

정상인의 평지보행과 트레드밀 보행 시 족저압의 특성 비교

김지혜 · 오태영¹

용인대학교 재활보건과학대학원 물리치료전공, ¹신라대학교 의생명과학대학 물리치료학과

The Comparison of Characteristics of Foot pressure between Treadmill and Ground walking in Normal person

Ji-hye Kim, PT, MS, Tae-young Oh PT, PhD¹

*Major in Physical Therapy, Department of Rehabilitation and Healthy Science,
Graduate School of Yongin University*

¹Department of Physical Therapy, College of Medical life science, Silla University

<Abstract>

Purpose : The purpose of this study is to compare the distribution of foot pressure, knee and ankle joint angle between treadmill walking and ground walking in normal person.

Methods : 18 Person of subject has participated this study, let subject to walk in ground and treadmill in order to gain data of foot distribution and knee, ankle joint angle using by parotec system. and Dartfish system. Walking velocity was constrained by 2Km/h and more 10sec. Date analysis was used by paired-t test using SPSS/PC statistical programs for window.

Results : Result show that total contact times has shown symmetry between both legs, and more increase of left foot pressure in treadmill walking. Foot pressure of treadmill walking was significantly decreased in right hind foot and fore foot and hallux area. The ankle joint angle of treadmill walking was significantly decreased in initial contact phase.

Conclusion : Results of this study show that foot pressure of treadmill walking was more decreased than ground walking in right hind foot and fore foot, hallux area. And the ankle joint angle of treadmill walking was significantly decreased in initial contact phase.

Key Words : Foot pressure, Treadmill walking, Ground walking

I. 서 론

정상인의 보행은 인체의 복합적인 과정을 거치면

이루어지는 기능이며, 이러한 보행의 특성을 연구, 분석하려고 여러 가지 방법들로 다양한 보행 지표들을 발표하고 있다.

보행이란 사지에 의해 이루어지는 이동 양식을 말하며(Perry, 1992), 여러 가지 인체 기관(organ system)의 기능이 통합되어 이루어지는 매우 복잡하고 효율성이 높은 운동이다(Bohannon, 1987; Bowker, 1988).

따라서 어느 한 부분의 기관에 손상(impairment)이 나타나게 되면 이러한 보행 양식은 쉽게 흐트러지게 됨으로써 운동의 효율성도 떨어지게 된다(Bowker와 Messenger, 1988). Bowker와 Messenger는 또한 정상 보행은 보행 시 에너지를 최소한으로 하여 걷는 것 이라고 정의 하였다(Inman, 1966).

보행에 필요한 생체 역학적인 요소에는 중력을 이길 수 있는 능력, 평형 유지 능력, 제자리 걸음 혹은 발을 앞으로 내딛는 동작의 수행과 같은 3가지 기전이 필요하다(Dimitrijevic과 Lason, 1981).

인간은 이족 보행을 행하며, 이족 보행을 하는 인간의 보행의 특징은 평형이 쉽게 흐트러지기 때문에 보행 시에는 원래의 평형상태로 되돌아가려는 현상이 규칙적으로 반복되어지면서 일어나게 된다(perry, 1992). 이때 체중지지면의 크기 및 지면의 안정성 정도가 보행 균형에 중요한 영향을 미치게 된다(권혁철, 1988).

보행 시 하지 관절에 작용하는 근육의 수축으로 발생하는 관절 접촉력 산출의 문제들을 생체역학에서는 분배 문제(Distribution problem)로 인식하여 왔다(Crowninshield와 Brand, 1981). Crowninshield 와 Brand는 이러한 힘의 분배 문제를 해결하기 위하여 동역학적 접근법으로 산출되는 관절반발력(Resultant Joint Force)과 모멘트를 이용하여 근골격계(Musculo-Skeletal System)에서 발생하는 내적 힘(Internal Force)의 분배 방법을 사용하기 위해서 많은 구속조건(Constraint)들을 추가하였으며, 구속조건 중 미지수(Number of Unknowns)들을 줄임으로써 각 근육의 힘을 분배하는 최적화(Optimixation)기법이 널리 이용되어져 왔다(Seireg와 Arvikar, 1975; Pedotti 등, 1978; Crowninshield 등, 1981; Piernowski와 Morrison, 1985; Pedersen 등, 1987; Herzog 1987; Bean 등,

1988; Glitsch와 Baumann, 1997).

