



보행 시 장애물 높이에 따른 정상 성인의 족저압 분포 연구

The Study of Plantar Foot Pressure Distribution during Obstacle Crossing with Different Height in Normal Young Adults

한진태 · 이명희*(대구대학교 대학원) · 김경(대구대학교)

Han, Jin-Tae · Lee, Myung-Hee*(Graduated school of Daegu University) · Kim Kyoung(Daegu University)

국문요약

본 연구는 장애물을 넘는 동안 장애물의 높이 변화가 보행 시 족저압에 미치는 영향을 알아보기 위해 실시하였으며 이를 위해 족저 최고 족저압과 최대 힘, 압력 중심의 이동 경로를 중심으로 자료를 수집하여 분석하였다. 근 골격계에 문제가 없는 열여섯 명의 건강한 젊은 성인이 이 연구에 참여하여 맨발로 각각 평지, 10cm, 20cm 그리고 30cm의 장애물을 넘는 동안 입각기 발의 족저 최고 족저압과 최대 힘, 압력중심 이동경로를 측정하였다. 측정은 Tekscan사의 Footmat system을 이용하였으며, 대상자의 발을 일곱 개의 영역(두 개의 발가락 영역, 세 개의 전족부 영역, 한 개의 중족부와 후족부 영역)으로 나누어 수집한 자료를 일원배치분산분석을 이용하여 분석하였다. 본 연구를 통해 높이가 다른 여러 가지 장애물을 넘을 때, 입각기 동안 족저의 영역별 최고 족저압과 최대 힘은 발가락부위에서 유의하게 증가하는 것을 알 수 있었고 후족부위에서는 감소하였다. 그리고 장애물의 높이가 높아질수록 압력중심 이동경로가 짧아지면서 전족부에서 외전하는 경향을 볼 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 장애물 보행 시 장애물의 높이가 발의 구조와 기능에 영향을 미친다는 것을 확인할 수 있었다.

ABSTRACT

J. T. HAN, and M. H. LEE, AND K. KIM, The Study of Plantar Foot Pressure Distribution during Obstacle Crossing with Different Height in Normal Young Adults. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 2, pp. 1-9, 2008. The purpose of this study was to investigate the effect of different obstacle heights on the plantar foot pressure during obstacle crossing. Sixteen healthy adults who had no musculoskeletal disorders were instructed to perform unobstructed level walking and to step over obstacles corto 10cm, 20cm, 30cm. Plantar foot forces and pressures were recorded by the Footmat system(Tekscan, Boston, USA) during level and obstacle walking with barefoot. Plantar foot surface was defined as seven regions for pressure measurement; two toe regions, three forefoot regions, one midfoot region, one heel region. One-way ANOVA was used to compare each region data of foot according to various heights. The results indicated that there are significant differences on peak pressure and maximal forces regarding each region at stance phase. As height of obstacle became high, the pathway of COP had a tendency to be short and abducted. Plantar pressure of foot could be changed by obstacle height and these findings demonstrated that obstacle with different height have an effect on structure and function of the foot.

KEYWORDS : OBSTACLE, PRESSURE, GAIT

I. 서론

인간의 직립자세는 발에 의해 제공되는 비교적 작은 기저면 위에서 높은 압력중심을 유지해야 하기 때문에 본질적으로 불안정하다(Winter, 1995). 특히 보행 중 장애물 넘기는 입각기 하지가 정확하게 지면에 접촉하여 신체 균형을 유지하는 동안 유각기 하지가 섬세한 조절을 하는, 매우 조화된 관절 운동이 필요한 복잡한 운동 과제이다. 또한 이러한 장애물 넘기는 장애물의 높이가 증가 할수록 하지의 활동이 활발해진다(Han, Paik & Im, 1999; Chesnin, Selby-Silverstein & Besser, 2000).

