

## 양측 하퇴 절단장애인에서 의지발 종류에 따른 보행 특성 비교

근로복지공단 재활공학연구소, <sup>1</sup>한서대학교 의료복지공학과, <sup>2</sup>근로복지공단 인천병원

양철호 · 김장환<sup>1</sup> · 이진복<sup>1</sup> · 이강성<sup>1</sup> · 장윤희 · 김진홍<sup>2</sup>

### Comparison of Gait Characteristics between Different Types of Prosthetic Foot in Bilateral Transtibial Amputees

Chul Ho Yang, C.P.O., M.S., Jang Hwan Kim, C.P.O., Ph.D.<sup>1</sup>, Jin Bock Yi, Ph.D.<sup>1</sup>, Kang Seong Lee, PT, Ph.D.<sup>1</sup>, Yoon Hee Chang, PT, Ph.D., and Jin Hong Kim, PT, Ph.D.<sup>2</sup>

Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center, Korea Worker's Compensation & Welfare Service, <sup>1</sup>Department of Rehabilitation Technology, Graduate School of Hanseo University, <sup>2</sup>Incheon Hospital RMRC, Korea Worker's Compensation & Welfare Service

**Background/Aims:** The purpose of this study is to provide basic data by comparing the walking characteristics of bilateral transtibial amputees wearing different types of prosthetic feet in terms of spatio-temporal parameters, kinematics, and kinetics. **Methods:** Five bilateral transtibial amputees participated as subjects for this study. The gait characteristics of subjects were analyzed while wearing three types of prosthetic feet: the Solid Ankle Cushion Heel (SACH) foot, the Single Axis Foot (SAF), and the Energy Storing Foot (ESF). 3D motion analysis system and force plates were used to analyze the gait characteristics and after the measurement the preference for comfort was investigated. **Result:** When the ESF was applied the double limb support was significantly increased compared to the SACH foot while the single limb support was decreased. Additionally the stance phase was increased. When the SAF was applied and the maximum plantar flexion angle was significantly increased on both the non-dominant and dominant sides compared to the SACH foot. When the ESF was applied the maximum dorsiflexion angle was increased on both the non-dominant and dominant sides compared to the SACH foot. When the ESF was applied the maximum plantar flexion moment was increased on the non-dominant side compared to the SAF. When the ESF was applied the maximum plantar flexion moment and the maximum dorsiflexion moment were increased on the dominant side compared to the SAF. **Conclusion:** Through the above conclusions it was possible to confirm the differences in walking based on the type of prosthetic foot in bilateral transtibial amputees. The results of this study can serve as guidelines for the selection of prosthetic feet for bilateral transtibial amputees and are expected to provide basic data for further research on other types of prosthetic feet. (*J Korean Soc Prosthet Orthot* 2023; 17: 32-40)

**Key Words:** Bilateral transtibial amputee, SACH (solid ankle cushion heel) foot, Single axis foot, Energy storing foot, Motion analysis system

## 서 론

절단(amputation)은 선천적 변형이나 질병, 외상에 의해 후천적으로 다양한 원인에 의해 발생되며, 손상된 사지의 혈액순환이 차단되어 회복할 수 없을 때 적용된다. 혈액공급이 되지 않게 되면 손상 부위이하에서 조직의 괴사(necrosis)가 발생하며, 이로 인해 독성물질도 생성되어 환자의 생명까지도 위태로울 수 있다.<sup>1</sup>

2020년 보건복지부에서 실시한 장애인 실태조사에 따르면 절단장애인의 수는 약 175,388명이며, 하지 절단(lower limb amputation)은 약 51,584명으로 나타났다. 그 중, 하퇴 절단은 27,082명이다.<sup>2</sup> 1990년대 초까지 외상이 절단의 가장 빈번한 원인으로 보고되었으나, 이후 1995년에 상하지 절단을 모두 고려할 때 혈관성이 67%가 된다고 보고하였으며, 1996년에 혈관성 원인(36.1%)과 당뇨병(12.8%)을 가장 흔한 하지절단의 원인으로 보고하였다.<sup>3-5</sup>

접수일: 2023년 10월 12일, 수정일: 2023년 11월 7일,  
게재승인일: 2023년 11월 10일  
교신저자: 양철호, 인천시 부평구 경인로 10번길 26  
☎ 21417, 재활공학연구소 의지보조기실  
Tel: 032-509-5295, Fax: 032-503-5017  
E-mail: lovely1221@comwel.or.kr

하퇴 절단장애인의 약 78%는 일상생활의 수행 및 이동을 위하여 하루에 최소한 7시간 동안 하퇴의지(transtibial prosthesis)를 착용하게 된다.<sup>6</sup> 하퇴의지는 의지발, 발목관절 장치, 하퇴부(shank), 소켓(socket), 그리고 현가장치(suspension) 등으로 구성되며, 의지발은 소실된 발과 발목관절을 대체하

