

하퇴 의지 사용자의 족저압 분포 특성에 관한 연구

김장환
한서대학교 의료보장구학과
신헌석
한서대학교 물리치료학과

Abstract

A Study of Characteristics of Foot Pressure Distribution in Trans-tibial Amputee Subjects

Kim Jang-hwan, M.P.H., P.T., C.P.O.

Dept. of Prosthetics and Orthotics, Hanseo University

Cynn Heon-seock, M.A., P.T.

Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The purpose of this study was to compare the static pressure, dynamic pressure, dynamic pressure-time integral, relative impulse, and contact time between the sound lower limb and amputated lower limb in trans-tibial amputee subjects using Parotec system. Seventeen trans-tibial amputee subjects wearing endoskeletal trans-tibial prosthesis voluntarily participated in this study. The results were as follows: 1) In static standing condition, there were significantly higher static pressure in sound lower limb insole sensor of 10, 14, 15, 18, 19, 23, and 24 and in amputated lower limb insole sensor of 9, 12, and 16 ($p < .05$). 2) In dynamic gait condition, there were significantly higher dynamic pressure in sound lower limb insole sensor of 2, 18, 22, 23, and 24 and in amputated lower limb insole sensor of 5, 9, 10, 11, 12, 14, 15, and 16 ($p < .05$). 3) In dynamic gait condition, there were significantly higher pressure-time integral in sound lower limb insole sensor of 2, 4, 18, 19, 20, 21, 23, and 24 and in amputated lower limb insole sensor of 5, 11, 12, and 15 ($p < .05$). 4) In dynamic gait condition, there were significantly higher relative impulse in sound lower limb insole sensor of 18, 19, 20, 22, 23, and 24 and in amputated lower limb insole sensor of 5, 9, 10, 11, 12, and 15 ($p < .05$). 5) In dynamic gait condition, there was significantly higher percentage of contact time in push off phase of sound lower limb and in support phase of amputated lower limb ($p < .05$). These results suggest that trans-tibial amputee subjects had characteristics of shortened push off phase due to unutilized forefoot and of lengthened support phase with higher pressure in the midfoot.

Key Words: Foot pressure; Parotec system; Trans-tibial amputee.

I. 서론

절단은 사지의 심각한 병소나 파괴로 인한 외상과 수술에 의하거나 또는 선천적 골격계 질환으로 야기되는 사지의 일부 또는 전부가 상실됨을 말하며, 생명에 위협이 있거나 활동에 심각한 제한이 있을 경우에 생명유지와 기능향상을 위하여 시행하게 된다(Houghton 등, 1992; Kottke 등, 1982). 미국에서 시행되고 있는 하지 절단의 반 이상이 하퇴 절단이라고 보고되고 있으며(Wilson, 1989), 하퇴 절단의 원인으로는 당뇨병으로 인한 말초혈관성 질환, 외상 등이 있다. 미국의 경우 1993년 한해 동안 하지 절단의 경우가 98,000건이었으며, 그 중 하퇴 절단이 29,000건이었고, 대퇴 절단이 25,000건이라고 보고하였다(Delisa와 Gans, 1998). Kaye와 Newman(1975)은 5,830명의 절단자를 대상으로 한 연구에서 혈관 질환과 감염의 원인이 전체 환자의 70%를 차지한다고 보고하였으며, 발병연령은 61세에서 70세가 가장 많다고 발표하였다. 그러나 국내 조사를 살펴보면 1995년 지체 장애인의 수는 732,277명으로 추정되며 그 중 절단 장애인의 수가 87,000명으로 12%에 달한다. 또한 하지 절단이 차지하는 비율은 약 3.9%로 추정된다(정기원, 1995). 그리고 1990년 초까지 외상이 가장 빈번한 절단의 원인으로 보고되었다(김유철 등, 1990).

절단환자의 보행 특성에 관한 많은 연구 중에서 절단측 하지는 건측 하지와 비교하여 입각기가 짧고(Baker와 Hewison, 1990; Seliktar와 Mizrahi, 1986), 지면 반발력이 감소된다고 한다(Baker와 Hewison, 1990; Seliktar와 Mizrahi, 1986; Skinner와 Effeney, 1985). 절단자들은 족저 굴곡의 제한과 발목관절의 비정상적 운동으로 인하여 비대칭적 보행 시간과, 무릎관절 운동, 건측 및 절단측 하지의 과도한 근육 활동이 야기되었다(Breakey, 1976; Winter와 Sienko, 1988). 정상 신경근 조절과 고유감각피막임 기능의 손실이, 절단환자의 이상 보행 시간의 주요 변화 요인으로 보고

되었다(Zahedi 등, 1987).