보행 동안 발에 의해 지면으로 적용된 힘들을 족력(foot force)들이라 부른다. 입각기 동안 발뒤꿈치 닿기에서, 신체압력 중심(CoP)은 발뒤꿈치 중심점의 바로 외측에 위치된 후, 신체압력중심(center of pressure; CoP)은 중간입각기에서 중족영역의 외측 쪽으로 점차 움직이다가, 발뒤꿈치 떼기와 발가락 떼기 동안에 중족영역의 내측쪽으로(제1/2 중족골두 밑 쪽으로) 움직이게 된다(Simoneau, 2002).

보행은 전진과 균형의 복잡한 과정이므로 앞으로 전진하려는 힘과 균형을 이루려는 힘을 제공하는 지면반력을 분석하는 것은 보행 연구에 중요한 자료가 될 수 있다(Hamil 등, 1992).

트레드밀을 이용한 보행훈련은 실제 보행과 유사하여 전형적인 운동치료방법보다 보행능력 향상에 기여도가 높은 것으로 나타났다(Miller 등, 2002). 또한 트레드밀은 보행이 어려운 뇌졸중 환자에게는 체중지지 시스템을 제공하여 하체의 체중부하 정도를 조절할 수 있고, 보행 하는 동안 체중지지와 하지의 협응능력을 촉진(Hesse 등, 1995)시킬 수 있어 보행에 대한 자신감, 자세조절 및 균형 능력을 점진적으로 시킬 수 있다는 장점이 있다.

트레드밀을 이용한 연구로 약 40%정도의 체중지지를 하도록 설정한 후 트레드밀 보행을 실시하였을 때, 실험군에서 환측 하지의 근력향상과 체중 지지 시간 및 보행속도의 향상을 얻었다고 하였다. 또한 뇌졸중 환자에게 트레드밀 훈련 후 보행 속도, 걸음수, 보행의 대칭성이 향상되었다는 보고를 하였다(Silver등, 2000).

이와 같이 트레드밀 보행을 분석함으로써 자세조절 및 근력향상, 보행능력 향상에 대한 선행 연구는 많이 발표되었지만, 지면으로부터 받아들이는 지면 반발력에 의한 족저압에 대한 연구는 아직 부족한 실정이다.

따라서 본 연구는 임상에서 흔히 이용될 수 있는 트레드밀 보행을 평지보행과 비교·분석함으로써 부위별 족저압의 변화, 보행 주기에 따른 족저압의 차이 등에 대해 알아봄으로서 정상인들의 트레드밀 이용의 장단점을 확인하고 근골격계, 신경계 환자 등의 보행 훈련에 도움을 주고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상 및 연구기간

본 연구에 참여한 대상자는 정상인을 대상으로 하였으며, 2008년 7월과 8월 사이에 발에 정형외과 질환이 없는 정상인 18명(남 9명, 여 9명)을 대상으로 실시하였다.

실험 전 모든 연구 대상자들에게 본 연구의 목적과 방법에 대하여 충분히 설명한 후 자발적인 동의를 얻어 연구를 진행하였다.

본 연구에 참여한 대상자는 남 9명, 여 9명으로 모두 18명이며, 남자 대상자의 평균 연령은 29.22±4.24, 여자 평균 연령은 25.00±1.22세 이었다. 신장은 남자가 평균 173.33±3.50 cm, 여자는 평균 162.22±5.12 cm 이었다. 체중은 남자가 평균 71.11±7.39 kg, 여자 평균은 53.00±3.32 kg으로 나타났다<Table 1>.

Table 1. Characteristics of subjects (N=18)

Sex/characteristics	Male	Female
Number(%)	9(50%)	9(50%)
Age	29.22±4.24	25.00±1.22
Height(cm)	173.33±3.50	162.22±5.12
Weight(kg)	71.11±7.39	53.00±3.32

2. 용어의 정의

1) 족저압의 이론적 정의

보행 시 압력중심은 입각기 후기에 후족부의 후 외측 가장자리에서 시작하여 발의 중간영역까지 거의 선형으로 움직이며 중앙선을 기준으로 외측을 유지하게 된다. 그 다음으로 발의 전족부를 향하여 내측으로 움직이며 입각기가 끝나면서 첫 번째와 두 번째 발가락으로 이동한다(Norkin와 Levangie, 1992).