며, 서 있는 동안 안정적인 기저부(base of support) 및 충격 흡수 등 인체의 발과 유사한 기능 및 외관을 제공한다.<sup>1</sup> 의지발은 주로 SACH (Solid Ankle Cushion Heel, SACH)발과 단축발(Single Axis Foot, SAF)이 사용되어왔으며, 최근에는 SACH발의 특성이 강화된 에너지저장발(Energy Storing Foot, ESF)이 주로 사용되고 있다. 단축발은 저굴 및 배굴 범퍼가 모두 있는 형태와 저굴 범퍼만 적용된 형태가 있다. 현재 가장 많이 사용되고 있는 대표적인 단축발은 저굴 범퍼만 적용되는 것이다. SACH발은 별도의 기계식 발목관절 장치가 없는 구조로, 이러한 특성으로 해부학적 발목 위치에서는 움직임이 없으며 입각기 동안 에너지 저장이 적어 운동역학적인 이점이 적다. 이러한 점을 개선하기 위하여 개발된 것이 탄소 섬유로 만든 에너지저장발이다. 에너지저장발은 입각기 동안 체중을 지지하면서 탄성 에너지를 저장하였다가 말기 입각기 동안 에너지를 방출해 앞으로 나아가는 추진력을 제공하며 유각기 시작이 이루어지게 돕는다. 에너지저장발의 주 구성은 탄성재질의 용골(keel)로서, 사용자의 에너지 소비를 줄여주며 불규칙한 지면과 다양한 보행속도에 적용할 수 있게 한다.<sup>7-11</sup>

양측 하지 절단장애인은 최근 들어 증가하고 있으며, 이는 말초혈관질환과 당뇨병 발생의 증가가 그 중요한 부분을 차지하고 있다. 의학기술의 향상으로 수명이 연장됨에 따라 당뇨병의 합병증이나 말초혈관질환, 다른 만성적인 질병으로 인해 점차 하지 소실의 빈도 역시 증가하고 있다. 당뇨병이나 혈관질환으로 인한 절단 후 생존자의 33%~50%는 2~5년 내에 반대측 하지에서도 절단 수술을 받는다고 보고되었다. 또한 하지 절단은 교통사고, 화상 등과 같은 외상, 종양 및 선천적인 원인에 의해서도 발생하고 있다.<sup>12-15</sup>

편측 하퇴 절단장애인들을 대상으로 해서는 많은 연구들이 진행되었지만, 양측 하퇴 절단장애인의 보행에 대한 연구는 매우 부족한 실정이다. 이에 본 연구에서는 양측 하퇴 절단장애인에서 SACH발과 단축발, 에너지저장발을 적용하고 나타나는 보행 특성을 조사함으로써 임상에서 양측 하퇴 절단장애인의 의지발을 선택할 때 지침이 될 수 있는 기초자료를 제공하고자 하는 것이다. 본 연구는 시간-거리 변수, 시상면의 운동형상학적 및 운동역학적 분석을 통해 각 경우를 비교 분석하였다.

## 대상 및 방법

### 1) 연구대상

본 연구는 연구대상자 참여 절차를 통해 양측 하퇴 절단 장애인 5명이 참여하였다. 대상자 참여 절차는 근로복지공단 인천병원 기관생명윤리위원회에서 승인된 Institutional Review Board: IRB (No. KCIRB-2022-0013-001)를 통해 진행되었다. 모집과정 중 우선적으로 대상자에게 연구 진행 과정 및 전반적인 내용에 대한 설명을 전달하고 자발적인

동의 하에 순차적으로 연구를 진행하였다. 연구대상자의 선정 기준은 양측 다리에 하퇴의지를 사용하며 하루 1시간 이상 보행이 가능한 자, 수술 후 최소 1년이 지나고, 절단단 및 슬관절에 통증 및 근 위약이 없는 자, 현재 착용하고 있는 의지의 사용 기간이 3개월 이상인 자, 연구의 내용을 이해하는 인지능력의 문제가 없는 자, 참여 의지가 있고 연구 동의서에 서명을 하여 수락한 자로 하였다.

### 2) 의지발

임상에서 가장 많이 사용되는 의지발은 세 가지로, SACH 발, 단축발 그리고 에너지저장발이다. 본 연구에서는 SACH 발로 Ottobock의 1S49, 단축발로 Ottobock의 1H38과 에너지저장발로 Ottobock의 1C50 Taleo로 선택하였다. 이들은 하퇴 절단장애인에게 보편적으로 사용된 제품들이다(Fig. 1).

### 3) 실험 전 준비

연구대상자들은 보행에 영향을 주지 않는 짧은 하의, 그리고 익숙한 신발을 착용하고 실험에 참가하였으며 실험 전 힘겨운 운동은 삼가도록 하였다. 현재 사용하고 있는 소켓과 현가장치는 그대로 유지하였으며, 세 가지 의지발을 번갈아 착용하였고, 이때 의지발 착용 순서는 무작위로 하였다. 의지발 교체 후 적용할 수 있는 시간을 30분 이상 제공하였으며, 피로로 인한 영향을 최소화하기 위하여 충분한 휴식시간을 제공하였다. 실험 과정 동안 의지발의 교체, 정렬 및 의지 장착은 재활공학연구소 의지보조기실에서 하였으며, 의지·보조기 기사 자격 소지자로서 경력 10년 이상인 2인의 기사가 무작위로 담당하였다.

### 4) 마커(marker)

Helen-Hayes 마커 세팅 방법에 맞춘 해부학적 위치에 지름 12.5 mm 사이즈의 반사마커 15개를 부착하였다.<sup>16</sup>

양측 하퇴의 2번째, 3번째 중족골두 사이의 발등, 발등 마커와 같은 높이의 발꿈치, 외측 복사뼈, 종아리 전면 경골능 외측 하단부, 외측 대퇴과 및 대퇴부 중앙선의 외측 하단부 양측, 좌우 전상장골극(ASIS)과 후상장골극(PSIS) 사이 중심부에 맞추어 부착하였다(Fig. 2).



