

# 하퇴절단자용 단축식 발과 스포츠용 에너지 저장형 발 보행 특성 비교연구

## A Comparative Study of Gait Characteristics between Single Axis Foot and Energy Storing Foot for Sports in Trans-tibial Amputee

장윤희<sup>1</sup>, 배태수<sup>1</sup>, 김신기<sup>1</sup>, 문무성<sup>1</sup>  
Yun Hee Chang<sup>1</sup>, Tae Soo Bae<sup>1</sup>, Shin Ki Kim<sup>1</sup> and Mu Seong Mun<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 재활공학연구소 (Korea Orthopedic and Rehabilitation Engineering Center)  
✉ Corresponding author: bmebae@korec.re.kr, Tel: 032-500-0772

Manuscript received: 2008.10.2 / Revised: 2008.11.25 / Accepted: 2008.11.25

*This study examined the differences in spatio-temporal parameters, joint angle, ground reaction force(GRF), and joint power according to the changes of gait speed for trans-tibial amputees to investigate the features of the energy-storing foot for sports. The subjects walked at normal speed and at fast speed, wearing a single-axis type foot (Korec) and an energy-storing foot for sports (Renegade) respectively. The results showed that Renegade yielded faster gait speed as well as more symmetric gait pattern, compared to Korec. However, as gait speed was increased, there was no significant difference in kinematics, ground reaction force, and joint power between two artificial feet. This was similar to the results from previous studies regarding the energy-storing foot, where the walking velocity and gait symmetry have been improved. Nevertheless, the result of this study differed from the previous ones which reported that joint angle, joint power, and GRF increased as the gait speed increased except spatio-temporal parameters.*

Key Words: Trans-tibial Amputee (하퇴절단자), Energy-storing Foot for Sports (스포츠용 에너지 저장형 발), Gait Characteristics (보행특성)

### 1. 서론

산업재해나 교통사고로 인한 하지절단자의 대부분은 적절한 재활훈련을 통해 빠른 시간 내 사회로 복귀하고 정상적인 삶을 영위하고자 한다. 더 나아가 최근에는 건강한 삶에 대한 인식 수준 향상과 함께 절단 장애인의 스포츠 활동에 대한 참여도 증가되고 있는 실정이다. 이를 위하여 미국과 유럽을 포함한 선진국에서는 이미 오래 전부터 하퇴절단자들이 다양한 스포츠 활동에 참여할 수 있도록 고기능성 인공발 개발에 많은 투자를 해왔고, 그 대표적인 예가 에너지 저장형 인공발

(energy storing foot)이다.<sup>1</sup> 에너지 저장형 발에는 Flex foot®(Ossur, Iceland), Carbon copy 2®(Ohio Willow Wood, USA), Seattle Carbon Light Foot®(Seattle System, USA) 등이 있으며, 이들의 특징은 중간 입각기 (mid-stance) 동안 에너지를 저장했다가 뒤꿈치 들림기(push-off) 시기에 에너지를 방출시키는 형태로 전통적인 발(SACH, 단축식)에 비해 대칭적인 보행과 동적인 안전성을 유지할 수 있고, 전족부(forefoot)의 탄력성이 우수하다는 장점을 가지고 있다.<sup>2,3</sup> 최근에는 새로운 탄성 복합 소재의 개발과 인체공학적인 디자인을 통해 보다 활동적인 스포츠를 할 수 있는 에너지 저장형 인공발을 개발하

기에 이르렀다.<sup>4</sup> 스포츠용 에너지 저장형 발은 가벼운 중량, 스포츠 활동시 충격 흡수의 극대화, 기존 에너지 저장형 발보다 탄력성 강화, 보다 부드러운 보행 진행 등의 이점들을 가지고 있다.<sup>5</sup> 대표적인 예로 Freedom Innovations 사의 Renegade®, Endolite 사의 Elite®, 관절의 회전 기능을 부가한 Ossur 사의 Ceterus®, Re-Flex VSP® 등이 있다.

다양한 족부 형상에 따른 보행 형태를 생체역학적 측면에서 객관적으로 분석하는 것은 의지 개발 기술의 발전과 스포츠 재활 측면에서 매우 중요하다. 일반적으로 고기능성 인공 발들에 대한 평가는 보행 분석, 에너지 소모도 측정, 지각 분석 질문지(perceptive analysis questionnaires[t1]), 기능 수행 평가(functional outcome measure[t2]) 등 다양한 방법으로 이루어지고 있다. 특히 운동용 스프린트를 제외한 스포츠 인공발의 경우에는 스포츠 활동과 일반적인 보행을 동시에 수행하므로, 스포츠 활동뿐만 아니라 일반 보행의 특징을 함께 파악하는 것이 필수적이다.

