

흡착식 소켓을 착용한 일측 대퇴절단환자의 소켓내부압력분포

장윤희·양길태·임송학·문무성·김영호*

재활공학연구센터, 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과*
(1998년 3월 23일 접수, 1998년 7월 24일 채택)

Socket Pressure Distribution of the Uni-Lateral Trans-Femoral Amputee with a Suction Socket

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

Korea Orthopaedics and Rehabilitation Engineering Center,
*Dept. of Medical Engineering, College of Health Science, Yonsei University
(Received March 23, 1998, Accepted July 24, 1998)

요 약 : 본 연구는 대퇴의족착용자의 정적중립상태 및 자유보행시에 단단부와 소켓의 경계에 작용하는 압력 분포를 측정하였다. 정적중립상태에서는 단단부의 외측과 내측면과 후면에서 압력집중현상이 나타나고, 자유보행시는 이러한 압력집중이 보행중에 일정한 형태로 이동함을 알 수 있었다. 최대 소켓압력은 중간입각기나 발뒤축들림기에 외측, 내측 앞쪽, 후면에서 나타나고 있고, 소켓과 단단부 사이의 상태를 확인하는 방법중 하나로 소켓 압력 측정을 사용할 수 있다.

Abstract : The study was explored socket pressure distributions on a trans-femoral amputee with a suction socket in static and dynamic situations. Even when the amputee stood in the anatomically neutral position, significant pressure concentrations were observed in the lateral, medial, and posterior planes of the socket. During free level walking, a significant shifting pattern of pressure concentration areas was observed. High socket pressure was observed in the lateral, medial-anterior and posterior walls during mid-stance or push-off period. Socket pressure measurement will be one of the good tool to determine the optimal socket-limb interface.

Key words : Trans-femoral amputee, Socket pressure, Free level walking

서 론

의지(prosthesis)란 사지의 신체적 결손을 보상하는 인공대치물을 말하며, 절단자(amputee)를 대상으로 하는 의지는 사지의 질병이나 기능적인 장애를 대상으로 하는 보장구(brace)와는 명확하게 구별되는 것이다. 의지의 조건은 1) 스템프(stump)에 밀착되어야 하며 2) 복수의 기능을 가지며 3) 외관이 신체의 사지와 가까워야 하고 또한 4) 지속적 장착 및 사용이 가능해야 한

다. 그리고 착용시 사용에 편리하고 쾌적해야 하며, 피로하지 않고 가벼울 것 등 견고한 내구성 등도 요구되어진다.

의지의 역사를 보면 18세기 말엽 산업 혁명이 한창이던 영국 런던에서 19세기 초 나무를 주재료로 사용해서 만든 것이 최초의 의족이며 그 후 의학 전반의 발전과 우수한 소재의 개발, 의용 공학의 발달, 사회 보장제도의 확립 등이 뒷받침 되어 많은 발전을 거듭해 왔다.

의지의 발달과 함께 의지에서 가장 중요한 소켓(socket)의 종류에도 다양한 변화가 이루어져 왔는데 전면접촉식, 비 전면 접촉식, 삽입식, 흡착식, 스템프 지지식, 경성, 연성 소켓 등 그 종류면과 재질면에 있어서도 다양하게 개발되어 왔다[1].

그러나 오늘날 이러한 발전 속에서도 의지가 당연하고 있는 가장 중요한 문제는 소켓의 적합성 문제이다. 보통 소켓의 기능

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

은 체중을 지지하며, 절단부의 힘을 의족에 전달하고, 어떠한 자세에서도 절단자의 안정성을 유지시키는데 있으며, 가능한 넓은 부위에 압력을 받게 하여, 단위면적 당 가해지는 힘을 최소로 분산시키며, 기능을 지닌 근육에는 그 기능을 저하시키지 않도록 적당한 형상으로 만들어야 한다[2,3]. 그러나 정적 또는 동적상태에서 잔존의 단단부와 소켓 경계에서의 생체역학적인 측정이 올바로 이루어지지 않고 단순히 의지 제작 기사들의 오랜 경험과 능력을 바탕으로 제작되고 있기 때문에 절단자들에게 스템프의 부종이 생긴다든가 통증과 불편감을 호소하는 등 많은 문제점이 야기되고 있다.