Fig. 1. different types of prosthetic foot. (a) SACH, (b) SAF, (c) ESF.

5) 보행분석

보행 분석은 근로복지공단 재활공학연구소 동작분석실에서 12대의 적외선카메라(Raptor 4S, USA), 4개의 힘 측정판(600×900 mm, AMTI, USA), 데이터 전송시스템 및 컴퓨터 등으로 구성된 3차원 동작분석시스템(Motion analysis Corp, Santa Rosa, USA)을 사용하였다.

분석을 위한 측정은, 4개의 힘판이 바닥에 장착된 10 m 보행로를 연구대상자들이 각자 편한 빠르기(self selected speed)로 보행하면서 진행하였으며, 성공한 4회 측정 결과를 평균하여 분석하였다.

6) 통계분석

실험을 통해 수집된 보행 분석의 자료를 비교분석하였다.

본 연구에서는 수집된 자료의 정규성 검정을 진행한 후 비모수방법 Friedman test를 이용하였다. 또한 연구대상자별 의지발의 차이를 알아보기 위하여 반복측정분석(repeated



Fig. 2. Marker setting.

ted measure)과 사후검정으로는 Nemenyi test를 이용하였다. 통계 프로그램은 R ver 4.1.3 (Auckland University, New Zealand)을 사용하였고, 통계학적 유의수준은  $p < 0.05$ 로 하였다.

7) 편안함에 대한 조사

실험 후 SACH발, 단축발 그리고 에너지저장발의 편안함에 대하여 순위를 조사하였다.

결 과

1) 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자들은 남성 5명으로 절단 원인은 모두 외상이었다. 소켓은 모두 TSB를 사용하고 있었으며 우세측은 모두 우측이었다. ‘우세’는 사용하는 데에 있어서 더 편하게 여겨진다는 의미로서 연구대상자 본인의 생각에 따라 결정하였다. 이후 결과와 분석의 기술에서는 비우세측을 우선으로 하였다.

평균 나이는  $51 \pm 12$ 세, 키는  $175 \pm 9.3$  cm, 몸무게는  $77.55 \pm 9.55$  kg였다. 5명 중 4명은 에너지저장발, 1명은 단축발을 사용하고 있었다(Table 1).

2) 보행의 시간-거리 변수

입각기(stance phase)와 양하지 지지기(double limb support)

Table 1. General Characteristics (n=5)

Characters	Mean±deviation
Age	51±12
Length (cm)	175±9.3
Wight (kg)	77.55±9.55
Stump length (cm)	Non-dominant 14±1.5 Dominant 15±2.0
Prosthetic foot type	ESF 4, SAF 1
Suspension type	Pin 4, suction 1

Table 2. Gait Analysis Parameter (n=5)

	SACH	SAF	ESF	p-value
Stance (% gait cycle)	64.32±1.53	64.46±0.91	65.84±0.83	0.02*
Swing (% gait cycle)	29.45±4.29	28.78±2.12	30.68±1.91	0.25
Speed (cm/sec)	100.17±12.38	95.17±17.57	106.73±16.72	0.45
Cadence (steps/min)	105.09±13.57	98.96±12.04	105.22±14.29	0.25
Double limb support (% gait cycle)	27.78±2.97	29±2.4	31.16±1.07	0.02*
Single limb support (% gait cycle)	72.28±3.88	70.86±2.46	69.38±2.02	0.02*
Stride length (cm)	117.1±3.14	110.78±10.23	122.3±5.5	0.17
Step length (cm)	58.54±1.57	55.38±5	61.26±2.78	0.17
Step width (cm)	19.04±3.82	19.29±3.94	19.85±4.83	0.81

\* $p < 0.05$ .

그리고 단하지 지지기(single limb support)에서 SACH발, 단축발, 에너지저장발 간에 유의한 차이가 있었다(Table 2).

사후분석을 통해 유의한 차이를 확인한 결과 입각기, 양하지 지지기, 단하지 지지기 모두 SACH발과 에너지저장발 사이에서 발견되었다(Table 3).

**3) 운동형상학적 변수**

시상면에서는 비우세측과 우세측 각각에서 발목관절 저굴과 배굴에서 유의한 차이가 있었다.

(1) 비우세측: 부하 수용기에 발목관절의 저굴 최대값에서 의지발 간 유의한 차이가 나타났다. SACH발의 경우에 발목관절 저굴 최대값이 2.95±3.62°, 단축발 8.54±4.31°, 에너지저장발 6.19±2.73°로 유의한 차이를 보였다. 말기 입각기에 나타나는 배굴 최대값의 경우에도 SACH발에서 11.71±4.28°, 단축발 13.78±3.41°, 에너지저장발 22.24±3.02°로 유의한 차이를 나타내었다(Table 4).

사후분석을 통해 유의한 차이를 확인한 결과, 저굴에서는

SACH발과 단축발 사이에서, 배굴에서는 SACH발과 에너지저장발 사이에서 발견되었다(Table 5).

(2) 우세측: 부하 수용기에 발목관절의 저굴 최대값에서 의지발 간 유의한 차이가 나타났다. SACH발의 경우에 발목관절 저굴 최대값이 0.41±2.51°, 단축발 7.4±4.15°, 에너지저장발 4.05±1.71°로 유의한 차이를 보였다.

