

발목관절 조절각도가 절단환자의 보행에 미치는 영향

장윤희·양길태·임송학·문무성·김영호*

재활공학연구센터, 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과*
(1998년 3월 13일 접수, 1998년 7월 24일 채택)

Influence on Amputee Gait by the Ankle Joint Alignment

Y.H. Chang, G.T. Yang, S.H. Lim, M.S. Mun and Y.H. Kim*

Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center

*Dept. of Medical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

(Received March 13, 1998, Accepted July 24, 1998)

요약: 본 연구는 대퇴 및 하퇴 의족 착용자의 소켓의 적합성 및 기능성을 평가하기 위하여 소켓내부압력을 측정하였다. 발목관절을 중립, 배굴, 저굴 상태로 조절하였을 때, 배굴 및 저굴에 비하여 중립상태에서 분속수나 보행속도는 증가 하였다. 다른 보행 인자들 역시 발목관절을 중립상태로 조절하였을 때 정상인의 보행인자에 근접하고 있다. 대퇴 절단 환자의 경우 발목관절을 배굴 상태로 조절하면 소켓의 외측부분에 압력집중이 나타나고, 저굴상태로 조절하면 소켓의 내측 부분에 압력집중이 발생하였다. 하퇴 절단 환자의 경우 발목관절을 배굴상태로 조절하면 중간입각기때 소켓의 전면 외측에 압력집중 현상이 나타나며, 저굴시에는 배굴시와 같은 위치에 약간의 압력이 증가하는 것으로 나타났다. 본 연구는 의족의 부적절한 정렬상태로 인한 소켓내에서의 압력집중 현상을 설명하고자 하였으며, 의족의 올바른 정렬은 적절한 보행을 유도하기 위한 소켓과 스템프와의 접촉 상태를 결정하는데 있어 매우 중요한 인자중 하나이다.

Abstract: Socket pressure distributions with gait analysis of a transfemoral and a transtibial prostheses were measured in order to assess an optimal socket fitting and function. Ankle joint was aligned by the neutral and the dorsi/plantar flexed positions. Compared to dorsi and plantar flexed positions of ankle joint, cadence and walking speed increased with the neutral ankle joint alignment. Other gait parameters were close to the normative data with the neutral ankle joint alignment. For the transfemoral amputee, dorsiflexed alignment of the ankle joint created high pressure on the lateral aspect of the socket, on the other hand, plantarflexed alignment resulted in increased pressure on the medial aspect of the socket. For the transtibial amputee, dorsiflexed alignment of the ankle resulted in high pressure on the antero-lateral aspect of the socket during mid-stance, but plantarflexion of the ankle joint showed slight increases in pressure at the same location in the socket. The present study clearly demonstrated that malalignment of a prosthesis results in localized increasing pressure within the socket. Proper alignment of the prosthesis is required in order to acquire an appropriate socket-limb interface as well as the proper gait.

Key words: Socket, Limb, Transfemoral and a transtibial prostheses, Ankle joint, Alignment

서 론

의족(prostheses)은 절단자(amputee)에게 잘 맞도록 부품의

통신저자: 양길태, (403-120) 인천광역시 부평구 구산동 47-3
재활공학연구센터,
Tel. (032)500-0584, Fax. (032)512-9794,
e-mail: seele@iris.korec.re.kr

선택과 성능, 내구성이 우수해야 한다. 그러나 이보다 더 중요한 것은 소켓(socket)이 잔존하는 단단부(stump)에 꼭 맞으며, 절단자와 의족과의 위치관계가 올바르게 설정되어 있어야 한다는 점이다. 전자는 스템프와 소켓과의 접촉상태, 즉 적합성(fitting)을 의미하며, 후자는 절단자와 의족과의 바른 위치 관계, 정렬성(alignment)을 의미하고, 이같은 적합성과 바른 정렬은 절단자의 재활에서 있어서 아주 중요한 사항이다.

오늘날 의족은 종류면이나 재질면에서 많은 발전을 거듭함에

도 불구하고, 제기되고 있는 가장 중요한 문제 중 하나는 소켓의 적합성 문제이다. 소켓은 체중을 지지하며, 절단부의 힘을 의족에 전달하고, 어떠한 자세에서도 절단자의 안정성을 유지하는데 있으며, 가능한 넓은 부위에 압력을 받게 하여 단위면적당 가해지는 힘을 최소로 분산시키며, 기능을 지닌 근육에는 그 기능을 저하시키지 않도록 적당한 형상으로 만들어야 한다. 그러나 정적 또는 동적 상태에서 잔존의 단단부와 소켓 경계에서의 생체역학적인 측정이 올바로 이루어지지 않고 단순히 제작기사들의 오랜 경험과 능력을 바탕으로 제작되고 있기 때문에 소켓은 제기능을 발휘하지 못할 뿐만 아니라 절단자들에게 단단부에 부종이 생긴다든가 통증과 불편감을 호소하는 등 많은 문제점이 야기되고 있다.

본 연구는 의족의 발목관절(ankle joint) 각도를 조절하여 의족의 정렬(alignment)에 변화를 주게 됨에 따라, 잔존하는 단단부와 소켓의 경계면에 작용하는 압력을 측정하여 소켓의 설계 및 조절 등에 적용하고 나아가 의족의 착용감을 편안하고 통증을 감소하도록 새로운 소켓 제작 시 기초자료로 삼고자 하는데 목적이 있다.

방 법

본 연구에 참여한 피검자는 나이 49세, 키 161cm, 체중 62kg의 우측 대퇴절단자(above knee amputee, AK amputee)와 나이 41세, 키 173cm, 체중 78kg의 하퇴절단자(below knee amputee, BK amputee)이다. 연구에 참여한 피검자 모두 양호한 보행 패턴을 가지고 있으며 비교적 활동적인 편이다. 대퇴절단자는 당 센터에서 개발된 공압식 대퇴 의족에 흡착식 소켓, 에너지 저장형 발(energy storing foot)로 구성된 의족을 착용하였으며, 하퇴절단자는 실리콘 소켓과 SACH (solid ankle cushioned heel) 발로 구성된 의족을 착용하였다.

공압식 대퇴의족(above knee prostheses)은 일반적인 기계식 대퇴의족에 비하여 유각기(swing phase) 슬관절(knee joint)의 제어 특성이 우수하므로 대퇴의족착용자의 보행이 보다 자연스럽다고 보고된 바 있으며[4], 또한 흡착식 소켓(suction socket)은 단단부 끝부분과 소켓 기저면 사이에 공기층을 형성시킨 비전면 접촉식 소켓으로 소켓 내측 하부에 설치한 흡착밸브의 작용에 의해 소켓내부가 음압을 형성하게 되는데 이 음압이 보행 유각기시 의족의 현수력으로 작용하게 되는 특성을 가진다.

