

5축 링크를 이용한 입각기 제어 대퇴의지의 개발

김신기 · 홍정화 · 김경훈 · 문무성 · 이순걸* · 백영남*

재활공학 연구센터, *경희대학교 기계공학과
(2000년 9월 25일 접수, 2000년 12월 21일 채택)

Development of a Stance Phase Control Transfemoral Prosthesis Using the 5-Axes Link

S.K Kim, J.H. Hong, K.H. Kim, M.S. Mun, S.G. Lee*, Y.N. Baek*

Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center
*Department of Mechanical Engineering, Kyunghee University
(Received September 25, 2000. Accepted December 21, 2000)

요약 : 본 연구의 목적은 대퇴부가 절단된 다리의 생체 역학적 기능을 복구할 수 있게 하는 의지의 개발을 위하여 5축 링크, 슬관절 완충장치를 사용하여 보행시 입각기를 제어할 수 있는 대퇴 의지 시스템 개발에 있다. 이를 위하여 입각기시 대퇴의지와 지면간 접촉 중 충격 에너지 흡수를 하는 슬관절 완충장치의 기계적 특성 및 거동을 분석하였다. 임상시험을 통하여 개발된 대퇴의지의 성능을 검증한 결과 대퇴 절단 피검자들의 보행 특성은 정상인의 보행에 근접한 경향을 보였다. 결론적으로 본 연구에서 개발된 입각기 대퇴의지는 입각기시 현저한 보행 안정성을 보였다.

Abstract : In this study, we developed a transfemoral prosthesis system controlling the stance phase of gait to restore the biomechanical function of the amputated leg. It was composed of a 5 bar link mechanism and a hydraulic-rubber knee damper for the stance phase control. The mechanical characteristics of the knee damper which absorbs the impact energy occurring at the heel contact were investigated. The prosthesis was subjected to clinical tests, and the gait characteristics were very close to those of normal subjects. Particularly, the developed prosthesis showed a significantly improved stability during the stance phase.

Key words : Transfemoral Prosthesis, Hydraulic-Rubber Knee Damper, Stance and Swing phase Control, Gait analysis

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 전제로 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 보행동안 효율적 보행을 이루기 위하여, 여러 가지의 근육들, 즉 대퇴사두근(quadriceps femoris), 슬관절(ham-

strings), 대둔근(gluteus maximus), 대퇴직근(rectus femoris muscle) 등이 복잡한 상호 작용이 일어난다.[1,2] 따라서 대퇴 의지의 기구학적 설계와 제어는 이러한 관절 골근육계(muscular-skeletal system)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), 발목관절(ankle joint) 등 3개의 관절운동이 관계하는 바, 대퇴의지의 전체적 성능은 이들 3개의 관절과 발(foot)의 상호작용과 밀접한 관계를 가진다.[3,4] 입각기는 체중에 의한 하중지지구간으로 발뒤축접지기(heel contact), 발바닥접지기(foot flat), 중간입각기(mid stance), 발뒤축들림기(heel off)의 구간으로 구분된다.

<속보논문>본 연구는 2000년도 보건복지부 보건의료기술 연구개발사업 연구(과제번호: HWP-98-G-3-061-A)지원에 의해 수행되었음.

통신저자: 김신기, (403-120) 인천시 부평구 구산동 47-3

Tel.(032)500-0587, Fax.(032)512-9794

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

발뒤축접지기구간에서 입각기 슬관절 굴곡(flexion)이 정점에 도달하며, 정상인의 경우 보통 무릎굴곡각도는 10~15° 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 제한함으로써 무게중심의 이동을 적게 하여 신체를 부드럽게 앞으로 이동시켜 보행을 최적 상태로 유지한다.[5,6,7]

기존에 개발된 대퇴의지의 경우 입각기시 정상인의 슬관절 굴곡 및 신전 운동 특성을 나타낼 수 없었다. 따라서 입각기에서 정상인의 보행특성과 유사한 기능을 제공하는 생체적용형 대퇴의지의 개발이 요구되었다. 본 연구에서는 이러한 배경에서 인체의 자연 상태의 슬관절 운동과 유사한 가변 순간회전 중심을 가지는 다축식 5절 링크 시스템(polycentric 5-link system)의 기구학과 유압의 비압축성을 이용한 슬관절 완충장치(knee damper)를 사용하여 입각기를 제어하는 대퇴의지를 개발하였다.