말기 입각기에 나타나는 배굴의 최대값의 경우에도 SACH발에서 9.57±2.57°, 단축발 13.5±2.63°, 에너지저장발 21.93±2.22°로 유의한 차이가 있었다(Table 6).

사후분석을 통해 유의한 차이를 확인한 결과, 저굴에서는 SACH발과 단축발 사이에서, 배굴에서는 SACH발과 에너지저장발 사이에서 발견 되었다(Table 7).

**4) 운동역학적 변수**

본 연구에서 연구대상자들의 모멘트와 출력과 같은 운동역학적 변수들은 정확한 비교를 위하여 개개인의 체중으로 평준화(normalization)하였다.

**Table 3.** Post Hoc Test of Gait Parameters

	SACH   SAF	SACH   ESF	SAF   ESF
Stance	0.96	0.03*	0.06
Double limb support	0.41	0.03*	0.41
Single limb support	0.41	0.03*	0.41

\*p<0.05.

**Table 5.** Post Hoc Test of Ankle Joints (non dominant)

	SACH   SAF	SACH   ESF	SAF   ESF
Ankle plantar flexion	0.01*	0.13	0.60
Ankle dorsi flexion	0.61	0.01*	0.13

\*p<0.05.

**Table 4.** Kinematics of Lower Extremity Joints in the Sagittal Plane (non dominant) (n=5)

	SACH	SAF	ESF	p-value
Max. hip flexion (°)	40.82±4.53	41.63±4.38	41.75±2.73	0.82
Max. hip extension (°)	2.52±4.13	1.23±2.38	3.94±2.93	0.08
Max. knee flexion of mid stance (°)	14.77±9.14	16.67±9.5	17.12±10.25	0.55
Max. knee extension (°)	5.96±9.34	7.78±7.44	6.27±8.24	0.17
Max. ankle plantar flexion of mid stance to terminal stance period (°)	2.95±3.62	8.54±4.31	6.19±2.73	0.02*
Max. ankle dorsi flexion of mid stance to terminal stance period (°)	11.71±4.28	13.78±3.41	22.24±3.02	0.02*

\*p<0.05.

**Table 6.** Kinematics of Lower Extremity Joints in the Saggittal Plane (dominant)

	SACH	SAF	ESF	p-value
Max. hip flexion (°)	41.12±5.99	41.21±6.05	41.63±5.09	0.55
Max. hip extension (°)	0.75±1.31	-0.53±2.3	2.51±2.34	0.25
Max. knee flexion of mid stance (°)	19.62±9.13	21.56±7.74	19.89±8.1	0.25
Max. knee extension (°)	9.03±8.8	10.56±7.63	8.05±7.46	0.69
Max. ankle plantar flexion of mid stance to terminal stance period (°)	0.41±2.51	7.4±4.15	4.05±1.71	0.02*
Max. ankle dorsi flexion of mid stance to terminal stance period (°)	9.57±2.57	13.5±2.63	21.93±2.22	0.01*

\*p<0.05.

유의한 차이는 발목관절에서만 나타났다.

(1) 비우세측: 말기 입각기에서 발목관절의 저굴 모멘트 최대값에서 의지발 간 유의한 차이가 나타났다. SACH발의 경우에 발목관절 저굴 모멘트 최대값이 1.12±0.07 Nm/kg, 단축발 1.01±0.11 Nm/kg, 에너지저장발 1.2±0.16 Nm/kg으로 유의한 차이가 있었다(Table 8).

사후분석을 통해 유의한 차이를 확인한 결과, 저굴 모멘트에서는 단축발과 에너지저장발 사이에서 유의한 차이가 발견되었다(Table 9).

(2) 우세측: 부하 수용기에 발목관절의 저굴 모멘트 최대값에서 의지발 간 유의한 차이가 나타났다. SACH발의 경우에 발목관절 저굴 모멘트 최대값이 1.09±0.04 Nm/kg, 단축발 0.97±0.12 Nm/kg, 에너지저장발 1.16±0.06 Nm/kg으로 유의한 차이가 있었다.

배굴 모멘트 최대값의 경우 부하 수용기 동안 SACH발에서 0.16±0.06 Nm/kg, 단축발 0.09±0.09 Nm/kg, 에너지저장발 0.22±0.07 Nm/kg으로 유의한 차이가 있었다(Table 10).

사후분석을 통해 유의한 차이를 확인한 결과, 저굴 모멘트 최대값과 배굴 모멘트 최대값에서는 단축발과 에너지저장발 사이에서 발견 되었다(Table 11).

5) 편안함에 대한 조사

의지발 착용에 대한 편안함에 있어서 모든 연구대상자들이 에너지저장발을 1순위로 선택하였다(Table 12).

2순위는 단축발이었으며 3명으로 나타났고, 3순위는 3명이 SACH발을 선택하였다.

고 찰

본 연구에서는 양측 하퇴 절단장애인에게 SACH발, 단축발 그리고 에너지저장발을 번갈아 착용시키고 보행 특성을 분석하였다.

Table 7. Post Hoc Test of Ankle Joints (dominant)

	SACH   SAF	SACH   ESF	SAF   ESF
Ankle plantar flexion	0.01*	0.14	0.61
Ankle dorsi flexion	0.25	0.01*	0.25

\*p<0.05.

