

◆특집◆ 생체공학

대퇴절단자의 의지보행분석 및 대퇴소켓생체역학

홍정화*, 문무성*

Prosthetic Gait and Socket Biomechanical Analyses of Transfemoral Amputee

Jung Hwa Hong* and Mu Seong Mun*

Key Words : Gait Analysis (보행분석), Rehabilitation Engineering (재활공학), Transfemoral Amputee (대퇴절단자), Transfemoral Prosthesis (대퇴의지), Socket Biomechanics (소켓생체역학)

1. 서론

보행분석(gait analysis)은 생체역학을 주요 도구로 사용하며 실험 및 해석적인 방법을 사용하여 인체의 운동과 운동역학 분석을 목적으로 하는 학문으로 정의 될 수 있다. 인간이 생활을 영위해 나가는 데 필수적인 활동으로서 무의식중에 행하고 있지만, 유아기에 걸음(walking)을 하기 위해서는 학습이 필요한 인체 운동이다. 또한 보행은 인체 신경계(neurological system), 근육계(muscular system), 골격계(skeletal system)의 생리학적(physiological) 활동이 통합된 결과이므로, 인체 신경근골격계가 질병, 사고, 노화 등으로 손상을 입었을 때 재활공학 및 의학의 방법으로 손상된 기능을 정상인에 근접시키기 위하여 보행에 대한 생체역학적 특성에 대한 이해는 필수적이다.

보행분석은 19세기 중반부터 체계적인 연구가 시작되었으며, 컴퓨터와 전자기술, 센서의 개발로 인하여 초기의 임상적인 연구로부터 점점 더 복잡한 측정 방법을 통해 수학적 분석 및 모델링까지 꾸준히 발전하여 왔다. 현재 보행분석은 재활공학 및 의학뿐만 아니라 물리치료, 생명공학, 정형외과학, 류마치스학, 신경과학, 스포츠과학 같은 전문분야에서 임상 및 의공학적인 이용에 관심이 증가하고 있다.

21세기는 전 세계적으로 고도산업화가 급격히 진행되고 있으며 수반되는 산업재해, 교통관련 재해 및 노인성 질환 및 당뇨병과 같은 성인병에 의한 하지 절단장애인의 수는 지속적으로 증가하고 있다. 국내의 통계를 살펴보면 하지절단장애인의 수는 약 20만 명 이상으로 추산되며, 이들에게 하지절단장애인에게 정상적 보행에 근접시키는 하지의 개발은 우리나라에 있어서 복지사회 구현 목적뿐만 아니라 산업경제 및 사회적 발전 측면에서도 매우 중요하다. 재활공학(rehabilitation

* 재활공학연구소 인체공학실

Tel. 032-500-0584, Fax. 032-512-9794

Email jhhong@iris.korec.re.kr

재활공학 특히, 생체역학, 운동기능회복 및 재활공학을 응용한 제품화 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

engineering)을 이용한 하지의지 개발과정에 있어서 하지절단장애인에게 정상적 보행에 근접시키는 하지의지설계에 대한 최적설계 및 평가 방법으로서의 보행분석은 필수적인 도구라 하겠다.

하지의지는 해부학적 위치에 의하여 대퇴 및 하퇴퇴의지(transfemoral & transtibial prostheses)로 분류될 수 있으며, 이중 대퇴절단장애인(transfemoral amputee)이 착용하는 대퇴의지는 단단부(stump)와 생체역학적 인터페이스를 이루며 단단부의 운동을 의지에 전달하는 구동부 역할을 하는 대퇴소켓(femoral socket), 인체 무릎의 역할을 대신하는 인공슬관절(artificial knee), 인공하퇴(artificial tibia), 인공발목관절 및 발(artificial ankle and foot)으로 구성되어 있는 복잡한 시스템이다. 따라서 대퇴의지를 착용한 절단장애인의 보행은 대퇴의지의 각 생체기계요소의 성능과 이들 요소의 통합된 거동에 의하여 결정된다.

본 논문에서는 그동안 저자들에 의해 연구되었던 대퇴절단장애인의 보행분석과 소켓생체역학에 대한 내용을 설명하여 대퇴의지개발 및 임상적 적용에 도움을 주고자한다. 본 목적을 위해 아래와 같은 내용을 본 논문에 수록하였다.

- 1) 입·유각기 제어형 대퇴의지를 착용한 대퇴절단자의 보행특성 및 인공발목관절의 종류에 대한 보행특성
- 2) 사변형과 좌골·좌골지포함 대퇴소켓을 착용한 대퇴절단자의 보행특성 비교

2. 입·유각기 제어형 대퇴의지를 착용한 대퇴절단자의 보행특성 및 인공발목관절의 자유도가 보행에 미치는 영향

2.1 서론

대퇴절단자(transfemoral amputees)에게 정상인의 보행에 근접하는 보행능력의 복원을 위하여 최적의 의지시스템(prosthetic system)을 처방하는 일은 정형생체역학(orthopedic biomechanics)에서 중요한 문제 중의 하나로 보아진다. 대퇴절단자에게 정상인에 근접한 보행을 가능하게 하는 요소는 인공슬관절(artificial knee joint mechanism)의 생체역학적 적응성(biomechanical adaptability)으로서, 이를 위하여 대퇴절단자에게 입각기(stance phase) 동안 정상인

에게서 관찰되는 슬관절의 굴곡·신전운동(knee flexion-extension)이 가능하게 하여야하며 동시에 유각기(swing phase) 보행속도에 따라 슬관절의 굴곡·신전운동이 변화·적응되는 것이 요구된다. 이와 같은 인공슬관절의 생체역학적 적응성과 더불어 또 하나의 중요한 요소로는 인공발목관절(ankle prosthesis)의 기능성이 있다. 특히 인공발목관절의 입각기 생체역학적 적응성은 보행의 안정성과 효율성의 측면에서 대단히 중요하다. 이러한 관점에서 지난 수십년 동안 정상인에게 근접한 보행을 가능하게 하려는 많은 연구가 진행되어 왔다^{1,2,3)}.

하지절단자의 의족(artificial lower limbs) 보행에 관한 연구들은 주로 기존에 개발된 인공 발(foot)의 기동과 하퇴절단자의 보행시 에너지효율성에 대한 비교에 대한 연구가 대부분이다⁵⁾. 하퇴절단자(transtibial amputees)의 의지 보행에 대한 연구 중 인공발목관절에 대한 실험이 수행된 경우도 있지만^{6,7,8)}, 대퇴절단자가 착용한 대퇴의지의 인공슬관절과 인공발목관절과의 생체역학적 교호작용(biomechanical interaction)에 대한 연구는 수행되지 않았다. 다만 인공 발의 평가에 주목적을 둔 연구가 존재 할 뿐이다⁴⁾. 특히 입각기와 유각기의 보행을 동시에 제어할 수 있는 통합제어형 대퇴의지(SNS control transfemoral prosthesis)의 경우, 사용 역사가 짧은 이유도 있겠으나, 그 기능의 우수성에 비하여 관련 연구가 대단히 미진하다. 특히 입각기의 슬관절의 굴곡·신전운동이 가능한 특성을 고려한 최적 발목관절의 선택이 보행에 미치는 영향에 대한 연구는 아직도 전무하다. 따라서 보다 효율적인 대퇴절단자의 보행을 위하여 인공슬관절 장치와 발목관절의 운동학적 상호작용과 특성이 보행에 미치는 영향에 대한 체계적인 연구가 필요하다.

본 연구의 목적은 3 종류의 인공발목관절(무축식, 단축식, 다축식)에 대하여 대퇴절단자의 운동역학적 실험 및 분석을 통하여 인공발목관절의 생체역학적 적응성을 조사하고, 입각기 및 유각기 제어가 가능한 통합형 대퇴의지를 착용한 대퇴절단자의 보행에 각 인공발목관절의 특성이 미치는 영향을 체계적으로 연구하여 대퇴절단자에 대해 정상인의 보행에 근접하게 하는 인공발목관절의 조건을 조사하는데 있다.

2.2 연구재료 및 방법

실험에 참여한 정상인 피검자는 표1 과 같으며 총 99명으로 구성되어 있다. 이들 정상인들은 개인적 병력이 없고 특별한 외관상의 이상과 보행에 문제가 없는 사람들로 선정이 되었으며 대퇴절단자의 보행특성과 비교하기 위한 데이터 획득을 위한 것이다. 실험에 참여한 대퇴절단자는 2명으로 피검자 A의 나이는 54세, 체중 58 kg, 신장은 165 cm이고 절단부위는 우측, 단단부의 길이는 중간이며 상태는 양호했다. 피검자 B의 나이는 35세, 체중 68 kg, 신장은 172 cm이고 절단부위는 좌측, 단단부의 길이는 중간이며 상태는 양호했다. 실험시 착용한 대퇴의족소켓은 4변형(quadrilateral) 형식의 흡착식 소켓(suction socket)으로 피검자에게 가장 적합한 형태로 제작되었다. 대퇴절단자의 의지시스템을 위해 사용된 인공슬관절은 재활공학연구소에서 개발된 입각기·유각기 동시제어형인 통합제어형 인공슬관절을 사용하였다. 이와 함께 통합제어형 대퇴의지에 대해서 공통적으로 에너지 저장발을 사용하였다. 대퇴절단자들에게 실험 전 2주 동안 실험에 사용된 3가지 종류 중 1가지를 착용하고 보행훈련을 실시하여 적응성을 갖추었다고 판단되었을 때 실험을 실시하였다.

본 연구에서 사용된 인공발목관절은 재활공학연구소(KOREC)에서 개발되었으며 다축식(multi-axis ankle mechanism), 단축식(single-axis ankle mechanism), 무축식(fixed-axis ankle mechanism)이다. Fig. 1은 실험에 사용된 인공발목관절을 보여준다. 무축식은 발목관절의 모든 운동이 제한되어 있는 형식이며, 단축식은 발목의 운동이 저축굴곡(plantarflexion)과 배축굴곡(dorsiflexion)만이 허용된다. 다축식은 저축굴곡(plantarflexion)과 배축굴곡(dorsiflexion), 내반(inversion)과 외반(eversion)운동이 가능하게 설계되어 있다. 다축식의 인공발목관절은 관절부의 관절각을 제한하는 쿠션(cushion)부의 조절을 통해 절단자 개인의 보행특성에 맞게 조절될 수 있다. 3 종류의 인공발목관절과 함께 모든 실험에 대해 공히 재활공학연구소에서 개발된 에너지저장발(energy storing foot)을 사용하였다.

본 연구에서 사용된 인공슬관절은 재활공학연구소에서 개발된 통합제어형 대퇴의지(SNS

control transfemoral prosthesis)이다. 기존 첨단 기술을 사용한 인공슬관절 대퇴의지가 유각기만을 제어 할 수 있으나 통합제어형 대퇴의지는 입각기에서도 정상인과 근사한 슬관절 굴곡 및 신전운동을 가능하게 한다.