그럼에도 불구하고 대다수의 연구는 스포츠용 에너지 저장형 발의 스포츠 활동에 대한 반응에만 집중되어 있을 뿐, 일반 보행과의 비교 평가 연구는 미흡한 실정이다.

따라서, 본 연구는 하퇴절단자를 대상으로 보행 속도에 따라 하퇴절단자의 스포츠 활동을 위하여 개발된 스포츠용 에너지 저장형 인공발과 일반 보행용 단축식 인공발의 보행 특성을 상호 비교 분석하고자 하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구대상자

Table 1 General characteristics of subjects

	BKA n=4
Age (yrs)	37.00±1.73
Height (cm)	175.50±6.14
Weight (kg)	77.23±5.22
Stump length (cm)	14.50±4.95
Prosthesis use (yrs)	9.00±5.66
Socket Type (Silicon/General)	2/2

본 연구는 한국산재의료원 재활공학연구소에 방문한 하퇴절단자들을 대상으로 실시하였다. 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, 보행시 중대한 파행이 없는 자 중에서 선정하였다.<sup>6</sup> 연구대상자의 일반적인 특성은 Table 1 과 같다.

### 2.2 실험 절차

선정된 하퇴절단자 4 명은 재활공학연구소에서 개발한 단축식 인공발 착용자이며, 평균 9년 이상의 착용기간으로 인해 충분히 적응된 상태이다. 또한 대표적인 스포츠용 에너지 저장형 발로는 Freedom Innovations 사의 Renegade 를 각각 착용하도록 하였다(Fig. 1). 실험 전 숙련된 의지-보조기사에 의해 의지 정렬 상태를 재확인한 후, 보통 걸음(normal speed, NS)에서 빠른 걸음(fast speed, FS)으로 보행속도를 변화시켜가면서 보행분석을 실시하였다. 단축식 발에 대한 평가 후 피검자는 스포츠용 에너지 저장형 발의 평가를 위해 2 주 정도의 적응 기간을 거친 후 실험하였으며, 단축식 발과 동일한 실험 절차로 보행분석을 실시하였다.

### 2.3 측정도구 및 방법

보행분석을 위한 측정도구는 4 개의 힘 측정판(Piezoelectric force plate, 600mm×900mm, Kistler Ltd., Swiss), 적외선 카메라 8 대, 10mm 반사 마커, CCD 카메라, VCR, 데이터 처리장치, PC 등으로 구성된 3 차원 동작 분석기(Eagle 4, Motion Analysis Ltd., USA)를 사용하였다.

피험자는 평상 시 본인이 착용하던 인공발과 신발, 그리고 보행에 지장을 주지 않는 짧은 하의를 착용하고 실험에 임하였다. 실험 전 신장, 체중, 발길이, 발 폭 등의 인체계측학적 변수들을 측정하였으며, 발 길이는 측면에서 가장 긴 길이를, 발 폭은 발의 가장 넓은 곳을 수평으로 측정하였다. 보행분석을 실시하기 전 카메라에서 발생할 수 있는 오차를 최소화하기 위해 보정(calibration)을 실시하였으며, 적외선 카메라가 인식할 수 있는 지름 10mm 의 반사 마커를 기존 논문에서 주로 사용하고 있는 Helen Hayes Marker Set 을 이용하여 인체의 해부학적 위치에 부착하였다[t3]. 세부적인 반사 마커의 부착위치는 Fig. 2 와 같다. 좌우 후상장골극(posterior superior iliac spine, PSIS)의 중간지점,

좌우 전상 장골극(anterior superior iliac spine, ASIS), 좌우 전상 장골극과 슬개골 중앙을 연결한 선의 대퇴 전면 중간 지점, 좌우 외측 대퇴관절 융기, 좌우 내측 대퇴관절 융기, 좌우 경골극의 중간 지점, 좌우 족관절 외과, 좌우 족관절 내과, 좌우 종골의 중심, 좌우 제 2 중족골두 상면에 총 19 개의 반사 마커를 부착하였다. 19 개의 반사 마커 부착 후 각 관절의 위치를 확인하기 위해 정적(static pose) 검사를 실시하였고, 정적 검사 후 좌우 내측 대퇴관절 융기와 좌우 족관절 내과의 마커를 제거한 후 동적(dynamic pose) 검사를 실시하였다.