Table 9. Kinetic Parameters of Non Dominant of Post Hoc Test

	SACH   SAF	SACH   ESF	SAF   ESF
Ankle plantar flexion	0.14	0.61	0.01*

\*p<0.05.

Table 8. Kinetic Parameters of Non Dominant

	SACH	SAF	ESF	p-value
Max. hip extension moment (Nm/kg)	0.4±0.16	0.41±0.14	0.5±0.22	0.45
Max. hip flexion moment (Nm/kg)	0.85±0.13	0.91±0.17	0.84±0.17	0.25
Max. first peak knee extension moment (Nm/kg)	0.09±0.25	0.18±0.14	0.25±0.34	0.09
Max. second peak knee extension moment (Nm/kg)	0.18±0.07	0.18±0.06	0.3±0.11	0.09
Max. knee flexion moment of mid stance to terminal stance period (Nm/kg)	0.31±0.22	0.17±0.07	0.17±0.13	0.37
Max. ankle plantar flexion moment (Nm/kg)	1.12±0.07	1.01±0.11	1.2±0.16	0.02*
Max. ankle dorsi flexion moment (Nm/kg)	0.11±0.03	0.12±0.12	0.23±0.02	0.07

\*p<0.05.

Table 10. Kinetic Parameters of Dominant

	SACH	SAF	ESF	p-value
Max. hip extension moment (Nm/kg)	0.44±0.11	0.42±0.08	0.49±0.07	0.27
Max. hip flexion moment (Nm/kg)	0.73±0.08	0.68±0.33	0.86±0.11	0.08
Max. first peak knee extension moment (Nm/kg)	0.29±0.23	0.33±0.19	0.3±0.11	0.55
Max. second peak knee extension moment (Nm/kg)	0.23±0.13	0.21±0.06	0.24±0.06	0.45
Max. knee flexion moment of mid stance to terminal stance period (Nm/kg)	0.16±0.29	0±0.17	0.04±0.23	0.09
Max. ankle plantar flexion moment (Nm/kg)	1.09±0.04	0.97±0.12	1.16±0.06	0.01*
Max. ankle dorsi flexion moment (Nm/kg)	0.16±0.06	0.09±0.09	0.22±0.07	0.02*

\*p<0.05.

**Table 11.** Kinetic Parameters of Dominant of Post Hoc Test

	SACH   SAF	SACH   ESF	SAF   ESF
Ankle plantar flexion	0.61	0.13	0.01*
Ankle dorsi flexion	0.25	0.25	0.01*

\*p<0.05.

**1) 보행의 시간-거리 변수**

보행의 시간-거리 변수에 있어서 입각기는 SACH발 64.32±1.53%, 단축발 64.46±0.91% 그리고 에너지저장발은 65.84±0.83%로 나타났다. 비장애인의 입각기는 약 60%로 이에 비해 본 연구에서는 전체적으로 증가함을 보였다. 이는 본 연구의 연구대상자가 양측 절단이므로 전체적으로 증가한 것으로 판단된다. 에너지저장발에 비하여 SACH발 적용 시 비장애인의 입각기에 더 가깝게 나타났다.

사후분석 결과 에너지저장발이 SACH발에 비하여 입각기가 유의하게 증가하였다. 이는 에너지저장발이 탄성재질의 유연성 용골 구조이므로 입각기 동안에 압박되며 변형되는 특성 때문인 것으로 사료된다. 반면 SACH발은 나무재질의 용골이 입각기동안 압박되지 않으며 탄성 발꿈치 부분에서만 압박 변형되기 때문인 것으로 판단된다. 강필은 편측 하퇴 절단장애인에게 세 가지 의지발의 보행 특성 연구에서 입각기는 각각의 의지발에서 평균 약 63%로 보고하였다. 이는 본 연구의 결과값과 유사하게 나타났다.<sup>17</sup>

양하지 지지기는 SACH발 27.78±2.97%, 단축발 29±2.4% 그리고 에너지저장발은 31.16±1.07%로 나타났으며, 비장애인의 양하지 지지기인 약 20%에 비하여 전체적으로 증가함을 보였다. 단하지 지지기는 SACH발 72.28±3.88%, 단축발 70.86±2.46% 그리고 에너지저장발은 69.38±2.02%로 나타났다. 이는 비장애인의 단하지 지지기인 약 80%에 비하여 전체적으로 감소한 것이다. 본 연구에서 SACH발과 단축발에 비하여 에너지저장발 적용 동안 단하지 지지기가 유의하게 낮았다. 이는 이전 양측 하퇴 절단장애인을 대상으로 한 연구에서 단하지 지지기가 약 64.5%인 것과 유사한 결과임을 확인할 수 있었다.<sup>18</sup>

편측 하퇴 절단장애인을 대상으로 SACH발과 에너지저장발을 비교한 연구에서 에너지저장발 적용 시 의지측 단하지 지지기가 증가하였음을 보고하였다.<sup>19</sup> 이러한 결과는 편측 하퇴 절단장애인의 특성으로 보이며 본 연구의 연구대상자는 양측인 만큼 차이가 있는 것으로 판단된다.

사후분석 결과 양하지 지지기는 에너지저장발이 SACH발에 비하여 유의하게 증가하였으나 반대로 단하지 지지기는 감소하였다. 전체적으로 입각기는 단하지 지지기와 양하지 지지기가 합쳐진 시간이므로 편측 절단과 달리 양측 절단의 특성으로 인해 양하지 지지기의 증가가 입각기 전체가 증가한 것으로 판단된다.

