

인공의족의 외반 특성이 하퇴절단자의 무릎과 발목에 미치는 영향

배태수[†] · 장윤희* · 김신기* · 문무성*

(2008년 12월 19일 접수, 2009년 7월 31일 수정, 2009년 8월 3일 심사완료)

Effect of Eversion Characteristics on Knee and Ankle Joint of Trans-tibial Amputees

Tae Soo Bae, Yun Hee Chang, Shin Ki Kim and Mu Seung Mun

Key Words: Transtibial Amputees(하퇴절단자), Prosthetic Foot(인공의족), Eversion(외반)

Abstract

One of the important functions of prosthetic foot is the foot inversion-eversion which is so important when walking on uneven surfaces. The aim of our study was to evaluate the effect of foot eversion angle especially on knee and ankle joint for transtibial amputees by motion analysis. The experimental data were collected from three transtibial amputees and then ten healthy individuals. To simulate walking on side sloping ground, we used custom-made slope (5, 10, 15 degrees). Motion analysis was performed by 3-dimensional motion analyzer for 6 dynamic prosthetic feet. The results showed that knee abduction moments of amputated leg were decreased but those of sound leg were mainly increased as foot eversion angle increased. And ankle abduction moments of sound leg were inconsistent in magnitude and tendency between control and experimental group. Therefore foot eversion characteristics should be considered to develop advanced prosthetic foot.

1. 서 론

산업재해와 교통사고로 인해 하퇴부위가 절단된 환자의 경우 적절한 재활치료 및 운동을 통해 사회로 복귀하고 있으며, 일상생활의 환경을 넘어 스포츠의 영역에 이르기까지 다양한 영역에서 참여의 기회를 넓히고 있는 실정이다. 그러나 현재 상용화되어 있는 여러 하퇴절단자(Transfemoral Amputees)용 인공의족의 경우 다 기능성을 가지고 있는 정상인의 발과 발목관절의 움직임을 정확히 모사하지

못하는 단점을 가지고 있으므로, 환자가 활동영역에 따라 인공의족의 형태를 교체 후 착용해야만 하는 실정이다.

사람의 발과 발목은 다양한 지면 환경에 적응하여 움직이기 위해 복잡한 골격 구조, 근육조직, 그리고 결합 조직 등으로 구성되어 있다. 일반 보행시 주요 관절에서 걸리는 부하(moment)를 보면 약 0.5배의 무릎관절, 약 1.0배의 고관절에 비해 체중대비 발목관절에서는 약 1.5배 정도의 많은 근력이 일반 보행시 필요한 것으로 알려져 있다. 따라서 노면상태가 좋지 못한 환경에서는 일반보행시의 부하에 비해 더 큰 부하가 발목관절에 걸리기 때문에 하퇴절단자용 인공의족을 개발할 경우 노면상태에 따른 영향을 고려하는 것이 필수적이다.⁽¹⁻³⁾

일반적으로 인공의족의 기계적 특징은 크게 5가지-발목관절의 배굴 각도(dorsiflexion), 외반각도(eversion angle), 에너지 복원 효율(energy return

[이 논문은 대한기계학회 2008년도 추계학술대회 (2008. 11. 5.-7. 용평리조트) 발표논문임]

[†] 책임저자, 회원, 한국산재의료원 재활공학연구소
E-mail : bmebae@korec.re.kr

TEL : (032)500-0771 FAX : (032)512-9794

* 한국산재의료원 재활공학연구소

Table 1 General characteristics of subjects

	Experimental group	Control group
Age (yrs)	37.00 ± 1.73	24.40 ± 1.03
Height (cm)	175.50±6.14	174.76 ± 3.52
Weight (kg)	77.23±5.22	66.8 ± 3.73
Stump length(cm)	14.50±4.95	-
Usage (yrs)	9.00±5.66	-