족저압 분포에 관한 선행 연구는 주로 하지 보조기나 정형외과적 족부 기형을 교정하기 위해 제작된 신발(Rozema 등, 1996), insole 착용(Cavanagh, 1992) 및 편마비 환자(홍대중 등, 1998)와 말초혈관 질환으로 인한 족부 질환 환자에 국한되었다(Tanaka 등, 1999). 이와 같은 절단환자의 보행 특성에 관한 선행 연구에도 불구하고, 절단환자의 족저압 분포나 건측과 절단측 하지의 족저압 비교에 관한 연구는 전무한 상태이다.

절단자의 운동현상학적(kinematic) 및 운동학적(kinetic) 보행 연구와 함께, 족저압 측정을 통한 입각기 분석이 절단측 하지의 임상 상태를 반영하는 유용한 도구로 이용되어질 수 있으므로 절단자의 족저압 분포에 대한 연구가 필요한 실정이다. 이에 본 연구에서는 족저압 측정기구인 Parotec system¹⁾로 하퇴 절단자의 족저압 분포를 측정하여 건측과 절단측 하지의 족저압을 비교하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상 및 연구기간

연구 대상자는 하퇴 절단으로 하퇴 의지를 착용하고 독립적으로 보행하는 하퇴 절단자 17명을 대상으로 족저압 분석을 실시하였다. 연구대상자는 절단 원인이 총상이나 파편상 같은 외상성이며, 보행 보조기구나 의자차를 사용하지 않은 절단 환자 중 연구자의 지시에 따를 수 있으며, 본 실험을 이해하고 참여 의지가 있는 자로 선정하였다.

또한, 연구 대상자들은 절단단(stump)에 피부 이식이나 상처가 없는 절단자로서, 착용 중인 하퇴 의지는 PTB (patellar-tendon bearing)형 소켓, cuff형 현가장치(suspension), 단축 발목관절 및 발(single axis foot-ankle assembly)로 구성된 내골격식 하퇴 의지(endoskeletal trans-tibial prosthesis) 착용자

1) Paromed Medizintechnik Co., Germany

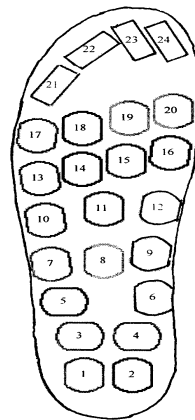
로 하였고, 그 외에 다른 종류의 의지 부품사용자는 실험대상에서 제외하였다. 본 연구는 2001년 7월 9일부터 8월 4일까지 한국 보훈병원 보장구 센터에 내원하는 절단자 중 위의 기준에 적합한 자를 대상으로 실시하였다.

2. 실험기기 및 도구

족저압 분포는 압력분포 측정 시스템 (pressure distribution measuring system)인 Parotec system을 이용하여 측정하였다. 정적균형 유지상태와 동적보행 시에 24개의 압력 감지기(pressure sensor)에서 나타나는 각 부위 평균 압력, 동적보행 상태에서의 압력 감지기의 부위별 평균 압력-시간 적분값, 동적보행 상태에서의 전체 압력-시간 적분값에 따른 압력 감지기 부위별 압력-시간 적분값 (비례 추진력), 동적보행 상태에서의 접지 시간(contact time)의 비율을 구하여 건측과 절단측 하지의 족저압 분포의 차이를 알아보고자 하였다. Insole에 위치한 24개의 부위별 압력 감지기의 위치는 그림 1에 표시한 것과 같다. Parotec system은 신발 안에 삽입하여 족저부에 위치하는 insole과 이와 연결되어 정적 및 동적 상태의 평균 압력을 기록하고 저장하는 휴대용 조정기, 조정기에 저장된 자료를 계산하는 소프트웨어 (Parotec system version 3.5) 및 컴퓨터로 구성되어 있다.