**Table 12.** Prosthesis Satisfaction Survey

	SACH	SAF	ESF
	3	2	1
A	3	2	1
B	2	3	1
C	3	2	1
D	3	2	1
E	2	3	1

**2) 운동형상학적 변수**

비우세측과 우세측 모두에서 부하 수용기에 발목관절의 저굴과 배굴의 최대값에서 모두 유의한 차이가 나타났다.

우선 저굴 각도는 비우세측에서 SACH발 2.95±3.62°, 단축발 8.54±4.31°, 그리고 에너지저장발 6.19±2.73°로 나타났으며, 우세측에서는 SACH발 0.41±2.51°, 단축발 7.4±4.15° 그리고 에너지저장발 4.05±1.71°로 나타났다.

비장애인의 보행에서 부하 수용기 동안 발목관절 저굴 최대 각도는 약 7°로 알려져 있으며,<sup>20</sup> 본 연구에서는 단축발을 적용하였을 때 비장애인의 보행과 유사했고, SACH발을 착용하였을 때 가장 작게 나타났다.

또한 사후분석 결과 비우세측과 우세측 모두 저굴의 최대값은 SACH발에 비하여 단축발이 유의하게 증가하였다. 이러한 결과는 단축발의 기계식 발목관절 장치의 특성에 기인한 것이며 이로 인해 발바닥 닿기를 가장 잘 흉내낼 수 있다. SACH발은 발목을 중심으로 한 가동부가 없어서 저굴과 배굴을 규정하기 곤란하지만 쿠션 재질의 발꿈치(cushion heel)가 압축되면서 결과적으로 저굴과 같은 측정치가 도출되었고 그 값도 가장 작았다. 편측 하퇴 절단장애인의 보행을 분석한 연구에서는 SACH발 4.28±8.02°, 단축발 1.65±7.80°, 에너지저장발 3.68±6.41°로 SACH발의 저굴 각도가 가장 높게 나타났지만,<sup>17</sup> 본 연구에서 에너지저장발이 가장 높게 나온 것과 차이가 있었다.

배굴 각도는 비우세측에서 SACH발 11.71±4.28°, 단축발 13.78±3.41° 그리고 에너지저장발 22.24±3.02°로 나타났으며, 우세측에서는 SACH발 9.57±2.57°, 단축발 13.5±2.63° 그리고 에너지저장발 21.93±2.22°로 나타났다. 비장애인의 경우 중간 입각기에서부터 말기 입각기까지 발목관절의 배굴 최대값은 약 10°로 알려져 있는데,<sup>21</sup> 본 연구에서는 SACH발을 적용하였을 때 이와 가장 유사했다. 사후분석 결과 비우세측과 우세측 모두 배굴의 최대값은 SACH발에 비하여 에너지저장발이 유의하게 증가하였다. SACH발에 비해 나머지 의지발은 크게 나타났는데 에너지저장발 적용시 가장 크게 나타났다. SACH발은 구조적으로 배굴을 허용하기 힘들며, 반면 에너지저장발은 탄성 활용을 극대화하는 구조이므로 변형이 크기 때문에 배굴로 측정되는 결과 역시 크게 나타났다고 할 수 있다. 편측 하퇴 절단장애인을 대상으로

세 가지 의지발의 보행 특성을 분석한 이전 연구에서는 SACH발  $16.06 \pm 9.16^\circ$ , 단축발  $17.15 \pm 7.78^\circ$  그리고 에너지저장발  $19.74 \pm 9.59^\circ$ 로 본 연구와 유사하게 에너지저장발이 가장 높게 나타났다.<sup>17</sup>

비장애인의 보행에서 부하 수용기부터 말기 입각기까지의 배굴 최대값은 약  $17^\circ$ 라고 하였고,<sup>20</sup> Su 등은 양측 하퇴 절단장애인의 발목관절 배굴 최대값은 약  $12.5^\circ$ 라고 보고하였다.<sup>18</sup> 본 연구에서 나타난 SACH발 약  $12^\circ$ , 단축발 약  $18^\circ$  그리고 에너지저장발 약  $26.5^\circ$ 로 나타난 것과는 차이가 있었다. 이는 Su 등의 연구에서 사용된 에너지저장발이 초기 형태이므로<sup>18</sup> 본 연구에서 사용된 탄성용골 길이 및 구조에서 기인한 것으로 판단된다.

### 3) 운동역학적 변수

발목관절의 저굴 모멘트 최대값에 있어서 비우세측에서 SACH발  $1.12 \pm 0.07$  Nm/kg, 단축발  $1.01 \pm 0.11$  Nm/kg 그리고 에너지저장발  $1.2 \pm 0.16$  Nm/kg으로 나타났으며 우세측에서는 SACH발  $1.09 \pm 0.04$  Nm/kg, 단축발  $0.97 \pm 0.12$  Nm/kg 그리고 에너지저장발  $1.16 \pm 0.06$  Nm/kg으로 나타났다.

편측 하퇴 절단장애인에서 SACH발과 에너지저장발을 비교한 Barr 등은 SACH발에 비하여 에너지저장발을 착용했을 때 말기 입각기 동안 발목관절 저굴 모멘트가 유의하게 증가하였고,<sup>22</sup> 편측 하퇴 절단장애인에서 단축발과 에너지저장발을 비교한 심우섭은 단축발에 비하여 에너지저장발을 착용했을 때 저굴 모멘트가 유의하게 증가하였음을 보고하여<sup>23</sup> 본 연구의 결과와 일치하였다.