생체역학적인 측정이 올바로 이루어지지 않는 경우, 잔존하는 단단부와 소켓 경계에서는 1) 연섬유질에서의 외상, 2) 부적절한 보행 등이 발생하며 이로 인해서 3) 환자는 계속해서 방문하여 소켓을 다시 제작하여야 하는 불편함이 따르게 되고 또한 4) 소켓의 새로운 재료와 디자인에 대한 정당성을 부여할 수 없게 된다[2-4].

따라서 본 연구는 잔존하는 단단부와 소켓의 경계에 작용하는 압력분포를 측정하여 소켓의 설계 및 조정 등에 적용하며 나아가 의족의 착용감을 개선하고자 함에 그 목적을 두고 있다.

방 법

본 연구에 참여한 피검자는 나이 만 49세, 신장 160cm, 체중 62kg의 남자 우측 대퇴절단자이며, 의족 착용 경력은 17년으로 비교적 긴 스템프를 지닌 매우 활동적이고 보행 패턴이 우수한 절단자이다. 그림 1은 본 연구에 참여한 피험자가 의족을 착용한 모습이며, 피험자가 착용한 의족은 흡착식 소켓과 다축식(4-bar link) 슬관절 장치로 구성된 의족이다.

흡착식 소켓(suction socket)은 단단부 끝부분과 소켓 기저면 사이에 공기층을 형성시킨 비전면접촉식 소켓이다. 소켓 내측 하부에 설치한 흡착밸브의 작용에 의해 소켓 내부가 음압을 형성하게 되는데 이 음압이 보행 유각기시 의족의 현수력으로 작용하게 된다.

또한 다축식 슬관절은 대퇴하부와 하퇴상부에 각각 두 개의 축이 있고 각 축을 link에 의해 접속시킴으로써 무릎의 굴곡/신전에 따라 슬관절의 회전 중심을 변화시키는 관절 장치이다. 그 특징은 입각기에 있어서 무릎 회전 중심을 중심선에서 뒤쪽에 설정하여 무릎의 안정성을 증강하고 유각기의 이행시에 필요한 슬관절 굴곡은 약간의 고관절 굴곡근력으로도 가능한 다시 말하면 약한 고관절 굴곡근에 의해서도 수의적으로 제어하기 쉬운 슬관절 장치라고 할 수 있다.

본 연구에 사용된 센서는 Tek-scan[5] 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

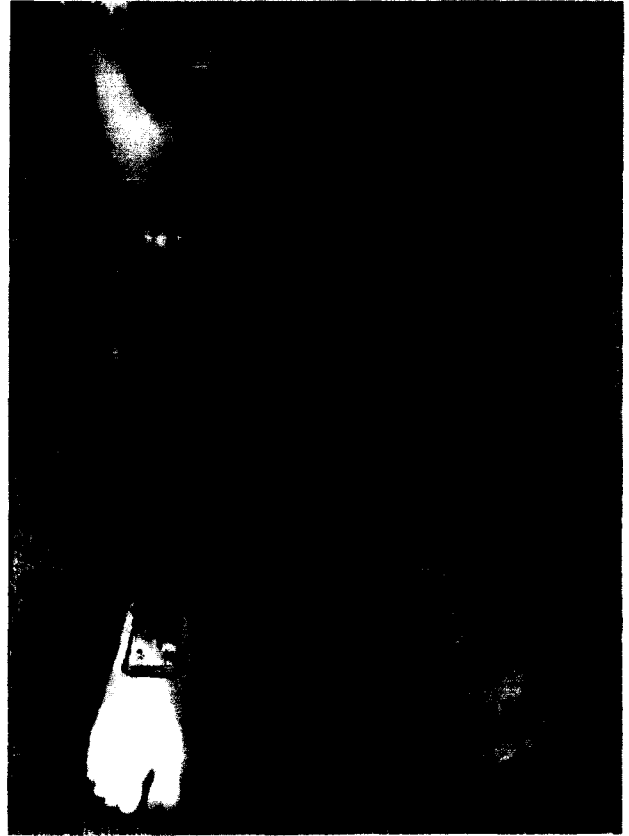


그림 1. 의족을 착용한 우측 대퇴절단자의 모습
Fig. 1. The picture of right above knee amputee with prosthesis