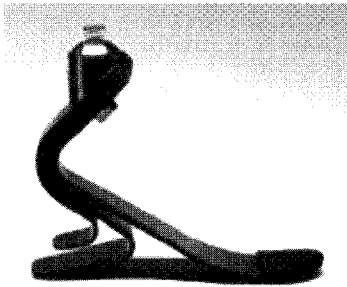


Fig. 1 Renegade Prosthetic Foot (RS1), Freedom Innovations Inc., USA

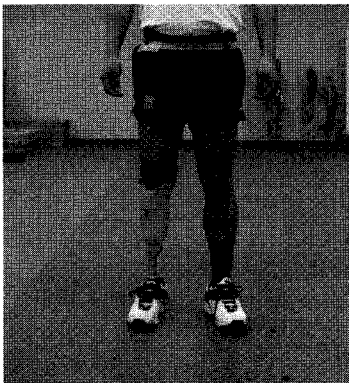


Fig. 2 A figure of attachment to lower extremity with reflective marker in trans-tibial amputee

동적 검사를 실시하기 전 피검자는 실험실의 지면 환경에 적응하기 위하여 10 분 정도 보행 연습을 하였으며, 4 개의 힘 측정판이 내장되어 있는 10m 의 보행로(gaitway)를 자신이 선택한 보행 속도(self selected walking speed, SSWS)로 보통 걸음과 빠른 걸음을 실시하였다. 매번 실험할 때마다 변하는 보행의 특성을 감안하여 5 회 이상 보행하고

이들에 대한 자료를 평균하여 사용하였다.

2.4 분석방법

본 연구는 통계 프로그램(SPSS Ver12.0, SPSS Inc., USA)을 사용하여, 하퇴절단자용 발 종류에 따른 시공간적(spatio-temporal), 운동형상학적(kinematic), 운동역학적(kinetic) 변수의 비교를 위해 독립표본 t-검정(independent t-test)을 실시하였다. 통계적 유의 수준은  $\alpha=.05$  로 설정하였다.

3. 연구결과 및 토론

3.1 시공간적 변수

시공간적 변수 결과는 Table 2 와 같다.

Table 2 Self selected normal and fast speeds and step length ratio

	Speed (m/s)		Step Length Ratio*	
	Korec	Renegade	Korec	Renegade
NS				
Mean±SD	1.12±0.05	1.36±0.09	1.13±.04	1.07±.05
p-value	<.001		.005	
FS				
Mean±SD	1.60±0.07	1.67±0.07	1.12±.07	1.07±.06
p-value	.010		.017	

\* step length of prosthetic side / step length of intact side

3.1.1 보행속도

자신이 선택한 보행 속도 중 보통 걸음과 빠른 걸음 모두 Renegade 가 유의하게 증가하였는데, 이는 기존의 에너지 저장형 발 연구에서 보여준 결과와 유사하다. Graham et al<sup>2</sup> 의 연구에서 전통적인 발(Multiflex)과 에너지 저장형 발 (Vari-flex)을 비교한 결과 Vari-flex 의 속도가 유의하게 증가했던 것을 알 수 있다. 중간 입각기에서 에너지를 저장했다가 입각기 말기 에너지를 방출하는 에너지 저장형 발의 특징과 뒤꿈치의 탄력성을 독특한 Z 형태로 극대화 시킨 Renegade 의 특성으로 인해 Korec 보다 보통 걸음과 빠른 걸음에서 모두 보행의 속도가 증가한 것으로 보인다( $p<.01$ ).

