

## 입각기와 유각기 제어 대퇴의지의 개발

김신기\* · 김종권\* · 홍정화\* · 김경훈\* · 문무성\* · 이순걸\*\* · 백영남\*\*

### Development of a Stance & Swing Phase Control Transfemoral Prosthesis

Shin-Ki Kim, Jong-Gwon Kim, Jeong-Hwa Hong, Gyeong-Hun Kim,  
Mu-Seong Mun, Sun-Geol Lee, Yeong-Nam Baek

**Key Words:** Transfemoral Prosthesis(대퇴의지), Hydraulic-Rubber Knee Damper(슬관절 댐퍼), Stance and Swing Phase Control(입각기 유각기 제어), Gait analysis(보행분석)

#### Abstract

In this study, a transfemoral prosthesis system of which stance phase and swing phase are controlled during walking 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 and behaviour of the knee damper which absorbs the impact energy generated at the heel contact was investigated. The characteristics of the pneumatic cylinder essential for the speed adaptation of the prosthesis during swing phase was also studied for its mechanical characteristics. The prosthesis was subject to the clinical test and the gait characteristics obtained were very close to those of normal. 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 절단자가 보행하기 위해서는 대퇴의지의 역할이 중요하다. 대퇴의지는 슬관절기구로 인체 무릎의 생체역학적 기능을 대신한다. 대퇴 절단자(transfemoral amputee)는 절단부위 상태에 적합한 의지를 착용하면 정상인과 유사한 보행이 가능하다. 보행 시 작용하는 근육들은 대퇴사두근(quadriceps femoris), 슬와근(hamstrings), 대둔근(gluteus maximus) 대퇴직근(rectus femoris muscle) 등이며, 이러한 근육들의 기능이 상실되

어있다.<sup>(1,2)</sup> 따라서 모든 대퇴의지의 메커니즘(mechanism)의 목표는 운동학적(kinematics) 다리 기능을 최대화시켜 보행을 가능하게 하는 것이다. 보행주기는 크게 입각기와 유각기로 구분할 수 있다. 입각기(stance phase)는 체중을 지지하는 구간이며 안정성이 중요하다. 유각기(swing phase)는 슬관절의 굴곡으로 다리가 이동할 수 있게 운동성을 주는 것이다. 즉 대퇴의지는 운동성(mobility)과 안정성(stability)을 유지하는 것이 중요하다. 대퇴의지의 전체적 성능은 무릎의 기능을 하는 슬관절기구와 엉덩이(hip), 발목(ankle), 발(foot)의 상호작용과 밀접한 관계를 가진다.<sup>(3,4)</sup> 입각기 초기 상태인 발뒤축접지기(heel contact)에서 무릎 굴곡은 스프링과 같은 작용을 하여 수직 힘의 급격한 증가를 방지하며, 보행이 진행됨에 따라 체중 적용정의 점차적 이동에 의

\* 회원, 재활공학연구센터

E-mail : skkim@iris.korec.re.kr

TEL : (032)500-0587 FAX : (032)512-9794

\*\* 회원, 경희대학교 기계공학과

한 완충역할을 한다. 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 각 운동 특성에 영향을 미쳐 원활한 보행이 될 수 없었다. 따라서 입각기와 유각기시 정상인의 보행특성을 갖는 생체적응적 대퇴의지의 개발이 요구되었다.

본 연구에서 다축식의지(polycentric prosthesis)의 특징과 슬관절댐퍼(hydraulic-rubber knee damper)를 이용하여 입각기 제어를 하고, 유각기 제어는 마이크로프로세서와 공압식 실린더를 이용하여 보행 중에 자동으로 보행속도의 조절이 가능한 대퇴의지를 개발하였다.