감소되는 원리를 이용한 것이다. 압력측정에 있어서 보정(calibration)은 매우 중요하다. 용량(capacitive) 센서는 보정에 있어 간단하다는 이점을 가지고 있는 반면 센서 두께가 두껍고, Tek-scan 센서와 같은 FSR 센서는 보정이 어렵고, 히스테리시스(hysteresis)가 커서 학계에 많은 논란이 되고 있으나 두께가 얇아 소켓내의 압력을 측정하기에는 유용하다[6,7]. 본 연구에서 사용한 FSR 센서의 보정 방법은 두 점을 이용한 비선형 보정법으로, 이것은 표면을 매끄럽게 가공한 알고 있는 하중을 지닌 두 개의 육면체를 센서 위에 따로따로 올려놓은 후 각각의 무게와 저항과의 관계식을 구하고 이를 수차례 반복하여 적용하는 보정법을 사용하였다.

대퇴 의족착용자의 소켓 내부압력을 반복적으로 측정하기 위해서는 그 위치가 변하지 않도록 전방부(anterior), 외측(lateral), 후방부(posterior), 내측(medial)에 대한 위치를 각각 표시한 후 센서를 부착하였으며, 그림 2와 같이 시간적으로 데이터를 일체화시키기 위해서, 동작분석시스템(Vicon 370)을 동시에 운용하였다. 또한 그림 3과 같이 분석시에 발뒤축접지기(Initial contact), 발바닥접지기(foot flat), 중간입각기(Mid-stance), 발뒤축들림기(push-off), 발가락들림기(Toe-off)등의 순간에서 소켓내의 압력분포를 분석하였다. 피검자를 정적중립상태(standing position)에서 먼저 측정을 한 후 피검자의 자유보행

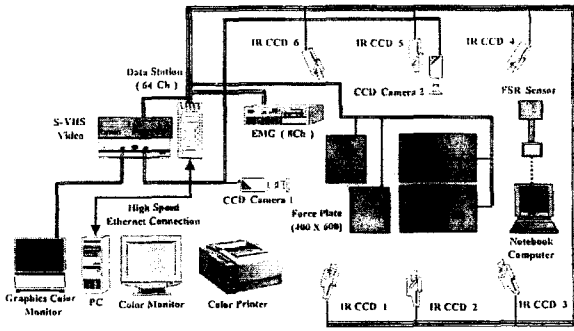


그림 2. 소켓 내부 압력을 측정하기 위한 장비의 개략도
Fig. 2. The schematic of apparatus for the socket pressure measurement

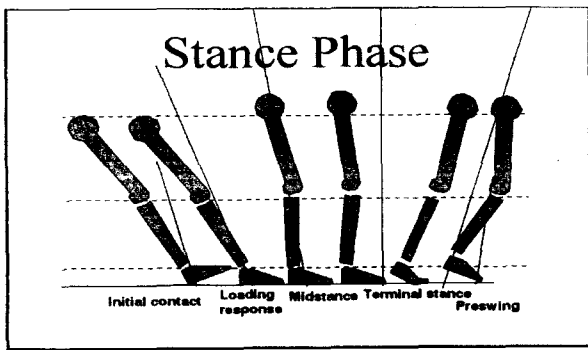
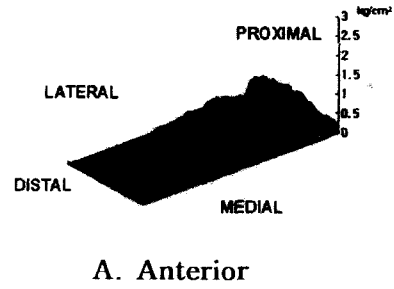


그림 3. 정상인의 보행주기 중 입각기와 수직지면반발력
Fig. 3. Stance phase of gait cycle and ground reaction force during normal free walking

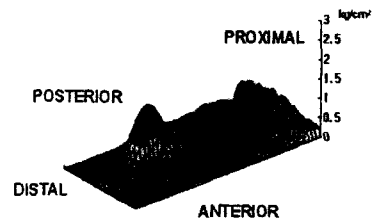
속도에서 초당 30 frame/sec 으로 10초간 소켓내부압력을 측정 하였으며 각각의 측면에서 3번씩 반복 실험한 결과의 평균 값을 적용하였다.