3.1.2 보행의 대칭성

의지 착용자의 이상적인 보행은 환측과 건측의 대칭적인 보행이라 할 수 있다. 의지 제작에 있어

중요한 것은 양하지의 대칭적인 보행을 자연스럽게 유도하는 것이며, 의지의 사후 평가에 있어 무엇보다 중요한 평가 요인이다. 시공간적인 변수 중 보행의 대칭성을 평가할 수 있는 주요한 변수는 한걸음 길이 비율(step length ratio, SLR)이다. 이는 의지측의 한걸음 길이를 건축의 한걸음 길이로 나눈 것이며, 1 에 가까울수록 양측이 대칭적이라고 설명할 수 있다.<sup>3,7</sup> 본 연구 결과 한걸음 길이 대칭성은 속도에서와 마찬가지로 보통 걸음과 빠른 걸음 모두 Renegade 가 더 대칭적인 것으로 나타났다며 통계적으로도 유의한 차이를 나타내었다 ( $p < .05$ ). 이는 기존 연구결과에서 일반적인 에너지 저장형 발이 전통적인 발에 비해 보다 대칭적인 보행을 한다는 결과와 유사하며, 스포츠용 에너지 저장형 발도 이들의 특성과 크게 다르지 않음을 알 수 있다.<sup>4</sup> 시공간적 변수에서 두 발의 특성은 스포츠용 에너지 저장형 발이 더 빠른 속도를 나타내며, 또한 대칭적인 보행을 유도하는 것으로 나타났다.

**3.2 운동형상학적 변수**

본 연구 결과는 의지측에 대한 결과이며, 하지의 관절 각도는 Table 3 과 같다.

**3.2.1 발목관절 각도**

보통 걸음에서 말기 입각기 발목 배굴 각도는 Korec 이 더 컸지만, 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았다( $p=.222$ ). 빠른 걸음에서는 Korec 이 Renegade 에 비하여 발목 배굴 각도가 증가하였으며, 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다 ( $p=.020$ ). 이는 Graham et al<sup>4</sup>의 연구에서 에너지 저장형 발(Vari-flex)이 전통 발(Multi-flex)에 비해 배굴 각도가 유의하게 증가하였던 것과는 다른 결과를 나타내었다. 스포츠용 에너지 저장형 발은 기

존 에너지 저장형 발과 비슷하지만, 특히 뒤꿈치의 탄력성이 더 우수하면서도, 강한 충격에도 견딜 수 있도록 족부의 안정성(stability)이 뛰어나다. 탄력성이 우수하여 말기 입각기 발목관절 각도가 유의하게 증가할 것이라고 예상되지만 실험에서는 증가하지 않았다. 이는 스포츠용으로 보다 강한 keel 재를 사용함으로써 인해 일반 보행에서는 오히려 단축식에 비해 말기 입각기 발목 배굴 각도가 감소한 것으로 보인다.

**3.2.2 무릎관절 각도**

중간 유각기 무릎 관절 최대 굴곡 각도는 보통 걸음에서 Renegade 가 증가하였고, 빠른 걸음에서는 Korec 이 증가하였지만 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 기존 연구에서 에너지 저장형 발은 전통적인 발에 비해 중간 유각기 무릎관절의 최대 굴곡 각도가 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 특성은 에너지 저장형 발이 중간 입각기에 에너지를 저장하고, 뒤꿈치 들림기에 에너지를 방출하면서 보행 추진 시의 탄력성을 증가시키고, 이로 인해 중간 유각기 무릎관절 각도가 증가하는 것으로 보고되고 있다.<sup>3,4,8</sup>

그러나 본 연구에서는 보행속도가 증가함에도 불구하고, Renegade 는 오히려 무릎관절 최대 굴곡 각도가 감소한 것을 알 수 있다. 이는 보행 속도가 증가함에도 불구하고 입각기 말기 발목관절 각도가 유의하게 증가하지 않았던 것과 맥락을 같이 하며, 기존 에너지 저장형 발과는 달리 속도 증가에 따른 관절 각도의 증가를 보이지 않은 것은 앞서 언급한 대로 안정성 있게 제작된 keel 재의 기계적 특성 때문인 것으로 사료된다.

**3.2.3 고관절 각도**

말기 입각기 고관절 신전 각도는 중간 유각기

Table 3 Ankle, knee and hip joint angles on the prosthetic side at normal and fast speeds

Speed	Ankle Dorsiflexion (°) (Terminal Stance)		Knee Flexion (°) (Mid Swing)		Hip Extension (°) (Terminal Stance)		Hip Flexion (°) (Terminal Swing)	
	Korec	Renegade	Korec	Renegade	Korec	Renegade	Korec	Renegade
NS								
Mean±SD	22.77±1.36	21.86±2.44	80.85±2.33	82.33±6.59	-6.03±1.55	-6.43±2.36	45.00±3.06	49.27±5.24
p-value	.222		.465		.595		.019	
FS								
Mean±SD	23.81±1.69	22.11±2.37	86.97±4.87	83.85±7.27	-7.82±.34	-7.02±2.49	50.78±5.10	51.68±5.34
p-value	.020		.172		.241		.625	