2) 족저압의 조작적 정의

보행 시 압력중심은 후족부 1,2,3,4번 감지기로부터 발바닥의 중간지점을 지나 전족부 5번째 발가락 17,18,19,20번 감지기에 이르렀다가 안쪽 무지 부위

24번 감지기를 지난다. 후족부 외측 후반부분은 1번 감지기, 외측 전방부분은 3번 감지기이며, 내측 후방부분은 2번 감지기, 내측 전방부분은 4번 감지기를 의미한다. 또한 전족부 내측부분은 17,18번 감지기, 외측부분은 19,20번 감지기를 의미하며 무지 부위는 24번 감지기를 의미한다<Fig. 1>.

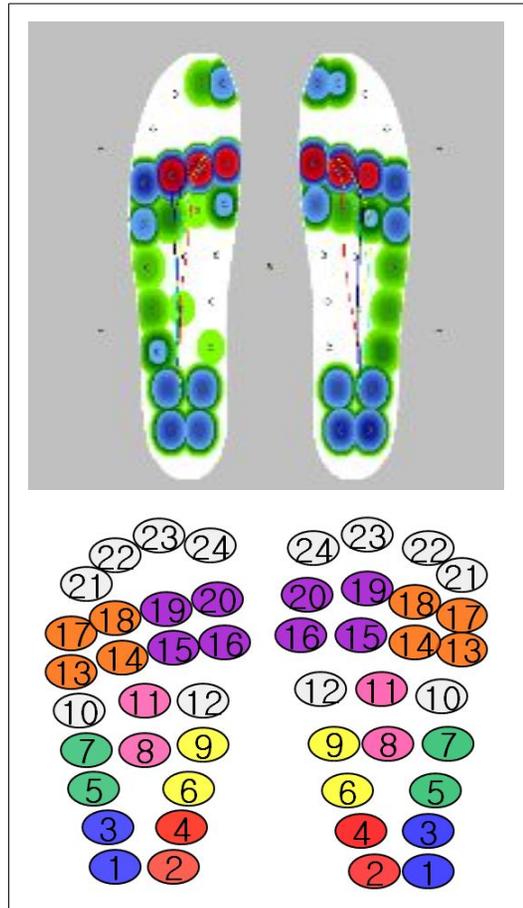


Fig 1. Pressure Sensor Position

3. 실험방법

1) 측정도구

Parotec System은 압력분포 측정시스템으로 정적 균형 유지 상태와 동적 보행 시에 24개의 압력 감지기(pressure sensor)에서 나타나는 값으로 족저압의 분포를 구하게 된다. 24개의 압력 감지기는 신발창

(insole)에 위치하며 신발 안에 삽입된 신발창, 이와 연결되어 정적 및 동적 상태의 평균 압력을 기록하고 저장하는 휴대용 조절기, 조절기와 신발창을 연결하는 좌우가 색깔로 구분된 케이블 조절기에 삽입하여 자료를 입력하는 128 PCMCIA card 족저압 분석을 위한 소프트웨어(PSW Version 3)로 구성되어 있다<Fig. 2>.