대퇴 및 하퇴 절단자의 의족을 당센터 제작실에서 제작하여 착용한 후 보행연습을 시키면서 가장 적절한 상태로 의족의 정렬을 마친 후 발목관절의 각도를 $\pm 3^\circ$ 의 변화를 준 후 소켓내부 압력을 측정하였다. 발목관절의 각도 변화를 $\pm 3^\circ$ 로 설정한 이유는 의족의 발목관절 각도변화를 줄 수 있는 최대값은 중립상태에서 $\pm 10^\circ$ 이내로 제한되어 있으며, 개개인의 특성 및 신발의 유/무, 신발 굽 높이에 많은 영향을 받음으로 일반적인 각도 변화는 $\pm 3^\circ$ 정도가 가장 적절한 각도로, $\pm 3^\circ$ 의 각도변화는 의

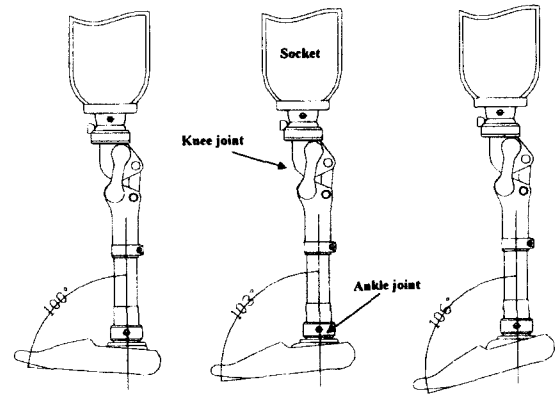


그림 1. 발목관절을 배굴, 중립, 저굴 시킨 대퇴 의족
Fig. 1. Above knee prostheses when ankle joint was dorsiflexion, neutral, plantar flexion

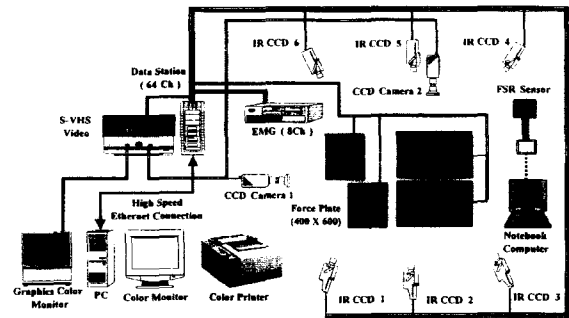


그림 2. 실험장치 구성도
Fig. 2. System configuration

족 착용자에게는 상당한 영향을 미치기 때문이다(그림 1).

피검자의 보행분석을 위해서 적외선 카메라(infrared camera) 6대, 힘측정판(force plate)[5] 2개를 사용하였으며 측정된 신호들을 동기화시켜서 분석하였다. 힘측정판을 이용하여 측정된 삼차원 지면반발력(ground reaction force)과 각 관절의 삼차원 움직임들을 역 동력학(inverse dynamics)을 이용하여 각 관절에 작용하는 모멘트(moment)와 일률(power)을 계산하였다(그림 2)[6].

연구에 사용된 센서는 Tek-scan[7] 센서로 110mm×110mm×0.1mm의 가로 43개, 세로 43개 총 1849개의 감지 부위가 있는 matrix 형태의 FSR (force sensing resistor) 센서이다. FSR 센서는 얇게 겹쳐진 전도성 입자들이 상하부 면 사이에서 저항통로를 형성하여 많은 압력이 작용됨에 따라 저항이 감소되는 원리를 이용한 것이다. 압력측정에 있어서 보정(calibration)은 매우 중요한데, 용량(capacitive)센서는 보정에 있어 간단하다는 이점을 가지고 있는 반면 센서 두께가 두껍고, Tek-scan 센서와 같은 FSR 센서는 보정이 어렵고 히스테리시스(hystere-

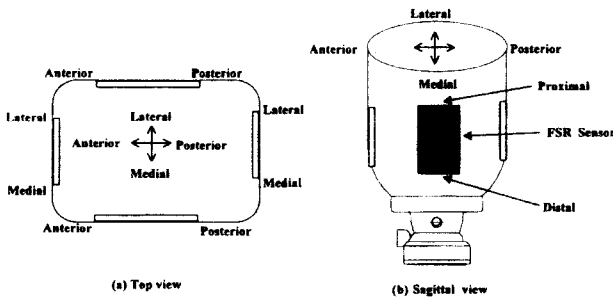


그림 3. 소켓내의 센서 배치
Fig. 3. FSR sensor arrangement in socket

sis)가 커서 학계에서 많은 논란이 되고 있으나 두께가 얇아 소켓내의 압력을 측정하기에는 유용하다[8,9]. 본 연구에 사용한 보정방법은 두 점을 이용한 비선형 보정법으로, 이것은 표면을 매끄럽게 가공한 알고 있는 하중을 지닌 두 개의 육면체를 센서 위에 따로 따로 올려놓은 후 각각의 무게와 저항과의 관계식을 구하고 이를 수차례 반복하여 적용하는 보정 방법이다.

먼저 각각의 대퇴의족착용자와 하퇴의족착용자의 소켓 내부에 내측(medial), 외측(lateral), 전방부(anterior), 후방부(posterior)에 대한 위치를 표시한 후 센서를 부착하였으며, 또한 각각의 위치에 대하여 내측(medial), 외측(lateral), 근위부(proximal), 원위부(distal)로 나누어 구분하였다(그림 3).

시간적으로 데이터를 일체화시키기 위해서, 동작분석시스템(motion analysis system)[5]을 동시에 운용하여 분석시에 발뒤축접지기(heel contact, HC), 중간입각기(mid stance, MS), 발가락들림기(toe off, TO) 등의 순간에서 압력분포를 분석할 수 있도록 하였다. 피검자의 정적중립상태(standing position)에서 먼저 측정을 한 후 피검자의 자유보행속도(normal walking speed)에서 30 frame/sec의 속도로 10초간 소켓내부압력을 측정하였다. 또한 발목관절을 중립 위치(neutral)를 비롯하여 초기에 배굴(dorsi flexion) 또는 저굴(plantar flexion)의 상태로 조절한 후 센서를 소켓내부에 삽입부착하고 피검자의 자유 보행 상태에서 보행분석 및 소켓내부압력을 측정하였다.

결과 및 고찰

대퇴의족착용자의 발목관절을 배굴(dorsiflexion 100°), 중립(neutral position 103°), 저굴(plantarflexion 106°)상태로 변화시켰을 때 보행분석시(gait analysis) 나타나는 보행인자(gait parameter)들을 중립상태와 비교하여 분속수(cadence)와 보행속도(walking speed)가 다른 두 경우에 비하여 증가함을 알 수 있으며, 단하지지지기(single stance phase)가 줄어드는 반면 양하지지지기(double stance phase)가 증가되는 등 보행형태가

보다 양호해짐을 알 수 있다. 또한 발목관절이 배굴되었을 경우 전방 추진력이 다소 약화되는 반면 좌우 전단력이 증가하여 단하지 지지기가 불안정하게 이동함을 알 수 있었고, 저굴로 조절된 경우 수직 지면 반발력이 조기에 최대가 되어 전방 추진에 효과적이지 못하였으며, 비 정상적인 보행을 유도하는 것으로 생각된다(appendix A).

대퇴의족 착용자의 발목관절을 배굴, 중립, 저굴 상태로 의족의 정렬을 변화시켰을 때 정적중립상태(standing position)에서의 소켓내부압력은 중립의 경우 전면과 외측(lateral)에서 압력집중이 나타나고 있는데 이는 절단된 단단부가 항상 굴곡(flexion), 외전(abduction), 외회전(external rotation) 하려는 성향이 강하기 때문이다. 배굴시에는 전 부위에 압력집중이 나타나고 있으며, 저굴시 역시 전면, 외측, 내측에서 압력집중이 나타나고 있어 중립상태에 비하여 전 부위에 걸친 압력집중 현상이 나타남으로 인하여 통증이나 불편감을 증가시키는 것으로 생각된다(Appendix B).