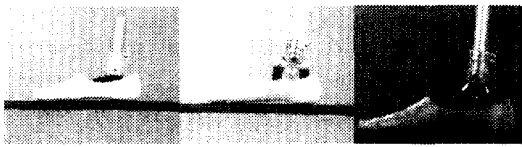
실험장치는 Fig. 2와 같이 4개의 힘측정판(piezoelectric force plate), 적외선 카메라(infrared camera) 6대, 25mm 반사마커, CCD 카메라 2대, VCR, 데이터 처리장치(VICON 370), 컴퓨터 등이 사용되었다. 모든 실험장치는 VICON 370 시스템에 연결되어 시간적으로 일체화 되도록 되어있으며, 실험 시 측정되는 모든 데이터들은 VICON 370 데이터 스테이션을 통하여 컴퓨터로 전달된다. 피검자에 대한 실험은 실험오차를 줄이기 위하여 개인별 5회 이상 실시하였다. Fig. 3은 통합제어형 대퇴의지 착용 대퇴절단자가 실험을 하기 위한 모습을 보여준다. 보행분석 실험을 하기 위하여 적외선 카메라가 인식할 수 있는 반사마커(reflective marker)를 피검자의 천골, 좌우 상견장골극, 좌우측 대퇴부, 좌우측 무릎, 좌우측 경골부, 좌우측 발목, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤축에 부착하고 힘측정판이 있는 보도(walkway)를 보행하도록 하였다. 실험 중 피검자가 보도를 보행하는 동안, 적외선카메라는 신체에 부착되어 있는 반사마커의 3차원 좌표를 감지하고 힘측정판은 피검자의 신체 하중에 의한 지면반발력(ground reaction force)을 실시간으로 처리하여 컴퓨터에 저장하였다. 각 인체의 해부학적 3차원 관절운동은 각 반사마커의 3차원 좌표로부터 카단(Cardan) 각도를 사용하여 계산되었다.

통합제어형 대퇴의지 착용 자에 대해서 보행시 소켓 내부 압력이 측정되었다. 소켓 내부 압력 측정 시스템은 VICON 370 시스템과 동시 운영되어 보행 데이터와 소켓 내부압력의 출력 신호는 일치되었으며, 소켓 내부의 전방부(anterior)와 후방부(posterior)에서 압력분포가 측정되었다. 연구에 사용된 압력 센서는 Tekscan 센서(South Boston, MA, USA)로 110mm x 110mm x 0.1mm의 가로 43개, 세로 43개의 압력감지 격자가 있는 매트릭스 형태의 FSR(force sensing resistor) 센서이다. 본 연구에서 사용된 압력 센서는 시트쿠션의 압력 분포 측정 등 여러 가지의 생체역학적 연구 목적에

사용되고 있다⁹⁾.

Table 1 Variation of normal subjects participated in this experiment

Group and Sex	Number of Subject	Age	Height (cm)	Weight (kg)
20, Male	57	22.2 (19.1 - 28.2)	171.5 (153.5 - 182.5)	65.8 (53 - 79.5)
20, Female	37	22.7 (20.1 - 28.7)	160.1 (152.1 - 169.5)	52.7 (44.3 - 64.6)
30, Male	4	32.1 (30.3 - 33.9)	169.5 (163 - 175)	70.5 (54 - 89)
40, Male	1	47.4	168	57



(a) Fixed (b) Single-axis (c) Multi-axis
Fig. 1 Ankle prostheses used in this study

2.3 결과

2.3.1 보행특성

Fig. 4는 통합제어형 대퇴의지를 착용한 대퇴절단자가 무축식, 단축식, 다축식의 인공발목관절을 사용하고 보행하였을 때의 무릎의 운동 양식을 보여준다. Table 2는 입각기시 보행주기 발뒤축접지기에서 발뒤축들림기까지 무릎의 최대굴곡각도에서 최대신전각도로 변화할 때의 상대슬관절각도를 나타낸다. 정상인의 굴곡 및 신전 변화량에 비해 작지만 무축식 및 다축식 인공발목관절의 경우 변화량이 존재하였다. 피검자 A에 대해서 무축식과 다축식 인공발목관절간의 상대슬관절각도에 대한 two sample t-test를 실시한 결과 통계학적으로 현저한 차이($p = 0.001$)를 발견하였으나, 피검자 B에 대해서는 차이가 발견되지 않았다($p = 0.053$). 단축식 인공발목관절의 경우 변화량이 존재하지

않았다. Fig. 4에서 나타난 단축식 인공발목관절에 대한 슬관절 거동을 살펴보면 피검자 A, B에 대해서 입각기에서 증가하던 무릎 굴곡은 중간입각기후 신전으로 변화하지 않고 유지되다가 입각기말기를 지나 유각기 거동을 보인다. Table 3은 유각기시 무축식, 단축식, 다축식 인공발목관절을 피검자 A, B가 착용하고 보행시 최대 슬관절 굴곡을 나타낸다. 유각기시 최대 슬관절굴곡의 무축식, 단축식, 다축식 인공발목관절간의 차이를 ANOVA를 사용하여 조사한 결과, 피검자 A($p = 0.001$)에 대해서는 차이가 발견되었으나, 피검자 B($p = 0.089$)에 대해서 통계학적으로 차이를 발견할 수 없었다.

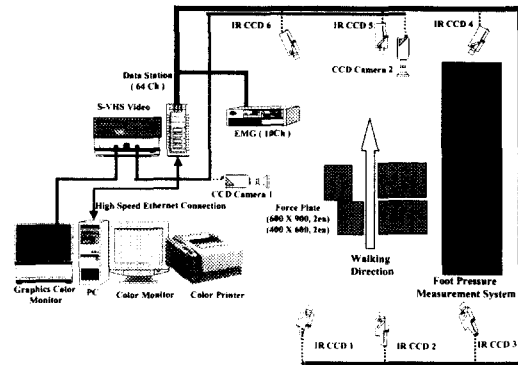


Fig. 2 Schematic diagram of experimental devices

Fig. 5는 통합제어형 대퇴의지를 착용한 대퇴절단자가 무축식, 단축식, 다축식의 인공발목관절을 사용하고 보행하였을 때의 발의 배굴 및 저굴 거동을 나타낸 것이다. Table 4는 입각기동안 측정된 초기의 최대 저굴 및 말기의 최대 배굴을 각 인공발목관절별로 피검자 A, B에 대해서 정리한 것이다. ANOVA를 사용하여 각 인공발목관절에 대한 입각기 동안 최대저굴 및 배굴에 대해 차이점을 조사한 결과 피검자 A, B에 관한 모든 최대저굴 및 배굴에 대하여 통계학적으로 현저한 차이가 발견되었다($p < 0.001$).



Fig. 3 Experimental setup configuration of a transfemoral amputee using the total control type artificial lower-limb for gait analysis

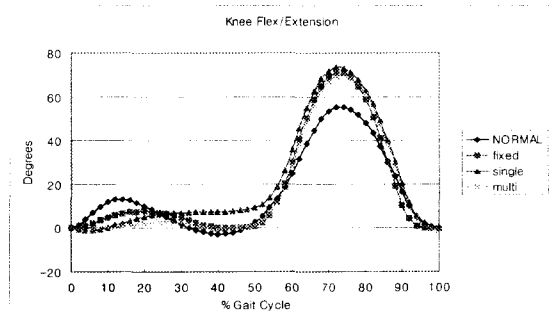


Fig. 4 Knee flexion (+ sign) and extension (- sign) behavior of transfemoral amputees using the total control type transfemoral prosthesis for various ankle prostheses

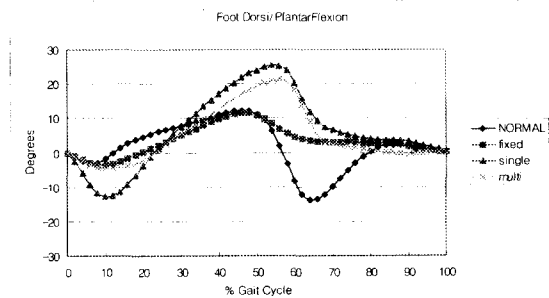


Fig. 5 Ankle plantarflexion (- sign) and dorsiflexion (+ sign) behavior of transfemoral amputees using the total control type transfemoral prosthesis for various ankle prostheses

Fig. 6은 통합제어형 대퇴의지를 착용한 대퇴 절단자가 무축식, 단축식, 다축식의 인공발목관절

을 사용하고 보행하였을 때의 수직방향지면반발력을 보여 준다. 입각기 초기와 말기 최대지면반발력을 피검자 A, B 대해서 ANOVA로 조사한 결과 각 인공발목관절간 현저한 차이가 있었다($p = 0.04$). 또한 정상인의 최대지면반발력 발생시점과 각 인공발목관절과 비교한 결과 무축식이 정상에 근접하였으며, 지면반발력 거동의 대칭성도 우수하였다.

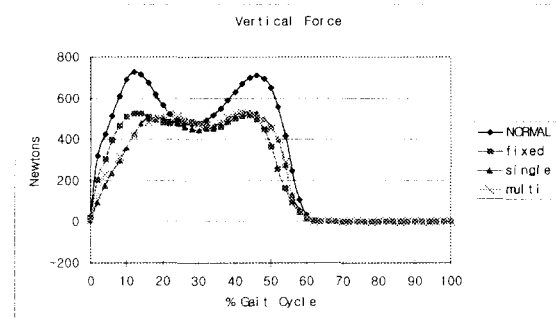


Fig. 6 Vertical force behavior of transfemoral amputees using the total control type transfemoral prosthesis for various ankle prostheses

2.3.2 보행시 대퇴소켓내부압력변화

Table 5는 통합제어형 대퇴의지를 착용한 피검자 A와 B에 대해서 무축식 및 단축식 인공발목관절을 착용하고 보행중 소켓 전방부 및 후방부에 대해 입각기 동안 측정된 대퇴소켓 평균압력이다. 측정된 소켓 내부의 평균압력의 시간에 대한 변화를 조사한 결과, 무축식 인공발목관절을 착용한 경우, 소켓 전방부에 적용되는 평균압력의 변화는 ANOVA로 조사한 결과 입각기초기부터 발가락들림기까지 통계학적으로 변화는 없었다($p = 0.957$). 반면에 소켓 후방부에 적용되는 시간에 대한 평균압력의 변화는 입각기 초기에서 중간입각기까지 증가하다 발가락들림기까지 감소하는 경향을 보이는데, 각 입각기 시기에 대한 후방부 평균압력에 대한 ANOVA 결과는 현저한 차이를 보였다($p = 0.000$). 따라서 무축식 인공발목관절에 대한 입각기시 시간에 대한 평균압력 변화 거동은 소켓 전방부에 일정한 압력의 적용 및 후방부의 교번적인 압력의 증가와 감소로서 설명될 수 있다.

Table 2 Relative knee flexion-extension in the stance phase. The p-values of two sample t-test between the fixed and multi-axis types for the subjects are: A = 0.001; and B = 0.053.

Ankle prosthesis	Subject A (Degree±SD)	Subject B (Degree±SD)
Fixed type (n=5)	7.85±1.02	5.33±1.50
Multi-axis type (n=5)	3.24±1.55	3.46±1.23
Single-axis type (n=5)	-	-
Normal subject	13.4±4.11	

● SD: Standard deviation

Table 3 Maximum knee flexion in the swing phase. The ANOVA p-values between the ankle types for the subjects are: A = 0.001; and B = 0.089.