3. 실험방법

연구 대상자의 발 크기를 측정하여 이에 맞는 insole을 연구 대상자의 신발에 삽입한 후, 다시 신발을 착용하였다. 하퇴 의지의 특성상 발목관절이 연구 대상자가 착용하는 신발굽 높이에 정렬되어 있으므로, 본 연구에서는 연구 대상자가 착용하는 신발을 그대로 사용하였다. 자료는 10 Hz로 수집(sampling rate)하였으며, insole과 조정기를 연결한 후 연구대상자가 의자에 앉아 있는 상태에서 조정기를 작동시켰다. 연구 대상자가 정적 균형을 유지하도록 10초 동안의 시간이 주어졌



- 23~24 무지
- 21~22 2~5지
- 17~20 중족골두
- 13~16 중족골경
- 5~12 중족부
- 1~4 후족부

그림 2. 24개의 부위별 압력 감지기 위치

며, 이후 안정된 정적균형을 유지하는 5초간의 정적평균 족저압이 측정되었다. 그리고 나서 연구 대상자가 보행을 준비할 수 있도록 다시 10초간의 시간이 주어졌으며, 평상시 보행하는 속도로 걷도록 지시하였다. 동적 보행 상태에서의 평균 족저압, 압력 감지기 부위별 평균 압력-시간 적분값, 동적 보행 상태에서의 전체 압력-시간 적분값에 따른 압력 감지기 부위별 압력-시간 적분값(비례 추진력), 동적 보행 상태에서 접지 시간(contact time)의 비율이 첫 번째 걸음 이후 다섯 걸음에서 건측과 절단측 하지 모두에서 측정되었다.

4. 분석방법

연구 결과는 모든 연구 대상자에서 건측과 절단측 하지의 족저압 분포 차이를 나타내는 항목들에 관하여 윈도우즈용 SPSS version 8.0 (statistical package for the social sciences)을 이용하여 자료 분석하였다. 정적 평균 압력과 동적 평균 압력의 결과들은 모두 연구대상자의 체중으로 표준화하였으며, %BW/cm²을 측정 단위로 사용하였다. 양측 하지의 평균 족저압 비교를 위하여 짝비교 t-검정을 실시하여 분석하고, 통계적 유의성을 위한 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=17)

구분	평균±표준편차	범위
연령(세)	57.9±7.4	43~69
신장(cm)	166.6±4.8	158~177
체중(kg)	62.1±8.3	48~74
의지 착용기간(년)	28.0±11.3	4~48

표 2. 정적균형 유지상태에서의 압력 감지기 부위별 평균 압력 (단위: %BW/cm²)

압력 감지기	건측	절단측	t-값
	평균 ± 표준편차	평균 ± 표준편차	
1	.67±.27	.53±.50	1.508
2	.69±.26	.54±.48	1.363
3	.63±.24	.52±.47	.839
4	.65±.28	.53±.51	.789
5	.44±.14	.55±.56	-.765
6	.19±.16	.32±.32	-1.419
7	.40±.13	.33±.48	.601
8	.21±.18	.11±.13	1.648
9	.12±.10	.29±.22	-2.484*
10	.27±.12	.16±.16	3.095*
11	.12±.12	.49±.77	-2.031
12	.05±.70	.46±.45	-3.624*
13	.44±.28	.24±.38	2.106
14	.37±.10	.14±.18	5.943*
15	.21±.11	.11±.15	2.801*
16	.26±.15	.61±.64	-2.358*
17	.65±.32	.42±.42	1.981
18	.70±.24	.26±.25	7.268*
19	.52±.26	.19±.23	5.545*
20	.53±.49	.49±.52	.362
21	.32±.24	.24±.31	.856
22	.18±.19	.11±.10	1.254
23	.32±.36	.06±.07	2.890*
24	.67±.81	.16±.12	2.601*

*p<.05

III. 결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자 17명은 모두 성인 남자로서, 평균 연령은 57.9세이며, 평균 신장은 166.6 cm, 평균 체중은 62.1 kg이었다. 이들 중 우측 하퇴 절단자는 8명, 좌측 하퇴 절단자는 9명이었으며, 모두 외상성 절단자들이었다. 연구대상자의 평균 의지 착용기간은 28.0년이었으며, 연구 대상자의 일반적인 특성은 다음과 같다(표 1).