대퇴의족 착용자의 자유 보행시 소켓내부 압력은 정적중립상태에 비하여 훨씬 크고 보행주기(gait cycle)에 따라 일정하게 이동하고 있는데 중립상태에 비하여 배굴시킬 경우 외측의 압력이 증가하는 반면, 저굴시에는 내측의 압력이 현저히 증가하고 있어 의족의 정렬상태에 따라 압력집중 부위가 변화하고 있음을 알 수 있으며, 특정 부위에 압력집중 현상이 심화되고 있어 소켓과 단단부의 국부적인 마찰로 인한 피부 조직의 손상과 통증을 수반하는 것으로 생각된다(Appendix C).

하퇴의족 착용자의 발목관절 각도 조절에 따른 보행인자들은 배굴, 중립, 저굴시 현저한 차이를 보이지 않고 있으나, 저굴시 입각기 후반(terminal stance)에 전방 추진력이 다소 약화되고 좌우 전단력이 증가하고 있어 효과적인 보행을 유도하지 못하고 있다(Appendix D).

하퇴의족 착용자의 정적중립 상태에서의 소켓 내부압력은 중립상태와 비교하여 배굴시 외측 후면의 압력이 증가하였고, 반대로 저굴시킨 경우에는 전면 외측의 압력이 크게 증가하고 있어 의족의 정렬에 따라 압력집중이 일어나는 부위가 대퇴의족 착용자의 경우와 마찬가지로 변화하고 있음을 알 수 있다(Appendix E).

하퇴의족 착용자의 자유보행시 소켓 내부압력분포는 대퇴의족 착용자와 마찬가지로 보행이 진행되면서 압력이 증가하다가 입각기 말기로 진행되면서 점차 감소하는 형태를 보이고 있다. 중립과 비교하여 배굴시켰을 경우에는 입각기 말기에 압력집중이 나타나고, 저굴시에는 중간 입각기때(mid stance) 전방과 외측에 압력집중이 나타나고 있다. 의족의 정렬에 따른 압력집중 부위가 이동하고 있으며 이로인한 단단부의 손상부위가 심화되는 경향을 보이고 있다(Appendix F).

의족의 올바른 정렬은 의족착용자에게 정상적인 보행을 유도하며, 소켓내에서의 압력집중을 예방하고 의족의 착용감을 개선하는데 우선적으로 고려해야 할 사항이다.

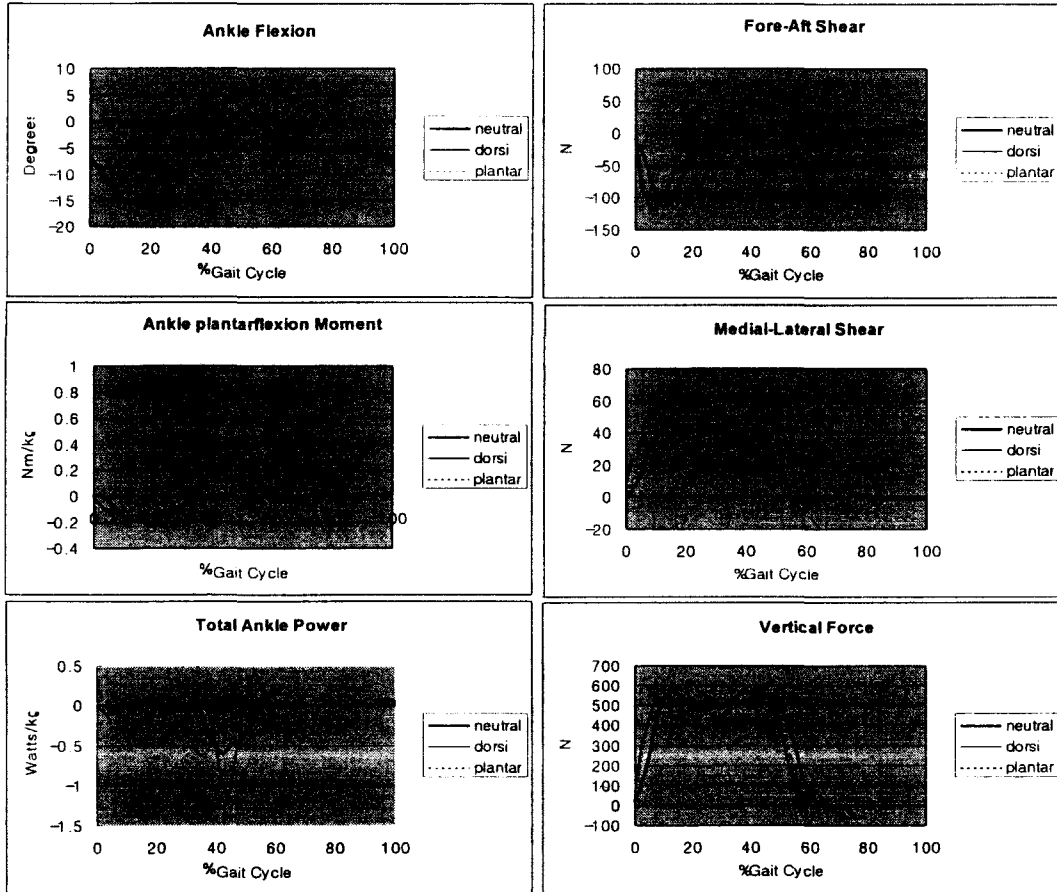


그림 4. 발목관절 각도 조절에 따른 보행 분석
Fig. 4. Clinical gait analysis by the ankle joint alignment

본 연구는 대퇴 및 하퇴 의족착용자의 발목관절 조절각도를 배굴, 중립, 저굴상태로 변화 시켰을 때 단단부와 소켓 사이에서의 정적 및 동적인 압력분포를 측정하였다. 의족의 정렬을 올바르게 설정하면 분속수, 보행속도 등은 증가하고, 단하지 지지기가 줄어드는 반면 양하지 지지기가 증가되는 등 정상인의 보행과 보다 유사함을 알 수 있었고, 소켓내의 압력분포 역시 특정부위에 과도한 압력집중이 발생하는 것을 방지하고 있는 것으로 생각할 수 있다. 그러나 절단된 단단부의 생체역학적인 굴곡, 외전, 외회전 하려는 경향으로 인하여 소켓내에서의 입력집중이 보행중에 일정한 주기로 이동하고 있음을 확인 할 수 있었고, 이같은 연구 결과를 토대로 소켓의 재료와 디자인 등에 적용하면 의족의 착용감을 개선하는데 크게 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

결 론

본 연구에서는 공압식 대퇴 및 하퇴의족착용자의 발목관절 조절각도에 따른 보행특성의 변화와 잔존하는 단단부와 소켓의 경계에 작용하는 압력 분포를 측정하였다. 대퇴절단자의 경우는 발목관절이 배굴 및 저굴 상태로 설정된 후 보행하는 경우에 분

속수 및 보행속도가 감소하였으며 다른 보행인자들도 악화됨을 알 수 있었고 하퇴절단자의 경우는 보행속도의 변화 외에 현저한 차이점을 발견할 수는 없었으나 소켓내부 압력분포는 대퇴의족착용자와 하퇴의족착용자 모두 배굴 또는 저굴로 발목관절이 조절된 경우 중립에 비해 압력이 증가하였으며 압력집중이 보행주기에 따라 일정하게 이동함을 알 수 있었다. 지속적인 소켓-단단부의 경계에 관한 생체역학적 연구는 소켓의 설계 및 조정과 나아가서 의족의 착용감을 개선하는데 크게 기여할 것으로 예상된다.