장애물 보행 시 가장 중요한 것은 안전하게 장애물을 넘는 것이다. 그러나 여러 가지 하지의 활동들이 실패를 하게 되면 장애물에 걸리거나 균형을 잃게 되어 낙상의 원인이 된다. 즉, 장애물을 처음 넘는 발이 장애물에 걸리면 몸의 중심이 앞으로 이동하면서 낙상의 위험이 커지게 되는데 여러 선행연구들에 의하면 장애물과 장애물을 처음 넘는 발 사이의 최소 수직 거리 (foot clearance)가 안전한 장애물 보행의 지표가 된다고 보고하였다(Sparrow, Shinkfield, Chow & Begg, 1996). Austin, Garrett와 Bohannon(1999)은 젊은이를 대상으로 네 가지 높이(0cm, 3.1cm, 7.6cm, 12.6cm)의 나무로 만든 장애물을 넘는 보행 실험을 하여 하지 관절의 움직임 분석하였다. 그 결과 장애물의 높이가 증가 할수록 발목, 무릎, 엉덩이 관절의 움직임이 현저히 변하는 것으로 나타났으며, 더 많은 주의가 요구되며 낙상의 위험성 또한 큰 것으로 보고하였다. 또, Chen, Ashton-Miller, Alexander와 Schultz(1991)가 실시한 연령과 성별에 따른 장애물 보행에 관한 연구에서, 젊은이보다 노인이 훨씬 더 조심스럽게 장애물을 넘는다고 하였는데 그 증거로 장애물을 넘는 속도가 느리고 보폭과 먼저 넘는 발(leading foot)의 뒤꿈치와 장애물 간 거리가 더 짧게 나타났다고 보고하였다. 또한 남성이 여성보다 장애물을 나중에 넘는 발(trailing foot)의 발가락-장애물간 거리가 더 크게 나타났고 확보장 또한 컸으며 장애물을 넘는 속도 역시 빠르게 나타났다. 장애물 높이가 증가할수록 장애물을 넘는 속도는 줄어들었으며 장애물을 넘는 발의 최소 수직 거리

는 증가하였다고 보고하였다.

족저압은 보행 중 발의 정적 그리고 동적 압력을 정량화하기 위해 측정한다. 또한 당뇨병환자에게 괴사의 위험을 확립하기 위한 심사도구로 널리 사용되고 있다(Cavanagh와 Ulbrecht, 1994; Lavery, Armstrong, Vela, Quebedeaux와 Fleischli, 1998). 족저압은 운동과학의 임상분야와 연구 분야에서 많은 관심을 갖고 있는 측정 대상 중 하나이며 족저압을 측정함으로써 다양한 일상생활동작과 기능적 활동 중 발의 특정부위에 가해지는 압력을 관찰할 수 있다(노정석, 김택훈, 2001). 족저압력 분포의 측정을 통해서 발의 각 부위에 전달되는 충격을 자세하게 평가할 수 있을 뿐만 아니라, 이러한 압력분포의 측정과 분석을 통하여 부상의 진단 및 치료에도 이용될 수 있다(이종숙, 김용재와 박승범, 2004). 또한 족저압 측정에 의한 입각기의 분석에서 족저압 측정을 보행과 관련지어 분석하는 것이 환자의 족부에 대한 문제를 정확하게 분석할 수 있고(이규환 등, 1996) 여러 가지 치료의 경과를 알 수 있는 지표로 유용하다고 보고하였다(백남중, 이민석, 1997).

보행 시 발에 작용하는 압력은 여러 개의 센서로 구성된 압력 측정판을 통해, 지면과 닿아있는 부위의 센서에서 감지하는 힘으로 측정할 수 있다. 지면반발력은 힘 측정판(force platform)을 이용하여 측정하게 되는데, 힘 측정판은 앞·뒤, 좌·우, 아래·위, 세 가지 방향에서 작용하는 힘을 측정할 수 있다는 장점이 있으나, 발의 국소부위에 작용하는 압력은 측정할 수 없다. 이에 비해 압력 측정판은 입각기 동안 발바닥에 가해지는 하중을 영역별로 측정할 수 있어서 발에 말초 신경학적 질환이나 류마티스성 관절염이 있는 환자에게 사용하기 적합한데(Orlin과 Mcpoil, 2000; Rodgers, 1995), Minns와 Craxford(1984)는 류마티스환자의 경우 중족골머리(metatarsal head) 위의 최대 압력이 건강한 사람보다 2-3배 정도 높다고 하였다. 또한 증가된 족저압은 직접적인 전족부 변형의 원인이 될 수 있으며, 발 기능 변화와 근력 약화 역시 전족부의 크기와 부하 형태에 영향을 미친다(Otter, Bowen과 Young, 2004; Woodburn과 Helliwell, 1996; Turner, Helliwell, Lohmann Siegel과 Woodburn, 2008).