Ankle prosthesis	Subject A(Degree±SD)	Subject B(Degree±SD)
Fixed type (n=5)	74.62±2.30	72.88±2.40
Multi-axis type (n=5)	74.75±0.67	74.33±1.86
Single-axis type (n=5)	69.20±2.44	70.68±1.86
Normal subject	55.45±13.21	

● SD: Standard deviation

측정된 소켓 내부의 평균압력의 시간에 대한 변화를 조사한 결과, 단축식 인공발목관절을 착용한 경우, 소켓 전방부에 적용되는 평균압력의 시간에 대한 변화의 크기는 무축식의 경우와 비교해 입각기 동안 높은 경향을 나타내었으며, 특히 중간입각기 이후 급격히 증가하는 경향을 보였다. ANOVA로 조사한 결과 중간입각기 이전과 발뒤축들림기 이후의 소켓 전방부 평균압력의 차이는 현저하였다(p = 0.000). 소켓 후방부에 적용되는 평균압력의 시간에 대한 변화는 무축식의 경우와 경향은 비슷하였으나 크기는 단축식의 경우가 전반적으로 낮았다. ANOVA결과는 각 입각기 시기에 대해 소켓 후방부에 적용되는 평균압력은 현저한 차이를 보였다(p = 0.000). 따라서 단축식 인공발목관절에 대한 입각기시 평균압력의 시간에 대

한 변화는 소켓 후방부의 교번적인 압력의 증가와 감소 경향 및 전방부는 후방부의 반대상을 갖는 교번적인 압력의 감소와 증가로서 설명될 수 있다.

Table 4 Maximum ankle plantarflexion and dorsiflexion in the stance phase. The ANOVA p-values between the ankle types for the subjects are: A = 0.001; and B = 0.000.

Ankle prosthesis	Subject A(Degree±SD)		Subject B(Degree±SD)	
	plantarfle xion	dorsiflex ion	plantarfle xion	dorsiflex ion
Multi-axis type (n=5)	4.49 ±0.80	21.45 ±1.03	3.57 ±0.60	15.68 ±0.27
Single-axis type (n=5)	12.79 ±1.48	25.66 ±0.94	5.38 ±0.51	18.56 ±0.68
Fixed type (n=5)	4.14 ±1.05	11.87 ±0.66	5.32 ±1.08	16.75 ±0.54
Normal subject	3.51 ±1.21	12.05 ±4.21	3.51 ±1.21	12.05 ±4.21

● SD: Standard deviation

결과적으로 동일한 통합제어형 대퇴의지를 사용하여 보행중 소켓 내부 압력을 측정된 결과, 무축식 및 단축식 인공발목관절에 대하여 압력의 크기와 경향이 각 발목간에 통계학적으로 현저한 것으로 판명되었다.

2.4 고찰 및 결론

대퇴의지를 착용한 절단자의 보행시 정상인과의 큰 차이를 보이는 운동은 슬관절운동이다. 정상인의 경우 입각기시 초기에 신체의 하중이 전이됨에 따라 충격을 완화하기 위하여 무릎에 굴곡이 발생된 후 반대발 발가락들림기에서 25-30도 정도의 최대 굴곡이 일어난다. 중간입각기 이후 최대로 굴곡되었던 무릎은 신체가 전방으로 이동함에 따라 신체의 하중을 받으며 무릎의 안정성을 유지시키려고 신전을 시작하며 초기의 무릎 굴곡각도에 근접하게 된다. 대퇴의지를 착용한 환자의 경우, 기존의 4절링크나 단축회전식 인공슬관절기구에서는 입각기를 제어 할 수 없으므로 전술된 정상인의 입각기시의 굴곡과 신전운동을 관찰 할 수 없었다. 따라서 기존 인공슬관절 기구를 착용한 대

퇴절단자에게 인공발목관절의 기능은 의족보행시 큰 역할을 할 수 없었고, 단순히 개인적 보행특성에 맞게 입각기와 유각기의 안정적인 보행을 이룰 수 있는 인공발목관절을 선택하였다. 이러한 관점에서 기존 인공슬관절기구를 이용한 대퇴의지를 착용한 환자에게 선호되었던 인공발목관절은 단축식 인공발목관절이며, 이는 입각기 초기 발뒤축접지시기 급격하고 큰 배굴 운동이 가능함으로서 무축식 인공발목관절에 비해 신체의 안정성을 주기 때문이다. 그러나 본 연구에서 사용된 통합제어형 대퇴의지는 입각기와 유각기를 동시에 제어함으로써 입각기시 정상인에게 관찰되는 굴곡 및 신전운동이 가능하다¹⁰⁾. 따라서 정상인에 근접하는 입각기 보행특성을 극대화시킬 수 있는 인공발목관절의 선택이 중요하다 할 수 있겠다.

Table 5 Transfemoral socket pressure in the stance phase (kPa±SD). The ANOVA p-values of socket pressure between the events in the stance phase for the fixed type ankle joint are: the anterior pressure = 0.957; and the posterior pressure = 0.000. The ANOVA p-values of socket pressure between the events in the stance phase for the single-axis type ankle joint are: the anterior pressure = 0.000; and the posterior pressure = 0.000.

Ankle prosthesis		IC	FF	MS	PO	TO
Fixed type (n=10)	Ant	16.64±4.22	17.84±3.16	19.2±0.31	19.4±1.19	19.36±1.50
	Post	28.54±1.52	35.8±5.51	39.66±1.40	30.06±1.73	29.14±1.73
Single-axis type (n=10)	Ant	26.80±0.68	22.94±1.16	23.28±1.51	32.06±2.43	34.42±1.34
	Post	22.65±1.12	29.65±1.48	28.90±1.17	24.05±1.46	22.02±1.59

● SD: standard deviation, IC: initial contact, FF: foot flat, MS: mid stance, PO: push-off, and TO: toe-off, Ant: anterior, Post: posterior

Fig. 5에서 관찰 될 수 있듯이 입각기에서 발목의 회전운동은 무축식 인공발목관절의 경우 상대적으로 배굴과 저굴운동의 경향이 정상인의 경우와 가장 유사하게 관찰되고 있다. 단축식 인공발

목관절의 경우 입각기 초기에 급격한 저굴을 보이며 말기에 급격한 배굴을 보이는데, 이는 지면반발력방향과 크기가 정상인과 상이한 차이를 의미한다. 이는 Fig. 6에서 관찰된 수직방향 지면반발력의 거동 역시 무축식이 정상인의 거동과 다른 인공발목관절의 경우와 비교하여 가장 근접한 결과로 설명될 수 있다. 지면반발력의 변화 경향과 크기 역시 단축식의 경우 정상인의 거동과 현저한 차이가 있음을 알 수 있다.

무축식과 단축식에 대해 입각기 초기 지면반발력이 작용하면서, 무축식의 경우에는 지면반발력방향이 인공슬관절의 순간회전중심의 후방에 위치하여 굴곡운동을 유도한 후 점차 전방으로 이동하여 인공슬관절을 신전운동한다. 그러나 단축식인 경우에는 발의 급격한 저굴로 인해 지면반발력방향의 인공발목관절의 순간회전중심에 대한 후방에 위치되는 시간이 늦어지고 중간입각기를 지나면서 발의 큰 배굴운동에 의해 지면반발력방향이 전방으로 이동하지 않으므로 인공슬관절이 신전운동이 발생하지 않고 따라서 무릎이 굴곡된 상태에서 유각기를 맞게된다.

본 연구에서 통합제어형 대퇴의지를 착용한 대퇴절단자가 무축식 및 단축식 인공발목관절을 사용하고 보행한 경우에 측정된 대퇴 소켓 내부압력의 변화는 진술된 설명을 뒤받침 한다. 통합제어형 대퇴의지에 대한 입각기시 굴곡 운동을 위하여 대퇴소켓과 인체둔부의 좌골이 접촉하는 소켓 후방부에 힘이 적용되어야 한다. 따라서 통합제어형 대퇴의지의 입각기 굴곡 및 신전운동은 입각기 동안 측정된 소켓 후방압력의 증가와 감소에 의해 발생된다. Table 5의 결과에서 볼 수 있듯이 무축식 인공발목관절을 착용한 경우, 입각기 보행중 대퇴 소켓 후방부의 내부압력은 입각기 초반에서 말기까지 증가 및 감소를 보인다. 이에 반해 대퇴 소켓 전방부의 압력은 후방부와 비교하여 크기에서 큰 차이를 보이며 변화하지 않는다. 따라서 무축식 인공발목관절의 경우 정상인과 유사한 입각기시 굴곡 및 신전운동이 발생된다.

그러나 단축식 인공발목관절을 착용한 경우, 대퇴 소켓 후방부의 내부압력은 무축식 인공발목관절의 경우와 비슷한 경향으로 입각기 초반에서 말기까지 증가 및 감소를 보이나 크기는 무축식에

비교하여 현저히 낮다. 소켓 전방부의 압력을 살펴보면 무축식의 경우와 비교하여 현저히 높으며, 특히 중간입각기부터 소켓 내부압력은 급격히 증가하여 발가락들립기에 최대로 증가한다. 따라서 단축식 인공발목관절을 착용한 경우, 소켓 후방부에 작용하는 힘이 무축식에 비하여 적어 중간 입각기까지 슬관절의 굴곡이 서서히 증가된다. 발뒤축들립기에는 무축식은 슬관절이 신전이 되어 있는데 반해 단축식은 굴곡이 된 상태이므로 유각기를 준비하기 위하여 대퇴 소켓 전방부에 단단부의 고관절 굴곡에 의한 힘이 부하되며 소켓 내부의 압력을 증가시키는 결과로 나타난다.

통합제어형 대퇴의지의 입각기 및 유각기 제어 기능성을 극대화하고 대퇴절단자의 보행시 생체운동역학적 기능을 효율화하기 위해서는 지면반발력방향과 크기를 입각기동안 정상인의 슬관절 굴곡 및 신전 거동 조건과 근접시킬 수 있는 생체적응형 인공발목관절이 요구된다. 인공 발에서의 에너지저장 기능이 있는 조건에서 대퇴절단자에게 정상인의 보행거동과 지면반발력방향 변화에 가장 유사한 보행 복원을 위하여 통합형 대퇴의지와 무축식인공발목의 조합이 가장 적합한 것으로 보인다.

3. 사변형과 좌골결절-좌골지 대퇴소켓을 착용한 대퇴절단자의 보행특성

3.1 서론

대퇴절단자(transfemoral amputees)에게 정상인의 보행에 근접하는 보행능력의 복원을 위하여 최적의 소켓(prosthetic socket)을 처방하는 일은 재활 의학 및 공학분야에서 가장 중요한 문제중의 하나이다. 대퇴절단자에게 정상인에 근접한 보행을 가능하게 하는 요소는 인공슬관절, 인공발, 인공발목 등으로, 이들 요소의 생체역학적 기능성과 대퇴절단환자 개개인에 대한 대퇴의지의 최적화가 필요하다. 이와 함께 생체역학적 측면으로 고려되어야 할 필수요건은 절단 단단부와 대퇴의지 시스템간의 인터페이스를 이루는 소켓이며, 따라서 소켓의 생체역학적 착용성 및 기능성 향상은 대퇴절단환자가 정상인에 근접한 보행을 가능하게 하기 위하여 설계와 제작시 필수적으로 고려되어야 한다.