Appendix A

표 1은 발목관절을 배굴(dorsi flexion. 100°), 중립(neutral. 103°), 저굴(plantar flexion. 106°)로 설정한 대퇴의족착용자의 자유보행시의 보행인자들이다. 발목관절을 중립상태로 설정한 경우 분속수와 보행속도가 빨라졌으며, 단하지 지지기가 줄고, 양하지 지지기가 증가하는 등 정상 보행에 보다 근접함을 알 수 있었다.

그림 4은 대퇴의족 착용자의 보행분석 결과로 의족을 착용한 우측 발의 발목관절의 각도, 모멘트, 일률 및 지면반발력을 보여

표 1. 발목관절 각도 조절에 따른 보행인자 (대퇴)

Table 1. Gait parameters by the ankle joint alignment (Transfemoral)

단위 : kPa

	Dorsi (100°)		Neutral (103°)		Plantar (106°)	
	left	right	left	right	left	right
cadence(steps/min)	96	97	100	100	97	98
speed(m/s)	1.07	1.06	1.18	1.17	1.14	1.13
stride length (m)	1.33	1.32	1.40	1.38	1.41	1.37
step time (s)	0.57	0.66	0.57	0.61	0.47	0.46
single limb support(%)	42.94	35.81	36.02	32.77	39.98	35.97
double limb support(%)	21.49	20.96	31.43	30.94	25.42	24.62

표 2. 정적중립 상태에서의 최대 소켓 압력 (대퇴)

Table 2. Maximum socket pressure for static neutral position (Transfemoral)

단위 : kPa

	Anterior	Lateral	Posterior	Medial
Dorsi(100°)	56.7	64.1	59.7	59.4
Neutral(103°)	83.3	72.0	53.5	58.8
Plantar(106°)	88.0	64.1	54.9	64.3

주고 있다. 발목관절을 배굴시킨 경우 모멘트와 일률이 다른 두 경우에 비하여 크게 작용하여 에너지 소모가 크고, 저굴시킨 경우 모멘트와 일률이 조기에 발생하여 비 효율적인 보행을 유도하고 있다. 지면 반발력 역시 중립으로 설정한 경우 보다 안정된 보행 형태를 보여주고 있어 의족의 정렬상태에 따른 보행인자들에 많은 영향을 미치고 있음을 알 수 있다.

Appendix B

표 2는 대퇴의족착용자의 정적중립상태(standing position)에서 발목관절을 배굴의 위치로 설정한 경우 최대 소켓 압력을 나타낸 것으로 배굴시킨 경우 소켓전반에 걸쳐 50-60kPa의 압력이 작용했던 반면, 중립 또는 저굴의 위치에서는 전방외측(anterior-lateral) 원위부(distal)에 80kPa이상의 압력집중이 존재하였다.

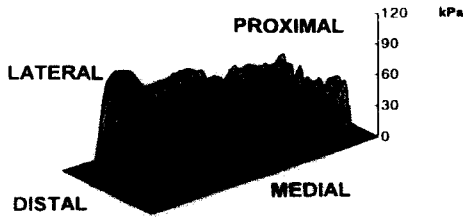
그림 5, 그림 6, 그림 7는 대퇴의족착용자의 정적중립상태에서 발목관절 각도 변화에 따른 압력분포도이다. 발목관절 조절각도에 따른 단단부의 후면 및 내측면에서는 비교적 고른 압력분포를 나타냈으며 단단부 외측 원위부에서의 압력집중현상은 절단된 단단부가 항상 굴곡, 외전, 외회전되려는 성향이 강하기 때문인 것으로 생각된다.

Appendix C

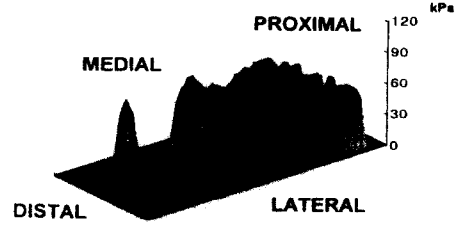
표 3은 발목관절을 배굴, 중립, 저굴시킨 상태로 각각 설정한 후 대퇴의족 착용자가 자유속도로 보행할 때 발 뒤축접지기(IC, initial contact), 발바닥 접지기(FF, foot flat), 중간 입각기(MS, mid stance), 발뒤축 들림기(PO, push off), 발가락 들림

기(TO, toe off) 순간에서의 최대 소켓내부압력을 나타낸 것이다.

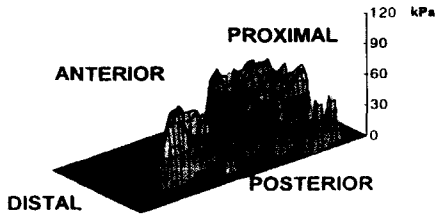
그림 8은 발목관절 조절각도를 중립(neutral)의 위치에 설정하고 자유 보행시의 단단부의 전방부, 외측면, 후방부, 내측면 등에 작용하는 최대 압력을 나타낸 그림들이다. 단단부의 전면에서는 입각기 초기동안 압력은 소켓의 근위부에서 서서히 증가하며 중간입각기에서 소켓의 외측 전면 원위부에 현저하게 증가하고 발뒤축 들림기 시기에 압력은 약 103kPa로 정점에 달하며 외측 전방에서의 증가된 압력은 중간 입각기에서 발뒤축 들림기로 진행됨에 따라 전면 중앙으로 이동한다. 발가락 들림기에서는 소켓 원위부에서 발생한 집중 압력이 사라지며 소켓의 근위부에 약간의 압력이 존재한다. 단단부의 외측에서는 입각기가 진행함에 따라 전반적으로 압력이 증가하였으며, 중간입각기에서 단단부의 외측 원위부 중앙에서 원위부 전방부로 이동하였다. 발가락들림기에 접어들면서 압력은 현저히 감소하였으며 압력집중은 사라졌다. 단단부의 후면에서는 정적 중립상태에서와 같이 전방 근위부 전체에 고른 압력 분포를 나타내며 입각기가 진행됨에 따라 압력이 서서히 증가되었다. 중간입각기에서 최대 66kPa의 압력을 보이지만 외측면 또는 전방부에서와 같이 현저하지는 않았다. 단단부의 전방 원위부에서의 집중 압력은 단단부의 후면에서는 나타나지 않았으며 입각기의 후반부로 진행되면서 압력은 서서히 감소하였다. 외측면과 전면에 부착한 센서의 압력이 발뒤축들림기에 가장 높았던 반면 단단부 내측면에서는 발가락들림기에서 최대압력이 발견되었다. 고관절 굴곡, 슬관절 신전 상태의 발뒤축접지기에서는 내측 근위부 앞부분에 압력이 높았다. 보행이 진행되는 동안 소켓의 근위부에서는 계속해