양측 하퇴 절단장애인과 비장애인의 보행 특성을 연구한 Su 등은 양측 하퇴 절단장애인의 저굴 모멘트는  $1.13 \pm 0.16$  Nm/kg, 비장애인은  $1.39 \pm 1.15$  Nm/kg으로 나타났다고 하였다.<sup>18</sup> 이는 의지발의 용골이 인체의 발에 비해 기능적으로 짧은 모멘트 팔을 가지고 있기 때문으로 보고하였다. 에너지저장발이 장딴지근과 가자미근의 작용을 대체한다고 알려져 있으나<sup>24</sup> 이러한 구조적 특성으로 인해 인체의 발목관절과 발의 기능을 완전히 대체하기에는 부족한 것으로 판단된다.

발목관절 배굴 모멘트 최대값은 우세측에서 부하 수용기 동안 SACH발  $0.16 \pm 0.06$  Nm/kg, 단축발  $0.09 \pm 0.09$  Nm/kg, 에너지저장발  $0.22 \pm 0.07$  Nm/kg으로 나타났다. 배굴 모멘트는 발꿈치 닿기 직후에 두드러지게 관찰되는 것이다.<sup>20</sup> 본 연구에서는 단축발을 적용했을 때 가장 적게 나타났으며, 에너지저장발 적용 시 가장 크게 나타났다. Su 등의 연구에서는 양측 하퇴절단장애인의 배굴 모멘트 최대값은  $0.19 \pm 0.14$  Nm/kg로 나타났다.<sup>18</sup> 이는 본 연구의 SACH발과 에너지저장발 결과와 유사한 것이다.

일률은 양측 모두 말기 입각기 때 음의 값으로 증가하였다가 전유각기가 되면서 양의 값으로 빠르게 전환되면서 증가하였으며, 에너지저장발이 SACH발과 단축발에 비하여

큰 폭으로 변화하였다. 에너지저장발을 SACH발과 비교하였을 때 7배 그리고 단축발은 5배 이상 크게 차이가 있었다. 편측 하퇴 절단장애인에게 에너지저장발과 SACH발을 비교한 연구와 에너지저장발과 단축발을 비교한 연구에서 일률의 경우 양의 값을 나타냈으며 에너지저장발이 각각 약 3배 및 5배가 크다고 보고하였는데,<sup>22-23</sup> 본 연구는 양측 절단장애인이 연구대상자이므로 더 큰 차이를 나타냈다고 판단된다.

비장애인 보행에서 발목의 일률 특성은 전유각기에서만 돌발적인 양의 값을 보여 이 구간이 추진기임을 확인시켜준다. 화살을 쏘기 위해 활시위를 당겨야 하듯이 저굴 방향의 추진을 위해서는 예비 동작으로서 말기 입각기 때에 어느 정도 배굴이 이루어져야 하는데, 비장애인은 이때 저굴근의 근력을 조절하여 순응하면서 큰 저항 없이 필요한 배굴을 달성할 수 있다. 따라서 이 배굴 과정에서는 일률에 큰 변화가 없게 된다. 그러다가 능동적으로 저굴을 시작하는 전유각기로 들어서면서 양의 큰 일률이 나타난다.

그러나 현장에서 보편적이면서 본 연구 대상인 세 종류의 의지발들은 필요한 각도의 배굴이 되는 과정에서 순응하는 기전을 가지고 있지 못하다. 따라서 말기 입각기에 배굴이 강제되면서 탄성력이 발생하는데 이것은 비장애인에게 나타나지 않는 배굴에 대한 저항력이다. 이것이 말기 입각기에 음의 큰 일률로 나타나는 것이다.

본 연구에서의 의지발들은 말기 입각기 다음 단계인 전유각기로 넘어가면서 축적된 탄성에너지를 방출하며 저굴을 일으킨다. 이 기전의 활용을 가장 극대화한 것이 에너지저장발이다. 그러나 에너지저장발도 비장애인의 경우에서 보이는 각도만큼 저굴을 능동적으로 일으킬 수 없기 때문에 그 대안으로 본 연구의 결과에서 알 수 있듯이 배굴을 비장애인에 비해 과하게 하여 탄성력을 크게 하는 방식으로 비장애인의 저굴 모멘트를 모방하는 것으로 보인다.

### 4) 편안함에 대한 조사

보행하는 동안 편안함에 있어 에너지저장발을 가장 선호하였으며, 이는 에너지저장발이 가진 탄성 재질의 유연성 용골의 특성으로 입각기에서 탄성에너지가 축적되는 과정에서 완충 효과가 나타나고, 전유각기에 탄성에너지가 방출되면서 보행 효율을 높여주어 중장기적으로 피로를 줄여주기 때문으로 사료된다.

### 5) 연구의 제한점

양측 하퇴 절단장애인은 매우 소수여서 연구대상자를 충분히 모으기 어려웠고 이에 따라 통계적 의미가 제한될 수 있다.

Helen-Hayes 마커 세팅이 비장애인의 해부학적 상태를 대상으로 한 것이어서 의지발 종류별 구조에 잘 들어맞는 것은 아니다. 그리고 신발도 착용시켰으므로 이를 고려하며

해석해야 하는 제한점이 있다.