생체역학적으로 소켓은 단단부를 감싸고 체중을 지지하며, 절단부의 힘을 하지의지에 전달하며, 보행중 하지 절단자의 안정성을 유지시키는데 있으며, 가능한 넓은 부위에 압력을 받게 하여, 단위면적 당 가해지는 힘을 최소로 분산시키며, 기능을 지닌 근육에는 그 기능을 저하시키지 않도록 최적의 형상으로 설계/제작되어야 한다.^[11,12] 현재 사용되고 있는 대퇴소켓으로 Quadrilateral Socket(사변형 소켓)과 Ischial Containment Socket(좌골결절 포함 소켓)을 들 수 있으며 이중 Quadrilateral Socket은 1950년대부터 사용되어 왔으며 소켓의 원위부는 대퇴 단단부 원위부와 전면 접촉을 위해 굴곡이 있으며, 소켓의 후방부는 보행시 몸의 하중을 지지하는 주요한 부분이다. 소켓 후방부의 최근위부는 좌골결절(ischial tuberosity)과 대둔근(gluteus maximus)의 일부와 접촉하고 있으며, 소켓 후방부의 내부는 슬건근(hamstring)과의 접촉을 위하여 굴곡이 있다. 소켓 후방부의 높이는 좌골결절(ischial tuberosity)의 위치에 의해 결정된다. 소켓 전방부는 후방부 높이보다 보통 5 cm 정도 상대적으로 높으며 외측면으로 대퇴직근(rectus femoris)을 위한 공간을 위해 굴곡이 있다. 소켓 외측부는 전방부와 비슷한 높이를 보이며, 짧은 단단부일 경우 안정성을 부여하기 위해 대전자 위까지 길이를 증가시킬 수 있다. 또한 소켓 후방부와 동일한 높이를 갖는 외측부는 내전되게 기울어져 있으며 이는 약 10도의 단단부 내전을 부여하기 위함이다. 소켓 내측부는 시상면과 평행하게 설계되어 있으며, 입각기동안 단단부가 소켓 내부에서 내측으로의 움직임을 방지하는 역할을 한다. 단점으로는 소켓 내부에서 보행시 단단부의 내외전 방향 운동을 일으키며 대퇴절단자의 보행시 환측의 정상인과는 상이한 내외전 방향 운동에 의하여 에너지 소모량이 큰 것으로 생각되는 점이다.^[13, 14]

Quadrilateral Socket 착용 보행시 발생하는 내외전 방향 운동을 최소화하는 것을 주목적으로 1980년대 후반부터 개발된 Ischial Containment Socket은 입각기시 골반 제어, 단단부로의 원활한 하중지지, 유각기시의 원활한 하지운동이 또한 목적이다. 소켓의 특징은 소켓의 내외측 길이를 짧게, 따라서 전후방 길이는 길게하는 설계를 채용

하고 좌골을 소켓내부로 포함시킴으로서 단단부의 잔존 대퇴골을 기존의 Quadrilateral Socket 경우에 비해 내전된 위치를 유지시켜 대퇴절단자의 보행을 정상인의 보행에 근접시킬 수 있다.^[15] 1990년 초에 개발된 Ischial Containment Socket으로는 CAT/CAM(Contoured Adducted Trochanter/Controlled Alignment Method), NSNA (Normal Shape, Normal Alignment) socket, narrow medial-lateral ischial containment socket 등이 있으나 Ischial Containment Socket 본래의 목적인 Quadrilateral Socket 비하여 향상된 하중의 균일 분포화, 소켓내부 적용힘의 안정성 부여, 소켓의 회전에 대한 안정성 및 골반 운동의 입각기시의 안정성등 향상등에 문제점이 있는 것으로 보고되고 있다.^[16]

이러한 문제점을 해결하기 위하여 기존의 Ischial Containment Socket 기능에 좌골지(Ischial Ramus)를 소켓내부에 포함시킨 Ischial Ramus Containment Socket (좌골결절-좌골지 포함 소켓, Fig. 7) 개념이 소개되게 되었으며 특징은 기존의 Ischial Containment Socket의 문제점을 보정하는 것을 목적으로 소켓과 단단부의 인터페이스 압력 특성을 정수압형의 균일압력으로 유지시키는데 있다. 이와 함께 서혜부 압박(perineal discomfort), 소켓의 외측-근위부 방향의 움직임, 단단부 원위부의 과도한 압박, 외전보행(Trendelenburg gait)을 최소화하는 특성이 있다고 보고되어 있다.^[16]

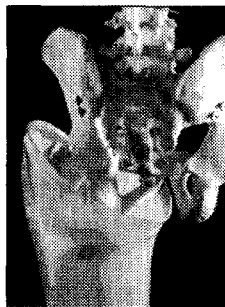


Fig. 7 Ischial Ramus Containment Socket^[16]

그러나 전술된 Ischial Ramus Containment Socket 착용자의 보행시 생체역학적 특성이 심층적으로 실험적으로 연구된 예는 거의 찾아 볼 수 없으며,

Lee 등^[17]에 의해 연구된 대퇴절단자가 보행 중 Ischial Containment Socket과 Quadrilateral Socket을 착용하였을 때의 단단부와 소켓 인터페이스 압력 비교에 대한 연구와 Gottschalk 등^[15]에 의해 수행된 Ischial Containment Socket과 Quadrilateral Socket을 착용하였을 때 단단부 잔존 대퇴골의 위치에 대한 임상연구가 존재할 뿐이다. 본 연구에서는 Ischial Ramus Containment Socket의 생체역학적 특성을 연구하여 급속취형 대퇴소켓 디자인에 적용시킨 개념을 보유한 대퇴소켓 개발에 이용하고자 한다.

3.2 방법

실험에 참여한 대퇴절단자는 1명으로 피검자의 나이는 54세, 체중 58 kg, 신장은 165 cm이고 절단부위는 우측, 단단부의 길이는 중간이며 상태는 양호했다. 실험시 착용한 대퇴의지소켓은 Quadrilateral Socket 및 Ischial Ramus Containment Socket으로 피검자에게 가장 적합한 형태로 제작되었다. 대퇴절단자의 의지시스템을 위해 사용된 인공슬관절은 재활공학연구소에서 개발된 인공지능형 인공슬관절을 사용하였다. 이와 함께 인공지능형 대퇴의지에 대해서 공통적으로 에너지저장발을 사용하였다. 대퇴절단자들에게 실험전 2주 동안 실험에 사용된 2가지 종류 소켓 중 1가지를 착용하고 보행훈련을 실시하여 적응성을 갖추었다고 판단되었을 때 실험을 실시하였다.

실험장치는 2.2장에서 설명된 보행분석기를 사용하였으며 피검자에 대한 실험은 실험오차를 줄이기 위하여 개인별 5회 이상 실시하였다. Fig. 8은 대퇴절단자가 실험을 하기 위한 모습을 보여준다. 보행분석 실험을 하기 위하여 적외선 카메라가 인식할 수 있는 반사마커(reflective marker)를 피검자의 천골, 좌우 상견장골극, 좌우측 대퇴부, 좌우측 무릎, 좌우측 경골부, 좌우측 발목, 좌우측 발가락, 좌우측 발뒤축에 부착하고 힘측정판이 있는 보도(walkway)를 보행하도록 하였다. 실험 중 피검자가 보도를 보행하는 동안, 적외선카메라는 신체에 부착되어 있는 반사마커의 3차원 좌표를 감지하고 힘측정판은 피검자의 신체 하중에 의한 지면반발력(ground reaction force)을 실시간으로 처

리하여 컴퓨터에 저장하였다. 각 인체의 해부학적 3차원 관절운동은 각 반사마커의 3차원 좌표로부터 카단(Cardan) 각도를 사용하여 계산되었다.

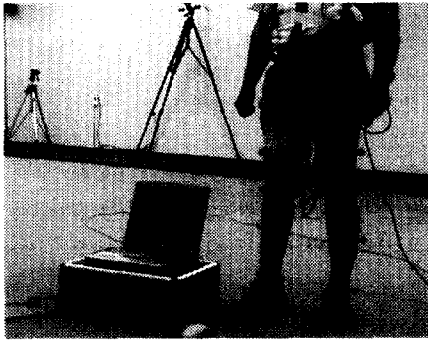
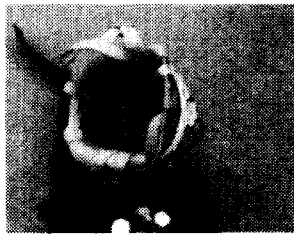


Fig. 8 Experimental setup configuration of a transfemoral amputee



(1) Quadrilateral Socket



(2) Ischial Ramus Containment Socket

Fig. 9 Configuration of Socket Systems Used in Experiments

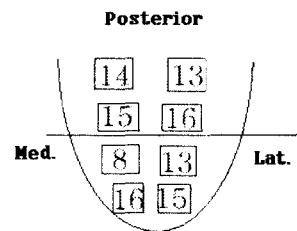
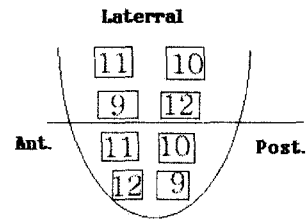
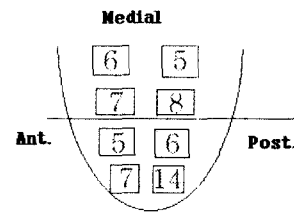
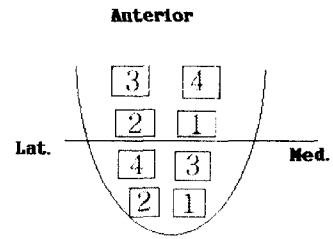


Fig. 10 Locations of socket sensors

대퇴의지 착용자에 대해서 보행시 **Quadrilateral** 및 **Ischial Ramus Containment** 소켓 내부 압력이 측정되었다. Fig. 9는 실험에 사용된 2 종류의 소켓에 압력센서가 설치된 사진을 보여준다. 소켓 내부 압력 측정 시스템은 **VICON 370** 시스템과 동시에 운영되어 보행 데이터와 소켓 내부압력의 출력 신호는 일치되었으며, 소켓 내부의 전방(**anterior**), 후방(**posterior**), 내측(**medial**), 외측(**lateral**)에서 압력분포가 측정되었다. Fig. 10은 소켓압력센서가 설치된 위치를 보여준다. 연구에 사용된 소켓압력 센서는 독일 **Novel**사에 의해 개발되었으며 **piezoelectric** 형식의 센서로서 두 개의 **dielectric layer**에서 **force**에 따라 **distance**의 차이가 나면 이에 의한 **capacitance**의 차이로 압력 분포를 측정하므로 압력 측정시 문제가 되는 크리프에 의한 측정 오차가 적은 것이 특징이다. 1개의 센서 규격은 **20 x 20 mm**이며 센서당 16개 array로 구성되어 있으며 측정압력 범위는 **0.5 - 60 N/cm²**, 두께는 **1mm**이며 **Sensitivity**는 **1N/cm²**이다(Fig. 11).