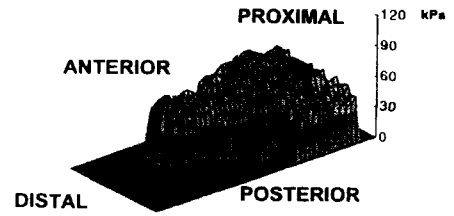
A. Anterior



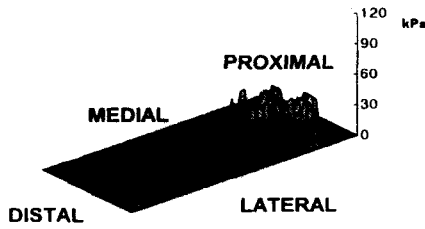
A. Anterior



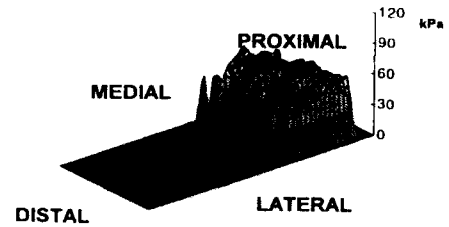
B. Lateral



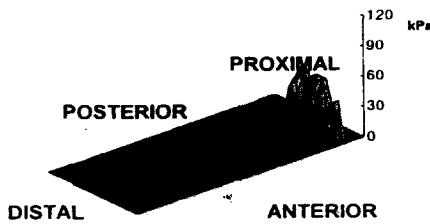
B. Lateral



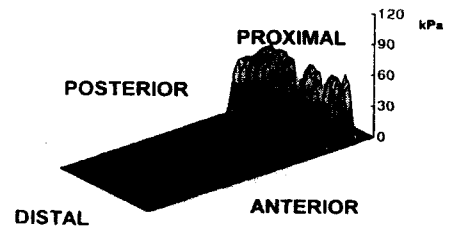
C. Posterior



C. Posterior



D. Medial



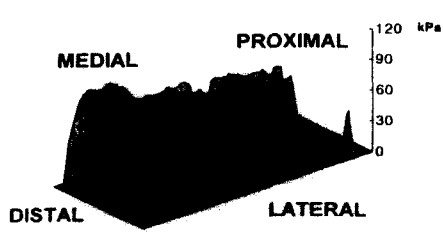
D. Medial

그림 5. 발목관절을 중립위치로 설정한 경우 정적중립상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)
Fig. 5. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was neutrally aligned for static neutral position (Transfemoral)

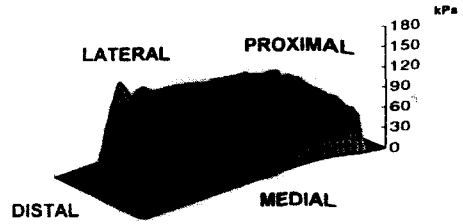
그림 6. 발목관절을 배굴위치로 설정한 경우 정적중립상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)
Fig. 6. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was dorsi flexed for static neutral position (Transfemoral)

서 일정한 압력이 작용되고 있는 반면 원위부에서는 보행주기

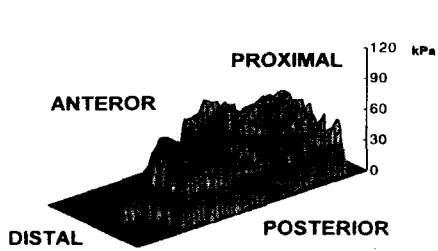
동안 거의 압력이 작용되지 않았음을 알 수 있었다 [10].



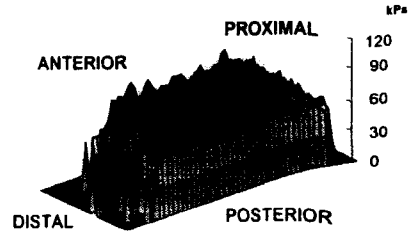
A. Anterior



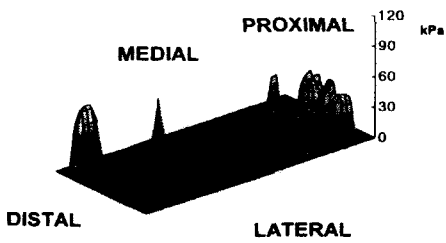
A. Anterior



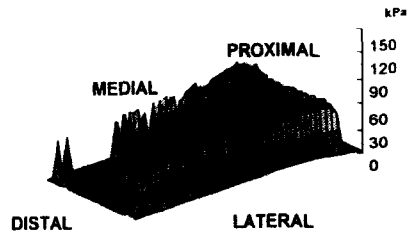
B. Lateral



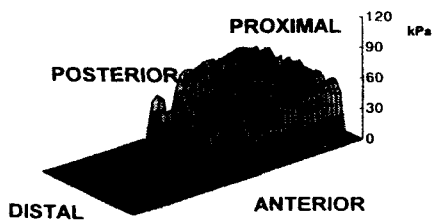
B: Lateral



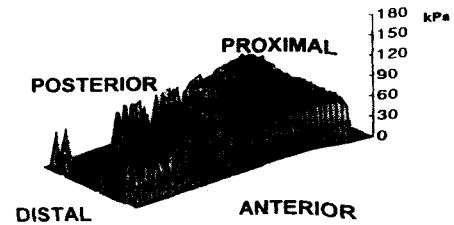
C. Posterior



C. Posterior



D. Medial



D. Medial

그림 7. 발목관절을 저굴위치로 설정한 경우 정적중립상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)
Fig. 7. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was plantar flexed for static neutral position (Transfemoral)

그림 8. 발목관절을 중립위치로 설정한 경우 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)
Fig. 8. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was neutrally aligned during free walking (Transfemoral)

발목관절을 중립위치에서 각각 배굴과 저굴시킨 경우 소켓 내

부 최대압력의 분포를 살펴보면 중립과 비교해 차이가 있음을

표 3. 자유보행시의 최소소켓압력 (대퇴)

Table 3. Socket pressure distribution during free walking (Transfemoral)

단위 : kPa

		IC	FF	MS	PO	TO
Anterior	Dorsi (100°)	58.3/1.4	60.7/1.2	61.7/1.6	107.3/2.5	64.8/1.6
	Neutral (103°)	57.7/4.0	64.2/1.8	73.3/3.5	103.6/0.6	64.7/1.3
	Plantar (106°)	62.2/1.9	67.9/2.5	84.6/7.1	122.4/2.3	70.5/1.8
Lateral	Dorsi (100°)	56.7/1.4	78.2/11.1	100.5/1.7	104.3/3.1	62.9/0.8
	Neutral (103°)	53.3/1.9	70.1/6.6	91.3/5.7	97.0/0.6	58.8/1.9
	Plantar (106°)	62.8/1.3	82.6/12.7	100.1/3.9	117.6/2.9	70.0/5.9
Posterior	Dorsi (100°)	65.5/2.1	70.8/1.8	68.5/2.7	71.9/1.2	67.5/0.6
	Neutral (103°)	58.1/1.2	65.6/1.5	66.2/2.2	64.7/1.7	62.9/0.8
	Plantar (106°)	60.8/1.3	68.3/2.1	72.3/2.2	65.0/13.1	64.3/3.0
Medial	Dorsi (100°)	57.6/3.6	59.3/3.1	60.2/3.5	62.1/1.0	61.5/6.8
	Neutral (103°)	57.3/2.2	58.5/3.0	58.9/2.4	58.9/2.4	63.9/3.3
	Plantar (106°)	69.3/2.7	71.8/1.5	70.9/1.1	73.7/1.3	65.9/1.9