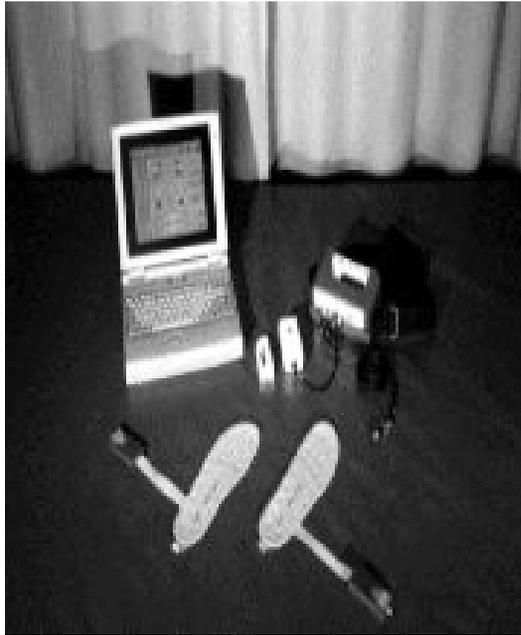


Fig 2. Parotec system

신발창(insole)은 두께가 0.5mm로 얇고 잘 구부러지며 연구대상자의 발 크기에 맞게 골라 신발에 넣어 신을 수 있게 되어있다. Parotec System은 정적인 상태에서의 전·후와 좌·우의 족저압의 분포와 동적인 상태에서의 족저압의 변화를 3차원적으로 나타낼 수 있다. 또한 보행 시 각 걸음에 따른 족저압의 차이나 각 그룹간의 족저압의 비교와 입각 초기(start phase), 입각 중기(support phase), 진출기(push off phase) 그리고 중복기(overlap phase)의 시간과 속도를 비교할 수 있다.

또한 Dartfish는 영상을 캡처하여 동작을 분석할 수 있는 시스템으로 인체 동작을 정량화하여 측정할 수 있는 분석기이다. 측면에서의 초기 입각기시

발목관절의 각도와 중간 입각기시 슬관절의 각도를 알아보기 위하여 고관절, 슬관절의 외측상과, 족관절의 외과를 마커(marker)로 표시하였으며 보행시 캄코더(소니사)를 이용하여 영상을 촬영한 후 Dartfish로 분석하였다.

2) 실험절차

본 실험에 앞서 연구자는 측정 시 문제점을 최소화하고, 실험을 원활하게 수행할 수 있도록 1명의 예비실험을 하였다. 또한 동일 대상으로 평지 보행과 트레드밀 보행 시 순서는 무작위로 실험하였다. 실험 조건이 무작위로 추출된 대상자는 평지와 트레드밀 보행 시 족저압을 측정하기 위해 parotec system을 착용하고 불편함이 없는 지 확인 하였으며, 초기 입각기시와 중간 입각기시의 각도를 알아보기 위해 마커를 표시하였다.

본 실험을 통해 측정된 편안한 걸음 속도 2km/h로 걷도록 하였으며 측면에서는 캄코더를 이용하여 촬영하였으며, 이는 Dartfish 동작 분석 시스템을 이용하여 분석하였다.

4. 분석방법

얻어진 값은 부호화 하여 SPSS 12.0을 이용하여 분석하였다. 평지와 트레드밀 보행 시 지면 접지 시간, 족저압의 차이와 입각 초기의 발목관절 각도와 입각 중기의 슬관절 각도의 차이를 알아보기 위해 대응표본 t-검정을 실시하였으며 통계학적 유의성 검증을 위한 유의수준 α 는 .05로 정하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 평지보행과 트레드밀 보행 시 지면 접촉 시간의 좌, 우 대칭성 비교

평지 보행과 트레드밀 보행 시 하지가 지면에 닿은 시간을 비교하여 좌우 하지의 대칭성을 비교하였다. 평지 보행에서 좌측 531.56 ± 202.87 msec, 우측 665.89 ± 142.45 msec 로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 트레드밀 보행에서도 좌측 680.83 ± 266.10

Table 2. Comparison of symmetry of Total contact time between left and right foot

(Unit: msec)

	symmetry		t	p
	left	right		
ground walking	531.56±202.87	665.89±142.45	-2.015	.060
treadmill walking	680.83±266.10	621.33±251.26	0.611	.549

msec, 우측 621.33±251.26 msec 로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 2).

2. 평지보행과 트레드밀 보행 시 좌, 우측의 족저압 변화

1) 좌측 하지의 족저압 비교

Table 3. Comparison of left foot pressure between ground and treadmill walking

(Unit: N/cm)

