

흡착식 소켓을 착용한 일측 대퇴절단환자의 소켓내부압력분포

장 윤희, 김 영호, 양 길태, 임 송학, 문 무성
재활공학연구센터

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

Y. H. Chang, Y. H. Kim, G. T. Yang, S. H. Lim, and M. S. Mun
Korea Orthopaedics and Rehabilitation Engineering Center

ABSTRACT

A study on static and dynamic socket pressure distributions on a trans-femoral amputee with a suction socket was performed in order to assess an optimal socket fitting and function. Even for the amputee's static neutral position, pressure concentrations were observed in the lateral, medial, and posterior planes of the socket. During free walking, a significant movement of pressure concentration areas was observed. Large 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.

서 론

하지소켓의 착용성 및 기능성은 의족에 있어서 가장 중요한 문제 중의 하나이다. 소켓은 단단부를 감싸고 체중을 지지하며, 절단부의 힘을 의족에 전달하며, 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 [1,2]. 그러나 정적 또는 동적상태에서 잔존의 단단부와 소켓 경계에서의 생체역학적인 측정이 이루어지지 않고 있기 때문에, 지난 이십여년간 소켓의 재료와 디자인 등을 제작기사들의 경험과 관찰에 의존해

서 결정하고 각 환자의 능력에 의존하여 왔다.

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

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

방 법

본 연구에 사용된 소켓은 흡착식 소켓으로, 단단부 끝부분과 소켓 기저면 사이에 공기층을 형성하는 형태이다. 소켓 내측 하부에 설치한 흡착밸브에 의해 소켓 내부가 음압을 형성하게 되는데 이 음압이 보행 유각기시 의족의 현수력으로 작용하게 된다.

연구에 사용된 센서는 Tek-scan[4] 센서로 110mm x 110mm x 0.1mm의 가로 43개, 세로 43개의 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 보정은 매우 중요하고, 특히 Tek-scan 센서와 같은 FSR 센서의 보정 및 히스테리시스 등에 대한 논란이 있다 [5,6]. 본 연구를 위해서 두 점을 이용한 비선형 보정법을 적용하였다. 표면을 매

끄럽게 가공한 두 개의 알고 있는 하중의 육면체를 센서 위에 따로따로 올려놓은 후 각각의 무게와 저항과의 관계식을 구하고 이를 수차례 반복하여 보정방정식을 적용하였다.

먼저 대퇴의족착용자의 소켓 내부에 내측, 외측, 전방부, 후방부에 대한 위치를 표시한 후 센서를 부착하였다. 시간적으로 데이터를 일체화시키기 위해서, 동작분석시스템을 동시에 운용하여 분석시에 발뒤축접지기, 중간입각기, 발가락들림기 등의 순간에서 압력분포를 분석할 수 있도록 하였다. 피검자의 정적중립상태에서 먼저 측정을 한 후 피검자의 자유보행속도에서 초당 30 frame/sec의 속도로 10초간 소켓내부압력을 측정하였다.

결과 및 고찰

표 1은 정적중립상태에서의 소켓내압을 각 부위별로 표시한 것이다. 피험자의 정적중립상태에서는 단단부의 외측원위부 중심에 가장 집중적인 압력(178kPa)이 분포하였고, 전면에서는 근위부에 고른 압력분포(최대38kPa)를 형성함을 알 수 있었다. 내측 전방부의 압력집중(158kPa)을 제외하고는 내측에서도 전반적으로 고른 압력분포가 관찰되었다. 후면에서는 원위부의 중심부분에 압력집중(117kPa)이 나타났다. 이는 절단된 단단부가 항상 굴곡, 외전, 외회전되려는 성향이 강하기 때문에 단단부의 외측원위부, 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 최대소켓내압을 위치별로 나타낸 것이다. 보행 중에 작용하는 소켓내압은 정적중립상태에서의 압력에 비하여 훨씬 크고 보행에 따라 일정하게 이동하고 있음을 알 수 있었다. 또한 MS에서의 압력집중이 되는 곳이 정적중립상태에서의 위치와 가장 유사하였다.