## 결 론

본 연구는 5명의 양측 하퇴 절단장애인을 대상으로 SACH발, 단축발 그리고 에너지저장발 등 세 가지 의지발을 적용한 후 보행 특성 및 편안함에 대한 선호도를 조사하였다. 보행 특성에서는 시간-거리 변수, 운동형상학적, 운동역학적 특성을 측정하여 비교하였으며, 연구 결과에 따라 다음과 같은 결론을 내릴 수 있었다.

에너지저장발을 적용 시 SACH발에 비하여 양하지 지지기는 유의하게 증가하고 단하지 지지기는 감소하였으며 입각기는 증가하였다.

단축발을 적용 시, SACH발에 비하여 비우세측과 우세측 모두에서 저굴 최대값이 유의하게 증가하였다.

에너지저장발 적용 시, SACH발에 비하여 비우세측과 우세측 모두에서 배굴 최대값이 증가하였다.

에너지저장발 적용 시, 단축발에 비하여 비우세측에서 저굴 모멘트 최대값이 증가하였다.

에너지저장발을 적용 시, 단축발에 비하여 우세측에서 저굴 모멘트 최대값과 배굴 모멘트 최대값이 증가하였다.

이상의 결론을 통해 양측 하퇴 절단장애인에서 의지발 종류에 따른 보행의 차이를 확인할 수 있었다. 본 연구 결과는 양측 하퇴 절단장애인의 의지발 선택에 있어서 지침으로 사용될 수 있을 것이며, 또 다른 종류의 의지발에 대한 추가 연구의 기초자료가 될 수 있을 것으로 기대한다.

## REFERENCES

- Kim JH, Park YS, Song JC, Jang YJ, Shin HS, Park GS. Prosthetics and Orthotics. 5th ed. Topmediopia: Seoul. 2020.
- Kim S, Byun Y, Son H, et al. (2020). Disability Status Survey 2020. Ministry of Health and Welfare, Korea Institute for Health and Social Affairs.
- Kim YC, Park CI, Kim DY, Kim TS, Shin JC. Statistical analysis of amputations and trends in Korea. *Prosthet Orthot Int* 1996;20:88-95.
- Kim HW, Kang SY, Ko YJ, Koo MH. Clinical study of the Amputation. *J of Korean Acad. of Rehab Med* 1995;19: 97-102.
- Han TR, Kim JH, Lee SJ, Lim JY. A follow up study of prosthetic use of lower extremity amputees. *J of Korean Acad. of Rehab Med* 1996;20:75-82.
- Gailey R, Allen K, Castles J, et al. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev* 2008;45: 15-29.
- Ehara Y, Beppu M, Nomura S, et al. Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:68-72.
- Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, et al. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis. *Clin Biomech* 2002;17:325-344.
- Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Sasaki K. Mechanical energetic contributions from individual muscles and elastic prosthetic feet during symmetric unilateral transtibial amputee walking: a theoretical study. *J Biomech* 2007;40: 1824-1831.
- Agrawal V, Gailey R, O'Toole C, et al. Influence of gait training and prosthetic foot category on external work symmetry during unilateral transtibial amputee gait. *Prosthet Orthot Int* 2013;37:396-403.
- Wezenberg D, Cutti AG, Bruno A, et al. Differentiation between solid-ankle cushioned heel and energy storage and return prosthetic foot based on step-to-step transition cost. *J Rehabil Res Dev* 2014;51:1579.
- Bowker JH, Michael JW. Atlas of limb prosthetics: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 2nd ed. St. Louis: Mosby Year Book; 1992.
- Bodily KC, Burgess EM. Contralateral limb and patient survival after leg amputation. *Am J Surg* 1983;146:280-282.
- Ebskov G, Josephsen P. Incidence of reamputation and death after gangrene of the lower extremity. *Prosthet Orthot Int* 1980;4:77-80.
- Keragy BA, Schwartz JA, Kotb M. Lower extremity amputation: The control series. *J Vasc Surg* 1986;4:321-326.
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic Research* 1990;8:383-392.
- Kang Pil. Effects of three different prosthetic feet on the gait of unilateral trans-tibial amputees. Graduate school of Yongin University, Republic of Korea, Thesis of master degree.
- Su P, Gard SA, Lipschutz RD, et al. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. *J Rehabil Res Dev* 2007;44:491-502.
- MacFarlane PA, Nielson DH, Shurr DG, et al. Gait comparisons for below-knee amputees using a flex-foot versus a conventional prosthetic foot. *J Prosthet Orthot* 1991;3:150-161.
- Perry J and Burnfield JM. Gait analysis, normal and pathological function. 2nd ed. SLACK 2010.
- Neumann DA. Kinesiology of walking, In: Kinesiology of the musculoskeletal system, foundations for physical rehabilitation. Mosby 2002.
- Barr AE, Siegel KL, Danoff JV, et al. Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy 2 prosthetic feet during the stance phase of

- gait in a person with below-knee amputation. *Phys Ther* 1992;72:344-354.
23. Sim woo sob. A comparison of gait characteristics between a single-axis foot and an energy-storing foot in unilateral transtibial amputees. Graduate school of hanseo University, Republic of Korea, Thesis of master degree.
24. Kim JH, Koo DY. Lower extremity prosthesis. Topmed: Seoul. 2016.