

발목관절 조절각도가 절단환자의 보행에 미치는 영향

김 영호, 양 길태, 임 송학, 장 윤희, 문 무성
재활공학연구센터

Influence on amputee gait by the ankle joint alignment

YH Kim, GT Yang, SH Lim, YH Chang and MS Mun
Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center

ABSTRACT

Socket pressure distributions with gait analyses 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.

서론

하지 소켓의 착용성 및 기능성은 의족에 있어서 매우 중요한 문제이다. 소켓은 단단부를 감싸고 체중을 지지하며 절단부의 힘을 의족에 전달하여, 어떠한 자세에서도 절단자의 안전성을 유지시키는데 있으며, 가능한 넓은 부위에 압력을 받게 하여, 단 위 면적당 가해지는 힘을 최소로 분산시키며, 기능

을 가진 근육에는 그 기능을 저하시키지 않도록 알맞은 형상으로 만들어야 한다 [1,2].

생체역학적인 측정이 올바르게 이루어지지 않는 경우, 잔존하는 단단부와 소켓 경계면에서는 1)연섬유 질에서의 외상, 2)부적절한 보행등이 발생하며 이로 인해서 3)환자는 계속해서 방문하여 소켓을 다시 제작하여야 하는 불편이 따르게 되고 또한 4) 소켓의 새로운 재료와 디자인에 대하여 정당성을 부여할 수 없게 된다 [1-3]. 따라서 본 연구는 족관절 각도를 조정함에 따라 잔존하는 단단부와 소켓의 경계면에 작용하는 압력 분포를 측정하여 소켓의 설계 및 조정 등에 적용하고 나아가 의족의 착용감을 개선하고자 하는데 목적이 있다.

방법

본 연구에 참여한 피검자는 나이 49세, 키 161cm, 체중 62 kg의 우측 대퇴절단자와 나이 41세, 키 173cm, 체중 78 kg의 하퇴절단자이다. 대퇴 절단자는 흡착식 소켓과 당 센터에서 개발된 공압식 대퇴 의족과 에너지 저장형 발로 구성된 의족을 착용하였으며, 하퇴 절단자는 실리콘 소켓과 SACH (solid ankle cushioned heel) 발로 구성된 의족을 착용한 환자이다. 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. 본 연구를 위해서 두 점을 이용한 비선형 보정법을 적용하였다. 먼저 각각의 대퇴의족착용자와 하퇴의족착용자의 소켓 내부에 내측, 외측, 전방부, 후방부에 대한 위치를 표시한 후 센서를 부착하였다. 시간적으로 데이터를 일체화시키기 위해서, 동작분석시스템[5]을 동시에 운용하여 분석시에 발뒤축접지기, 중간입각기, 발가락들림기 등의 순간에서 압력분포를 분석할 수 있도록 하였다. 피검자의 정적중립상태에서 먼저 측정한 후 피검자의 자유보행속도에서 32 frame/sec의 속도도 200 frame의 소켓내부압력을 측정하였다. 족관절을 중립 위치를 비롯하여 초기에 배굴 또는 저굴의 상태로 의족에 부착한 후 피검자의 자유 보행

상태에서 보행분석 실험 및 소켓압력측정을 수행하였다.

결과 및 고찰

표 1은 족관절을 배굴(100°), 중립(103°), 저굴(106°)로 설정한 대퇴의족착용자의 자유보행시의 보행인자들을 보여주고 있는데 중립상태에서의 분속수와 보행속도가 다른 두 경우에 비하여 증가됨을 알 수 있다. 또한 단하지지지기가 줄어드는 반면 양하지지지기가 증가되는 등 보행형태가 양호함을 알 수 있다. 족관절이 배굴로 조정된 경우 입각기 말기에 전방 추진력이 다소 약화되는 반면 좌우전단력이 증가됨을 알 수 있다. 지나치게 저굴로 조정된 경우 수직지면반발력이 초기에 최대가 되어 전방추진에 효과적이지 못하다.

표 1. 족관절 각도 조절에 따른 보행인자 (대퇴)
Table 1. Gait parameters by the ankle joint alignment (Transfemoral)

	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

피검자가 똑바로 선 자세의 정적중립상태에서는 족관절을 배굴(100°)의 위치로 설정한 경우 소켓전반에 걸쳐 50-60kPa의 압력이 작용하는 반면, 중립(103°) 또는 저굴(106°)의 위치에서는 측전방 원위부에 80kPa정도의 압력집중이 존재하였다. 족관절 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. 표 2는 족관절을 중립(103°), 배굴(100°), 저굴(106°)시킨 상태로 각각 설정한 후 대퇴의족착용자가 자유속도로 보행할 때 IC(initial contact), FF(foot flat), MS(mid stance), PO(push off), TO(toe off) 순간에서의 최대 소켓내압을 나타낸 것이다.

