나야 무릎의 충격을 완화시킬 수 있다. 따라서 0.5 mm의 니들밸브 백래시 변화가 공압실린더의 신전작용에 영향을 줄 수 있을 것으로 판단된다.

Fig. 13은 니들밸브 백래시 0.5 mm에서 보통 보행속도 변화에 따른 모터스텝(단면적)과 축력의 관계를 나타내고 있다. 보행속도가 변화하여도 공압실린더의 축력의 차이가 적게 나타나고 있다. 이는 보행속도의 변화보다는 니들밸브의 영향이 유각기제어에 더 많은 영향을 주는 것으로 해석된다. 공압실린더의 최대 축력(양의 값으로 표시)은 15 kgf이며 이것은 보행의 무릎의 굴곡에 영향을 미치게 된다. 또한 무릎의 신전에 영향을 미치는 신전 힘(extension force)(음의 값으로 표시)은 최대 15 kgf로 나타났다. 실험을 통하여 마이크로프로세서로 제어되는 공압실린더의 실제 유각기 보행에서 사용되는 니들밸브 작동영역은 40스텝 정도로 나타났다. 이 40스텝 영역 내에서 모터구동 함으로 유각기를 제어할 수 있는 것이 개발된 공압실린더의 성능으로 나타났다. 스텝모터의 초기 기준 값과 리모콘 제어기의 setting 모드에서 공압실린더 노즐의 구동범위 즉 보행속도 조절 범위는 80스텝으로 한정하였다.

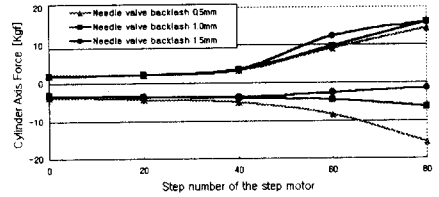


Fig. 12 Influence of step number of the step motor on cylinder axis force for needle valve backlash

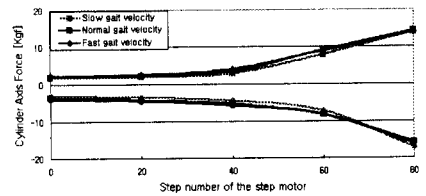


Fig. 13 Influence of step number of the step motor on cylinder axis force for gait speed variable

3.3 임상실험을 통한 보행분석

실제로 대퇴절단자에게 입각기·유각기제어 대퇴의지를 장착하여 임상실험을 실시하였다. 실험장치는 Fig. 14와 같이 4개의 힘측정판(600 x 900 2개, 400 x 600 2개), 적외선 카메라(infrared camera) 6대, 25 mm 반사마커, CCD 카메라 2대, VCR, 데이터 처리장치(VICON 370), 컴퓨터 등이 사용되었다. 모든 실험장치는 VICON 370 data station에 연결되어 시간적으로 일체화 되도록 되어있으며, 실험시 측정되는 모든 데이터들은 VICON 370 data station을 통하여 제어용 PC로 전달된다. 피검자에 대한 실험은 실험오차를 줄이기 위하여 개인별 5회 이상 실시했으며, 피검자가 매번 실험을 할 때마다 보행특성이 변하기 때문에 이들에 대한 자료를 평균화하였다. 임상에 참여한 피검자는 2명으로 2주간의 연습기간을 거쳐 임상실험을 실시하였다. 입각기·유각기 제어 대퇴의지와 흡착식 소켓(suction socket), 에너지 저장형 발(energy storing foot)로 구성된 의지를 착용하였다. 보행자의 특성에 알맞게 의지를 정렬(alignment) 하였다.(Table 1) 피검자는 입각기 제어의지는 안정성이 우수하므로 무릎굴곡에 대해 심리적으로 안정감을 가지고 실험을 실시하였다.