피검자가 자유보행속도로 보행하고 있을 때, 단단부의 외측(lateral plane)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 이동하였다. 발가락들림기로 접어들면서 압력은 현저하게 감소하였으며 압력집중은 사라졌다.

단단부의 전방부(anterior plane)에서는, 정적중립상태에서와 같이, 전방근위부 전체에 고른 압력분포를 나타내며 입각기가 진행됨에 따라 압력이 서서히 증가되었다. 중간입각기에서 최대(90kPa)의 압력분포를 보이지만 외측면에서와같이 현저하지는 않았다. 단단부의 전방원위부에서의 압력은 나

타나지 않았으며, 입각기의 후반부로 진행하면서 압력은 서서히 감소하였다.

외측면, 전방부에 부착한 센서들이 중간입각기에 가장 높은 압력을 나타낸 반면, 단단부의 내측면(medial plane)에서는 발뒤축들림기에서 최대압력(197kPa)이 발견되었다. 고관절 굴곡, 슬관절 신전상태의 발뒤축접지기에서는 내측근위부 앞부분에 압력이 높았으며, 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 때문으로 생각된다. 발뒤축들림기에 단단부의 내측원위부 앞부분에 최대압력이 나타나며 발가락들림기에서 유각기로 진행됨에 따라 압력은 서서히 감소하였다.

단단부의 후면(posterior plane)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 접어들어 고관절 신전, 내전, 내회전에 의해 후방부의 원위부 외측으로 이동하게 된다. 후에 발가락들림기와 유각기에 접어들면서 압력이 서서히 감소하며 단단부의 근위부에 약간의 압력이 분포하고 있었다.

본 연구는 대퇴의족의 착용감을 개선하기 위하여 단단부와 소켓사이에서의 동적인 압력분포를 측정하였다. 압력집중이 작용하는 곳에서는 국부적인 체열의 상승이 있게 되며 보행 중 계속적인 압력집중부위의 변화는 단단부 피부 및 섬유질에 손상을 주게 된다. 따라서 현재 본 연구진에서는 소켓내압분포와 체열분포를 함께 측정하고 있다.

본 연구의 지속적인 결과를 통해서, 소켓의 재료와 디자인 등을 경험과 관찰에 의존하지 않고 단단부와 소켓 경계의 생체역학적 적합성을 결정하고 의족의 착용감을 개선하는데 크게 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

결 론

본 연구에서는 대퇴의족착용자의 정적중립상태 및 자유보행시에 잔존하는 단단부와 소켓의 경계에 작용하는 압력분포를 측정하였다. 정적중립상태에서 소켓 내 전방부에는 압력이 고르게 분포하는 반면 내, 외측면 및 후방부에 압력집중현상이 있음을 확인하였다. 또한 자유보행시에 이러한 압력집중이 보행의 형태에 따라 이동함을 알 수 있었다. 지속적인 소켓-단단부의 경계에 관한 생체역학적 연구는 소켓의 설계 및 조정과 나아가서 의족의 착용감을 개선하는데 크게 기여할 수 있을

것으로 예상된다.

참 고 문 헌

1. 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.
2. 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.
3. P.R. Cavanagh, J.S. Ulbrecht, W. Zanine and R.L. Welling, "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. Tek-scan, Tek sensor manual, 1997.
5. 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.
6. 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.

표 1. 정적중립상태에서의 소켓내압분포 (대퇴)
Table 1. Socket pressure distribution for static neutral position (Trans-femoral)

unit: mean/s.d.

	Lateral	Anterior	Medial	Posterior
Force(kg _f)	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

표 2. 자유보행시의 소켓내압분포 (대퇴)
Table 2. Socket pressure distribution during free walking (Trans-femoral)

unit: mean/s.d.