Sensor (left)	Foot pressure		t	p	Sensor (right)	Foot pressure		t	p
	Ground	Treadmill				Ground	Treadmill		
1	0±0	2.18±9.25	1.00	.331	13	4.63±3.02	5.37±3.03	0.92	.368
2	11.37±8.82	9.58±5.48	-0.82	.421	14	4.64±2.59	5.51±2.93	1.01	.324
3	8.04±5.94	8.00±4.56	-0.02	.978	15	5.36±2.60	6.46±3.51	0.10	.333
4	7.12±5.84	7.39±4.30	0.16	.872	16	6.56±3.41	8.65±5.77	1.38	.186
5	3.20±2.71	4.63±3.44	1.21	.241	17	4.80±2.41	5.24±2.74	0.56	.582
6	1.53±1.64	1.99±2.08	0.90	.382	18	7.72±3.87	7.83±3.03	0.11	.914
7	3.02±2.71	4.56±3.35	1.60	.127	19	9.10±4.86	8.79±3.30	-0.23	.820
8	2.20±1.93	3.09±2.19	1.22	.239	20	9.54±5.55	10.54±8.50	0.55	.590
9	0.29±0.36	0.37±0.69	0.38	.709	21	3.29±2.56	2.89±2.24	-0.91	.377
10	3.53±2.06	4.37±3.13	1.01	.325	22	4.59±4.04	3.54±2.54	-1.36	.192
11	2.14±1.34	2.76±2.00	1.06	.303	23	4.60±3.17	3.29±2.97	-1.97	.066
12	0.28±0.38	0.40±0.69	0.72	.477	24	11.20±4.66	8.44±6.76	-1.63	.121

Table 4. Comparison of left foot pressure between ground and treadmill walking

(Unit: N/cm)

Sensor (right)	Foot Pressure		t	p	Sensor (right)	Foot Pressure		t	p
	Ground	Treadmill				Ground	Treadmill		
1	11.11±6.49	5.87±5.62	-3.562	.002*	13	5.23±3.70	4.57±3.83	-0.742	.468
2	2.06±8.78	2.09±8.86	1.000	.331	14	5.80±2.76	6.07±3.65	0.341	.737
3	10.02±4.79	5.57±4.93	-2.937	.009*	15	6.07±3.38	6.28±3.74	0.324	.750
4	9.50±5.23	5.65±5.24	-2.140	.047*	16	8.71±7.04	7.96±6.78	-0.652	.523
5	5.13±2.64	3.51±3.27	-1.698	.108	17	6.55±3.75	4.72±2.30	-2.289	.035*
6	2.20±2.04	2.02±1.84	-0.346	.734	18	12.27±6.62	10.00±5.11	-1.449	.165
7	4.84±2.41	4.35±4.04	-0.466	.647	19	11.73±6.48	8.97±4.76	-2.054	.056
8	3.43±1.74	3.24±2.60	-0.253	.804	20	11.62±6.38	8.35±6.01	-2.107	.050*
9	0.38±0.52	0.32±0.40	-0.792	.439	21	3.82±2.80	2.78±1.89	-2.482	.024*
10	4.72±3.27	4.21±3.88	-0.536	.599	22	4.55±3.25	3.38±2.03	-2.924	.009*
11	2.99±1.84	3.18±1.87	0.344	.735	23	4.06±3.60	2.57±2.80	-2.650	.017*
12	0.82±1.32	0.64±0.77	-0.697	.495	24	14.99±8.08	9.70±6.75	-3.418	.003*

평지보행과 트레드밀 보행 시 좌측 하지의 족저압에는 유의한 차이를 보이지 않았다. 후족부 2번에서 평균값의 감소가 두드러지게 나타났으나 통계적으로 유의하지는 않았으며, 전족부 19,21,22,23번과 무지부 24번에서 각각, 9.10 ± 4.86 와 8.79 ± 3.30 , 3.29 ± 2.56 와 2.89 ± 2.24 , 4.59 ± 4.04 와 3.54 ± 2.54 , 4.60 ± 3.17 와 3.29 ± 2.97 , 11.20 ± 4.66 와 8.44 ± 6.76 로 평균값의 감소를 보였으나 유의한 차이는 나타내지 않았다 (Table 3).

2) 우측 하지의 족저압 변화

평지보행과 트레드밀 보행 시 우측 하지의 족저압 변화는 후족부 1번, 3번, 4번에서 각각 11.11 ± 6.49 에서 5.87 ± 5.62 , 10.02 ± 4.79 에서 5.57 ± 4.93 , 9.50 ± 5.23 에서 5.65 ± 5.24 로 나타나 유의한 차이로 족저압의 감소를 나타냈으며, 전족부 17번, 20번, 21번, 22번, 23번, 무지부 24에서 통계학적으로 유의한 차이로 족저압이 감소하였다(Table 4).