efficiency), 회전토크(torque), 그리고 충격 흡수력 (impact absorption)-로 요약해서 평가한다. 그 가운데서도 노면굴곡이 심한 국내 보도(footway) 사정상 하퇴 절단자들의 경우 착용하고 있는 인공의족의 외반 기능이 적절하게 이루어지지 않을 경우 낙상의 위험 혹은 무릎관절과 발목관절에 비정상적인 부하가 가해짐으로 관절염과 같은 추가적인 장애를 일으킬 가능성이 높다.⁽⁴⁾ 그럼에도 불구하고 인공인족 개발에 있어서 의족의 외반 각도 특성에 따라 환측(amputated limb) 및 건측(sound limb) 관절에 미치는 생체역학적 연구는 매우 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 일반보행과 더불어 스포츠 활동에서도 사용가능한 새로운 개념의 하퇴환자용 인공의족을 개발하기 위하여, 보행시 측면 굴곡각도 변화에 따른 인공의족의 외반특성이 환자의 무릎관절과 족부관절에 미치는 생체역학적 영향을 정량적으로 비교/분석하고자 하였다.

2. 실험방법

2.1 실험대상

본 연구에서는 실험군으로 하퇴절단환자 3명을, 대조군으로 정상인 10명을 각각 실험대상으로 삼았다.(Table 1) 실험군 대상자 선정 기준은 사고로 인한 외상성 하퇴절단자, 의족 착용 기간이 최소한 2년 이상인 자, 보행에 영향을 줄 만한 신경 및 근골격계 이상이 없는 자, 의지의 정렬 및 소켓의 적합성이 적절한 자, 보행 시 중대한 과행이 없는 자 중에서 선정하였다. 또한 대조군으로는 보행에 영향을 주는 근골격계 및 신경계 질환이 없는 자들로 정하였다.

또한 본 연구에서는 하퇴절단자용 인공의족으로 상용화되어 현재 환자들이 착용하고 있는 외산 4개의 제품들 ES Dynamic foot(Kingsley), Dynamic foot(Ottobock 1D35), Freedom foot(Senator), Elite

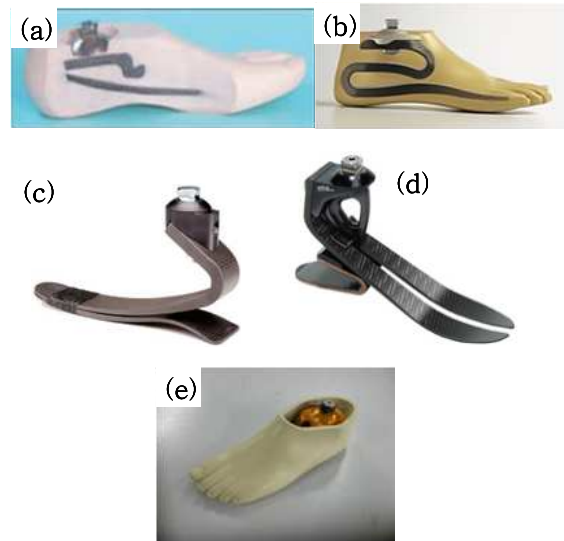


Fig. 1 Artificial feet for transfemoral amputees ; (a) Kingsley ES Dynamic foot, (b) Ottobock 1D35 Dynamic foot, (c) Freedom Senator, (d) Endolite Elite foot, (e) KOREC foot

foot(Endolite)과 재활공학연구소(KOREC)에서 자체 개발한 2개의 의지(KOREC I, II)를 하퇴절단자에게 제공하고 해당 실험들을 진행하였다.(Fig. 1)

2.2 보행분석

인공의족에 대한 보행분석에는 8개의 적외선 카메라와 4개의 힘측정판(900mmX600mm, Kistler Instrument Corp. & AMTI Inc., USA), 10mm 반사 마커, CCD 카메라, PC 등으로 구성된 3차원 동작분석기(Eagle4, Motion Analysis Ltd., USA)를 사용하였다. 피험자는 평상 시 본인이 착용하던 의지와 신발 그리고 보행에 지장을 주지 않도록 짧은 하의를 착용하고 실험에 임하였다.(Fig. 2)

실험 전 신장, 체중, 발길이, 발 폭 등의 인체 계측학적 변수들을 측정하였으며, 발 길이는 측면에서 가장 긴 길이를, 발 폭은 발의 가장 넓은 곳을 수평으로 측정하였다.

