인공발의 킬재 특성이 하퇴절단자의 지면반발력에 미치는 영향

Effect of Ground Reaction Force on prosthetic foot of Trans-tibial Amputees

*#김종권[1], 배태수[1], 장윤희[1],김신기[1], 문무성[1]
*,#J. K. Kim[1](jkkim@korec.re.kr), T. S. Bae[1] , Y. H. Chang[1], S. K.Kim[1,] , M. S. Mun[1,]
[1]재활공학연구소

Key words : Ground reaction Force, Prosthetic foot, Trans tibial Amputees, Gate characteristics

1. 서론

선천적 장애나 후천적 산업재해나 교통사고로 절단 장애인은 적절한 재활 훈련 과 인공의족 또는 의수를 사용함으로써 손상된 기능의 일부를 회복시키거나 향상된 기능을 찾을 수 있게 된다. 특히 하지 절단 장애인들은 인공의족의 착용으로 신체의 균형 유지와 안전하고 자연스러운 보행을 하고자 한다. 또한 삶의 질이 향상되면서 장애인들의 건강한 삶에 대한 관심으로 장애인들의 스포츠 활동에 대한 욕구도 증가되고 있다. 이에 따라 미국과 유럽을 포함한 선진국들은 많은 종류의 인공발을 연구, 개발 해 왔으며 절단 장애인의 건강과 재활을 위한 스포츠 활동이 가능한 탄소복합재료를 이용한 에너지 저장형 인공발이 개발되어 상품화 되고 있다[1]. 한국인의 생활방식인 실내에서 맨발로 생활하고 실외에서는 신발을 신고 생활하는 패턴으로 의족을 착용하면 신발꿉 높이 차이 때문에 하지절단 장애인에게 적합한 인공발 선택의 폭이 넓지 않다. 따라서 한국인의 체형조건에 맞는 인공발의 보행 특성을 파악하는 것이 필수적이다

따라서, 본 연구는 하퇴절단자를 대상으로 한국인의 생활방식인 실내에서 맨발로 보행과 실외에서 신발을 신고 보행 따른 인공발의 보행 특성을 상호 비교 분석하고자 하였다.

2.연구내용

현재 보급하고 있는 인공발의 기본 원리는 입각기 보행 시체중심의 이동에 의한 인공발 내의 keel 재가 활처럼 구부러지는 변형 포텐셜 에너지를 저장하여 Toe-off 시에 운동에너지로 급격히 전환 시키게 된다. 이 축적된 에너지는 다리를 밀어내어 신체를 앞으로 추진시키며 Toe-off 를 원활하게 한다.

(a) (b) (c)

Fig. 1 Prosthetic foot (a) Single Axis Prosthetic Foot, korec (b) Multi Axis Prosthetic Foot, korec (c) Renegade Prosthetic Foot, USA

특히 에너지 저장형 인공발의 핵심요소인 keel 재는 일정범위의 체중 정도에 따라 구부러져 체중 제거시 다시 spring back 작용을 한다[2].

본 연구에 사용한 인공발은 근로복지공단 재활공학연구소에서 개발한 단축식 인공발(Single Axis Foot)과 멀티식 인공발(Multi Axis Foot)을 사용하였고 미국 Feedom Innovations사의 Renegade Foot을 사용하였다.(Fig. 1)

본 연구는 근로복지공단 재활공학연구소에 방문한 하퇴절단자들를 대상으로 실시하였다.

Fig. 2 A figure of attachment to lower extremity with reflective marker in trans-tibial amputee

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 파행이 없는 자 중에서 선정하였다. 선정된 하퇴절단자 2명은 실험 전 숙련된 의지-보조기사에 의해 의지 정렬 상태를 재확인한 후, 신발을 신고 보통 걸음으로, 맨발로 보통걸음으로 보행분석을 실시하였다. 보행분석을 위한 측정도구는 4개의 힘 측정판, 적외선 카메라 8대, 10mm 반사 마커, CCD 카메라, VCR, 데이터 처리장치, PC 등으로 구성된 3차원 동작 분석기(Eagle 4, Motion Analysis Ltd., USA)를 사용하였다. 매번 실험할 때마다 변하는 보행의 특성을 감안하여 5회 이상 보행하고 이들에 대한 자료를 평균하여 사용하였다.