2. 정적균형 유지상태에서의 압력 감지기 부위별 평균 압력

정적균형 유지상태에서 건측과 절단측 하지의 족저부 평균 압력을 비교한 결과, 건측이 절단측에 비해 10, 14, 15, 18, 19, 23, 24번 압력 감지기 부위(내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락)에서 평균 압력이 유의하게 높았다(p<.05). 절단측은 건측에 비해 9, 12, 16번 압력 감지기 부위(중족부)에서 평균 압력이 유의하게 높았다(p<.05), (표 2).

3. 동적보행 상태에서의 압력 감지기 부위별 평균 압력

동적보행 상태에서 건측과 절단측 하지의 족저부 평균 압력을 비교한 결과, 건측이 절단측에 비해 2, 18, 22, 23, 24번 압력 감지기 부위(내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락)에서 평균 압력이 유의하게 높았다(p<.05). 절단측은 건측에 비해 5, 9, 10, 11, 12, 14, 15, 16번 압력 감지기 부위(내외측 중족부와 내측 및 중앙 중족골 경부)에서 평균 압력이 유의하게 높았다(p<.05), (표 3).

표 3. 동적 보행 상태에서의 압력 감지기 부위별 평균 압력 (단위: %BW/cm²)

압력 감지기	건측	절단측	t-값
	평균 ± 표준편차	평균 ± 표준편차	
1	3.38±1.04	3.09±1.24	.709
2	2.98±.84	2.28±.91	2.540*
3	2.81±.93	2.69±.98	.478
4	2.27±.82	1.90±1.17	1.701
5	1.44±.54	2.10±.89	-3.429*
6	.46±.24	.81±.72	-1.973
7	.92±.24	1.25±.60	-1.987
8	.39±.23	.54±.44	-1.203
9	.21±.15	.55±.31	-3.749*
10	.78±.33	1.16±.65	-3.128*
11	.28±.29	1.31±1.11	-4.389*
12	.22±.26	1.39±.86	-5.553*
13	1.31±.70	1.58±.87	-1.385
14	1.22±.68	2.00±1.26	-3.545*
15	1.04±.83	2.39±1.12	-6.767*
16	1.72±1.33	2.52±.69	-2.615*
17	1.89±.93	1.97±1.09	.364
18	2.47±.77	1.92±.95	2.212*
19	2.50±.61	2.12±1.49	1.158
20	2.73±.98	2.25±1.03	1.762
21	1.39±.73	1.19±.79	.932
22	1.33±.68	.81±.62	2.356*
23	1.93±1.04	.65±.50	4.111*
24	3.93±1.94	1.26±.72	5.318*

*p<.05

4. 동적보행 상태에서의 압력 감지기 부위별 평균 압력-시간 적분값

동적보행 상태에서 부위별 평균 압력-시간 적분값의 경우, 건측이 절단측에 비해 2, 4, 18, 19, 20, 21, 23, 24번 압력 감지기 부위(내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지

및 발가락)에서 평균 압력-시간 적분값이 유

표 4. 동적보행 상태에서의 압력 감지기 부위별 평균 압력-시간 적분값 (단위: Ns)

압력 감지기	건측	절단측	t-값
	평균 ± 표준편차	평균 ± 표준편차	
1	18.85±6.07	19.57±10.7	-.254
2	17.20±6.30	12.00±8.22	3.135*
3	16.66±5.94	18.03±8.99	-.663
4	13.41±7.47	9.32±7.29	2.541
5	9.00±2.42	14.27±7.12	-2.703*
6	2.54±1.60	2.96±2.85	-.567
7	7.35±2.68	8.71±6.18	-.861
8	2.06±1.65	2.73±2.19	-1.004
9	1.73±1.54	2.97±1.80	-1.766
10	6.15±2.56	7.19±4.84	-1.009
11	2.25±2.10	7.58±7.21	-3.347*
12	.99±.98	6.67±5.48	-4.521*
13	11.37±5.90	11.67±7.12	-.181
14	9.32±5.32	10.54±7.92	-.712
15	6.40±5.24	10.08±6.89	-2.532*
16	11.41±6.94	10.86±4.94	.306
17	15.03±7.251	13.15±9.38	.641
18	8.65±6.26	9.27±4.61	5.618*
19	16.05±4.5	7.50±5.93	5.327*
20	15.43±5.91	8.54±5.44	4.288*
21	6.77±5.26	3.25±3.21	2.385*
22	5.80±5.11	3.74±8.90	.747
23	7.89±7.18	1.14±.96	3.748*
24	14.62±10.76	2.33±1.79	4.452*

*p<.05

의하게 높았다(p<.05). 절단측은 건측에 비해 5, 11, 12, 15번 압력 감지기 부위(중족부)에서 평균 압력-시간 적분값이 유의하게 높았다(p<.05),(표 4).