## 2. 대퇴의지 기구의 설계

### 2.1 링크 구조를 이용한 입각기제어 이론

일반적으로 대퇴의지의 안정성은 지면 반발력(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 안전성이 있었다. 4절 링크 의지의 경우도 순간회전중심이 하중선을 기준으로 전방에서 후방으로 이동함에 따라 무릎의 굴곡이 일어나게 된다. 이때 하중선을 기준으로 후위에 순간회전 중심이 위치하면 안정영역이다. 입각기에서 안정성과 적용하중 에너지 감쇠를 위한 무릎의 굴곡을 주기 위해서는 5절 링크 의지 기구를 이용하면 가능하다. 5절 링크 의지에서는 입각기에서 하중이 작용하면 순간회전중심은 4절 링크 의지의 순간회전중심에 비해 안정한 영역으로 움직이게 된다. 그림 1(a)는 입각기시 5절 링크 의지의 발뒤축이 지면과 접촉시 지면반발력 작용방향을 나타낸 것이다. 슬관절에 지면반발력이 발생하면 점 A축을 중심으로 회전토크가 발생하기 시작한다. 이때 지면반발력의 방향은 순간중심의 전방에 위치하며 슬관절은 안정적이다. 그림 1(b)는 발바닥 접지기(foot flat)시 지면반발력 작용방향을 나타낸 것이다. 이때 지면반발력이 점차 증가하며 체중과 관성이 작용하며 슬관절의 굴곡이 일어난다. 점 A축을 중심으로 회전모멘트  $Ma$ 가 작용한

다. 그림 1(c)는 중간입각기(mid stance)에서 점 A축을 중심으로, 지면반발력의 방향이 점 A축을 지나면서 전방에 작용하게 되면 시계방향으로 회전하는 신전모멘트(extension moment)가 발생한다. 따라서 슬관절 굴곡 되었다가 신전하게 된다. 그림 1(d)는 Heel off에서 지면반발력의 방향은 점 A축을 지나고 발뒤꿈치가 보행 면에서 들리기 시작하는 시기이다. 신전모멘트가 계속해서 작용하고 완전히 신전되어 유각기로 진행된다. 다중심(5축) 대퇴의지는 자유도를 2개 가지며 지면반발력의 위치에 따라 순간회전중심과 회전중심 사이에 지면반발력이 작용하면 입각기에서 슬관절의 굴곡이 제어된다. 또한 지면반발력이 회전중심의 전위를 지날 때 안정적인 신전모멘트가 발생하며, 지면반발력이 순간회전중심의 전위에 작용할 때 유각기의 스윙(swing)상태로 된다. 점 A축은 입각기 지면반발력이 작용할 때 회전중심이 된다. 순간회전중심은 지면 반발력이 없는 유각기 동안 무릎굴곡의 회전 중심이 된다.

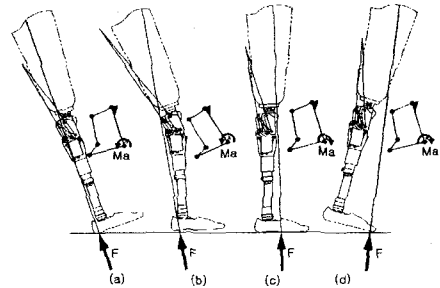


Fig. 1 GRF action and moving of instant center

### 2.2 입각기 제어를 위한 슬관절댐퍼

5절 링크 의지를 착용하고 보행을 하면 입각기시 다중심(5축) 대퇴의지의 링크는 회전되고 무릎의 굴곡이 발생한다. 지면반발력이 작용하게 되면 대퇴의지의 링크에 연결되어있는 슬관절댐퍼에 하중이 전달되어 충격 에너지를 흡수하게 된다. 슬관절댐퍼의 기계적 거동은 5절 링크 대퇴의지가 입각기시 정상인의 슬관절에 의한 하중에너지 감쇠를 대신한다. 이때 슬관절댐퍼의 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 의족을 착용하고 보행 중 체중을 의족 측에 줄 때 좌골(ischium) 지지부에 충격 하중을 집중시키며 의족 착용자의 정상보행을 방해하여 보행에 필요한 에너지를 증가시킨다. 그러나 본 연구에서 개발된 5절 링크 대퇴의지에 무릎 굴곡기능과 생체적응형 슬관절댐퍼 기구는 정상인의 슬관절에서 볼 수 있는 입각기에서 안정성과 충격흡수 효과를 줄 수 있다.