		IC	FF	MS	PO	TO
Lateral	Force (kg _f)	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 _f)	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 _f)	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 _f)	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

Note: IC: initial contact, FF: foot-flat,
MS: mid-stance, PO: push-off, TO: toe-off

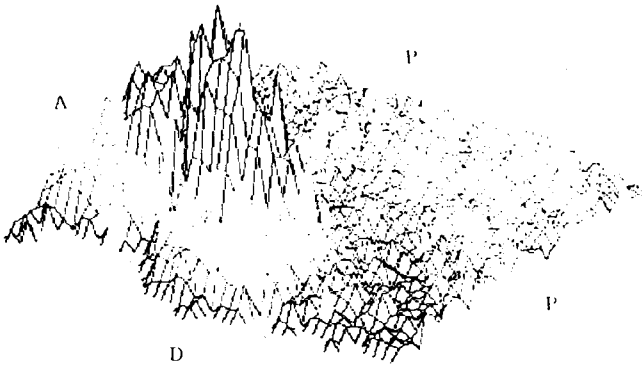


그림 1. 대퇴의족 단단부 외측면에서의 최대압력분포

Fig 1. Maximum pressure distribution in the lateral plane of the trans-femoral socket

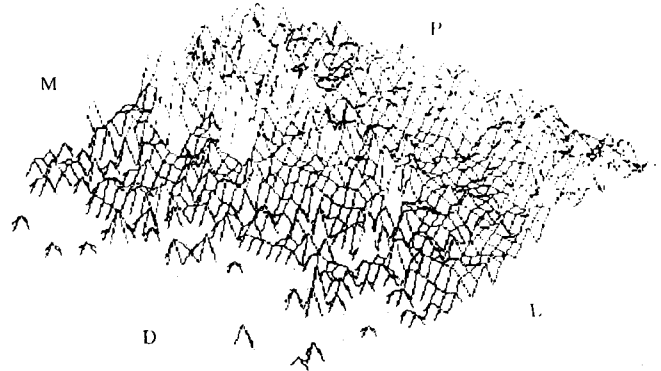


그림 2. 대퇴의족 단단부 전방부에서의 최대압력분포

Fig 2. Maximum pressure distribution in the anterior plane of the trans-femoral socket

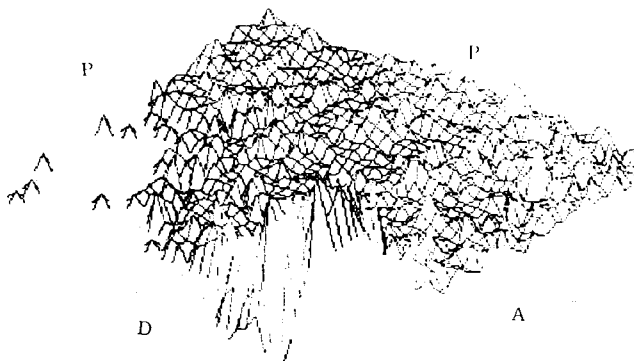


그림 3. 대퇴의족 단단부 내측면에서의 최대압력분포

Fig 3. Maximum pressure distribution in the medial plane of the trans-femoral socket

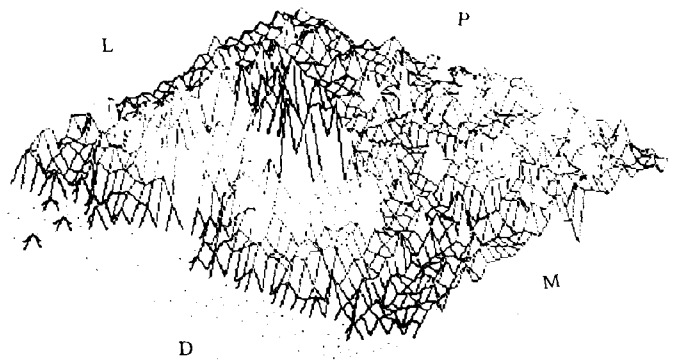


그림 4. 대퇴의족 단단부 후방부에서의 최대압력분포

Fig 4. Maximum pressure distribution in the posterior plane of the trans-femoral socket