보행분석을 위한 측정도구는 4개의 힘 측정판 (Piezoelectric force plate, 600mm900mm, Kistler Ltd., Swiss), 적외선 카메라 8대, 10mm 반사 마커, PC 등으로 구성된 3차원 동작 분석기(Eagle 4, Motion Analysis Ltd., USA)를 사용하였다.

보행분석시 평상시 본인이 착용하던 인공발과 신발, 그리고 보행에 지장을 주지 않는 짧은 하의를 착용하고 실험에 임하였다. 실험 전 신장, 체중,

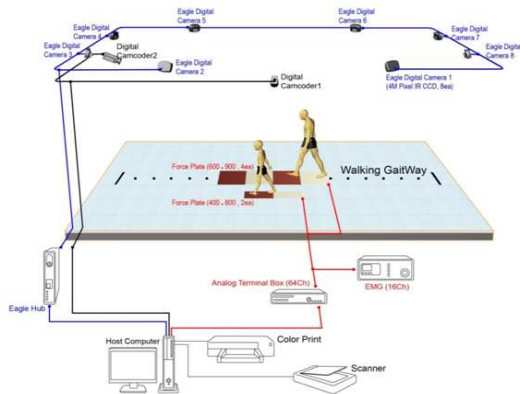


Fig. 2 Schematic diagram of motion analysis system



Fig. 3 Control(left) and experimental subject (right)

발길이, 발 폭 등의 인체계측학적 변수들을 측정하였다. 보행분석을 실시하기 전 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 최소화하기 위해 보정(calibration)을 실시하였으며, Helen Hayes Marker Set을 이용하여 인체의 해부학적 위치에 부착하였다.⁽⁵⁾ 세부적인 반사 마커의 부착위치는 좌우 후상 장골극의 중간지점, 좌우 전상 장골극, 좌우 전상 장골극과 슬개골 중앙을 연결한 선의 대퇴 전면 중간 지점, 좌우 외측 대퇴관절 용기, 좌우 내측 대퇴관절 용기, 좌우 경골극의 중간 지점, 좌우 족관절 외과, 좌우 족관절 내과, 좌우 종골의 중심, 좌우 제2중족골두 상면에 총 19개의 반사 마커를 부착하였다.(Fig. 3)

각 관절의 위치를 확인하기 위해 정적(static) 검사를 실시하였고, 정적 검사 후 좌우 내측 대퇴관절 용기와 좌우 족관절 내과의 마커를 제거한 후 동적(dynamic) 검사를 실시하였다(Sampling rate 120 Hz).

발 부위에 대한 세부적인 움직임 추적하기 위하여 발을 8개의 부위(segment)로 나누어서 추가적으로 16개의 3mm 반사마커를 족부 주요 부



Fig. 4 Marker set for detail analysis of foot



Fig. 5 Custom-made slop(up, 5, 10, 15 degrees) and 19 reflective markers were used in motion analysis (down)

위에 부착한 후 보행분석을 실시하였다. (Fig. 4)

2.3 외반특성 분석

외측 경사로에 대한 인공의족의 외반특성을 분석하고자 외반 경사를 모사할 수 있는 장비를 자체제작 하였으며, 이를 이용하여 평지에서 15° 까지 5°간격으로 경사를 주고 외반 특성분석을 실시하였다.(Fig. 5)

2.4 통계학적 분석

본 연구는 통계 프로그램(SPSS Ver 12.0, SPSS Inc., USA)을 사용하여, 독립표본 t-검정(independent t-test) 을 실시하였다. 통계적 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

3. 결과 및 토론

보행분석을 통하여 측면 노면 굴곡 각도 변화에 따라 건측과 환측의 무릎관절과 발목 관절에 어떠한 영향을 미치는지 정량적으로 분석해 보았다. 일반적으로 시상면에서의 관측보다는 내반 및 외반관련 연구로 인해 관상면에서의 모멘트를