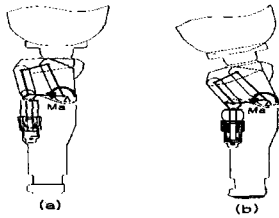


Fig. 2 5-axis link and Hydraulic-Rubber knee damper action

그림 2(a)는 하중이 작용하기 전의 5축 링크와 슬관절댐퍼가 연결되어 있다. 그림 2(b)와 같이 하중이 작용하면 댐퍼의 길이변화가 일어나고 슬관절이 굴곡 된다. 무릎이 굴곡 각도가 커짐에 따라 댐퍼의 길이변화도 많아지게 된다. 입각기의 무릎굴곡의 비율은 우레탄 고무의 탄성에 의해 제어되고, 이것은 대퇴절단자의 보행상태에 따라 알맞게 조정될 수 있다. 또한 유압실린더는 중간 입각기에서 보행이 정상일 때 까지 축적된 에너지의 방출을 지연시킴으로써 무릎 신전을 최적으로 제어하는 작용을 한다.

### 2.3 유각기 제어를 위한 공압실린더

그림3와 같이 공압실린더의 비 선형적으로 작용하는 공기압력을 이용하여 다양한 속도를 제어할 수 있다. 피스톤의 속도는 보행의 속도에 비례하며, 피스톤 작동속도는 노즐에 의해서 결정된다. 노즐의 공기흐름은 오리피스 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 리니어 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 알아야 한다. 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. 그림 4는 제어의 전체 구성도이다.

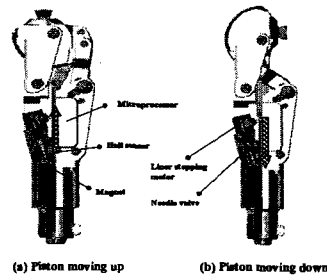


Fig. 3 Action principle of the pneumatic cylinder

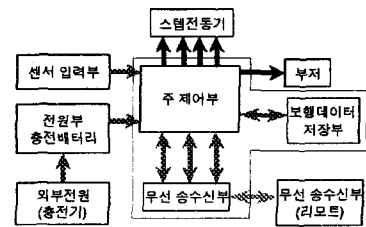


Fig. 4 Schematic diagram of control system

## 3. 실험 및 결과

### 3.1 입각기제어용 슬관절댐퍼 특성실험

입각기 무릎굴곡은 슬관절댐퍼의 특성에 따라 결정된다. 슬관절댐퍼의 특성을 결정하기 위하여 인장, 압축이 가능한 INSTRON 8511 실험 기를 사용하여 실험을 하였다.

실험조건으로 정상인의 보행분석 데이터를 이용하여 슬관절댐퍼의 반응시간을 분석하였다. 보행 주기 전체를 1초로 가정하였다. 입각기 슬관절댐퍼의 작동시간은 0.3초 이내로 가정하였다. 유압실린더 피스톤의 작동속도는 30mm/sec,