보행 중에 작용하는 소켓내압은 정적중립상태에서의 압력에 비하여 크고 보행주기에 따라 일정하게 이동하고 있음을 알 수 있었다.

그림 1은 족관절 조절각도를 중립에 설정한 경우 소켓내부압력분포를 나타낸 것이다. 단단부의 전면(anterior aspect)에서는 중간 입각기에서 소켓의 외측 전면 원위부에(distal antero-lateral)에 압력이 현저하게 증가하고 발뒤축들림기에 압력은 약

103kPa로 정점에 달하며 외측 전방에서의 증가된 압력은 중간입각기에서 발뒤축들림기로 진행됨에 따라 전면 중앙으로 이동하는 형태를 보인다. 단단부의 외측(lateral aspect)에서는 중간입각기에서 단단부의 외측원위부 중앙에 최대압력(97kPa)이 작용하였으며 고관절이 신전, 내전, 내회전되는 발뒤축들림기에 접어들면서 압력집중은 외측원위부 중앙에서 원위부 전면으로 이동하는 특징적인 형태를 보였다 [6]. 족관절 중립위치(103°)와 비교해서 배굴과 저굴시킬 경우 최대압력의 분포에 있어서 차이가 나타났다. 배굴(100°)시킨 경우 신체 중심선의 이동에 의해 단단부 외측면에서의 최대압력이 현저히 증가하였으며, 단단부 전면과 내측면의 최대압력은 약간 감소하였다. 저굴(106°)시킨 경우 최대압력은 단단부 전면과 내측면, 후면에서 각각 증가하였으며 특히 외측면에서는 30kPa 정도 감소한 반면 내측면에서는 약 50kPa정도의 압력이 증가하였다. 위에서 살펴본 결과 족관절 각도를 중립상태에 비하여 배굴 또는 저굴로 조정하는 경우 압력분포가 달라짐을 알 수 있었는데 배굴시킬 경우 외측에 압력이 증가되는 반면 저굴시킬 경우 내측의 압력이 현저히 증가됨을 알 수 있었다.

표 2. 자유보행시의 최대소켓압력 (대퇴)
Table 2. 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	65.0/3.1	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

표 3은 족관절이 초기에 배굴(90°), 중립(94°), 저굴(97°)로 설정된 하퇴의족착용자의 자유보행시의 보행인자들을 보여주고 있는데 족관절 중립의 경우 분속수는 족관절조절각도에 크게 영향을 받지 않으나 보행속도는 다른 두 경우에 비하여 약간 증가됨을 알 수 있었다. 다른 보행인자들은 거의 변화가 없었

다. 족관절 조절각도에 따른 족관절의 운동 및 지면 반발력은 저굴로 조정된 경우 입각기 말기에 전방 추진력이 다소 약화되는 반면 좌우전단력이 증가됨을 알 수 있었다.

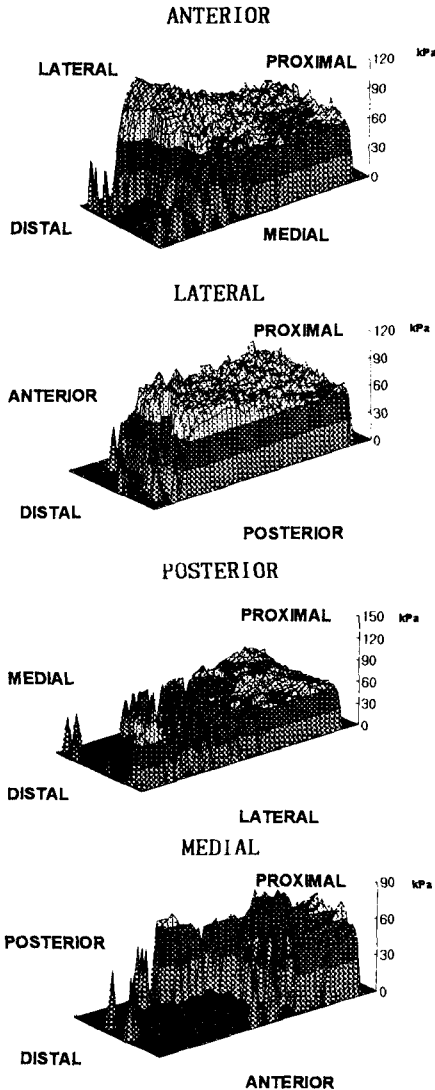


그림 1. 족관절을 중립위치로 설정한 경우 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력도 (대퇴)

Figure 1. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was neutrally aligned (Transfemoral)

그림 2는 하퇴의족착용자의 중립(94°)에서의 소켓 내부압력을 나타낸 것이다. 압력은 중간입각기에 하퇴 전면 외측에서 최대압력(96kPa)을 보였으며 족

관절을 배굴(94°)시킨 경우에는 중립(90°)과 비교해 최대압력은 동일한 부위인 하퇴 전면 외측에서 중간 입각기에 압력이 증가(140kPa)하며, 저굴(97°)시킨 경우에는 중립과 비교해서 최대압력이 약간 증가(98kPa)하였다.