대퇴의지 기구의 설계

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 안정성이 있었다. 4절 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 굴곡된다.[8,9] 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 발바닥접지기시 지면반발력 작용방향을 나타낸 것이다. 이때 지면반발력이 점차 증가하며 체중과 관성이 작용하며 슬관절의 굴곡이 일어난다. 점 A축을 중심으로 회전모멘트 M_a 가 작용한다. 그림 1(c)는 중간입각기에서 점 A축을 중심으로, 지면반발력의 방향이 점 A축을 지나면서 전방에 작용하게 되면 시계 방향으로 회전하는 신전모멘트(extension moment)가 발생한다. 따라서 슬관절이 굴곡 되었다가 신전하게 된다. 그림 1(d)는 발뒤축들림기에서 지면반발력의 방향은 점A축을 지나고 발

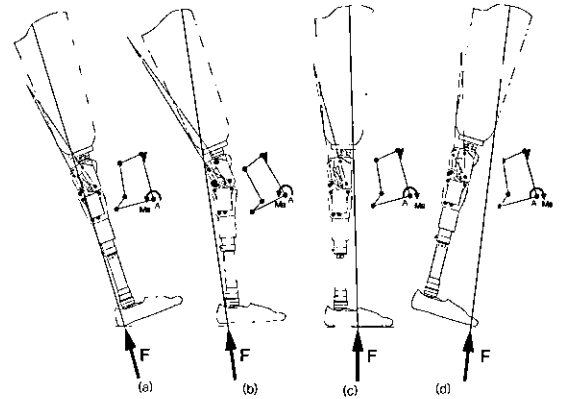


그림 1. 지면반발력 작용과 순간중심의 이동

- (a) 발뒤축접지기 (b) 발바닥접지기
- (c) 중간입각기 (d) 발뒤축접지기

Fig. 1. GRF behavior respect to instantaneous center of rotation

- (a) Heel contact (b) Foot flat
- (c) Mid stance (d) Heel off

뒤꿈치가 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 유각기동안 무릎굴곡의 회전 중심이 된다. 그림 2는 지면반발력이 작용함에 따라 순간중심 궤적을 무릎의 굴곡 각도 5도 간격으로 위치가 변화되는 것을 보여주고 있다. 슬관절의 굴곡각도

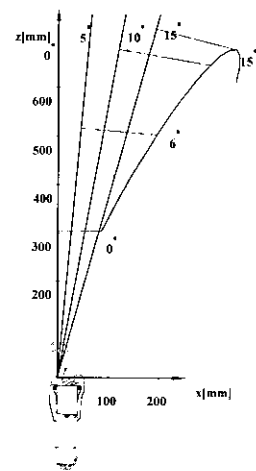


그림 2. 입각기시 순간중심의 궤적

Fig. 2. Pathway of the stance phase instantaneous center of rotation

(flexion angle)는 최대 15도 까지 굴곡 하도록 대퇴의지를 설계하였다.

입각기 제어를 위한 슬관절 충격완충 장치

5축 링크 의지를 착용하고 보행을 하면 입각기시 5축 대퇴의지의 링크는 회전되고 무릎의 굴곡이 발생한다. 지면반발력이 작용하게 되면 대퇴의지의 링크에 연결되어있는 슬관절 완충장치에 하중이 전달되어 충격 에너지를 흡수하게 된다. 슬관절 완충장치의 기계적 저동은 5절 링크 대퇴의지가 입각기시 정상인의 슬관절에 의한 하중에너지 감쇠를 대신한다. 이때 슬관절 완충장치의 우레탄고무(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 보행중 체중을 의족 축에 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 슬관절 완충장치 기구는 정상인의 슬관절에서 볼 수 있는 입각기에서 안정성과 충격흡수 효과를 줄 수 있다.