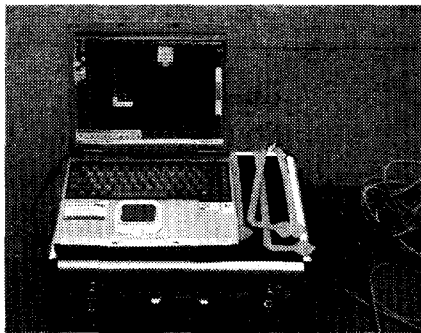


Fig. 11 Stump-Socket Interface Pressure Measurement System

3.3 결과 및 고찰

3.3.1 보행 운동학

1) 골반운동

- 보행시 환측(**amputated side**) 골반경사의 최대값의 거동은 **QL(Quadrilateral Socket)**의 경우에 비해 **IR(Ischial Ramus Containment Socket)** 경우 낮으며 정상인과 거의 비슷한 거동을 보인다(Fig. 12).

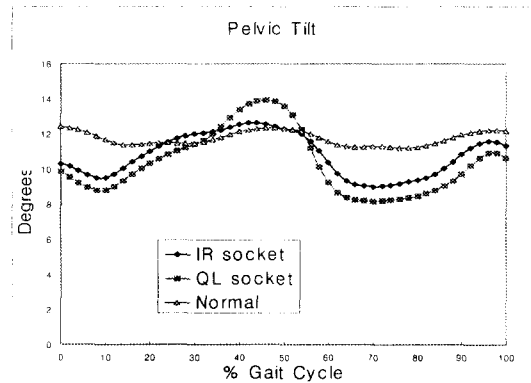


Fig. 12 Pelvic Anterior(+) and Posterior(-) Tilt Behavior

- 보행시 환측 **pelvic obliquity**의 전체적 거동 경향은 **IR**과 **QL**의 경우 동일하나 전체적으로 **IR**의 경우 낮은 경향을 보인다(Fig. 13).

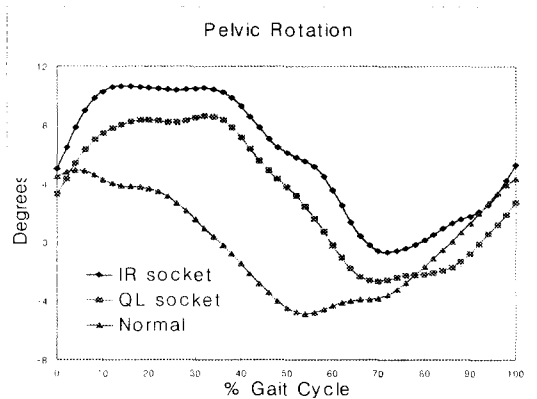


Fig. 13 Pelvic Internal(+) and External(-) Rotation Behavior

- 보행시 환측 골반회전(**pelvic rotation**)의 전체적 거동은 **IR**과 **QL**의 경우 동일한 경향을 보인다(Fig. 14).

=> **IR**의 경우 전반적으로 골반운동은 시상면(**Sagittal Plane**)에서 정상인에 근접하는 경향을 보인다.

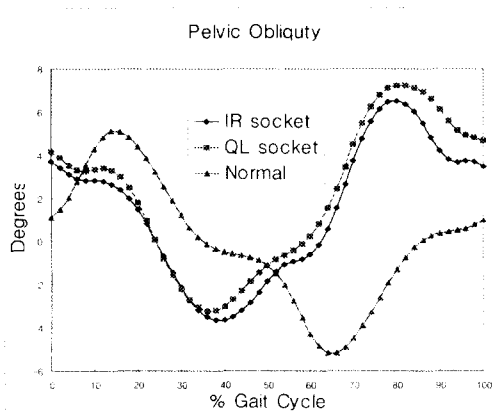


Fig. 14 Pelvic Up(+) and Down Obliquity Behavior

2) 고관절 운동

- 고관절의 굴곡신전(flexion/extension) 운동은 IR의 경우 입각기 말기 최대신전이 발생하는 경향은 정상인과 비슷한 거동을 보인다. 특히 IR의 경우 중간유각기에서 QL의 경우 발생하는 이상 최대굴곡은 보이지 않으며 중간유각기에서 유각기말기까지 정상인과 거의 동일한 거동을 보인다(Fig. 15).

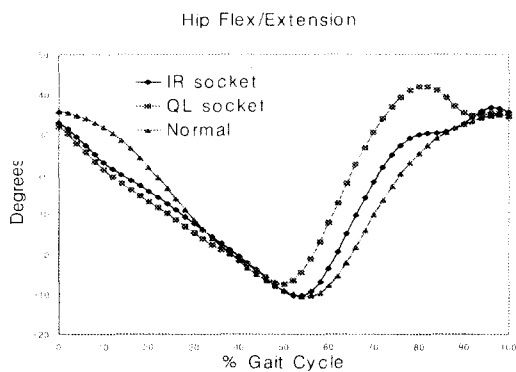


Fig. 15 Hip Flexion(+) and Extension(-) Behavior

- 고관절의 회전운동은 IR의 경우 QL 경우와 비교하여 정상인에 근접하는 거동을 보인다(Fig. 16).

- 고관절의 내외전(adduction/abduction) 운동은 유각기에서 IR의 경우 QL에 비하여 정상인에 근접하는 경향을 보인다. 즉 QL의 경우는 유각기시

정상인과 비교하여 심하게 내전되는데 반해 IR의 경우는 내전이 억제되는 것을 알수 있다(Fig. 17). => IR의 경우 고관절의 운동은 입각기와 유각기에 대해서 내전을 억제하는 경향으로 거동하며 유각기시 고관절의 굴곡신전운동에 영향을 미친다.

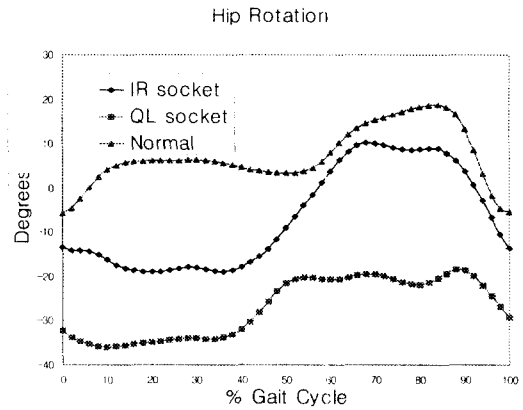


Fig. 16 Hip Internal(+) and External(-) Rotation Behavior

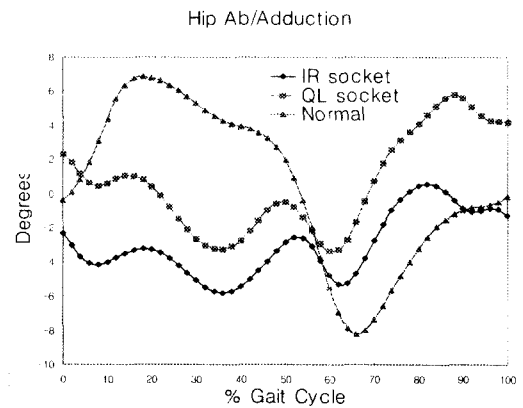


Fig. 17 Hip Adduction(+) and Abduction(-) Behavior

3) 슬관절운동

- 슬관절의 유각기 굴곡신전 운동에서 굴곡 최대값은 IR의 경우 QL에 비하여 현저히 감소하여 정상인에 근접한 굴곡신전 거동을 보인다(Fig. 18).

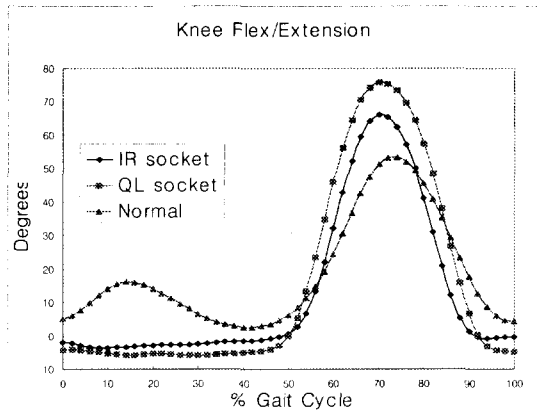


Fig. 18 Knee Flexion(+) and Extension(-) Behavior

- 슬관절의 내외반(varus, valgus) 운동은 입각기 말부터 IR의 경우 QL과 상반된 거동을 보이며 내반을 증가시키는 경향으로 나타난다. IR의 경우 정상인과 동일한 내외반 운동 경향을 보이며 대퇴의지의 shank의 거동을 결과적으로 정상인 보행시의 거동과 비슷하게 한다(Fig. 19).

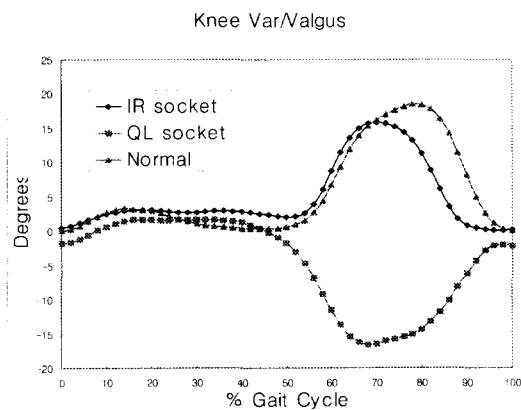


Fig. 19 Knee Varus(+) and Valgus(-) Behavior

- 슬관절의 회전 운동은 유각기시 IR의 경우 QL에 비하여 억제되며 정상인과 비슷한 거동을 나타낸다(Fig. 20).

=> 슬관절의 운동은 IR의 경우 QL과 상이하며 전반적으로 정상인의 슬관절 운동에 근접하는 거동을 보인다.

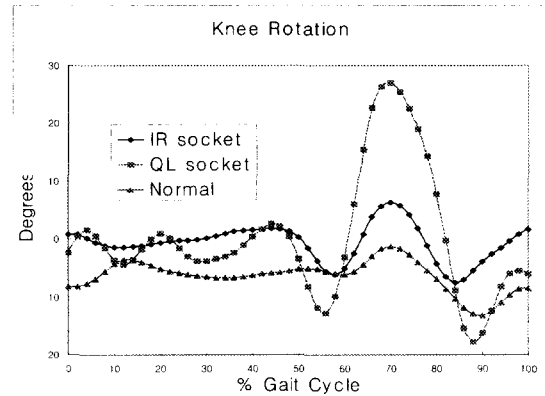


Fig. 20 Knee Internal(+) and External(-) Rotation Behavior

4) 발목관절운동

- 발목 배저굴(dorsi/plantarflexion) 운동에 있어서 IR과 QL에 대하여 비슷한 거동을 보인다(Fig. 21).

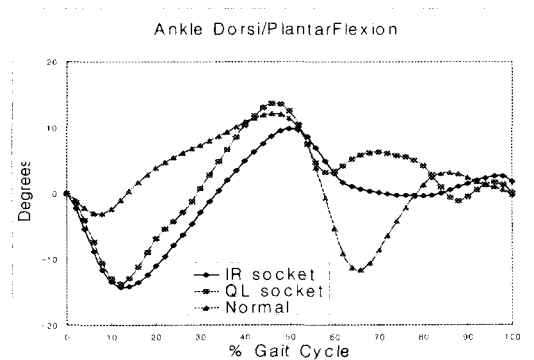


Fig. 21 Foot Dorsiflexion(+) and Plantarflexion(-) Behavior

- 발목 회전 운동에 있어서는 IR의 경우 QL에 비하여 현저히 운동각도가 감소하며 정상인의 거동에 근접한다. 이는 슬관절의 내외반과 회전운동이 정상인의 경우에 근접한 것이 이유로 생각된다(Fig. 22).