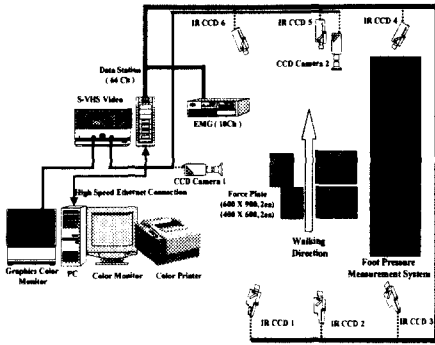


Fig. 14 Clinical gait analysis system configuration

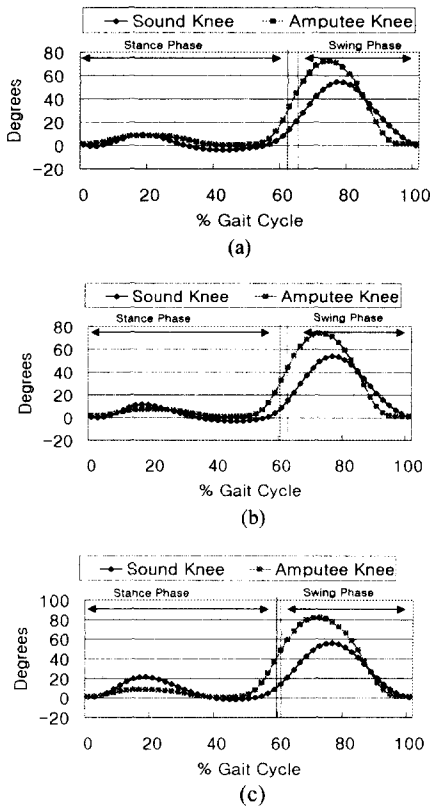


Fig. 15 Clinical gait analysis (subject A);

- (a) Knee flexion/extension at slow walking
- (b) Knee flexion/extension at normal walking
- (c) Knee flexion/extension at fast walking

Fig. 15와 16은 피검자 A, B의 보행분석 결과이다. 입각기 제어용 슬관절 완충장치의 종류는 우레탄 고무경도 65도와 피스톤 노즐 $\phi 0.4$ 를

Table 1 Description of the subjects with transfemoral prosthesis

남자	절단상태	나이	체중	보행속도
피검자 A	우측	54세	58 Kg	1.45 m/s(fast)
				1.16 m/s(normal)
				1.04 m/s(slow)
피검자 B	좌측	45세	68 Kg	1.27 m/s(fast)
				1.20 m/s(normal)
				1.13 m/s(slow)

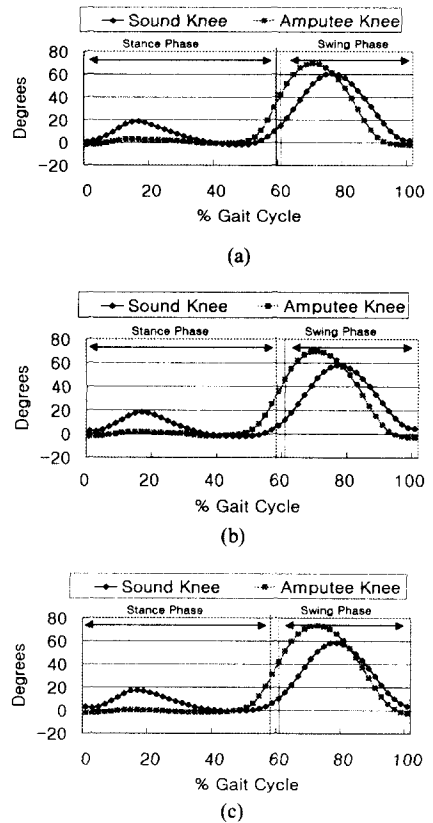


Fig. 16 Clinical gait analysis (subject B);

- (a) Knee flexion/extension at slow walking
- (b) Knee flexion/extension at normal walking
- (c) Knee flexion/extension at fast walking

선정하여 임상실험을 하였다. 유각기 제어는 공압 실린더를 피검자의 보행에 편리하도록 Setting하였다. Fig. 15 와 Fig. 16 (a), (b), (c)는 피검자 A, B에 대하여 본 연구에서 개발된 의지를 착용하고 각각 느린 보행, 보통 보행, 빠른 보행으로 보행 속도를 구분하여 실험을 하였을 때의 결과를 보