그림 3(a)은 하중이 작용하기 전의 5축 링크와 슬관절 완충장치가 연결되어있다. 그림 3(b)과 같이 하중이 작용하면 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 조절되고, 이것은 대퇴절단자의 보행상태에 따라 알맞게 조정될 수 있다. 또한 유압실린더는 중간 입각기에서 보행이 정상이 될 때까지 축적된 에너지의 방출을 지연시킴으로서 무릎 신전을 최적으로 제어하는 작용을 한다.

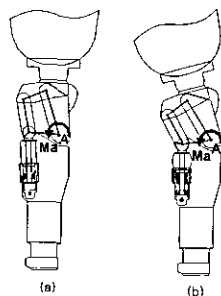


그림 3. 5축 링크와 슬관절 완충장치 작용
 (a) 지면반발력의 작용 전 (b) 지면반발력의 작용 후
 Fig. 3. 5-axis link and hydraulic-rubber knee damper action
 (a) Before GRF is applied (b) After GRF is applied

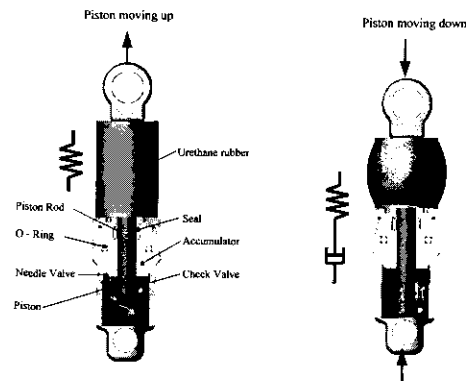


그림 4. 유압댐퍼의 상하작용
 Fig. 4. Up-down action of hydraulic damper

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

실험 및 결과

1. 입각기제어용 슬관절 완충장치 특성실험

입각기 무릎굴곡은 슬관절 완충장치의 특성에 따라 결정된다. 슬관절 완충장치의 특성을 결정하기 위하여 인장, 압축이 가능한 INSTRON 8511 실험기를 사용하여 실험을 하였다.

실험조건으로 정상인의 보행분석 데이터를 이용하여 슬관절 완충장치의 반응시간을 분석하였다. 보행주기 전체를 1초로 가정하였다. 입각기 슬관절 완충장치의 작동시간은 0.3초 이내로 가정하였다. 유압실린더 피스톤의 작동속도는 30mm/sec, 40mm/sec로 구분하였다. 이는 피스톤의 변위와 보행속도를 환산하여 결정한 것이다. 보행속도 구분은 보행속도 변화에 따른 슬관절 완충장치의 특성을 알아보기 위함이다. 실험은 슬관절 완충장치에 영향을 미치는 변수로 우레탄 고무의 경도, 피스톤의 노즐, 유압오일의 동점성 지수로 한정하였다. 실험을 통해 확인한 결과 오일의 동점도 지수변화의 영향은 미미하였다. 우레탄 고무의 작용은 입각기 발뒤축접지기부터 슬관절 굴곡 각운동에 대한 충격을 흡수함으로써 변위가 발생하게 된다. 우레탄고무의 경도는 65도, 75도 두 가지를 선정하였다. 이는 정상인의 무릎을 과신전 시킬 때 측정된 무릎 최대 굴곡각도 및 각속도를 측정하고, 슬관절 기구에 고무 경도 40에서 90까지의 우레탄고무를 장착한 후, 동일 조건에서 실험하여 신전 각도가 정