Table 2 Ratio of AM in sound leg to amputated leg with respect to slop inclination

	0 deg	5 deg	10 deg	15 deg
control	14.00	10.41	7.73	10.11
dynamic	1.46	2.46	2.56	3.85
freedom	1.30	2.71	3.92	5.63
Es dynamic	2.15	2.65	6.54	-156.50
Elite	1.33	1.93	2.45	3.38
korec I	1.36	1.62	2.81	2.82
korec II	1.41	2.36	3.07	4.41
average	1.50	2.29	3.56	-22.73*

위주로 분석해 보았다. (Fig. 6)

3.1 외전모멘트 (abduction moment, AM)

대조군의 경우 노면 굴곡각도가 평지에서 10도까지는 증가하다가 15도에서는 감소하는 현상을 보였으며, 절단된 다리의 무릎 외전 모멘트의 경우 측면 노면 굴곡각도가 증가함에 따라서 모든 인공의족에서 무릎외전모멘트가 감소하는 현상을 보였다. 최대값을 기준으로 인공의족들을 비교해 보았을 때 Kingsley ES Dynamic foot와 freedom Senator가 상대적으로 낮은 외전모멘트를 KOREC I이 가장 높은 외전모멘트를 나타내었다.(Fig.6,top)

외전각도가 증가함에 따라 절단부위의 무릎외전모멘트는 전반적으로 감소하지만, 건측의 무릎외전모멘트와 발목 외전모멘트는 일부 의족(Kingsley ES Dynamic foot, KOREC I foot)을 제외하고는 오히려 증가하는 경향을 나타내었다.(Fig.6,mid,bottom) 또한 절단부위의 무릎 외전모멘트에 대한 건측 무릎측면에 가해지는 외전모멘트의 비율을 조사해 본 결과, 노면 굴곡 각도가 증가함에 따라 환측에 비해 건측 무릎에 걸리는 외전모멘트의 크기가 증가하는 결과를 보였으며, Es dynamic foot의 경우 굴곡각도 15도에서 급격한 변화를 보여주는 것으로 나타났다.(Table 2)

따라서 인공의족의 경우 재료적인 측면과 구조적 측면을 고려하여 외전운동에 따른 무릎과 발목관절의 부하를 줄이는 방향으로 개선되어야 할 것이며, 굴곡이 있는 노면에 대한 재활보행 훈련시 체중부하의 적절한 배분 훈련이 무엇보다도 중요할 것으로 사료된다.

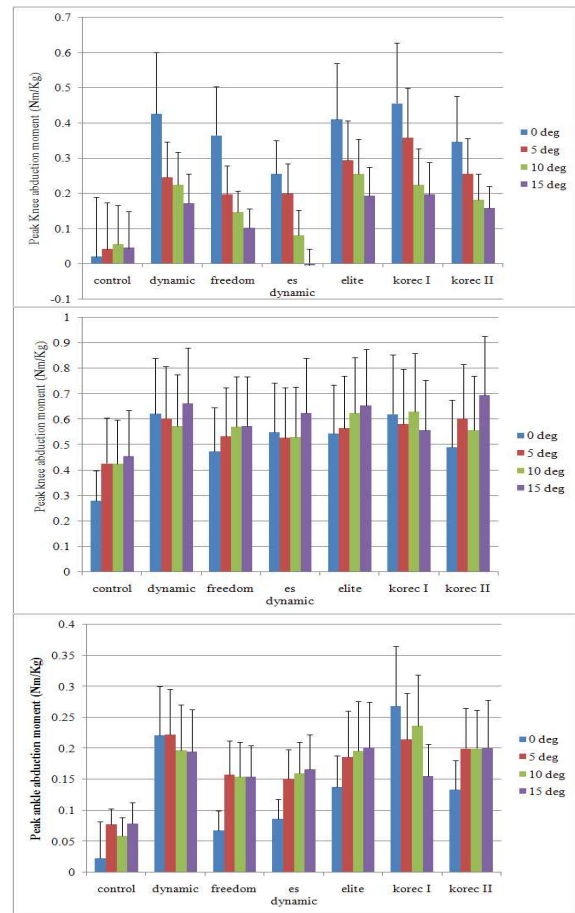


Fig. 6 Peak knee abduction moment of amputated leg(top), sound leg(mid), ankle abduction moment of sound leg(bottom) at loading response.[Unit:Nm/Kg]