무릎 관절 굴곡 각도와 마찬가지로, 보통 걸음에서 Renegade 의 신전 각도가 증가하였고, 빠른 걸음에서는 감소하였다( $p>.05$ ). 또한 말기 유각기 고관절 굴곡각도는 보통 걸음에서 Renegade 가 Korec 에 비해 유의한 증가를 보였지만( $p=.019$ ), 빠른 걸음에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. *Graham et al*<sup>4</sup> 의 연구에서 에너지 저장형 발은 중간 유각기 슬관절 각도가 유의하게 증가하였지만, 고관절 각도는 증가하지 않았다. 하지의 관절 각도는 각각 독립적이지 않고 연결되어 있으므로, 말기 입각기 각 하지 관절의 각도가 속도 증가에도 불구하고 유의하게 증가하지 않은 것은 앞서 언급한 스포츠용 발의 특징으로 인한 것으로 사료된다. 기존 에너지 저장형 발은 중간 입각기에서 말기 입각기 시 에너지를 저장했다가 방출하면서 추진력이 발생하며, 이로 인해 속도 증가에 따른 하지 관절 각도의 증가가 이루어지지만 스포츠용 에너지 저장형 발은 강한 충격에도 안정적으로 대처할 수 있도록 보다 강한 재질로 제작되어지기 때문에 이러한 것이 보다 보행을 안정성 있게 진행시키고, 보행 속도가 증가함에도 불구하고 고관절 각도를 비롯한 하지 관절 각도가 유의하게 증가하지 않은 것으로 보인다.

### 3.3 운동역학적 변수

#### 3.3.1 지면반발력

지면반발력은 Table 4 와 같다. 초기 입각기 수직지면반발력(1<sup>st</sup> peak value of GRF, vGRF1)은 보통 걸음에서 Renegade 가 유의한 증가를 보였으며 ( $p<.001$ ), 빠른 걸음에서는 Renegade 가 Korec 에 비해 감소하였지만 통계적으로 유의하지는 않았다 ( $p=.075$ ). 기존 연구에서는 에너지 저장형 발의 경우 전통적인 발에 비해 보통 걸음에서는 초기 입각기 수직 지면반발력이 감소하였고, 빠른 걸음에

서는 증가하였다.<sup>4,8,9</sup> 그러나 본 연구에서는 통계적으로 유의하지는 않았지만 기존 에너지 저장형 발과는 달리 빠른 보행에서 속도가 증가함에도 불구하고 초기 수직지면반발력은 감소하는 형태를 보였다. 스포츠용 에너지 저장형 발은 스포츠와 같은 빠른 속도와 강한 충격에 대해 최대한 충격을 흡수 하도록 디자인 되었기 때문에, 속도가 증가 되었음에도 불구하고, 기존 단축식 발에 비해 초기 수직지면반발력이 감소하였으며, 인체에 전해지는 충격을 최소화 한 것으로 보인다.

말기 입각기 수직지면반발력(2<sup>nd</sup> peak value of GRF, vGRF2)은 보통 걸음에서는 두 발간에 유의한 차이를 보이지 않았으며, 빠른 걸음에서는 Renegade 가 조금 감소하는 경향을 보였으나 통계적으로 유의하지는 않았다( $p=.053$ ). 그러나 앞서 언급한 초기 수직지면반발력과 같이 말기 수직지면반발력도 보행 속도가 증가함에 따라 감소하는 경향을 보인 것을 알 수 있다. 말기 입각기 전후 지면반발력(anterioposterior GRF, apGRF2)은 보통 걸음에서 Renegade 인공발이 유의하게 증가하였으며 ( $p=.039$ ), 빠른 걸음에서는 두 발간에 유의한 차이를 나타내지는 않았다. 에너지 저장형 발의 경우 에너지가 방출되면서 보행의 추진이 일어나야 하므로 보행속도가 증가함에 따라 중간 입각기와 뒷꿈치 들림기 사이에서 vGRF2 와 apGRF2 가 증가되어야 할 것으로 예측되어 왔다.