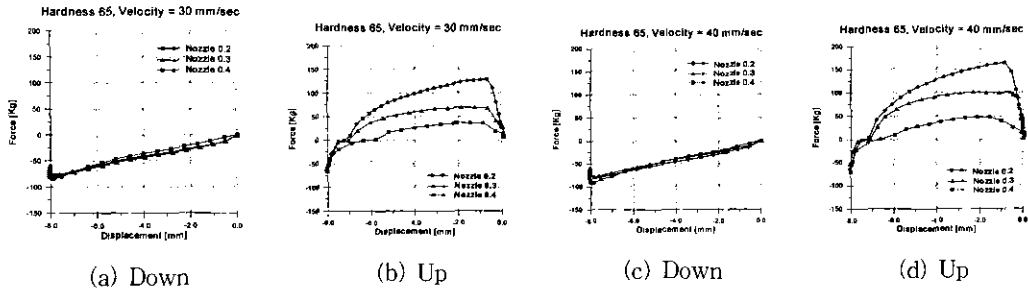


그림 5. 우레탄 고무경도 65에서의 슬관절 완충장치의 상하작용
 Fig. 5. Up-down action of hydraulic-rubber knee damper at urethane rubber hardness 65

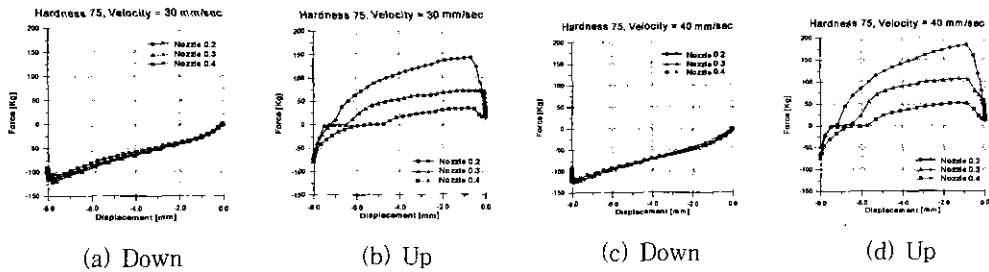


그림 6. 우레탄 고무경도 75에서의 슬관절 완충 장치의 상하작용
 Fig. 6. Up-down action of hydraulic-rubber knee damper at urethane rubber hardness 75

상인과 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 0.2, 0.3, 0.4mm 직경에 대해 실험을 수행하였다.

그림 5(a,b)는 경도65의 우레탄고무를 사용하였을 시에 피스톤의 작동속도는 30mm/sec에서 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. 그림 5(c,d)는 우레탄고무 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 우레탄고무의 에너지 흡수 능력이 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)는 우레탄고무 경도75와 피스톤의 작동속도는 30mm/sec일 경우 변위-힘의 관계를 나타낸 것이다. 그림6(c, d)는 경도75와 피스톤 작동속도 40mm/s에서 변위-힘의 관계를 나타내고 있다. 압축작용(down)의 경우 피스톤 노즐크기의 형상과 피스톤 작동속도와 관계없이 일정한 특성을 보이고 있으

며, 최대 작용력은 120kg의 힘을 보이고 있다. 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.

2. 임상실험을 통한 보행분석

실제로 대퇴절단자에게 입각기 제어 대퇴의지를 장착하여 임상실험을 실시하였다.

실험장치는 그림 7과 같이 4개의 힘 측정판(piezoelectric

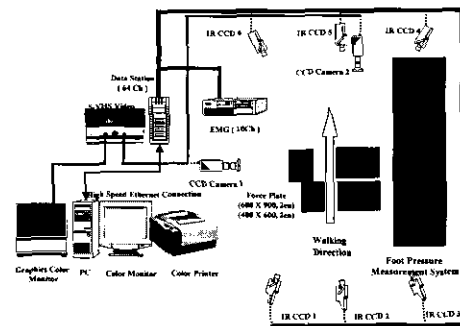


그림 7. 보행분석 실험장치 구성도
 Fig. 7. Clinical gait analysis system configuration

표 1. 피검자의 제원

Table 1. Description of the subjects with transfemoral prosthesis

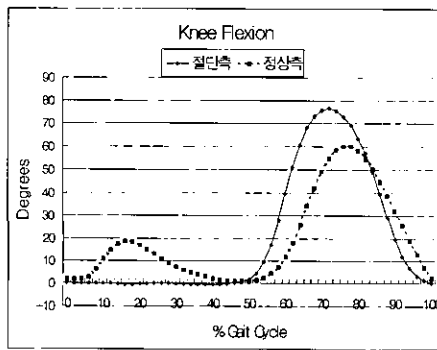
남 자	절단상태	나 이	체 중
피검자 A	우 측	54세	58 Kg
피검자 B	좌 측	45세	68 Kg