표 5. 동적보행 상태에서의 전체 압력-시간 적분값에 따른 압력 감지기 부위별 압력-시간 적분값 (단위: Ns/total impulse)

압력 감지기	건측		t-값
	평균 ± 표준편차	절단측 평균 ± 표준편차	
1	7.81±2.05	9.69±6.04	-1.211
2	7.10±2.00	6.41±6.38	.447
3	6.86±1.71	9.03±4.96	-2.034
4	5.69±2.34	5.39±4.82	.306
5	3.97±.93	6.79±2.90	-3.808*
6	1.05±.61	1.49±1.56	-1.241
7	3.05±.96	4.32±2.76	-1.972
8	1.06±.79	1.35±1.09	-.844
9	.68±.54	1.43±.90	-2.569*
10	2.65±1.16	3.59±1.94	-2.484*
11	.93±.87	6.87±4.04	-3.318*
12	.42±.43	3.32±2.56	-4.909*
13	4.85±2.46	5.33±3.04	-.631
14	4.15±1.88	4.86±3.65	-1.109
15	3.05±2.09	4.69±2.97	-2.953*
16	4.86±3.03	5.46±2.28	-.730
17	6.56±2.73	5.97±3.64	.593
18	7.70±1.71	4.34±1.96	6.062*
19	6.73±1.69	3.84±2.94	4.017*
20	6.70±2.29	4.47±2.36	3.115*
21	2.68±1.50	1.71±1.49	1.868
22	2.30±1.59	.79±.57	3.468*
23	3.30±2.21	.54±.46	5.063*
24	5.89±3.17	1.31±1.00	5.399*

*p<.05

표 6. 동적보행 상태에서 접지 시간의 비율 (단위: %/total contact time)

입각기 구분	건측	절단측	t-값
시작기	2.04±3.59*	10.36±17.64*	-1.786
지지기	27.99±20.83	50.38±24.06	-3.737**
진출기	52.28±20.44	22.99±22.68	4.221**
중복기	17.08±4.93	16.29±3.36	.496

*평균±표준편차 **p<.05

5. 동적보행 상태에서의 전체 압력-시간 적분값에 따른 압력 감지기 부위별 압력-시간 적분값

동적보행 상태에서 전체 압력-시간 적분값에 따른 부위별 압력-시간 적분값의 경우, 건측이 절단측에 비해 18, 19, 20, 22, 23, 24번 압력 감지기 부위(내측 및 중앙 증족골 두부, 무지 및 발가락)에서 전체 압력-시간 적분값에 따른 부위별 압력-시간 적분값이 유의하게 높았다(p<.05). 절단측은 건측에 비해 5, 9, 10, 11, 12, 15번 압력 감지기 부위(중족부)에서 전체 압력-시간 적분값에 따른 부위별 압력-시간 적분값이 유의하게 높았다(p<.05),(표 5).

6. 동적보행 상태에서 접지 시간의 비율

Parotec system은 입각기를 네 개의 주기로 구분하여 측정한다. 발뒤축접지기(heel strike)부터 발바닥접지기(foot flat)까지를 시작기(start phase), 발바닥접지기부터 발뒤축들림기(heel off)까지를 지지기(support phase), 발뒤축들림기부터 발가락들림기(toe off)까지를 진출기(push off phase), 그리고 양하지 지지기(double support)를 중복기(overlap phase)로 정의하였다.

건측과 절단측 하지의 접지 시간을 비교한 결과, 동적보행 상태에서 접지 시간의 비율의 경우, 건측이 절단측에 비해 진출기에서 접지 시간의 비율이 유의하게 높았다(p<.05). 절단측은 건측에 비해 지지기에서 접지 시간의 비율이 유의하게 높았다(p<.05),(표 6).