40mm/sec로 구분하였다. 이는 피스톤의 변위와 보행속도를 환산하여 결정된 것이다. 보행속도 구분은 보행속도 변화에 따른 슬관절뎀퍼의 특성을 알아보기 위함이다. 실험은 슬관절뎀퍼에 영향을 미치는 변수로 우레탄 고무의 경도, 피스톤의 노즐, 유압오일의 동점성 지수 한정하였다. 우레탄 고무의 작용은 입각기 발뒤축접지기부터 슬관절 굴곡 각운동에 대한 충격을 흡수함으로써 변위가 발생하게 된다. 우레탄 고무의 경도는 65도, 75도 두 가지를 선정하였다. 이는 정상인의 무릎을 과신전 시킬시 측정된 무릎 최대 굴곡각도 및 각속도를 측정하고, 슬관절 기구에 고무경도 40에서 90까지의 우레탄 고무를 장착한 후, 동일 조건에서 실험하여 신전 각도가 정상인과 유사했을 때의 우레탄 고무경도 범위를 구한 후 선택되었다. 유압 피스톤 노즐의 직경은 입각기 mid stance에서 충격 흡수능과 관련이 있다. 유압 실린더 피스톤의 노즐 직경의 영향을 알기 위하여 0.2, 0.3, 0.4mm 직경에 대해 정한 후 실험을 수행하였다. 그림 5(a, b)은 경도65의 우레탄 고무를 사용하였을 시에 피스톤의 작동속도는 30mm/sec에서 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. 그림 5(c, d)은 우레탄 고무 경도65와 피스톤 작동속도 40mm/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 굴곡시에는 우레탄 고무의 에너지 흡수능이 주요하고 유압실린더에 의한 영향은 무시될 수 있다. 최대 작용력은 80Kg의 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. 그림 6(a, b)은 우레탄 고무경도75와 피스톤의 작동속도는 30mm/sec 일 경우 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. 그림 6(c, d)은 경도75와 피스톤 작동속도 40mm/s에서 변위-힘의 관계를 나타내고 있다. 압축작용(down)의 경우 피스톤 노즐크기의 형상과 피스톤 작동속도와 관계없이 일정한 특성을 보이고 있으며, 최대 작용력은 120Kg의 힘을 보이고

다. 또 인장작용(up)에서는 피스톤 노즐의 직경과 작동속도에 따라 인장하중이 차이를 보이고 있다. 실린더 특성실험 결과는 체중별로 구분하여 우레탄 고무경도와 피스톤 노즐직경을 선정하는 기본데이터로 사용되며, 임상실험을 통하여 피검자가 가장 편리하게 보행하는 조건에 적용된다.

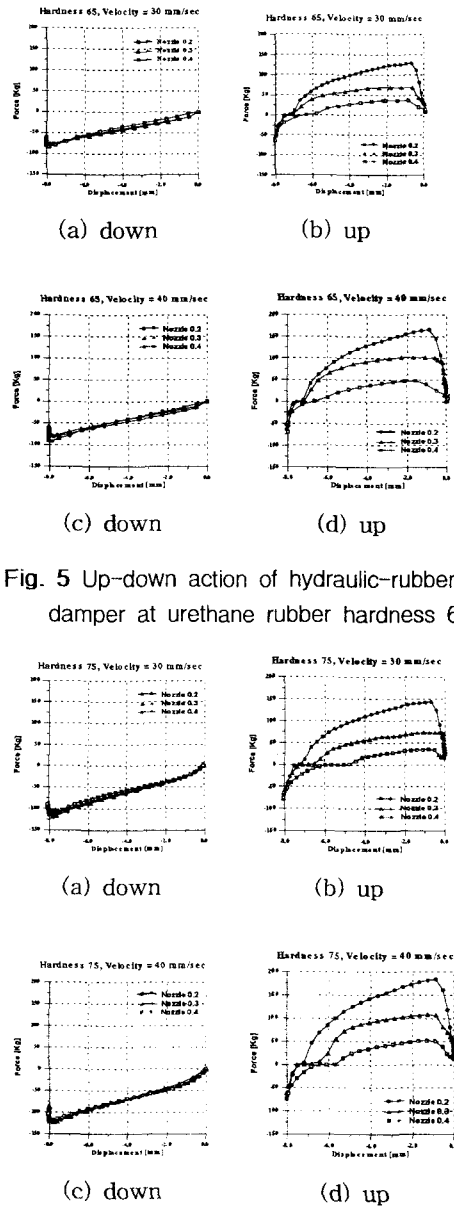


Fig. 5 Up-down action of hydraulic-rubber knee damper at urethane rubber hardness 65

Fig. 6 Up-down action of hydraulic-rubber knee damper at urethane rubber hardness 75