결 과

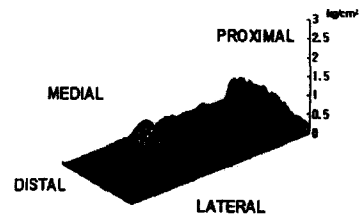
표 1은 정적중립상태에서의 소켓내부압력을 각 부위별로 표시한 것이다. 표에서 보면 단단부의 외측과 내측면과 후면에서 전면에 비해 비교적 높은 압력이 나타나고 있지만 전반적으로 고른 압력분포를 보여주고 있다. 이는 신체의 하중을 건축(sound limb)과 의족에 균등하게 지지하고 있다고 가정할 때 대부분의 하중을 의족의 상부 지지면에서 받고 있으며, 소켓내에서의 단단부가 안정성을 유지하기 위하여 의족 정렬선의 앞쪽으로 신체 체중심을 유지 하기 때문이다. 측정된 압력은 센서의 수직방향(normal force)으로 작용한 압력이며, 전단력(shear force)은 측정할 수가 없기 때문에 실제적인 압력은 측정된 값보다 상당히 크리라 생각한다.



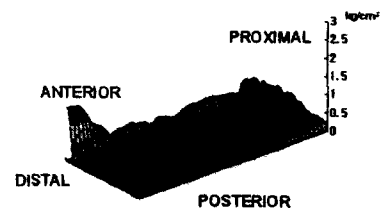
A. Anterior



B. Lateral

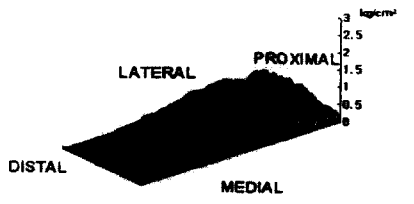


C. Posterior

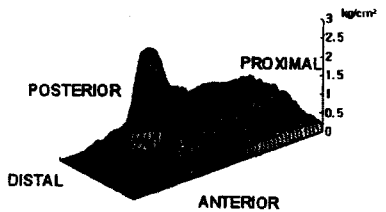


D. Medial

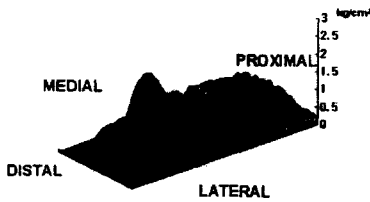
그림 4. 정적 중립 상태에서 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도
Fig. 4. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump during standing position



A. Anterior



B. Lateral



C. Posterior



D. Medial

그림 5. 자유보행시 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내면에 작용하는 최대 압력도(대퇴)

Fig. 5. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump during free walking (Transfemoral)

표 1. 정적중립상태에서의 소켓내압분포 (대퇴)

Table 1. Socket pressure distribution for static neutral position (Trans-femoral)

| | Lateral | Anterior | Medial | Posterior |
|-------------------------|-----------|----------|------------|------------|
| Force(kg _r) | 29.9/3.4 | 9.33/0.3 | 13.8/1.6 | 13/0.4 |
| Area(cm ²) | 97.7/3.1 | 59.2/1.8 | 79.2/3.2 | 74.4/3.7 |
| Pressure(kPa) | 177.6/4.3 | 37.8/2.6 | 158.4/12.3 | 117.2/58.9 |

unit : mean/s.d.

그림 4는 정적중립상태에서의 각 측면에서의 최대압력을 나타낸 그림들이다. 그림 4-B에서와 같이 피험자의 정적중립상태에서는 단단부의 외측원위부 중앙에 가장 집중적인 압력(178kPa)이 분포하였고, 그림 4-A의 전면에서는 어느 특정 부위에 집중 압력 없이 근위부에 고른 압력분포(38kPa)를 형성함을 알 수 있었다. 그림 4-C의 후면에서는 원위부의 중심부분에 압력집중(117kPa)이 나타났고 그림 4-D의 내측면에서는 내측전방부의 압력집중(158kPa)을 제외하고는 전반적으로 고른 압력분포가 관찰되었다. 이는 절단된 단단부가 항상 굴곡, 외전, 외회전되려는 성향이 강하기 때문에 단단부의 외측원위부와 후방부 등에서 높은 압력이 걸린 것으로 보인다.