IV. 고찰

절단 환자의 보행 특성을 평가하고 연구하는 방법으로는 보행 분석이 가장 많이 사용되어왔다. Skinner와 Effeney(1985)는 보행분석이 절단자의 치료 효과와 재활의 정도를 평가하는데 있어서 매우 유용하다고 하였다. 보행분석을 통하여 하지 절단자에 대해 예나

지 소모, 근육의 등속성 운동검사, 의지 부품 종류에 따른 검사 등 여러 분야에서 연구되어 왔다.

하퇴 절단자의 보행 특성을 알아보기 위해 족저압 분포에 대한 연구가 필요한 실정이다. 그러나 기존의 족저압 분포에 대한 연구는 편평족 환자군의 보조기 구두착용에 대한 족저압 분포(김민영 등, 1998), 족저압 측정에 의한 편마비 환자의 입각기 분석(홍대중 등, 1998), 정상인의 보행 시 족저압 분포(문혜원 등, 1995), 신발 뒷굽 형태에 따른 보행 시 족저압 분포에 관한 연구(김준환 등, 1995) 등이 선행되었을 뿐 하퇴 절단자에 대한 족저압 연구는 전무한 실정이다.

본 연구의 목적은 족저압 측정 시스템을 이용하여 하퇴 의지 사용자의 건측과 절단측 하지의 족저압 분포를 측정·비교함으로써, 절단 환자에게 정상적인 족저압 분포를 통하여 실행을 개선하기 위함이다. 본 연구에서 사용된 족저압 측정기구는 insole을 환자가 착용하는 신발에 삽입하여, 환자가 정적으로 균형을 유지하는 상태 및 동적으로 보행하는 상태에서 측정되는 압력과 압력-시간 적분값을 컴퓨터를 통해 분석하여 환자의 보행 특성을 평가할 수 있는 기구이다. 본 연구에서는 이러한 Parotec system을 사용하여 절단자에 대한 족저압 분포 결과를 다음과 같이 분석하였다.

정적균형 유지상태의 경우 건측에서 절단측에 비해 외측 중족골 두부와 경부, 무지와 외측 중족부에 평균 압력이 높게 분포하였다. 이는 건측의 족궁으로 인해 발 외측에 평균 압력이 많이 분포하기 때문이라고 생각되며, 의지발의 toe spring 특성 때문에 절단측에서 무지에 평균 압력이 높게 분포하지 않았으리라고 생각한다. 절단측에서는 건측에 비해 내측 중족부와 내측 중족골 경부에 높은 평균 압력이 나타났는데, 이는 하퇴 의지 부품인 의지발의 특성상 족궁이 존재하지 않기 때문이라고 생각된다.

동적보행 상태의 경우 건측이 절단측에 비

해 내측 후족부, 무지 및 발가락에 높은 평균 압력이 분포하였는데, 이는 보행의 발뒤축접지와 발가락들림기 시에 압력이 가해졌기 때문이라고 생각된다. 절단측에서는 건측에 비해 내외측 중족부와 내측 및 중앙 중족골 경부에 높은 평균 압력이 분포하였는데, 이는 절단자들이 보행 시 안정성을 유지하기 위해 의지발의 중족부와 중족골 경부를 이용하는 현상 때문이었다고 생각한다.

동적보행 상태에서 측정된 부위별 평균 압력-시간 적분값은 발의 보행 특성을 가장 잘 반영한다고 보고하였다(Bransby-Zachary 등, 1990), 본 연구의 경우 건측이 절단측에 비해 내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락에서 압력이 높게 분포하였으며, 절단측은 건측에 비해 중족부에서 높은 압력이 분포하였다. 이는 보행 시 건측이 발뒤축접지에서 발가락들림기까지 정상적인 압력 분포를 가지며 보행하는 반면, 절단측은 단측된 발목관절 및 의지발 사용으로 인한 관절의 제한적 움직임 때문에 주로 의지발의 중족부와 중족골경부를 이용하게 되는 원인으로 생각한다.