### 3.2 유각기제어를 위한 공압실린더 특성실험

공압실린더의 특성은 마이크로프로세서를 이용하여 제어하고자 할 때 중요한 요소가 있다. 첫째 마이크로프로세서를 이용하여 유각기제어에서 모터 위치의 초기화와 보행속도를 setting 할 때 모터스텝의 작용영역 설계에 필요한 기본값을 알아내기 위함이다. 둘째는 니들밸브의 노즐설계와 모터구동에 필요한 소모전류를 적게 하기 위함이다. 모터의 구동이 많은 면 전류소모량도 많아지게 된다. 노즐의 형상에 따라 스텝모터의 구동시간과 공압실린더의 축력이 달라지게 된다. 실험조건으로 보행속도와 노즐의 작동구간, 니들밸브 백래시 작동 조건을 가지고 실험을 실시하였다. 대퇴의족 보행분석결과 데이터를 종합하여 느린보행은 1.4sec/cycle, 보통보행 1.2 sec/cycle, 빠른걸음1.0sec/cycle로 구분하여 실험을 실시하였다 그림7과 같이 공압실린더의 상하왕복운동을 하면 스텝모터를 구동하여 니들밸브를 움직이게 된다. 니들밸브의 움직임에 따라 실린더의 축력이 변화하게 된다. 니들밸브의 백래시는 보행의 무릎의 신전에 영향을 미치고, 니들밸브는 무릎 굴곡에 영향을 준다. 보통(normal walking)보행에서의 니들밸브 백래시 변화에 따른 공압실린더의 축력을 알아보았다. 유각기제어에서 스텝모터의 제어범위는 40스텝으로 나타났다.

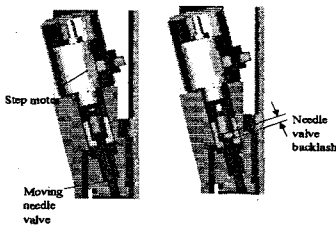


Fig. 7 Moving principle of the needle valve

그림 8는 니들밸브 백래시 변화에 따른 Max Force와 스텝(단면적)의 관계이다. 니들밸브 백래시 변화에 대해 실린더의 축력은 변화를 보이고 있다. 0.5mm, 1.0mm, 1.5mm로 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 0.5mm의 니들밸브 백래시 변화가 공압실린더의 신전작용에 영향을 줄 수 있을 것으로 판단된다.

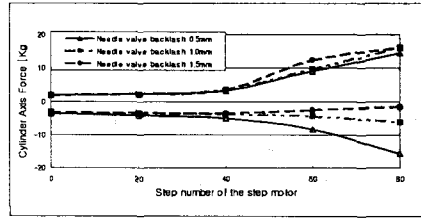


Fig. 8 Influence of step number of the step motor on cylinder axis force for needle valve backlash

### 3.3 임상실험을 통한 보행분석

임상에 참여한 피검자는 보행상태가 양호한 편이다. 설계 제작된 입각기와 유각기 제어대퇴의지와 흡착식 소켓(suction socket), 에너지 저장형발(energy storing foot)로 구성된 의지를 착용하였다. 보행자의 특성에 알맞게 의지를 정렬(alignment) 하였다.(표 1)

남 자	절단상태	나 이	체 중	보행속도
피검자 A	우 측	54세	58 Kg	1.45 m/s(fast)
				1.16 m/s(normal)
				1.04 m/s(slow)

Table. 1 Description of the subjects with transfemoral prosthesis

그림 9는 피검자의 보행분석 결과이다. 입각기제어용 유압댐퍼의 종류는 우레탄 고무경도 65도와 피스톤 노즐  $\phi 0.4$ 를 선정하여 임상실험을 하였다. 유각기제어는 공압실린더를 피검자의 보행에 편리하도록 Setting하여 보행속도변화에 익숙해지도록 연습하였다.