=> 발목관절 운동의 경우 IR과 QL은 상이한 결과를 보이며 특히 회전 운동에 대해서 정상인의 보행에 근접하는 경향을 보인다.

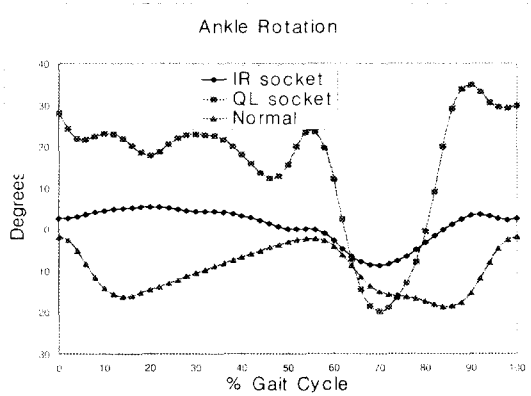


Fig. 22 Foot Internal(+) and External(-) Rotation Behavior

3.3.2 보행시 소켓압력 변화 거동

보행시 소켓 전방에서의 압력은 모든 보행시기(IC: initial contact, FF: foot flat, MS: mid stance, PO: push off, TO: toe off, MSW: mid swing, TSW: terminal swing) 전반적으로 근위부가 원위부에 비하여 높으며, IR 소켓 근위부의 경우 FF, MS, PO 기간 동안 압력은 다른 보행시기에 비하여 급격히 상승하여 유지된다. IR 소켓 원위부의 경우 FF에서 증가한 후 PO에서 최대값을 보인후 급격히 감소한다. QL 소켓 근위부의 경우 IC에서 MS까지 서서히 증가한후 최대값을 보인후 감소하며, 원위부의 경우 PO, TO에서 최대값을 보인후 감소한다(Fig. 23, 24).

보행시 소켓 후방에서의 보행시기 중 최대압력은 IR 소켓의 경우 근위부가 원위부에 비하여 현저히 크며, QL 소켓의 경우 근위부와 원위부가 비슷한 값을 보인다. IR 소켓 근위부의 경우 FF, MS, PO 기간 동안 압력은 다른 보행시기에 비하여 급격히 상승하여 유지된다. IR 소켓 원위부의 경우 FF에서 최대압력을 보인후 감소한다. QL 소켓 근위부의 경우 IC에서 MS까지 서서히 증가한 후 최대값을 보인후 감소하며, 원위부의 경우 MS에서 최대압력을 보인후 감소한다(Fig. 25, 26).

보행시 소켓 내측에서의 보행시기 중 최대압력은 IR 소켓의 경우 근위부가 원위부에 비하여 현저히 크며 QL 소켓의 경우도 동일한 경향을 보인다. IR 소켓 근위부의 경우 FF, MS, PO 기간 동

안 압력은 다른 보행시기에 비하여 급격히 상승하여 유지된다. IR 소켓 원위부의 경우 FF에서 최대압력을 보인후 감소한다. QL 소켓 근위부의 경우 IC에서 MS까지 서서히 증가한후 최대값을 보인후 감소하며, 원위부의 경우 MS에서 최대압력을 보인후 감소한다(Fig. 27, 28).

보행시 소켓 외측에서의 보행시기 중 최대압력은 IR 소켓의 경우 원위부가 근위부에 비하여 현저히 크며 QL 소켓의 경우도 동일한 경향을 보인다. IR 소켓 근위부의 경우 FF, MS, PO 기간 동안 압력은 다른 보행시기에 비하여 급격히 상승하여 유지된다. IR 소켓 원위부의 경우 FF에서 최대압력을 보인후 감소한다. QL 소켓 근위부의 경우 IC에서 MS까지 서서히 증가한후 최대값을 보인후 감소하며, 원위부의 경우 MS에서 최대압력을 보인후 감소한다(Fig. 29, 30).

보행시 소켓과 대퇴절단 단단부 사이 전후방에서 발생하는 압력은 IR 및 QL 소켓 공히 단단부의 시상면 운동과 밀접한 관계가 있다. 입각기 중 IC에서 MS까지는 대퇴의 지 시스템의 안정성을 유지하려는 목적으로 소켓압력이 발생되며 소켓의 디자인, 인골슬관절 및 인공발/발목관절의 기능성과 밀접한 관계가 있다. 본 연구와 같이 인골슬관절 및 인공발/발목관절의 변화가 없이 실험을 수행한 경우 소켓의 디자인에 의해 소켓 압력거동이 결정되며, 보행의 추진력이 요구되는 시점인 PO에서 TO까지 유각기를 준비하는 과정으로 단단부의 신전에서 굴곡이 일어나게 되며 소켓 전방부에 압력이 후방부에 비하여 큰 거동을 보이게된다. 유각기에서는 발이 지면에서 떨어져 있는 상태에서 지면 반발력이 사라지게되고 소켓 전후방 압력은 유각기에 비하여 크게 감소하나 단단부의 굴곡 유각에 의하여 소켓 전방 압력이 후방에 비하여 큰 거동을 보인다(Fig. 31).

이와 함께 보행시 소켓과 대퇴절단 단단부 사이 내외측에서 발생하는 압력은 단단부의 관상면 운동과 밀접한 관계가 있다. 특히 소켓의 디자인에 의하여 압력 거동이 결정되며 IR 및 QL 소켓 공히 입각기(IC에서 PO까지)에는 대퇴의 지 시스템의 안정성을 유지하려는 목적으로 소켓압력이 발생되며 특히 내외측 방향의 대퇴단단부 움직임을 구속하려는 방향으로 압력 거동이 일어난다. 소켓

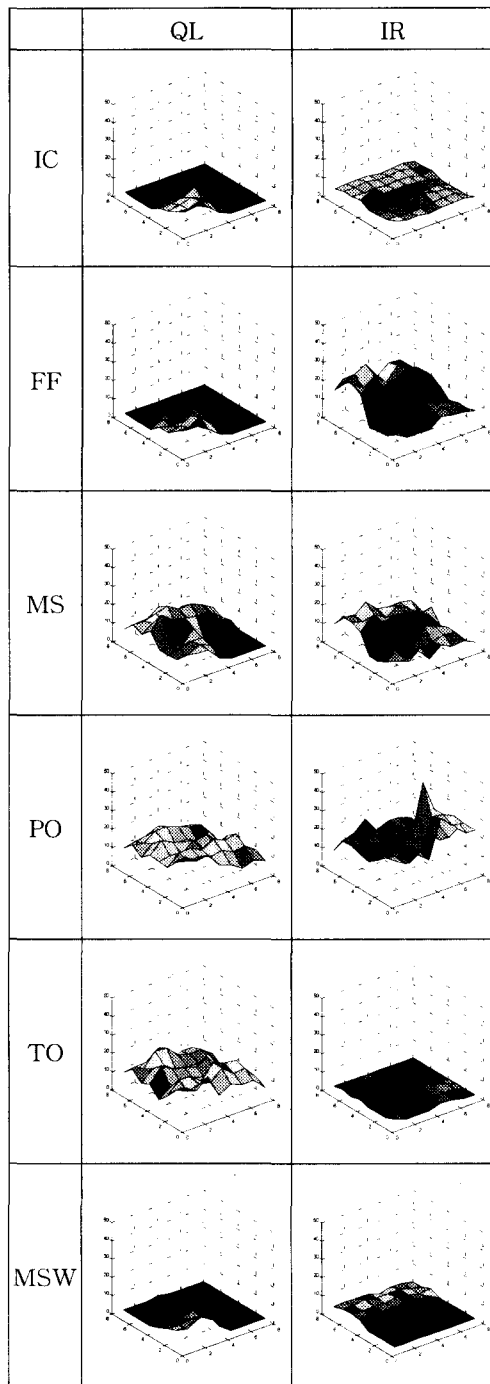


Fig. 23 Pressure Distribution Behavior on Distal Anterior Part of Socket(Unit: KPa)

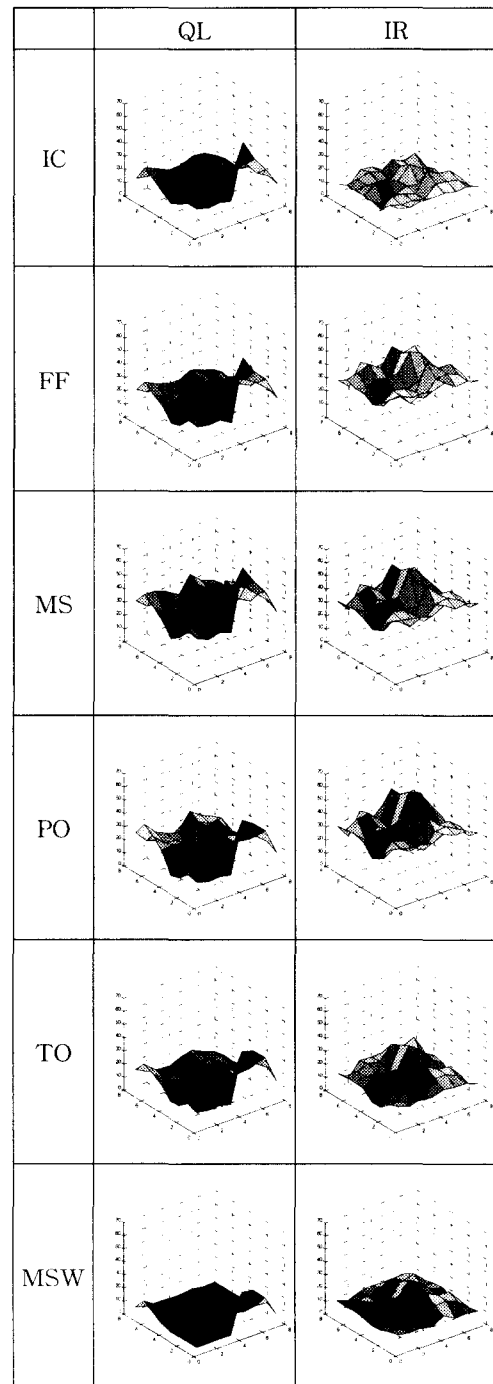


Fig. 24 Pressure Distribution Behavior on Proximal Anterior Part of Socket(Unit: KPa)