IC : Initial contact, FF : foot flat, MS : mid stance, PO : push off, TO : toe off

표 4. 발목관절 각도 조절에 따른 보행인자 (하퇴)

Table 4. Gait parameters by the ankle joint alignment (Transtibial)

	Dorsi (90°)		Neutral (94°)		Plantar (97°)	
	left	right	left	right	left	right
cadence(steps/min)	100	102	100	100	100	100
speed(m/s)	1.14	1.12	1.19	1.18	1.15	1.13
stride length (m)	1.35	1.31	1.41	1.41	1.36	1.34
step time (s)	0.58	0.59	0.59	0.60	0.59	0.59
single limb support(%)	33.80	36.30	33.12	34.03	31.69	32.39
double limb support(%)	30.28	29.52	32.73	32.98	35.91	35.91

표 5. 정적중립 상태에서의 최대 소켓 압력 (하퇴)

Table 5. Maximum socket pressure for static neutral position (Transtibial)

단위 : kPa

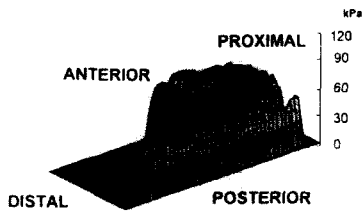
	Anterior	Lateral	Posterior	Medial
Dorsi(90°)	52.0	73.8	63.0	55.1
Neutral(94°)	72.3	63.4	71.2	58.8
Plantar(97°)	93.3	67.7	71.7	49.2

알 수 있었다. 그림 9는 발목관절을 배굴시킨 경우 각 측면의 압력 분포도인데 배굴(100°)시킨 경우 신체 중심선의 이동에 의해 단단부 외측면에서의 최대압력이 현저히 증가함을 알 수 있었으며, 단단부 전면과 내측면에서의 최대압력은 약간 감소하였다. 또 그림 10은 저굴(106°)시킨 경우의 최대압력분포도이며 단단부 전면과 내측면, 후면에서 각각 압력이 증가함을 알 수 있었고 특히 외측면에서는 30kPa 정도 감소한 반면 내측면에서는 약 50kPa 정도의 압력이 증가하였다. 위에서 살펴본 결

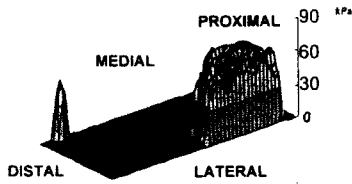
과 발목관절 각도를 중립상태에 비하여 배굴 또는 저굴로 조정하는 경우 압력분포가 달라짐을 알 수 있었는데 배굴시킬 경우 외측의 압력이 증가되는 반면 저굴시킬 경우 내측의 압력이 현저히 증가됨을 알 수 있었다.

Appendix D

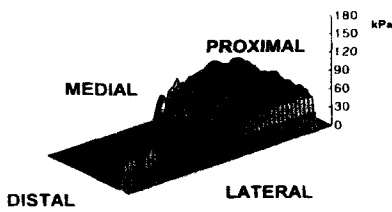
표 4는 하퇴의족착용자의 발목관절 각도를 배굴(dorsi,90°), 중립(neutral,94°), 저굴(plantar,97°)로 변화시켰을 때 자유보행시의 기본적인 보행인자들을 보여주고 있다. 하퇴의족착용



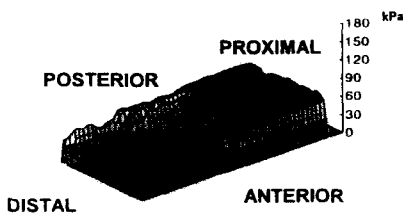
A. Anterior



B. Lateral



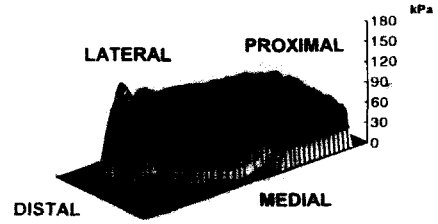
C. Posterior



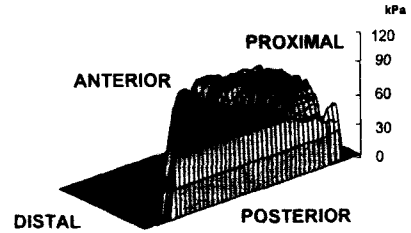
D. Medial

그림 9. 발목관절을 배굴위치로 설정한 경우 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)
 Fig. 9. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was dorsi flexed during free walking (Transfemoral)

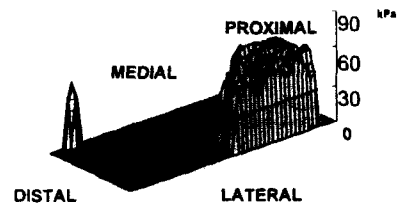
자는 대퇴의족착용자와는 달리 보행인자들은 크게 영향을 받지



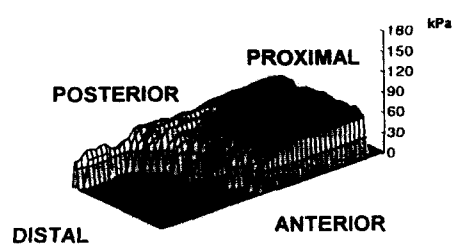
A. Anterior



B. Lateral



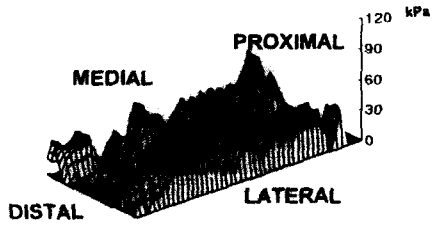
C. Posterior



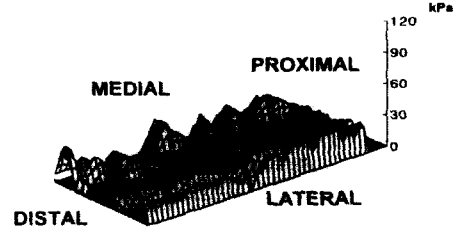
D. Medial

그림 10. 발목관절을 저굴위치로 설정한 경우 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)
 Fig. 10. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was plantar flexed during free walking (Transfemoral)

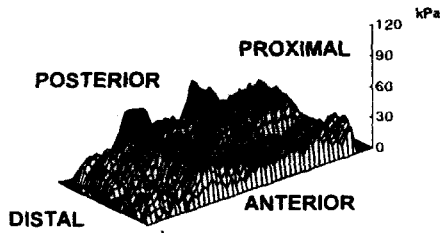
않으나, 보행속도와 보폭이 약간 개선되고 있는 것으로 나타났다.