하지만 본 연구에서는 보통 걸음에 빠른 걸음으로 보행속도가 증가함에도 불구하고 apGRF2 는 이전 연구결과와 동일하게 유의한 증가를 보이지 않았다.<sup>11</sup> 따라서 보행 추진력과 관련된 apGRF2 결과는 에너지 저장형 발이 중간 입각기에서 말기 입각기로 진행되면서 에너지 저장형 발에 저장되었던 에너지가 방출되면서 보행을 추진한다는 이론을 뒷받침해 줄 수 없는 것으로 사료된다.

Table 4 The normalized vGRF1, vGRF2 and apGRF2 on the prosthetic side

	vGRF1(N/kg)		vGRF2(N/kg)		apGRF2(N/kg)	
	(Initial stance)		(Terminal Stance)		(Terminal stance)	
Speed	Korec	Renegade	Korec	Renegade	Korec	Renegade
NS						
Mean±SD	1.09±.05	1.17±.04	1.02±.06	1.02±.05	.16±.03	.18±.02
p-value	<.001		.948		.039	
FS						
Mean±SD	1.34±.06	1.30±.04	1.06±.08	1.00±.07	.23±.02	.22±.02
p-value	.075		.053		.131	

Table 5 Ankle and hip joint power on the prosthetic side at normal and fast speeds

Speed	Ankle Power (W/kg) (Terminal Stance)		Hip Power (W/kg) (Initial Stance)		Hip Power (W/kg) (Pre Swing)	
	Korec	Renegade	Korec	Renegade	Korec	Renegade
NS						
Mean±SD	.79±.10	1.21±.34	1.00±.43	1.12±.40	.82±.25	.92±.21
p-value	.004		.557		.392	
FS						
Mean±SD	1.10±.18	1.21±.38	1.96±.69	1.98±.75	1.27±.12	1.39±.37
p-value	.367		.938		.275	

**3.3.2 관절 힘(Joint Power)**

발목관절과 고관절 힘은 Table 5 와 같다. 말기 입각기 발목관절 힘은 보통 걸음에서 Renegade 가 유의하게 증가되었다(p=.004). 그러나 빠른 걸음에서는 수치적으로는 증가하였으나, 통계적으로 유의하지는 않았다(p=.367). 사전 연구에서 기존 에너지 저장형 발은 보통 걸음과 빠른 걸음 모두 발목관절 힘에 있어 유의한 증가를 보였다.<sup>4</sup> 그러나 본 연구에서는 스포츠용 에너지 저장형 발에 있어 속도가 증가함에 따라 수치적으로 증가하기는 하였지만, 보통 걸음보다 빠른 걸음에서 발목관절 힘에 대한 상대적인 증가율이 높지 않았다. 이는 앞서 결과에서 제시한 발목관절 각도와 무관하지 않으리라 예상되며, 스포츠용 에너지 저장형 발의 재질 강도와 연관성이 있으리라 사료된다.

입각기 초기와 전유각기 고관절 힘은 보통 걸음과 빠른 걸음에서 수치적으로 Renegade 에서 증가하였으나 각각 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았다. 기존의 에너지 저장형 발은 발목관절과 고관절 힘이 일반 발에 비해 보행을 추진하는 말기 입각기에 증가하는 경향을 보였지만 스포츠용 인공발인 Renegade 는 이들 발과는 달리 보행 속도가 증가함에도 불구하고 발목관절과 고관절 힘에 대한 유의한 증가를 나타내지는 않았다.

이는 기존 에너지 저장형 발과 스포츠용 에너지 저장형 발의 차이점으로 보이며, 앞서 언급한 스포츠 에너지 저장형 발의 디자인이나 재질 상의 특징이 기존 에너지 저장형 발과의 차이로 인해 나타나는 결과로 예상된다.

본 연구는 대상자 수가 적고 환측만을 비교한 연구라는 제한점이 있으며, 여러 스포츠용 인공발 중 한가지를 선택하여 실험한 결과이므로 모든 스포츠용 인공발의 특성으로 일반화 하기는 어렵다.

따라서 향후 다양한 스포츠용 에너지 저장형 발들에 대한 평가가 이루어져야 할 것이며, 고기능의 스포츠 활동을 할 수 있는 발인 만큼 이들의 운동 특성을 보다 잘 설명할 수 있는 평가 방법들이 개발 되어야 할 것이다.

**4. 결론**

본 연구는 하퇴 절단자들을 대상으로 스포츠용 에너지 저장형 발 착용자의 일반적인 보행 시 나타나는 특징을 알아보고자 하였다.