표 2는 대퇴의족착용자가 자유속도로 보행할 때 IC(initial contact), FF(foot-flat), MS(mid-stance), PO(push-off), TO(toe-off) 순간에서의 최대 소켓내부압력을 위치별로 나타낸 것이다. 보행 중에 작용하는 소켓내부압력은 정적중립상태에서의 압력에 비하여 훨씬 크고 보행에 따라 일정하게 이동하고 있음을 알 수 있었다. 또한 MS에서의 압력 집중이 되는 곳이 정적중립상태에서의 위치와 가장 유사하였다.

그림 5는 피검자가 자유 보행속도로 보행할 때 단단부 각 측면의 최대압력을 나타낸 그림들이다. 먼저 그림 5-A를 보면 피검자가 자유보행속도로 보행하고 있을 때 단단부 전방부(anterior aspect)에서는, 정적중립상태에서와 같이, 전방 근위부 전체에 고른 압력분포를 나타내며 입각기가 진행됨에 따라 압력이 서서히 증가되었으며, 중간입각기에 최대(90kPa)의 압력분포를 보이지만 외측면에서와같이 현저하지는 않았다. 그림 5-B의 단단부 외측(lateral aspect)에서는 입각기가 진행함에 따라 전반적으로 압력이 증가하였으며, 중간입각기에서 단단부의 외측원위부 중앙에 최대압력(302kPa)이 작용하였다. 고관절이 신전, 내전, 내회전되는 발뒤축들림기에 접어들면서 압력집중은 외측원위부 중앙에서 원위부 전방부로 이동하였으며 다음 발가락들림기로 접어들면서 압력은 현저하게 감소하였으며 압력집중은 사라졌다.

그림 5-C의 단단부 후면(posterior aspect)에서는 외측면의 경우와 유사한 압력집중부의 이동현상을 보였다. 발바닥접지기에서는 후면근위부 내측에 압력이 분포하다가 중간입각기로 접어들면서 근위부 내측의 압력이 체중의 중심선 앞쪽으로 이동함으로 인해 후면 원위부 내측으로 이동했다가 발뒤축들림기에 접

표 2. 자유보행시의 소켓내압분포 (대퇴)

Table 2. Socket pressure distribution during free walking (Trans-femoral)

| | | IC | FF | MS | PO | TO |
|-----------|--------------------------|-----------|-----------|------------|------------|----------|
| Lateral | Force (kg _r) | 22.2/0.5 | 29.8/4.2 | 45.7/6.0 | 32.7/3.9 | 11.2/2.7 |
| | Area (cm ²) | 69.5/1.6 | 78.6/3.1 | 73/27.3 | 84.2/5.3 | 54.0/7.1 |
| | Pressure (kPa) | 90.4/1.5 | 137.7/9.4 | 302.1/36.3 | 214.5/28.0 | 68.9/1.5 |
| Anterior | Force (kg _r) | 13.4/0.1 | 17.8/0.3 | 20.5/3.4 | 9.16/0.6 | 4.98/0.4 |
| | Area (cm ²) | 52.9/1.0 | 59.8/1.4 | 62.7/4.3 | 43.8/1.2 | 27.8/2.4 |
| | Pressure (kPa) | 51.2/23.7 | 77.3/3.8 | 89.7/2.8 | 34.3/13.3 | 52.2/6.4 |
| Medial | Force (kg _r) | 13.5/2.4 | 16.6/1.6 | 20.0/2.4 | 24.1/4.1 | 6.6/1.4 |
| | Area (cm ²) | 52.6/4.2 | 61.2/2.4 | 68.2/2.9 | 75.1/8.4 | 39.7/6.8 |
| | Pressure (kPa) | 60.5/17.5 | 83.9/7.6 | 100.1/10.6 | 196.9/16.4 | 43.7/5.3 |
| Posterior | Force (kg _r) | 11.2/0.7 | 17.7/2.1 | 32.7/1.0 | 26.0/2.9 | 7.2/1.3 |
| | Area (cm ²) | 41.2/1.8 | 53.8/2.9 | 71.6/2.1 | 73.4/1.7 | 38.7/6.2 |
| | Pressure (kPa) | 51.3/16.4 | 75.5/19.5 | 184.1/20.4 | 188.4/39.4 | 53.9/1.5 |

unit : mean/s.d., Note : IC : initial contact, FF : foot-flat, MS : mid-stance, PO : push-off, TO : toe-off