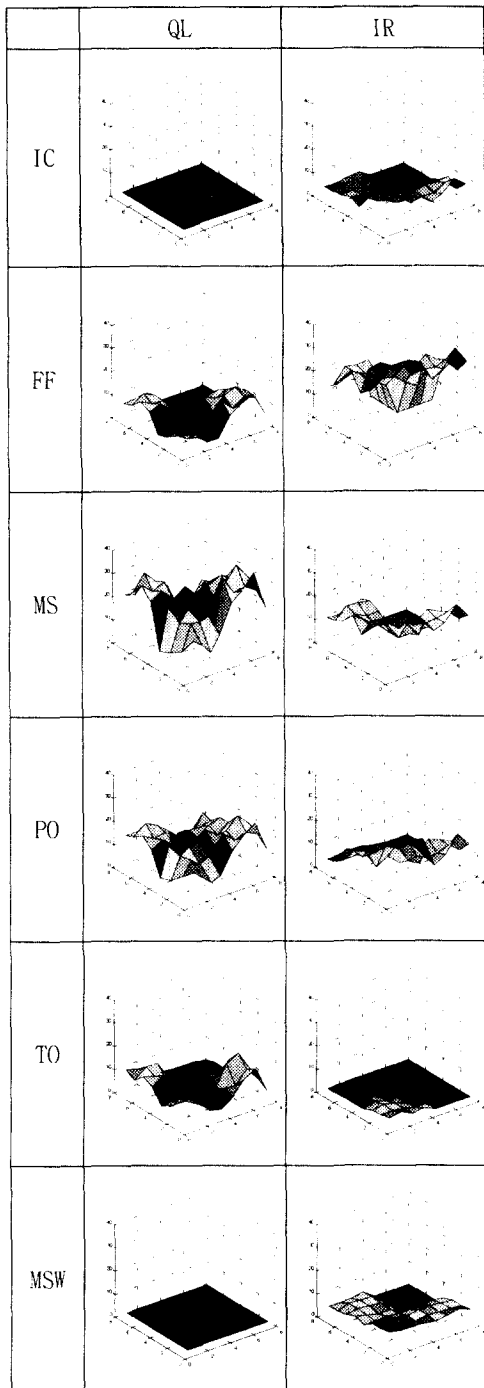


Fig. 25 Pressure Distribution Behavior on Distal Posterior Part of Socket(Unit: KPa)

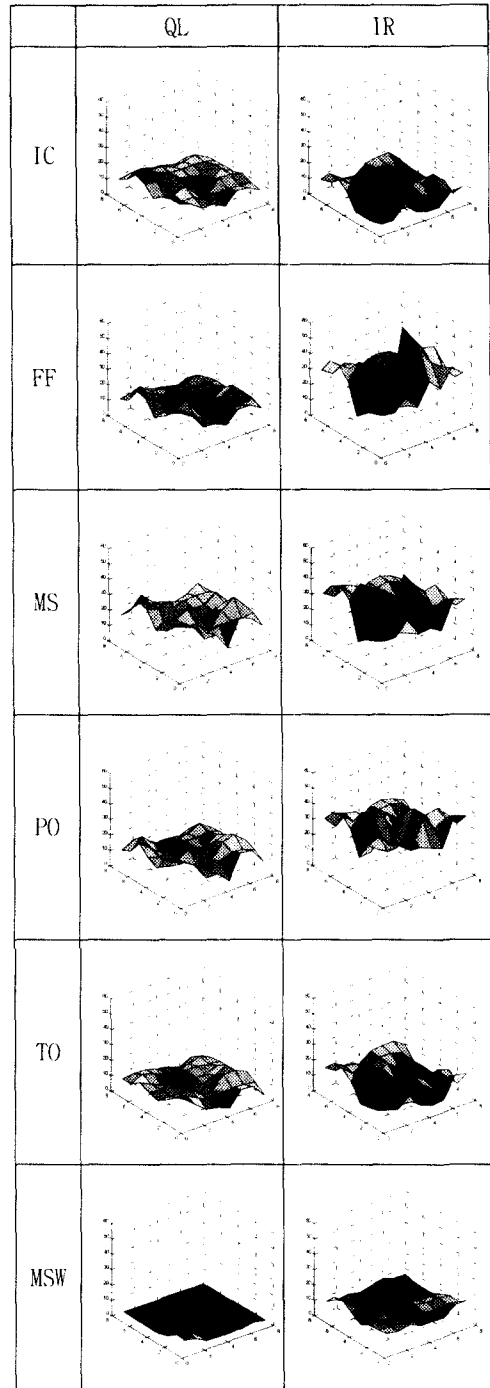


Fig. 26 Pressure Distribution Behavior on Proximal Posterior Part of Socket(Unit: KPa)

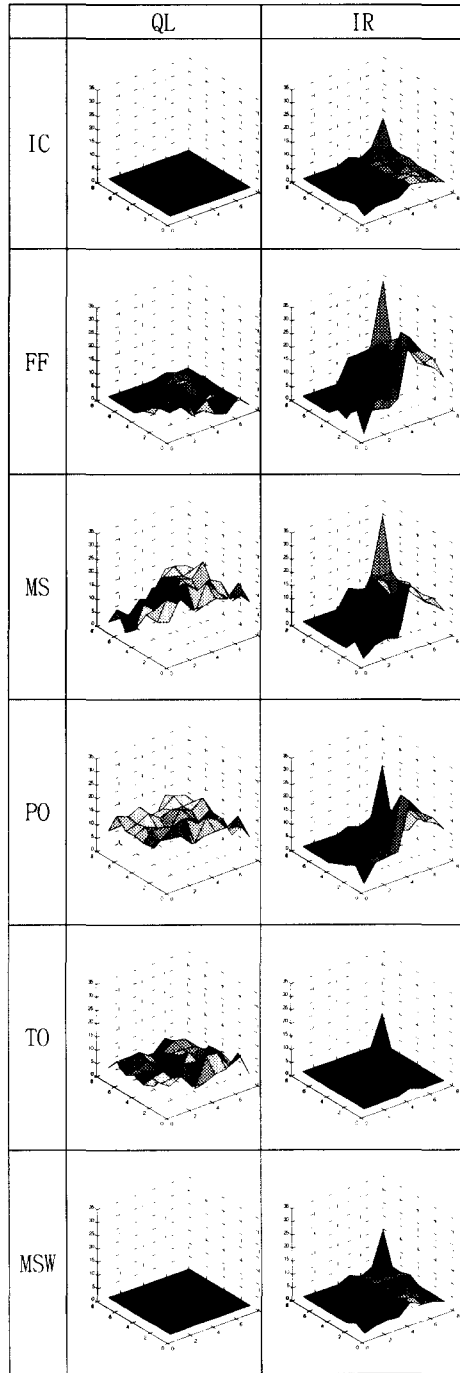


Fig. 27 Pressure Distribution Behavior on Distal Medial Part of Socket(Unit: KPa)

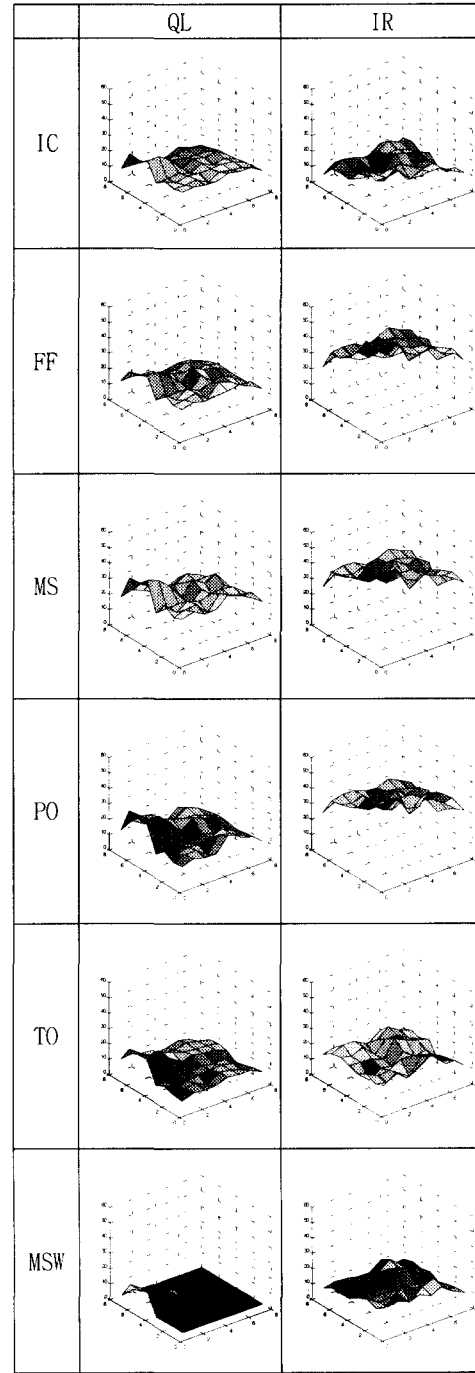


Fig. 28 Pressure Distribution Behavior on Proximal Medial Part of Socket(Unit: KPa)

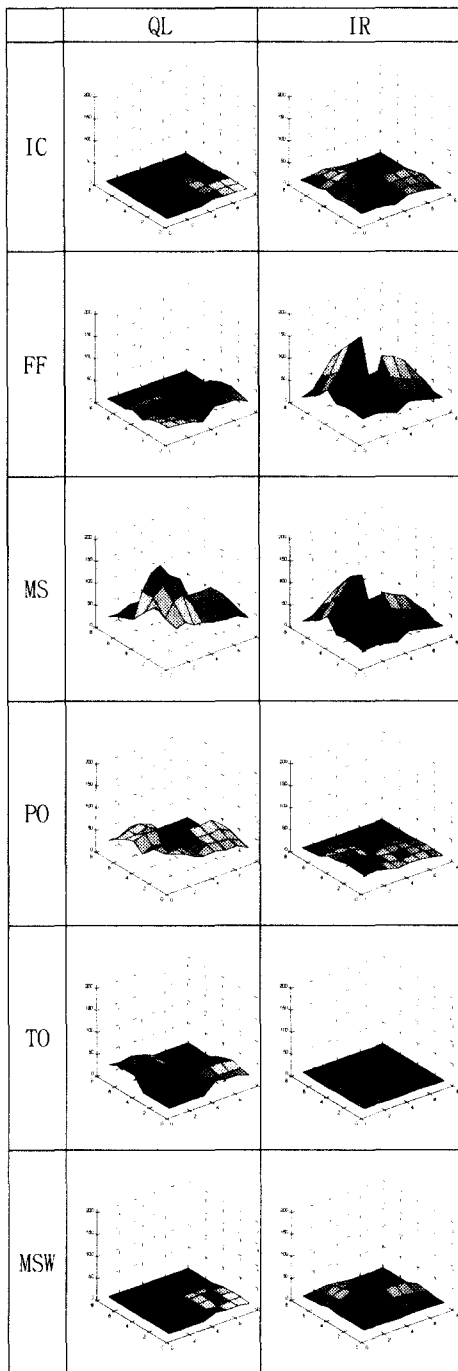


Fig. 29 Pressure Distribution Behavior on Distal Lateral Part of Socket(Unit: KPa)