여준다. 유각기에서 보행속도가 변화하여도 무릎의 굴곡과 신전이 정상인의 거동과 유사함을 알 수 있다. 빠른 속도보행에서 무릎의 굴곡과 신전은 보통 보행속도, 느린 보행속도와 비교하여 큰 변화를 보이지 않고 있다. 따라서 유각기시 보행속도 변화에 따라 본 연구에서 개발된 의지는 효과적인 유각기 제어 특성이 있는 것을 알 수 있다. 입각기에서는 기존 대퇴의지에서 관찰되지 않은 무릎의 굴곡과 신전이 현저히 관찰됨을 알 수 있고, 이는 본 연구에서 개발된 대퇴 의지의 슬관절 기구의 역할이 정상인의 무릎의 생체역학적 기능을 대신 할 수 있다는 것을 나타낸다. 임상실험을 통하여 입각기, 유각기 제어 대퇴의지의 작동상태를 알아보았다. 입각기에서 슬관절 굴곡각도와 유각기에서 보행속도의 변화는 개발 목적과 일치되는 반응을 하였다. 또한 입각기시 무릎 굴곡 및 신전을 제어하기 위하여 슬관절 완충장치의 설계시 우레탄 고무경도 선택이 중요하며 대퇴 절단자에게 입각기시 최적의 무릎 굴곡 및 신전을 부여하기 위한 생체역학적 적응성을 고려해야 한다.

4. 결 론

입각기와 유각기의 제어가 모두 가능한 대퇴 절단자용 의지를 개발하였다. 입각기제어를 위한 슬관절 완충장치는 기계적 기능 및 특성의 규명을 위하여 실험을 실시하여 성능상태를 평가하였다. 자동 보행속도 적응을 위하여 마이크로프로세서를 이용한 공압제어장치가 개발되었으며, 대퇴의지의 기능은 대퇴절단자에게 장착하여 작동상태를 임상실험으로 증명하였다.

(1) 입각기와 유각기 제어 대퇴의지는 입각기에서는 절단축이 정상축의 70~80%에 근접하는 슬관절 굴곡을 나타냈으며, 유각기에서는 대퇴절단자의 보행속도에 따라 무릎 굴곡 및 신전 운동이 효율적으로 제어되는 것이 관찰되었다.

(2) 입각기에서 슬관절 굴곡 및 신전 각운동은 슬관절 완충장치의 특성에 의해 지배되며, 우레탄 고무경도가 실린더 직경보다 더 많은 영향을 미치는 것으로 나타났다. 따라서 본 장치의 용량 등은 사용자의 보행습관과 보행의 생체역학적 특성을 고려, 설계되는 것이 바람직 할 것으로 판단된다.

(3) 유각기 제어용 스텝모터의 제어범위는 실제 임상실험 결과 15~30 스텝 범위에서 작동하고 있었으며, 보행속도 제어가 가능한 것으로 관찰되었다.

(4) 개발된 대퇴의지는 안정성이 우수하므로 피검자가 만족하는 보행을 가능하게 하였다. 그러나 개발된 대퇴의지의 충분한 기능이 나타내기 위해서는 장기적인 임상실험이 필요하다고 판단된다.

후 기

본 논문은 보건복지부 선도기술개발사업 의료공학기술개발사업(과제번호: HWP-98-G-061-A)의 지원 하에 이루어졌으며, 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Perry, J., 1992, "Gait Analysis; Normal and Pathological Function," N.J. Slack.
- (2) Laura, K. Smith, Elizabeth, L. Weiss, L. Don Lehmkuhl, 1996, "Brunnstrom's Clinical Kinesiology," F.A. Davis.
- (3) Radcliffe, C.W., 1994, "Four-bar Linkage Prosthetic Knee Mechanisms: Kinematic, Alignment and Prescription Criteria," *Prosthet Orthot Int*, Vol. 18, pp. 159~173.
- (4) Radcliffe, C.W., 1977, "The Knud Jansen Lecture: Above-knee Prosthetics," *Prosthet Orthot Int*, Vol. 37, pp. 146~160.
- (5) Saunders, J.B., Inman, V.T., Eberhart, H.D., 1953, "The Major Determinants in Normal and Pathological Gait," *JBJS 35-A*: 543~548.
- (6) Lumentritt, S., Scherer, H.W., Wellershaus, U., Michael, J.W., 1997, "Design Principles, Biomechanical Data, and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: a Preliminary Report," *JPO*, Vol. 9, pp. 18~24.
- (7) Zlatnik, D., 1998, "Intelligently Controlled Above Knee (A/K) Prosthesis" MOVIC "98" Zurich, Switzerland, Vol. 3, pp. 1225~1232.
- (8) Michael, P. Greene, B.S., M.E., C.P.O., 1983, "Four Bar Linkage Knee Analysis," *Orthotics and Prosthetics*, Vol. 37, pp. 15~24.