연구 결과 스포츠용 에너지 저장형 발 착용자는 보통 걸음과 빠른 걸음에서 단축식 발 착용자에 비해 보행 속도의 증가와 보다 대칭적인 보행을 한 것으로 나타났다. 또한 말기 입각기 발목관절의 배측 굴곡 각도는 빠른 걸음에서 스포츠용 에너지 저장형 발이 유의하게 감소하였으며, 슬관절과 고관절 각도는 두 발 간에 유의한 차이를 보이지 않았다.

보통 걸음에서 초기 입각기 수직 지면반발력과 전후 지면반발력은 유의하게 증가하였지만, 빠른 걸음에서 수직 지면반발력과 전후 지면반발력은 수치적으로 감소하는 경향을 나타내었으며 발목관절 힘이나 고관절 힘도 두 발간에 유의한 차이를 보이지 않았다. 이는 기존 에너지 저장형 발이 하지 관절 힘이 증가하였던 사전 연구와는 다른 연구 결과이며, 같은 에너지 저장형 발에 속하지만 고기능을 위해 제작된 스포츠용 발의 뒤꿈치의 디자인 및 keel 재의 강성 등이 이러한 차이를 나타낸 것으로 생각된다.

본 연구는 하지 절단자를 위한 스포츠용 발 개발에 있어 보다 객관적인 자료로 제공될 것이며, 사후 더 많은 하퇴 절단자를 대상으로 연구가 이

루어져야 할 것으로 사료된다.

## 후 기

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

## 참고문헌

1. Sanderson, D. J. and Martin, P. E., "Joint Kinetics in Unilateral Below-Knee Amputee Patients During Running," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, No. 12, pp. 1279-1285, 1996.
2. Czerniecki, J. M., Gitter, A. and Munro, C., "Joint Moment and Muscle Power Output Characteristics of Below Knee Amputees During Running: the Influence of Energy Storing Prosthetic feet," *J. Biomech.*, Vol. 24, No. 1, pp. 63-75, 1991.
3. Lehman, J. F., Boswell-Bessette, S., Dralle, A., Questard, K. and deLateur, B. J., "Comprehensive Analysis of Energy Storing Prosthetic Feet: Flex Foot and Seattle Foot versus Standard SACH Foot," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 74, No. 11, pp. 1225-1231, 1993.
4. Graham, L. E., Datta, D., Heller, B. and Howitt, J., "A Comparative Study of Conventional and Energy-Stroing Prosthetic Feet in High-Functioning Transfemoral Amputee," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 88, No. 6, pp. 801-806, 2007.
5. Freedom Innovations, LLC, "Product Information Guide," Freedom Innovations, LLC, pp. 87-94, 2008.
6. Jaegers, S. M. J. H., Arendzen, J. H. and De Jongh, H. J., "Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputees : A Kinematic Study," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 76, No. 8, pp. 736-743, 1995.
7. Nolan, L., Wit, A., Dudzinski, K., Lees, A., Lake, M. and Wychowanski, M., "Adjustments in Gait Symmetry with Walking Speed in Transfemoral and Transtibial Amputees," *Gait & Posture*, Vol. 17, Issue 2, pp. 142-151, 2003.
8. Postema, K., Hermens, H. J., De Vries, J., Koopman, H. F. and Eisma, W. H., "Energy Storage and Release of Prosthetic Feet. Part 1: Biomechanical Analysis Related to User Benefits," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 21, No. 1, pp. 17-27, 1997.
9. Arya, A. P., Lees, A., Nirula, H. C. and Klenerman, L., "A Biomechanical Comparison of the SACH, Seattle and Jaipur Feet Using Ground Reaction Forces," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 19, No. 1, pp. 37-45, 1995.
10. Wagner, J., Sienko, S. E., Supan, R. and Barth, D., "Motion Analysis of SACH vs Flexfoot in Moderately Active Below-Knee Amputees," *Clinical Prosthetics and Orthotics*, Vol. 11, pp. 55-62, 1987.
11. Barr, A. E. and Siegel, K. L., "Biomechanical Comparison of the Energy Storing Capabilities of SACH and Carbon Copy II Prosthetic feet During the Stance Phase in a Person With Below-Knee Amputation," *Physical Therapy*, Vol. 72, No. 5, pp. 344-354, 1992.