force plate) (600×900 2개, 400×600 2개), 적외선 카메라 (infrared camera) 6대, 25mm 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 control PC로 전달된다.[10]

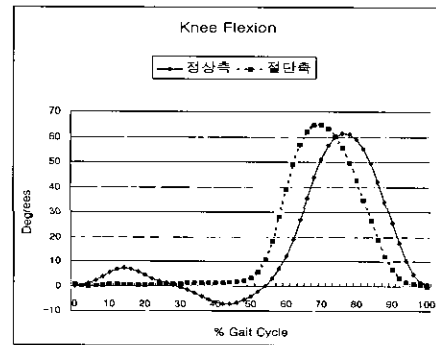
피검자에 대한 실험은 실험오차를 줄이기 위하여 개인별 5회 이상 실시했으며, 피검자가 매번 실험을 할 때마다 보행특

성이 변하기 때문에 이들에 대한 자료를 평균하였다. 임상에 참여한 피검자는 2명으로 보행상태가 양호한 편이다. 4절 링크 의지와 입각기제어 의지 2종류의 대퇴의지와, 흡착식 소켓(suction socket), 그리고 에너지 저장형 발(energy storing foot)로 구성된 의지를 착용하였다. 보행자의 특성에 알맞게 의지를 정렬(alignment) 하였다.(표 1)

그림 8은 피검자 A, B에 대하여 일반적인 4절 링크 대퇴의지를 착용하고 각각 임상실험을 하였을 때 무릎 굴곡과 신전 각도의 결과를 보여준다. 입각기에서 절단측 무릎의 굴곡은 전혀 일어나지 않으며, 전형적인 대퇴의족보행을 나타내고 있다. 그림 9는 피검자 A, B에 대하여 개발된 입각기제어 대퇴의지를 착용하고 각각 임상실험을 하였을 때 무릎 굴곡과 신전 각도를 나타낸 것이다. 입각기제어용 슬관절 완충장치의 종류는 우레탄 고무경도 65도와 피스톤 노즐 $\phi 0.4$ 를 선정하여 임상실험을 하였다. 입각기에서는 기존 대퇴의지에서 관찰되지 않은 무릎의 굴곡과 신전이 현저히 관찰됨을 알 수 있고, 이는 본 연



(a)



(b)

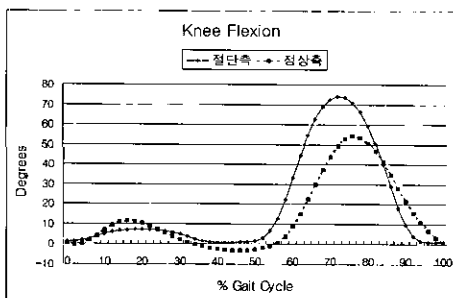
그림 8. 일반 4절 대퇴의지를 착용한 피검자의 무릎 굴곡/신전 각도

(a) 피검자 A, (b) 피검자 B

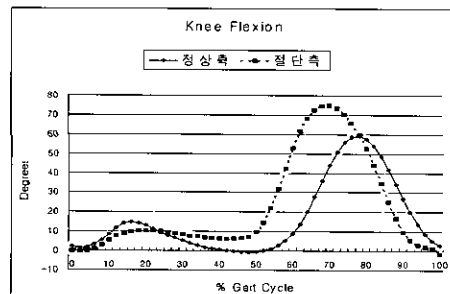
Fig. 8. Knee flexion - extension behavior

when conventional transfemoral prosthesis (4-link knee mechanism) was used

(a) subject A, (b) subject B



(a)