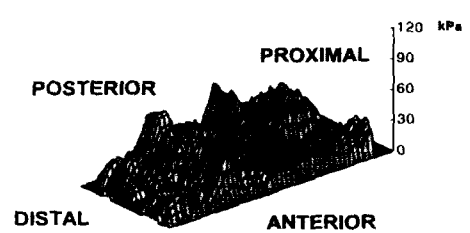
A. Anterior



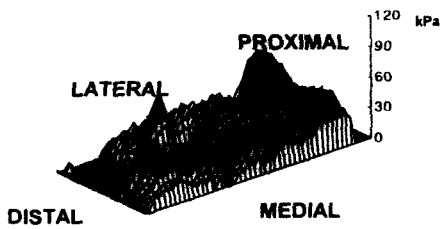
A, Anterior



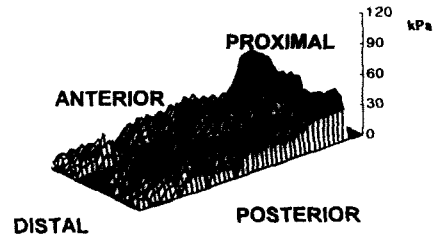
B. Lateral



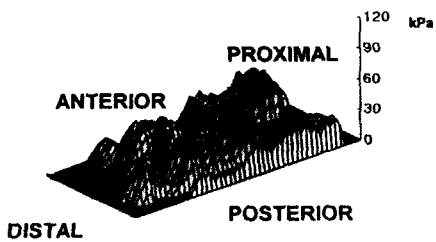
B. Lateral



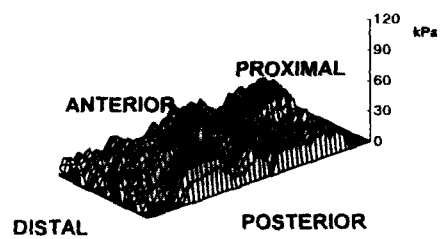
C. Posterior



C. Posterior



D. Medial



D. Medial

그림 11. 발목관절을 중립위치로 설정한 경우 정적중립상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (하퇴)
 Fig. 11. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was neutrally aligned for static neutral position (Transtibial)

그림 12. 발목관절을 배굴위치로 설정한 경우 정적중립상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (하퇴)
 Fig. 12. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was dorsiflexed for static neutral position (Transtibial)

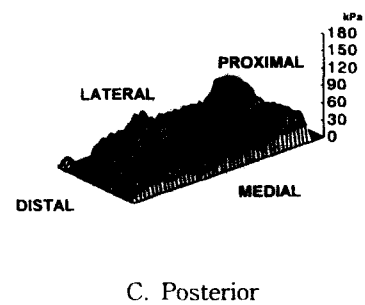
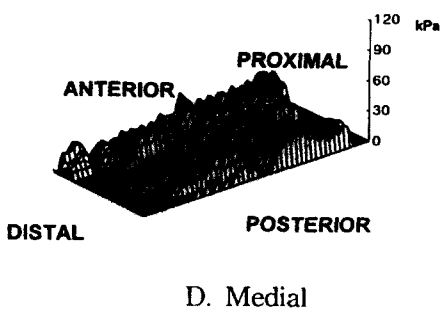
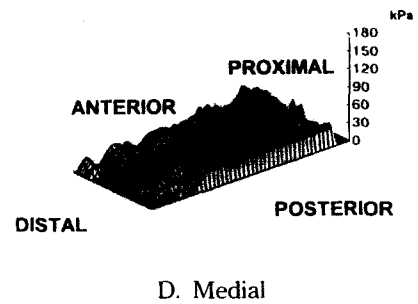
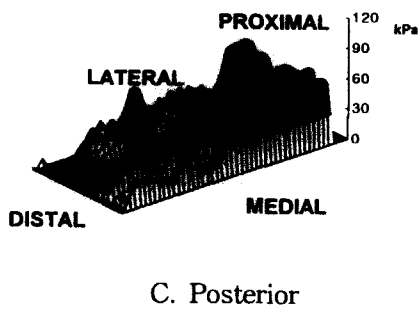
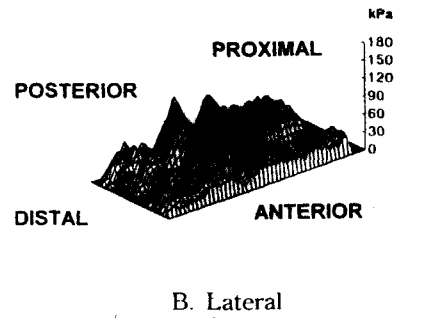
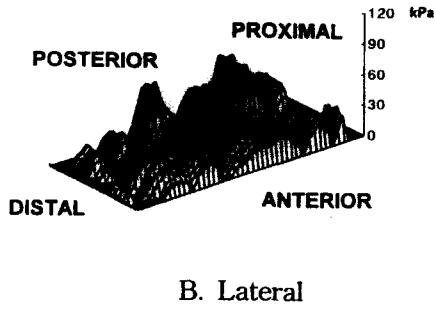
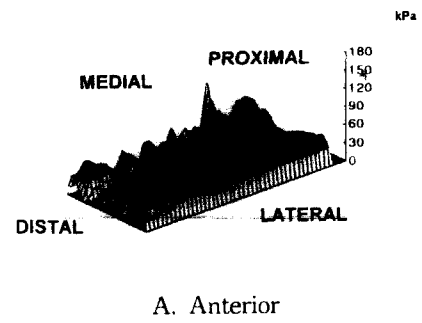
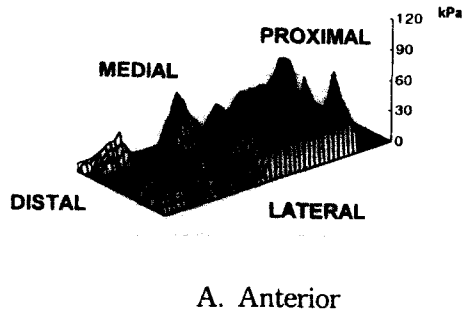
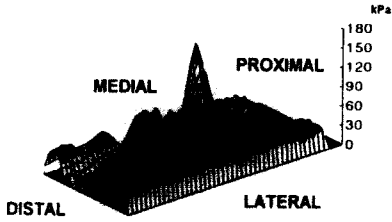
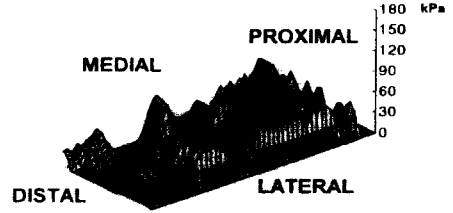


그림 13. 발목관절을 저굴위치로 설정한 경우 정적중립상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (하퇴)
 Fig. 13. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was plantar flexed for static neutral position (Trans tibial)

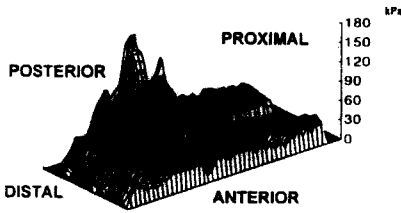
그림 14. 발목관절을 중립위치로 설정한 경우 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (하퇴)
 Fig. 14. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was neutrally aligned during free walking (Trans tibial)