동적보행 상태에서 전체 압력-시간 적분값에 따른 압력 감지기 부위별 압력-시간 적분값의 경우, 건측이 절단측에 비해 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락에 높은 압력이 분포하였는데, 역시 보행 시 발뒤축접지와 발가락들림기 시 압력이 높아졌기 때문이라고 생각된다. 절단측에서는 건측에 비해 중족부에 많은 압력이 분포하였는데, 이는 압력-시간 적분값의 결과와 같이 절단자들이 보행 시 안정성을 유지하기 위해 의지발의 중족부와 중족골 경부만을 사용하는 현상 때문이라고 생각한다.

건측과 절단측 하지의 접지 시간을 비교한 결과, 동적보행 상태에서 접지 시간의 비율인 경우 건측이 절단측에 비해 진출기에서 접지 시간의 비율이 유의하게 높았으며, 절단측은 건측에 비해 지지기에서 접지 시간 비율이 유의하게 높았다. 이는 건측 하지가 중족지절

관절을 이용한 발가락들림기를 정상적으로 수행하는데 비해 절단측 의지발에서는 절단자가 의지발의 중족지절관절의 배측굴곡 없이 유각기로 넘어가기 때문에 발뒤축들림기에서 발가락들림기의 접지 시간 비율이 감소되기 때문이라고 생각한다.

그러므로 본 연구의 결과에 따르면 하퇴 절단자들은 정적균형 유지와 동적보행 시에 절단측 하지에서 의지발 전족부의 사용이 적었으며, 이로 인해 발가락들림기가 적고 진출기가 짧은 보행 특성을 나타내었다. 그리고 의지발의 특성상 중족부를 많이 이용하는 보행 특성을 보여주었다. 이는 의지발이 족궁이 없고 움직임이 제한되어 건측에 비해 중족부에서 압력이 많이 분포하는 양상을 보였다고 생각한다.

본 연구의 제한점은 하퇴 절단자의 건측과 절단측 하지의 족저압 분포를 측정·비교하였을 뿐, 정상인과의 비교가 되지 않았으며, 또한 연구 대상자의 신발굽 높이를 일정하게 하여 측정하지 않고 의족발의 정렬상태에 따라 정해진 각기 다른 신발굽 높이에 따라 족저압이 측정되었다는 점이다. 따라서 이후 연구에서는 각기 다른 종류의 의지발과 같은 신발굽 높이를 적용하고 정상인의 족저압 분포와 비교하여 절단자의 족저압 특성을 알아봄으로써, 절단자들에게 더 나은 의지보행을 할 수 있도록 교육을 제공하고, 재활치료의 기초자료로 활용할 수 있는 다양한 연구가 필요하다.

V. 결론

본 연구는 한국 보훈병원을 이용하는 내골격식 하퇴 의지를 착용하는 편측 하퇴 절단자 17명을 대상으로 족저압 분포를 측정하였다. 이를 위해 Parotec system을 이용하여 건측과 절단측에서 정적균형 평균 압력, 동적보행 상태의 평균 압력, 평균 압력-시간 적분값, 전체 압력-시간 적분값에 따른 부위별 압력-시간 적분값, 그리고 접지 시간을 각각

비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 정적균형 유지상태에서는 건측이 절단측에 비해 내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락의 평균 압력이 유의하게 높았으며, 절단측이 건측에 비해 중족부의 평균 압력이 유의하게 높았다.
2. 동적보행 상태에서는 건측이 절단측에 비해 내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락의 평균 압력이 유의하게 높았으며, 절단측이 건측에 비해 내외측 중족부와 내측 및 중앙 중족골 경부의 평균 압력이 유의하게 높았다.
3. 동적보행 상태에서 압력 감지기 부위별 평균 압력-시간 평균 적분값에서는 건측이 절단측에 비해 내측 후족부, 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락의 압력이 유의하게 높았으며, 절단측이 건측에 비해 중족부의 압력이 유의하게 높았다.
4. 동적보행 상태에서 전체 압력-시간 적분값에 따른 압력 감지기 부위별 압력-시간 적분값에서는 건측이 절단측에 비해 내측 및 중앙 중족골 두부, 무지 및 발가락의 압력이 유의하게 높았으며, 절단측이 건측에 비해 중족부의 압력이 유의하게 높았다.
5. 동적보행 상태에서 접지 시간의 비율은 건측이 절단측에 비해 진출기에서 접지 시간의 비율이 유의하게 높았으며, 절단측이 건측에 비해 지지기에서 접지 시간의 비율이 유의하게 높았다.