(b)

그림 9. 입각기 제어용 대퇴의지를 착용한 피검자의 무릎 굴곡/신전 각도

(a) 피검자 A, (b) 피검자 B

Fig. 9. Knee flexion - extension behavior when the stance phase controlled prosthesis was used

(a) subject A, (b) subject B

구에서 개발된 대퇴 의지의 슬관절 기구의 역할이 정상인의 무릎의 생체역학적 기능을 대신 할 수 있다는 것을 나타낸다. 임상실험을 통하여 입각기 제어 대퇴의지의 작동상태를 알아보았다. 입각기에서 슬관절 굴곡각도와 유각기에서 보행속도의 변화는 개발 목적과 일치되는 반응을 하였다. 또한 입각기 시 무릎 굴곡 및 신전을 제어하기 위하여 슬관절 완충장치의 설계 시 우레탄 고무경도 선택이 중요하며 대퇴 절단자에게 입각기 시 최적의 무릎 굴곡 및 신전을 부여하기 위한 생체역학적 적응성을 고려해야 한다.

결 론

5축 링크를 이용한 입각기 제어대퇴의지를 개발하였다. 입각기제어를 위한 슬관절 완충장치는 기계적 기능 및 특성의 규명을 위하여 실제로 인장, 압축실험(INSTRON 8511)을 실시하여 성능상태를 평가하였다. 이와 함께 임상실험과 보행분석을 통하여 입각기제어 대퇴의지가 어떻게 작용하는지 알아보았다. 본 연구를 통하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

1. 입각기제어 대퇴의지는 임상실험 결과 입각기 초기 무릎의 굴곡이 정상인의 보행 거동에 근접하였다.
2. 입각기에서 슬관절 굴곡 및 신전 각운동은 슬관절 완충 장치의 특성에 의해 지배된다. 따라서 본 장치의 용량 등은 사용자의 보행습관과 보행의 생체역학적 특성을 고려, 설계되는 것이 바람직 할 것으로 판단되었다.
3. 개발된 입각기 제어 대퇴의지는 대퇴절단자가 정상에 근접한 보행을 가능하게 한다. 그러나 개발된 대퇴의지의 충분한 기능이 나타내기 위해서는 장기적인 임상실험이 필요하다고 판단된다.

참 고 문 헌

1. Perry J. "Gait analysis"; normal and pathological function. N.J. Slack, 1992.
2. Laura K. Smith, Elizabeth L. Weiss, L. Don Lehmkuhl, "Brunnstrom's Clinical Kinesiology" F.A. Davis. 1996
3. Radcliffe CW. "Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematic, alignment and prescription criteria." Prosthet Orthot Int, vol.18, pp159-73, 1994
4. Radcliffe CW. "The Knud Jansen Lecture: Above-knee Prosthetics", Prosthet Orthot Int. vol.37, pp.146-160, 1977
5. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD. The major determinants in normal and pathological gait. JBJS 1953;35-A:543-548
6. Lumentritt S, Scherer HW, Wellershaus U, Michael JW. "Design Principles, Biomechanical Data, and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: a preliminary report. JPO, vol.9, pp18-24, 1997
7. D. Zlatnik "Intelligently Controlled Above Knee (A/K) Prosthesis" MOVIC "98" Zurich, Switzerland, vol.3, pp1225-1232. 1998
8. Michael P. Greene, B.S., M.E., C.P.O., "Four Bar Linkage Knee Analysis", Orthotics and Prosthetics, vol.37, pp.15-24, 1983
9. A. Cappozzo, T. Leo, S. Sandriini Cortesi "A Polycentric Knee-Ankle Mechanism for Above-knee Prostheses" Journal of Biomechanics, 1976, Vol.9, pp.283-292
10. VICON clinical manager user manual. Oxford metrics limited, 1995