표 3. 족관절 각도 조절에 따른 보행인자 (하퇴)
Table 3. 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

하퇴절단자의 정적중립상태에서는 저굴로 설정된 경우 하퇴 전면외측의 압력이 크게 증가되었으며 (93kPa), 배굴시킬 경우 전면외측의 압력은 감소하고, 반대로 외측후면의 압력이 중립에 비해 증가함을 알 수 있었다. 표 4는 하퇴의족착용자의 자유 보행시 족관절 각도 조절에 따른 소켓내부압력분포이며 하퇴 의족 착용자도 대퇴의족착용자와 마찬가지로 보행주기에 따라 압력이 증가하다가 말기입각기로 진행되면서 압력이 점차 감소하는 형태를 보였다.

표 4. 자유보행시의 최대소켓압력 (하퇴)
Table 4. Socket pressure distribution during free walking (Transtibial)

단위: kPa

		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

적외선카메라를 이용하여 절단자 단단부의 체열분포를 측정된 결과 소켓이 밀착되는 단단부 근위부에 비하여 단단부 끝단에서는 일반적으로 약 2-3°C의 체열저하가 있으며, 앞에서 기술한 압력집중의 부위에서는 주위의 단단부 온도에 비해서 약 1°C정도 높은 체열분포를 하고 있음을 알 수 있다. 이는 계속되는 압력집중 현상에 의해서 국부적인 체열의 상승이 있음을 시사한다. 따라서 보행 중 계속적인 압력집중 부위의 변화는 단단부 피부 및 섬유질에 손상을 주게 된다.

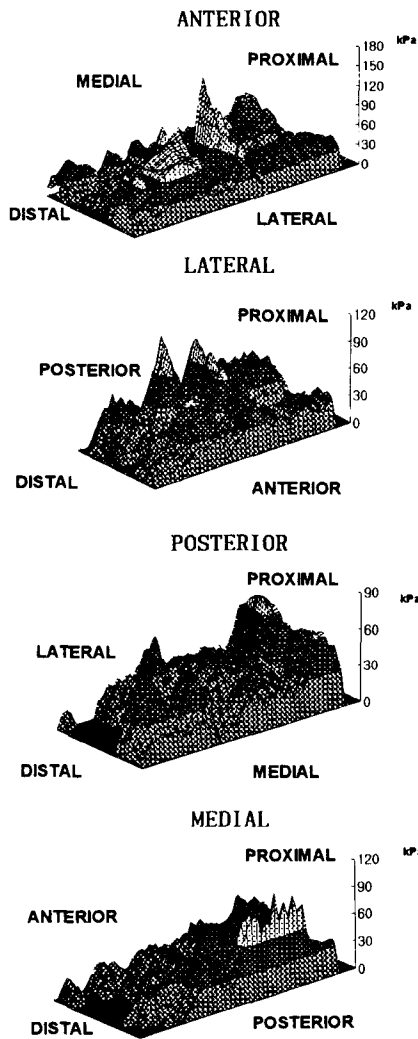


그림 2. 족관절을 중립위치로 설정한 경우 단단부의 전면, 외측면, 후면, 내측면 등에 작용하는 최대 압력(하퇴)

Figure 2. Maximum pressure plots on anterior, lateral, posterior and medial aspects of the stump when the ankle joint was neutrally aligned (Transtibial)

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

결론

본 연구에서는 공압식 대퇴 및 하퇴의족착용자의 족관절 조절각도에 따른 보행특성의 변화와 잔존하는 단단부와 소켓의 경계에 작용하는 압력 분포를 측정하였다. 대퇴절단자의 경우는 족관절이 배굴 및 저굴 상태로 설정된 후 보행하는 경우에 분속수 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 족관절이 조절될 경우 중립에 비해 압력이 증가하였으며 압력집중이 보행주기에 따라 일정하게 이동함을 알 수 있었다. 우수한 단단부-소켓의 경계면 및 적절한 보행특성을 위해서는 주의깊은 의족의 조절이 매우 필요하다.

참고 문헌

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. Lettrell, "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. Oxford Metrics : VICON clinical manager user manual, 1995.
6. 장 윤희, 김 영호, 양 길태, 임 송학, 문 무성, "흡착식 소켓을 착용한 일측 대퇴절단환자의 소켓내부압력분포", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집 pp.247-252, 1997.