본 연구의 결과에 따르면 하퇴 절단자들은 정적균형 유지와 동적보행 시에 절단측 하지에서 의지발 전족부의 사용이 적었으며 이로 인해 발가락들림기가 적은 진출기가 짧은 보행 특성을 나타내었다. 그리고 의지발의 특성상 제한적인 발목관절의 움직임 때문에 중족부를 많이 이용하는 보행 특성을 보여주었으

며, 의지발이 족궁을 가지고 있지 않아 건축에 비해 중족부에 높은 압력이 분포하는 양상을 보였다.

향후 하퇴 절단자 뿐 아니라 다른 부위 절단자의 족저압 분포에 대한 연구도 필요하며, 또한 정상인과의 비교 연구도 요구된다. 이와 함께 절단자의 보행 특성을 다양한 변수를 사용하여 분석하기 위해서 힘판과 동작분석기를 병행하는 연구가 필요하다고 생각한다.

인용문헌

- 김민영, 문재호, 김현주 등. 편평족 환자군의 보조기 구두착용에 의한 족저압 분포 변화. 대한재활의학회지. 1998;22:217-223.
- 김유철, 박창일, 신정순. 우리나라 절단자에 대한 재활의학적 고찰. 최신의학, 1990; 33:35-46.
- 김준환, 문재호, 전세일 등. 신발 뒷굽형태에 따른 보행 시 족저압 분포에 관한 연구. 대한재활의학회지. 1995;19:754-764.
- 문혜원, 박황일, 나은우 등. F-scan System을 이용한 정상인의 보행 시 족저압 분포. 대한재활의학회지. 1995;19(2):289-295.
- 정기원. 1995년 장애인 실태조사. 초판. 서울, 한국보건사회연구원, 1995.
- 홍대중, 박시복, 이상건 등. 족저압 측정에 의한 편마비 환자의 입각기 분석. 대한재활의학회지. 1998;22:1123-1128.
- Baker PA, Hewison SR. Gait recovery pattern of unilateral lower limb amputees during rehabilitation. Prosthet Orthot Int. 1990;14:80-84.
- Bransby-Zachary MAP, Stother IG, Wilkinson RW. Peak pressure in the forefoot. J Bone Joint Surg. 1990;72:718-721.
- Breakey J. Gait of unilateral below-knee amputees. Orthot Prosthet. 1976;30:17-24.
- Cavanagh P. In-shoe plantar pressure measurement: A review. The Foot. 1992; 2:185-194.
- DeLisa JA, Gans BM. Rehabilitation medicine: Principles and practice. 3rd ed. Philadelphia and New York, Lippincott-Raven, 1998.
- Houghton AD, Taylor PR, Thurlow S. Success rates for rehabilitation of vascular amputees: Implications for preoperative assessment and amputation level. Br J Surg. 1992;79:753-755.
- Kaye HW, Newman JD. Relative incidences of new amputations: Statistical comparisons of 6,000 new amputees. Orthot Prosthet. 1975;29:3-16.
- Kottke FJ, Stillwell GK, Lehmann JF. Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation: Upper extremity prosthetics. W.B. Saunders Co., 1982: 902-920.
- Rozema A, Ulbrecht JS, Pammer SE, et al. In-shoe plantar pressures during activities of daily living: Implications for therapeutic foot wear design. Foot Ankle Int. 1996;17:352-359.
- Seliktar R, Mizrahi J. Some gait characteristics of below-knee amputees and their reflection on the ground reaction forces. Eng Med. 1986;15:27-34.
- Skinner HB, Effeney DJ. Gait analysis in amputees. Am J Phys Med. 1985;64: 82-89.
- Tanaka Y, Takakura Y, Fujii T, et al. Hindfoot alignment of hallux valgus evaluated by a weight bearing subtalar X-ray view. Foot Ankle Int. 1999;20: 640-647.
- Wilson AB. Limb prosthetics. 6th ed. New York, Demos Pub., 1989.
- Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below-knee amputee gait. J Biomech. 1988;21:361-367.
- Zahedi MS, Spence WD, Solomonidis SE,

et al. Repeatability of kinetic and kinematic measurement in gait studies of the lower limb amputee. *Prosthet Orthot Int.* 1987;11:55-64.