어들어 고관절 신전, 내전, 내회전에 의해 후방부의 원위부 외측으로 이동하게 된다. 후에 발가락들림기와 유각기에 접어들면서 압력이 서서히 감소하며 단단부의 근위부에 약간의 압력이 분포하고 있었다. 외측면, 전방부에 부착한 센서들이 중간입각기에 가장 높은 압력을 나타낸 반면, 그림 5-D의 단단부 내측면(medial aspect)에서는 발뒤축들림기에서 최대압력(197kPa)이 발견되었으며 고관절 굴곡, 슬관절 신전상태의 발뒤축접지기에서는 내측근위부 앞부분에 압력이 높았고, 발바닥접지기와 중간입각기로 진행되면서 고관절의 신전과 더불어 근위부 전방부분의 압력이 원위부쪽으로 이동하게 된다. 이는 신체의 뒤에 위치했던 체중심이, 보행이 진행되면서, 중심선 앞쪽으로 이동되고 이에 따른 힘벡터의 방향이 변화하기 때문인 것으로 생각된다. 발뒤축들림기에 단단부의 내측원위부 앞부분에 최대압력이 나타나며 발가락 들림기에서 유각기로 진행됨에 따라 압력은 역시 서서히 감소하였다.

결론 및 고찰

본 연구에서는 대퇴의족착용자의 정적중립상태 및 자유보행시에 잔존하는 단단부와 소켓의 경계에 작용하는 압력 분포를 측정하였다. 정적중립상태에서 소켓의 전방부에는 압력이 고르게 분포하는 반면 내, 외측면 및 후방부에는 압력집중현상이 있음을 확인하였고, 또한 자유보행시에 이러한 압력집중이 보행중에 일정한 형태로 이동함을 알 수 있었다. 이로 인하여 자유보행시 계속적인 압력집중현상은 단단부의 피부 및 섬유질에 손상을 주게 되고 통증을 수반하는 것으로 사료된다. 따라서 소켓 제작시 정적중립상태나 자유보행시 소켓과 단단부의 접촉 부분에 압력집중이 나타나지 않도록 소켓의 재 설계가 요구되고 있다.

현재 본 연구진에서는 소켓 내부 압력 분포와 단단부의 체열

을 함께 측정하여 소켓 압력과 단단부의 국부적인 체열 상승과 통증과의 관계를 연구 중에 있으며, 이를 통하여 소켓의 설계 및 조정, 나아가서 의족의 착용감을 편안하게 하고 통증을 감소하도록 개선하는데 도움을 주고자 한다. 또한 환자 개개인의 단단부 길이, 골(bone)의 절단 모양, 스템프 구축 정도, 봉합 상태, 소켓의 종류 및 의족의 정렬상태, 개인의 보행 형태 등에 따라 압력집중의 위치와 그에 따른 통증 부위도 변화할 수 있으므로, 개개인의 특성에 따라 나타나는 압력집중 부위를 예측하여 소켓 제작시 압력집중이 완화되도록 새로운 소켓 제작에 대한 지속적인 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

1. 권 혜정 외, "보장구 의지학", 고문사, pp. 11-15, 1993.
2. A.A. Polliack, S. Lamsberger, D. McNeal and E. Ayyappa, "Improving socket fit and function: the potential of interface pressure and other measures at the socket", 2nd AAOP annual meeting, pp.35-36, 1997.
3. S.F. Conti, R.L. Martin, E.R. Chaytor, C. Hughes and L. Lettrel, "Plantar pressure measurements during ambulation in weight bearing conventional short leg casts and total contact casts", Foot & Ankle International vol. 17, no.8., pp.464-469, 1996.
4. 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.
5. Tek-scan, Tek sensor manual, 1997.
6. J. Hughes, L. Pratt, K. Linge, P. Clark and L. Klener-

- man, "Reliability of pressure measurements: the Emed SF system", Clin. Biomech. vol.6, no.1, pp.14-18, 1991.
7. T.G. McPoil, M.W. Cornwell and W. Yamada, "A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems", The Lower Extremity, vol.2, no.2, pp.95-103, 1995.