3. 평지보행과 트레드밀 보행시 입각 초기와 입각 중기시 발목관절과 슬관절의 각도 비교.

1) 입각 초기 발목관절 각도 비교.

평지 보행과 트레드밀 보행 시 입각 초기 발목관절의 각도를 비교하였다. 평지 보행에서 발목 관절 각도가 $18.17 \pm 2.25^\circ$, 트레드밀 보행에서 $12.28 \pm 4.82^\circ$ 로 통계학적으로 유의한 차이를 보이며 감소한 것으로 나타났다(Table 5).

2) 입각 중기 슬관절 각도 비교

평지 보행과 트레드밀 보행 시 입각 중기 슬관절 각도를 비교하였다. 평지 보행에서는 슬관절 각도가 $164.35 \pm 7.87^\circ$, 트레드밀에서는 슬관절 각도가 $162.33 \pm 8.29^\circ$ 로서 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 5).

4. 평지 보행과 트레드밀 보행 시 지면 접촉 시간의 비교

평지 보행과 트레드밀 보행 시 지면에 발이 닿아 있는 접촉 시간의 총량을 비교해 보았다. 좌측 하지의 지면 접촉 시간은 평지 보행에서 531.56 ± 202.87 msec, 트레드밀 보행에서 680.83 ± 266.10 msec로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다.

우측 하지의 지면 접촉 시간은 평지 보행에서 665.89 ± 142.45 msec, 트레드밀 보행에서 621.33 ± 251.26 msec

Table 5. Comparison of joint angle between ground and treadmill walking

(Unit: Deg)

	Angle of joint		t	p
	Ground walking	Treadmill walking		
Initial contact(ankle)	18.17 ± 2.25	12.28 ± 4.82	-5.225	.000*
Mid stance(knee)	164.35 ± 7.87	162.33 ± 8.29	-1.004	.330

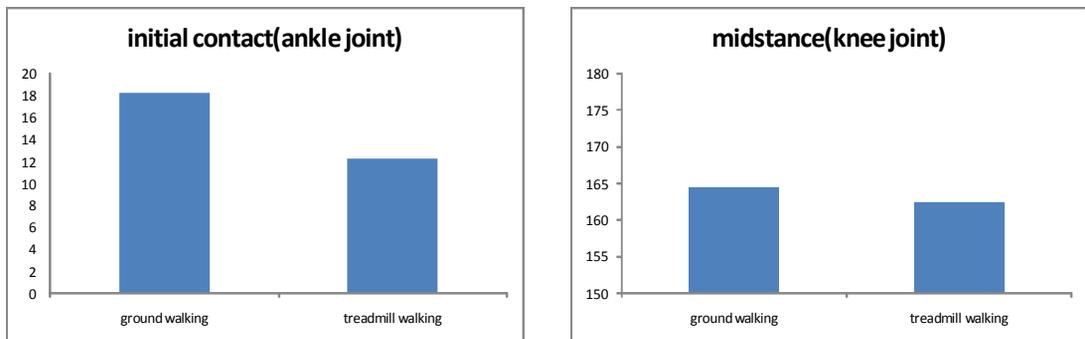


Fig 3. Joint angle between ground and treadmill walking

Table 6. Comparison of Total contact time between ground and treadmill walking (Unit: msec)

	Total contact time		t	p
	Ground walking	Treadmill walking		
Left	531.56±202.87	680.83±266.10	2.348	.031*
Right	665.89±142.45	621.33±251.26	-0.679	.506

로 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 (Table 6).

IV. 고 찰

트레드밀은 기구로서 인체의 동작을 연구하는데 보다 편화되어 있으며, 특히 지면 반발력 측정을 위해서는 아주 중요성을 제공해 줄 수 있는 것이다 (Gottschall와 Kram, 2005). 또한 트레드밀 운동은 속도를 조절할 수 있으며, 보행 주기를 일관성 있게 기록할 수 있는 장점이 있다.