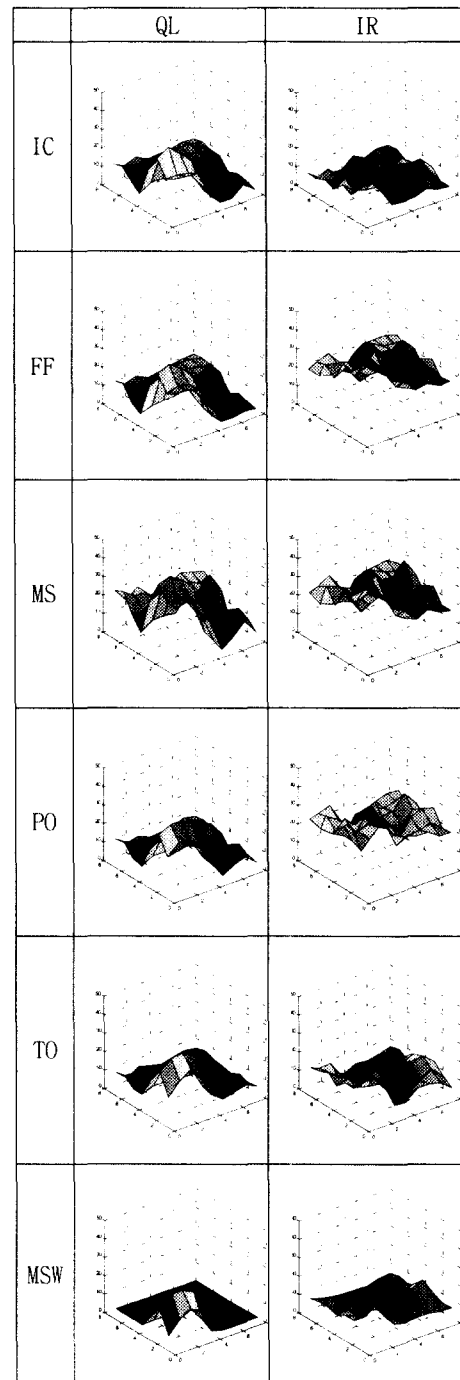


Fig. 30 Pressure Distribution Behavior on Proximal Lateral Part of Socket(Unit: KPa)

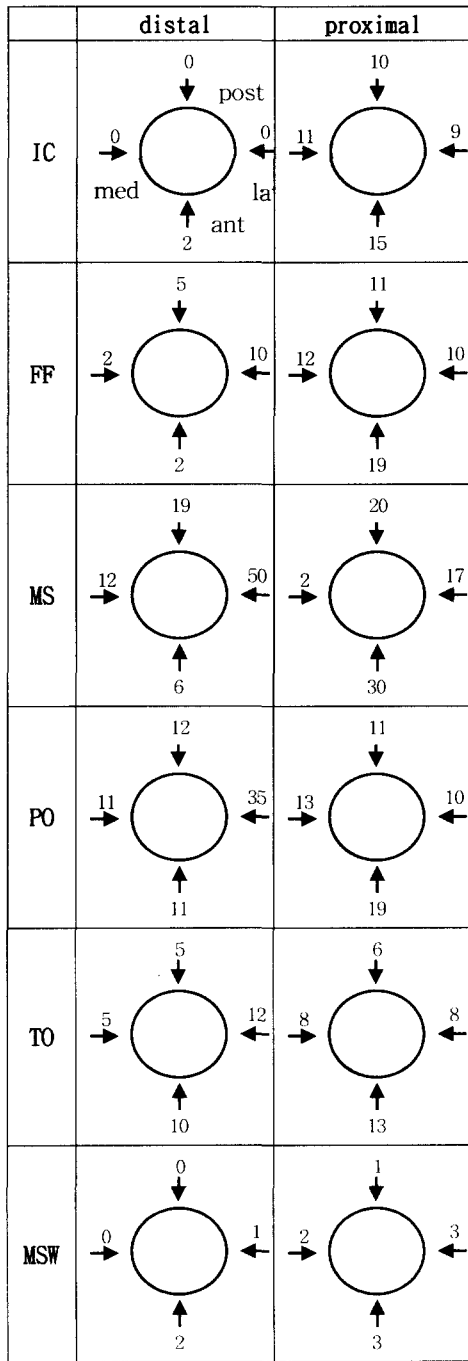


Fig. 31 Mean Pressure Behavior Distal and Proximal Transverse Cross Sectional Plane for IR Socket Case (Unit: KPa)

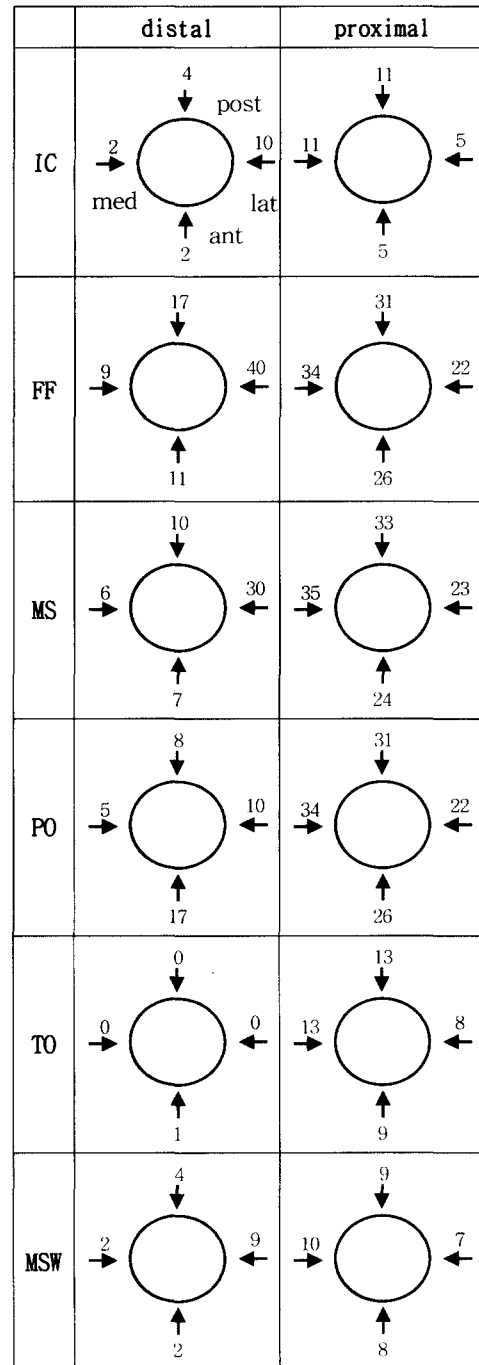


Fig. 32 Mean Pressure Behavior Distal and Proximal Transverse Cross Sectional Plane for QL Socket Case (Unit: KPa)

근위부가 좌골결절, 좌골지, 대전자를 포함하여 생체역학적으로 평형을 이루고 있는 IR 소켓의 경우 유각기 동안 내전을 방지하여 정상인의 고관절 외전 거동에 근접하는 거동을 보이므로 급격한 내전을 억제하나, 내전을 구속하여 줄 수 있는 좌골지가 포함되지 않는 QL 소켓의 경우 유각기 동안 급격한 내전 현상을 보인다(Fig. 32).

본 연구에서는 IR 및 QL 소켓을 착용한 대퇴절단자에 대한 보행분석과 보행시 소켓 압력 특성에 대한 연구를 수행하였으며 얻어진 결론은 다음과 같다.

운동학적으로 IR 소켓은 QL 소켓에 비하여 다음과 같은 장점이 있다.

- 전 보행주기에 대한 골반의 시상면상 운동 안정화
- 유각기 보행에 대한 고관절의 시상면, 관상면, 횡단면 운동 안정화
- 유각기 보행에 대한 슬관절의 관상면 운동 정상화 및 횡단면 운동 안정화
- 유각기 보행에 대한 발목관절 횡단면 운동 정상화
- QL 소켓의 경우 유각기시 발생하는 고관절의 내반, 슬관절의 내회전, 발목관절의 외회전 경향에서 비롯되는 Medial Whip 운동 경향이 강하며, IR 소켓의 경우 Medial Whip 운동 경향이 제거된 정상인에 가까운 보행을 보인다.

참고문헌

1. Arbogast R. and Arbogast C.J., "The carbon copy II - From concept to application," *Journal of Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 18, pp. 92-97, 1994.
2. Burgess E.M., Poggi D.A., Hittenberger J.H., Zettl D.E., Moeller K.L., Carpenter K.L., and Forsgen S.M., "Development and preliminary evaluation of the VA Seattle foot," *Journal of Rehab. Res. Dev.*, Vol. 22, pp. 75-84, 1985.
3. Hsu M.J., Nielsen D.H., Yack H.J., and Shurr D.G., "Physiological measurements of walking and running in people with transtibial amputations with 3 different prostheses," *Journal of Orthop. Sports Phys. Ther.*, Vol. 29(9), pp. 526-33, 1999.
4. van der Linden M.L., Solomonidis S.E., Spence W.D., Li N., and Paul J.P., "A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait," *Journal of Biomech.*, Vol. 32, pp. 877-889, 1999.
5. Macfarlane P.A., Nielsen D.H., Shurr D.G., and Meier K., "Gait comparisons for below-knee amputees using a Flex-Foot versus a conventional prosthetic foot," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol.3, pp. 150-161, 1991.
6. Perry J., Boyd L.A., Rao S.S., and Mulroy S.J., "Prosthetic weight acceptance mechanics in transtibial amputees wearing the Single Axis, Seattle Lite, and Flex Foot," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 5(4), pp. 283-9, 1997.
7. Prince F., Winter D.A., Sjonnensen G., Powell C., and Wheeldon R.K., "Mechanical efficiency during gait of adults with transtibial amputation: a pilot study comparing the SACH, Seattle, and Golden-Ankle prosthetic feet," *Journal of Rehab. Res. Dev.*, Vol. 35(2), pp. 177-85, 1998.
8. Rao S.S., Boyd L.A., Mulroy S.J., Bontrager E.L., Gronley J.K., and Perry J., "Segment velocities in normal and transtibial amputees: prosthetic design implications," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 6(2), pp. 219-26, 1998.
9. Tanimoto Y., Takechi H., Nagahata H., and Yamamoto H., "The study of pressure distribution in sitting position on cushions for patients with SCI," *Proceed. IEEE Instrument Measurement*, Vol. 77, pp. 219-224, 1998.
10. 재활공학연구소, "통합제어형 하지의지의 개발," *선도기술/의료공학 기술개발사업 보고서*, 보건복지부, 1999.
11. Polliack A.A., Lamsberger S., McNeal D., and Ayyappa E., "Improving socket fit and function: the potential of interface pressure and other measures at the socket", 2nd AAOP annual meeting, pp.35-36, 1997.
12. Conti S.F., Martin R.L., Chaytor E.R., Hughes C., and Lettrell L., "Plantar pressure

- measurements during ambulation in weight bearing conventional short leg casts and total contact casts", *Foot & Ankle International*, Vol. 17(8), pp.464-469, 1996.
13. Mooney V., "Above-Knee Amputations," American Academy of Orthopaedic Surgeons: Alln of Limb Prosthetics, C.V. Mosby, St. Louis, 1981.
 14. Waters R.L., Perry J., Antonelli D., and Mislop H., "Energy Cost of Walking of Amputees: The Influence of Level of Amputation," *Journal of Bone and Joint Surg.*, Vol. 58A, pp. 4246, 1976,
 15. Gottschalk F.A., Kourosch S., Stills M., McClellan B., and Roberts J., "Does Socket Configuration Influence the Position of the Femur in Above-Knee Amputation?," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 2, pp. 94-102, 1990.
 16. Schall S.R., Dsida S.R., Slemker T.C., "Socket science: Technology transforms transfemoral prosthetics," *BioMechanics*, September, 1997.