3.2 외전모멘트 증감율(Rate of AM)

평지보행(0 degree)에 대한 건측 무릎 외전모멘트 증감율을 비교해 보았을 때, Es dynamic foot과 elite foot 그리고 KOREC II foot이 대조군에 비해 각도변화에 민감하게 외전모멘트의 증감율을 보였다.(Table 3) 절단측의 무릎외전모멘트 증감율에 있어서는 대조군이 노면 굴곡각도가 증가함에 따라 증감율이 증가하는 것으로 나타났으나, 인공의족의 경우 증감율에 있어서 급격히 감소하는 경향을 보였다. 특히 증감율의 크기면에서 볼때 dynamic foot을 제외한 모든 인공의족이 대조군에 비해 큰 증감율(13.01~39.65%/deg)을 보이는 것으로 나타났으며, es dynamic foot이 가장 두드러지게 감소하는 경향을 보였다. 마지막으로 건측 발목관절의 외전모멘트 증감율에 있어서는 es dynamic foot, elite foot, 그리고 KOREC II foot

Table 3 Rate of AM with respect to slope inclination at 0 deg [slop unit: %/deg]

	Knee AM of sound leg				Knee AM of amputated leg				ankle AM of sound leg			
	5 deg	10 deg	15 deg	slope	5 deg	10 deg	15 deg	slope	5 deg	10 deg	15 deg	slope
control	52.50	51.79	62.50	5.00	105.00	175.00	125.00	10.00	239.13	156.52	243.48	2.17
dynamic	-2.89	-7.72	6.59	4.74	-42.25	-47.42	-59.62	-8.69	0.45	-10.86	-11.76	-6.11
freedom	12.21	20.42	20.84	4.32	-46.03	-60.00	-72.05	-13.01	132.35	126.47	126.47	-2.94
es dynamic	-4.18	-3.64	13.82	9.00	-22.27	-68.36	-101.56	-39.65	73.56	83.91	91.95	9.20
elite	4.04	14.89	20.59	8.27	-28.29	-37.80	-52.68	-12.20	34.78	42.03	46.38	5.80
korec I	-6.28	1.45	-9.98	-1.85	-21.27	-50.88	-56.58	-17.65	-19.78	-11.57	-41.79	-11.01
korec II	22.81	13.65	41.75	9.47	-26.51	-47.55	-54.47	-13.98	49.25	49.25	50.00	0.37

이 대조군과 같이 증감율이 상승하는 경향을 보였으며, 나머지 인공의족의 경우 증감율이 감소하는 경향을 보였다. 크기면에서는 KOREC I foot이 가장 큰 변화를 주는 것으로 나타났다.

대조군에 대한 절단측의 무릎 외전모멘트 증감율을 비교해 보았을 때 크기면에서 7.73%/deg 이상의 증감율 차이를 보이는 것으로 나타났다. 이를 통해 측면 노면 굴곡 각도의 변화에 대해서 절단측 무릎에서 대조군에 비해 많은 영향을 받는 것을 알 수 있었다. 건측 무릎과 발목관절에서의 외전모멘트 증감율을 대조군과 각각 비교했을 때 건측 무릎은 대조군에 비해 0.66%/deg 큰 값을 보였으며, 발목관절은 1.39%/deg로 오히려 적은 값을 나타내었다. 건측 무릎과 발목관절에서의 외전모멘트 증감율이 절단측의 값보다 크기면에서 상대적으로 적은 영향을 받는 것으로 나타내었는데, 이는 절단된 다리에서 발생하는 보행의 불안정성을 정상다리의 무릎과 발목의 자유도를 줄임으로 인해 보행의 안정성을 확보하고자 하는 보상보행으로 사료된다.