따라서 Goldberg 등(2008)은 트레드밀을 통해서 보행을 분석하고, 지면 반발력을 측정하는 것이 유용하다고 하였으며, 정상인, 혹은 환자들의 보행 추진력을 연구하는데 매우 중요한 요소로 인정할 수 있다고 하였다.

김좌준 등(2005)은 트레드밀을 이용하여 체중지지 보행 훈련을 적용한 결과 보행 속도 및 분속수를 향상시키는 긍정적인 효과를 나타냈다고 보고하여 트레드밀 보행 훈련이 임상에서 다양하게 적용될 수 있음을 제안하였다.

Kernozek과 LaMott(1996)는 족저압을 측정함으로써 다양한 일상생활동작과 기능적 활동 중 발의 특정 부위에 가해지는 압력을 관찰할 수 있다고 하였으며, 족저압을 측정할 수 있는 평가 도구로서 힘판(force plate), 압력판(pressure plate) 등이 있다고 하였다.

노정석과 김택훈(2001)의 Parotec system을 이용한 보행 속도 변수와 족저압 측정의 신뢰도에 미치는 영향을 연구한 보고서에서 보행 속도, 부위별 감지기에 따른 신뢰도에 큰 차이가 없었다고 보고하였으며, 특히 Parotec system을 이용한 족저압 측정은 높은 신뢰도를 인정할 수 있었다고 하였다.

또한 Goldberg 등(2008)은 지면 반발력은 속도(speed),

속력(cadence)에 따라 평지 보행과 트레드밀 보행에서 차이는 있었지만, 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았으며, 보행의 추진력을 만들어 내는 최고 지면 반발력(peak of propulsion) 또한 트레드밀 보행이 평지 보행 보다 낮아진 것을 볼 수 있었으나 통계학적으로 유의한 차이는 없었다고 보고 하였다. 이는 본 연구의 결과와 유사한 결과로서 후족부 부위와 전족부 부위의 족저압이 현저히 감소하였으나 우측에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었으나 좌측에서는 유의한 차이가 나타나지 않아 앞으로 좌우측, 혹은 우세하지와 비우세하지의 차이에 대한 연구가 더욱 더 필요할 것으로 사료된다.

조규원과 김유신(2001)은 트레드밀 보행 시 경사도와 속도에 따른 보행 형태의 운동학적 분석 연구에서 보행 속도와 경사도에 따른 족관절, 슬관절, 고관절의 각도와 각 관절의 각속도의 상관 관계를 보고하였다. 이 보고에서 트레드밀 보행 시 속도가 증가하면, 족관절의 관절 각도가 증가하며, 오름 경사로 보다는 내림 경사로에서 그 값이 더 크다고 보고 하였다. 또한 슬관절의 각도도 족관절과 같은 결과를 보였다고 하였다.

위의 연구에서 관절 각도가 속도 의존적이며, 경사도에 따라 상관 관계가 있는 것으로 나타났으나, 본 연구에서는 속도를 통제하였기 때문에 속도에 따른 족관절, 슬관절의 각도는 연구하지 못하였지만, 트레드밀 보행에서 초기 입각기 족관절 각도가 평지 보행에 비해 감소한 것으로 나타났으며, 중간 입각기 슬관절 각도는 변화가 없었던 것으로 나타났다.

V. 결 론

본 연구는 정상 성인 18명을 대상으로 평지보행과 트레드밀 보행을 2Km/h 속도도 적용한 후 10초

동안의 데이터를 구하여 양측 하지의 대칭성, 족저압의 변화와 관절각도의 변화, 지면 접지 시간 등의 변수를 연구하였다. 서로 다른 보행 환경에서 좌우 하지의 대칭성은 동일하였으나 트레드밀 보행이 평지 보행보다 족저압이 전반적으로 감소하는 것으로 나타났으며, 이는 좌측 하지보다 우측하지에서 더욱 뚜렷하게 나타났다.

족관절 각도 비교에서는 입각 초기 시 트레드밀 보행이 평지 보행보다 통계학적으로 유의한 수준으로 감소하였으나 입각 중기 슬관절 각도 비교에서 트레드밀 보행과 평지 보행에서 차이가 없는 것으로 나타났다.