피험자는 평상 시 본인이 착용하던 신발, 그리고 보행에 지장을 주지 않는 짧은 하의를 착용하고 실험에 임하였다. 적외선 카메라가 인식할 수 있는 지름 10mm의 반사 마커를 기존 논문에서 주로 사용하고 있는 Helen Hayes Marker Set을 이용하여 인체의 해부학적 위치에 부착하였다. 세부적인 반사 마커의 부착위치는 Fig. 2와 같다.

3. 연구결과

지면반발력 Table 1와 같다. 정상인의 보행결과 신발 신고 보행시 1st peak GRF 1.157, 2nd peak GRF 1.042, 맨발 보행시 1st peak GRF 1.072, 2nd peak GRF 1.057으로 1st peak GRF에서 0.085차이가 발생하고, 2nd peak GRF에서는 -0.015차이가 발생하였다. 피검자 A인 경우 단축식 인공발과 멀티식 인공발은 1st peak GRF(각각의 차이 -0.018, 0.007)로 유사하고, 2nd peak GRF(각각의 차이 0.107, 0.067)에서 차이가 발생하였고, renegade foot은 1st, 2nd peak GRF(각각의 차이 0.060, 0.072)이 차이 비슷하게 발생하였다. 실험 결과 단축식 인공발과 멀티식 인공발인 경우 킬재 앞부위의 강도 또는 의지 정렬을 조절이 필요하다고 사료 되고, renegade foot인 경우 킬재 앞, 뒷 강도를 조절이 필요하다고 사료된다. 피검자 B인 경우 단축식 인공발은 1st, 2nd peak GRF(각각의 차이 0.026, -0.019)이 차이가 발생하였고, 멀티식 인공발과 renegade foot은 1st peak GRF(각각의 차이 0.088, 0.092)로 차이가 발생하였고, 2nd peak GRF(각각의 차이 0.014, 0.021)로 차이가 발생하였다.

Table 1. The normalized vGRF1, vGRF2 on the prosthetic side(bare-walking, shoes-walking)

A	Bare-walking [prosthetic]			Shoes-walking [prosthetic]		
	Single	Multi	renegade	Single	Multi	renegade
1st peak	1.015	1.008	0.988	0.997	1.015	1.048
2nd peak	1.005	1.088	1.038	1.112	1.155	1.11

B	Bare-walking [prosthetic]			Shoes-walking [prosthetic]		
	Single	Multi	renegade	Single	Multi	renegade
1st peak	1.057	1.014	1.056	1.083	1.102	1.148
2nd peak	0.999	0.931	0.942	0.980	0.945	0.963

실험 결과 단축식 인공발인 경우 조절이 필요 없고, 멀티식 인공발과 renegade foot인 경우 킬재 뒷부위의 강도 또는 의지 뒷 부위의 정렬조절이 필요하다고 사료된다.

4. 결론

본 연구는 하퇴 절단자들을 대상으로 인공발 킬재 특성이 착용자의 맨발 과 신발을 신고 보행시 나타나는 특징을 알아보고자 하였다. 연구결과 1st, 2nd peak GRF의 차이를 비교하여 하퇴절단자에 적합한 인공발의 선택 기준 및 인공발 강도 선택에 있어 가이드라인을 제시 할 수 있었다.

본 연구는 한국인의 하지 절단자를 위한 인공발 개발에 있어 보다 객관적인 자료로 제공될 것이며, 사후 더 많은 하퇴 절단자를 대상으로 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

후기

위 논문은 보건복지부의 보건의료연구개발사업에 지원 받아 연구되었습니다.(과제#-A091175)

참고문헌

1. 장윤희 등, “하퇴절단자용 단축식발과 스포츠용 에너지 저장형 발 보행 특성 비교연구,”한국정밀공학회지, 26, 126-132, 2009.
2. Sanderson, D.J. and Martin, P.E., “Joint Kinetics in Unilateral Below-Knee Amputee Patients During Runnung,”Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77, 1279-1285, 1996.