4. 결론

본 연구를 통하여서 측면 노면 굴곡 각도의 변화에 따른 스포츠용 인공의족의 외반 특성을 살펴보았다. 굴곡각도 변화에 따라 무릎관절과 발목관절의 외반모멘트 크기에 있어서 대조군과 실험군간의 큰 차이가 있는 것으로 나타났다. 또한 각 외반모멘트의 증감율에 대한 분석을 통하여 하퇴절단자의 경우 절단된 다리의 무릎관절 외반모멘트가 굴곡각도에 민감하게 반응하는 반면, 정상다리의 무릎관절과 발목관절에서는 보행의 안정성을 확보하기 위한 보상보행 경향이 나타났

다.

결론적으로 외반각도가 증가함에 따라 절단부위의 무릎외전모멘트는 감소시키고 건측의 무릎과 발목의 외전모멘트는 증가시키는 경향들이 하퇴절단환자들의 보행분석을 통해서 나타났다. 따라서 외반특성을 고려하지 않은 의족을 지속적으로 사용할 경우 건측 무릎의 내측모멘트의 증가로 인해 관절염의 발생 가능성을 배제할 수 없게 된다. 최근 하지절단자들의 무릎골관절염과 관련된 유병률 조사 연구에서 Norvell 등은 같은 연령대별 하지절단자의 슬골관절염 증상을 조사한 결과 절단자가 비절단자에 비해 무릎 통증이 2배 정도 높다고 하였으며(비절단자 20.2%, 하지절단자 40.3%), 특히 하지절단자 중에서도 하퇴절단자의 무릎골관절염 증상이 36.4%로 매우 높은 유병률을 보이는 것으로 보고하고 있다.⁽⁶⁾ 따라서 향후 인공발 개발시 외전운동에 따른 무릎과 발목관절의 부하를 줄이는 방향으로 재료적인 측면과 구조적인 측면이 동시에 설계시 고려되어야 할 것으로 사료되며, 의족의 개선과 더불어 외전된 노면에 대한 재활보행시 체중부하의 적절한 배분 훈련이 추가적으로 병행되어야 할 것으로 사료된다.

후 기

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠 산업기술 개발사업에 의거 국민체육진흥기금을 지원 받아 연구되었습니다.(과제번호 # 2008-3)

참고문헌

(1) Ece Aydog, Sedat Tolga Aydog, Aytul Cakci and

- Mahmut Nedim Doral, 2004, "Reliability of Isokinetic Ankle Inversion and Eversion-Strength Measurement in Neutral Foot Position, Using the Biodex Dynamometer, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, Vol 12, pp. 478~481.
- (2) Perry, S. D. and Lafortune, M. A., 1996, "Influences of Inversion/Eversion Of The Foot Upon Impact Loading During Locomotion," *Clinical Biomechanics*, Vol. 10(5), pp. 253~257.
- (3) Ball, P. and Johnson, G. R., 1996, "Technique for the Measurement of Hindfoot Inversion and Eversion and Its Use to Study a Normal Population," *Clinical Biomechanics*, Vol. 11(3), pp. 165~169.
- (4) Frank L. Buczek, Matthew R. Walker, Michael J. Rainbow, Kevin M. Cooney and James O. Sanders, 2006, "Impact of mediolateral Segmentation on a Multi-Segment Foot Model," *Gait & Posture*, 23, pp. 519~522.
- (5) Jaegers SMJH., Arendzen JH. and de Jongh HJ., 1995, "Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputees : A Kinematic Study," *Arch Phys Med Rehabil*, 76, pp. 736~743.
- (6) Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, et al., 2005, "The Prevalence of Knee Pain and Symptomatic Knee Osteoarthritis Among Veteran Traumatic Amputees and Nonamputees," *Arch Phys Med Rehabil*, 86(3), pp. 487~493.