그림 9의 (a), (b), (c)는 피검자에 대하여 본 연구에서 개발된 의지를 착용하고 각각 느린 보행, 보통 보행, 빠른 보행으로 보행속도를 구분하여 실험을 하였을 때의 결과를 보여준다. 유각기 시 보행속도가 변화하여도 무릎의 굴곡과 신전이 정상인의 거동과 유사함을 알 수 있다. 빠른 속도 보행에서 무릎의 굴곡과 신전은 보통 보행속도, 느린 보행속도와 비교하여 큰 변화를 보이지 않고 있다. 따라서 유각기 시 보행속도 변화에 따

라 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 알아 보았다. 입각기에서 슬관절 굴곡각도와 유각기에서 보행속도의 변화는 개발 목적과 일치되는 반응을 하였다. 또한 입각기 시 무릎 굴곡 및 신전을 제어하기 위하여 슬관절 댐퍼의 설계시 우레탄 고무경도 선택이 중요하며 대퇴 절단자에게 입각기 시 최적의 무릎 굴곡 및 신전을 부여하기 위한 생체역학적 적응성을 고려해야 한다 .

#### 4. 결론

본 연구를 통하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

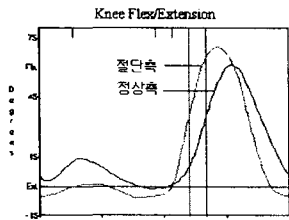
1. 입각기와 유각기 제어 대퇴의지는 임상실험 결과 입각기 초기 무릎의 굴곡이 정상인의 보행 거동에 근접했으며, 유각기에서는 대퇴절단자의 보행속도에 따라 무릎 굴곡 및 신전 운동 제어가 가능하였다.
2. 입각기에서 슬관절 굴곡 및 신전 각운동은 슬관절댐퍼의 특성에 의해 지배된다. 따라서 대퇴절단자의 보행습관과 생체역학적 특성을 고려하는 슬관절댐퍼 설계가 요구된다.
3. 실험을 통하여 유각기제어에서 스텝모터의 제어범위는 40스텝으로 나타났고, 임상실험에서 보행속도 변화에 따른 스텝모터의 구동범위는 40스텝이내에서 작동되고 있으며 피검자의 보행특성에 따라 스텝모터의 구동범위에 대한 최적 설정이 요구된다.
4. 개발된 입각기 제어와 유각기 제어 대퇴의지는 대퇴절단자가 정상에 근접한 보행을 가능하게 한다. 그러나 개발된 대퇴의지의 충분한 기능이 나타내기 위해서는 장기적인 임상실험이 필요하다고 판단된다.

후기

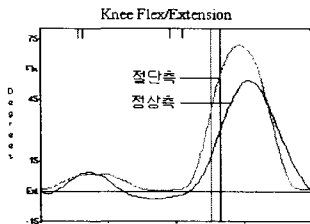
본 논문은 보건복지부 선도기술개발사업 의료공학기술개발사업(과제번호: HWP-98-G-061-A)의 지원하에 이루어졌으며, 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

#### 참고문헌

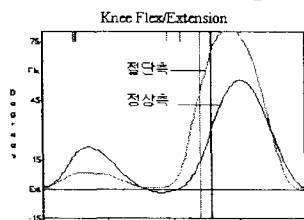
- (1) Perry J. 1992, "Gait analysis; normal and pathological function", N.J. Slack
- (2) Laura K. Smith, Elizabeth L. Weiss, L. Don Lehmkuhl, 1996, "Brunnstrom's Clinical Kinesiology" F.A. Davis.
- (3) Radcliffe CW. 1994, "Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematic, alignment and prescription criteria." *Prosthet Orthot Int*, vol.18, pp159-73,
- (4) Radcliffe CW. 1977, "The Knud Jansen Lecture: Above-knee Prosthetics", *Prosthet Orthot Int*. vol.37, pp.146-160.



(a) Knee flexion/extension at slow walking



(b) Knee flexion/extension at normal walking



(c) Knee flexion/extension at fast walking

Fig. 9 Clinical gait analysis