평지 보행과 트레드밀 보행에서 지면 접촉 총 시간을 비교해 본 결과 좌측 하지에서는 트레드밀 보행이 지면 접촉 시간이 통계학적으로 유의한 수준으로 증가한 것을 볼 때, 트레드밀 보행에서 족저압의 부하가 적은 것으로 나타나 편마비 환자 및 하지 마비 환자들의 초기 보행 훈련으로 트레드밀 보행이 더욱 더 유익할 것으로 나타났다.

특히 트레드밀 보행에서 우측 하지에서의 족저압 변화가 큰 것으로 나타나 우세측 하지의 역할이 매우 중요한 것으로 해석할 수 있다.

트레드밀 보행은 보행 속도가 일정하지 않은 평지 보행에 비해 상대적으로 일정한 보행 속도를 유지할 수 있으므로 앞으로 보행 속도에 따른 트레드밀 보행 연구가 더욱 더 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

권혁철, 김인숙. 독립보행이 가능한 편마비 환자의 하지 체중지지 특성에 관한 고찰. 대한물리치료학회지, 1988;9(1):1-11.

김좌준, 노민희, 구봉오 등. 속도-의존적 체중지지 트레드밀 보행이 뇌졸중 환자의 보행에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 2005;17(3):339-350.

노정석, 김택훈. Parotec system을 이용한 족저압 측정의 신뢰도. 한국전문물리치료학회지. 2001;8(3): 35-41.

조규권, 김유신. 트레드밀 보행 시 경사도와 속도에 따른 보행 형태의 운동학적 분석. 한국운동역학

회지. 2001;11(2):175-191.

Bean J.C, Chaffin C.B, Schultz A.B. Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: a double Linear programming method. J Biomech. 1988;21(1):59-66.

Bohannon RW. Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables. Arch Phys Med Rehabil. 1987;68(11):777-781.

Bowker P, Messenger N. The measurement of gait. Clin Rehabil. 1988;2(2):89-97.

Crowninshield RD, Brand RA. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J Biomech. 1981;14(11):93-801.

Dimitrijevic MR, Larsson LE.. Neural control of gait: clinical neurophysiological Appl Neurophysiol. 1981;44(1-3):152-159.

Glitsch U, Baumann W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. J Biomech.1997;30(11):1123-1131.

Goldberg EJ, Kautz SA., Neptune RR. Can treadmill walking be used to assess propulsion generation. J Biomech. 2008;41(8):1805-1808.

Gottschall JS., Kram R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. J Biomech. 2005;38(3): 445-452.

Hamil J, Bates BT, Kinneth HG. Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. Med Sci Sports Exercise. 1992;24(.7):807-813

Herzog W. Individual muscle force estimations using a non-liner optimal design. J Neurosci Methods. 1987;21:167-179.

Hesse S, Bertelt C, Jahnke M.T. Treadmill training with partial weight bearing support compared with physiotherapy nonambulatory hemiparetic patient. Stroke, 1995;26:976-981.

Inman VT. Human locomotion. Can Med Assoc J. 1966;94:1047-1054.

Kernozek TW, LaMott EE. Comparison of plantar pressure between the elderly and young adults. Gait Posture. 1995;3(1):31-48.

- Miller EW, Quinn ME, Seddon PG. Body weight support treadmill and overground ambulation training for two patient with chronic disability secondary to stroke. *Phys ther.* 2002;82(1):53-61
- Pedersen DR, Brand RA, Cheng C et al. Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming. *J Biomech Eng.* 1987;109(3):192-198.
- Pedotti A, Krishnan VV, Stark L. Optimization of muscle force sequencing in human locomotion. *Math Biosci.* 1978;38(1-2):57-76.
- Perry J. *Gait analysis.* New Jersey. Slack. 1992.
- Pierrynowski MR, Morrison JB. Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking; A physiological solution. *Math Biosci.* 1985;75(1):43-68.
- Seireg A, Arvikar RJ. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J Biomechanics.* 1975;8(2):89-102
- Silver KH., Marko RF, Forrest LW et al. Effect of aerobic treadmill training on gait velocity, cadence, and gait symmetry in chronic hemiparetic stroke: a preliminary report. *Neurorehabil Neural repair,* 2000;14(1):65-71
- Simoneau GG. *Kinesiology of Walking.* In: Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System.* Mosby. 2002.