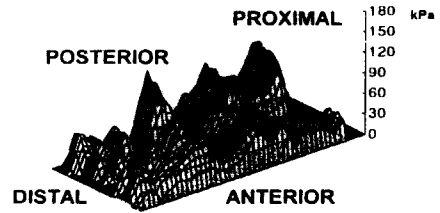
A. Anterior



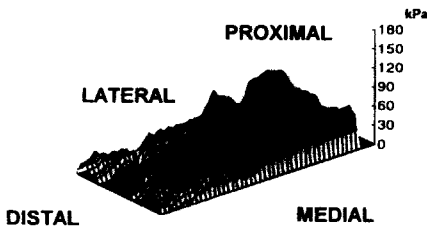
A. Anterior



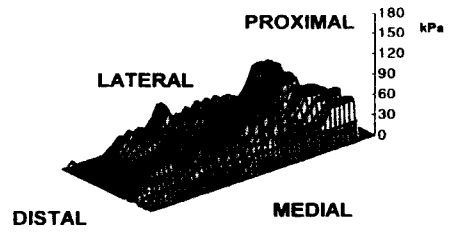
B. Lateral



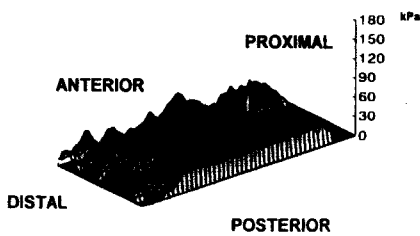
B. Lateral



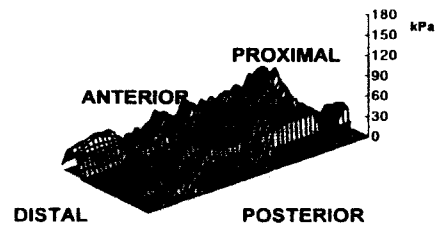
C. Posterior



C. Posterior



D. Medial



D. Medial

그림 15. 발목관절을 배굴위치로 설정한 경우 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (하퇴)
 Fig. 15. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was dorsi flexed during free walking (Transibial)

그림 16. 발목관절을 저굴위치로 설정한 경우 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (하퇴)
 Fig. 16. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was plantar flexed during free walking (Transibial)

표 6. 자유보행시의 최대소켓압력 (하퇴)

Table 6. Socket pressure distribution during free walking (Transtibial)

		IC	FF	MS	PO	TO
Anterior	Dorsi(90°)	20.8/0	80.8/28.6	117.8/29.7	68.9/6.9	36.7/13.3
	Neutral(94°)	21.3/5.1	82.7/41.9	95.7/7.3	85.6/3.7	47.3/21.1
	Plantar(97°)	28.1/2.5	90.7/45.1	97.6/4.3	96.5/6.3	49.0/8.2
Lateral	Dorsi(90°)	19.4/3.4	135.0/19.1	131.3/17.9	87.0/4.1	43.4/19.7
	Neutral(94°)	21.2/0.8	69.3/20.2	70.2/9.4	63.3/10.4	28.6/0.9
	Plantar(97°)	25.0/1.3	66.3/21.2	81.6/3.3	77.7/8.8	39.7/13.1
posterior	Dorsi(90°)	25.5/2.6	52.2/8.3	72.3/2.8	75.8/3.0	42.6/4.0
	Neutral(94°)	24.3/2.0	61.0/9.1	70.9/4.0	74.6/2.2	34.8/3.6
	Plantar(97°)	21.2/5.3	65.2/9.2	74.0/4.0	78.0/1.2	42.6/8.8
medial	Dorsi(90°)	18.2/0.4	59.7/18.6	55.5/2.6	64.2/0.9	32.6/5.2
	Neutral(94°)	16.9/0.4	54.3/18.0	51.3/2.1	52.7/1.2	38.9/6.6
	Plantar(97°)	22.6/2.7	43.9/11.3	52.0/3.0	48.3/1.0	39.5/8.8

단위 : kPa

IC : Initial contact, FF : foot flat, MS : mid stance, PO : push off, TO : toe off

Appendix E

표 5는 하퇴의족착용자의 정적중립상태에서 발목관절 각도 조절에 따른 최대 소켓 내부압력이다. 배굴시킨 경우 전면과 내측에서 최대 압력이 감소하고 저굴시킨 경우 전면에 최대 압력이 발생하고 있다.

그림 11, 그림 12, 그림 13은 하퇴의족착용자의 정적 중립상태에서의 발목관절 각도 변화에 따른 각 부위별 압력을 나타낸 것이다. 하퇴의족착용자도 대퇴의족착용자와 마찬가지로 보행주기에 따라 압력이 증가하다가 입각기 말기(terminal stance)로 진행되면서 압력이 점차 감소하는 형태를 보였다. 저굴로 설정된 경우 하퇴 전면외측의 압력이 크게 증가되었으며, 배굴시킬 경우 전면외측의 압력은 감소하고, 반대로 외측후면의 압력이 중립에 비해 증가함을 알 수 있었다.

Appendix F

표 6은 하퇴의족착용자의 자유 보행시 발목관절 각도 조절에 따른 소켓내부압력분포이며 하퇴 의족 착용자도 대퇴의족착용자와 마찬가지로 보행이 진행되면서 압력이 증가하다가 말기입각기로 진행되면서 압력이 점차 감소하는 형태를 보였다.

그림 14, 그림 15, 그림 16은 하퇴의족착용자의 자유보행시 발목관절 각도 변화에 따른 각 측면의 최대압력 분포도이다. 중립에서의 소켓내부압력은 중간입각기에 하퇴 전면외측에서 최대 압력을 보였으며 발목관절을 배굴시킨 경우에는 중립과 비교해 최대 압력은 동일한 부위인 하퇴 전면 외측에 중간 입각기에서 압력이 증가하며 저굴시킨 경우에는 중립과 비교해서 최대압력이 약간 증가하였다.

참 고 문 헌

1. A.A. Polliack, S. Lamsberger, D. McNeal and E. Ayyappa, "Improving socket fit and fuction : the potential of interface pressure and other measures at the socket", 2nd AAOP annual meeting, pp.35-36, 1997
2. S.F. Conti, R.L. Martin, E.R. Chaytor, C.Hughes and L. Lettrell, "Platar pressure measurements during ambulation in weight bearing conventional short leg casts and total contact casts", Foot & Ankle International vol. 17, no.8, pp464-469, 1996.
3. P.R. Cavanagh, J.S. Ulbrecht, W. Zanine and R.L. Well-ing, "A method for the investigation of the effects of outside modifications in therapeutic footwear", Foot & Ankle International vol. 17, no. 11, pp.706-708, 1996.
4. 김 경훈, 김 신기, 김 영호, 문 무성, "대퇴절단환자용 공압식 의지 보행제어", 대한기계학회 춘계학술대회 논문집 A, pp.733-738, 1997.
5. Kistler : Kistler user manual
6. Oxford matrices : VICON clinical manager user manual
7. Tek-scan, Tek sensor manual, 1997.
8. J. Hughes, L. Pratt, K. Linge, P. Clark and L. Klenerman, "Reliability of pressure measurements: the Emed SF system", Clin. Biomech. vol. 6, no. 1, pp.14-18, 1991
9. T.G. McPoil, M.W. Cornwell and W. Yamada, "A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement

- systems", *The Lower Extremity*, vol. 2, pp.95-103, 1995
10. 장 윤희, 김 영호, 양 길태, 임 송학, 문 무성, "흡착식 소켓
을 착용한 일측 대퇴절단환자의 소켓내부압력분포", 대한의
용생체공학회 춘계학술대회 논문집 pp.249-252, 1997