보행은 인체의 이동을 위한 가장 기본적인 운동으로

연구대상(n)	나이(세)	신장(cm)	체중(kg)	발 사이즈(mm)
16	28±23	168.45±1.9	58±7.2	251.2±2.2

서, 인간의 정상적인 성장발달을 도모할 뿐만 아니라 현대인들에게 부족한 운동량을 보완해주며 건강을 유지·증진시킨다는 점에서 더욱 중요시 되고 있다. 비록 건강한 사람에게는 어렵지 않지만, 보행 중 장애물 넘기와 같은 운동 과제는 운동기능이 떨어졌을 때 매우 힘들어지게 되며 큰 위험에 빠질 수도 있다. 특히 노인들에게 있어 보행 중 장애물에 걸려 넘어지는 것은 낙상의 큰 원인이 된다. 선행연구들을 볼 때, 낙상을 예방하는 측면에서 장애물 보행의 생역학적 특성을 분석하는 것은 큰 의미가 있다고 생각되며 현재 장애물을 넘는 동안 장애물 높이에 따른 운동학적(kinematics) 분석은 많이 수행되고 있으나 족저압 변화와 압력중심 이동에 관한 연구는 부족한 실정이다.

따라서 본 연구는 정상성인을 대상으로 보행 중 여러 가지 높이의 장애물을 넘는 동안 족저 최고 압력값과 최대 힘, 그리고 압력중심의 이동이 어떻게 변하는지 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 20대 성인을 대상으로 하였고, 실험을 실시하기 전에 연구의 목적과 방법에 대하여 대상자에게 상세한 설명을 하였으며, 대상자들의 자발적 동의를 얻은 후 실험을 실시하였다. 대상자는 근골격계 관련 질환 및 발과 관련된 질환이 없으며, 평지 보행에 장애가 없는 자로, 30cm의 장애물을 넘을 수 있는 대상자를 선정하였다.

2. 실험장비

본 연구에서 장애물을 넘을 때, 입각기 동안 발바닥

에 가해지는 압력을 측정하기 위해 사용된 실험도구는 Matrix 형태의 저항식 압력 센서인 Footmat system(Tekscan, USA)이다. 압력센서의 너비는 702.579 mm이며 센서는 가로 44개, 세로 52개로 구성되어 있다 (MatScan user manual).

보행 시 압력 분포는 Tekscan의 상용 프로그램을 이용하여 60 frame/sec로 자료를 수집하였고, Tekscan Pressure Measurement System Version 5.23을 이용하여 발바닥의 영역을 구분한 후, 각 영역을 분석하였다.

3. 실험절차

보행 시작 전 대상자의 체중을 측정하여 프로그램에 입력하고 압력 측정판 위에서 대상자가 10초 동안 움직임 없이 양발로 서도록 하여 각 대상자의 체중을 측정하였다. 장애물은 너비 1m, 폭 3cm로, 높이를 0cm, 10cm, 20cm, 30cm(H0, H1, H2, H3)로 조절 가능하도록 제작하였다. 실험자의 '시작' 구령에 의해, 대상자들에게 길이 10m, 폭 1m의 길을 맨발로, 그리고 보행 속도는 메트로놈을 이용하여 보행 연습을 한 후 편안한 속도(80m/min)로 보행을 하도록 지시하였다. 장애물 높이를 무작위로 정하여 실험을 실시하였으며, 장애물을 건너기 전 오른쪽 발이 foot mat을 밟고 지나도록 하였다. 각각의 실험과제는 3회 실시하여 그 평균값을 채택하였다.

4. 족저영역(plantar regions)

족저를 구분하는 이유는 발바닥의 압력에 관련된 정보를 하나의 합쳐진 수치로 얻기보다는 세분화하여 각 영역별 압력분포 특성을 분석하기 위함이다(김용재 등, 2004). 본 연구에서는 압력측정을 위해 발을 7개의 영역으로 정의하였다(Kernozk와 LaMott, 1995; Menz와 Morris, 2006); 두 개의 발가락 영역(toe regions), 세 개의 전족 영역(forefoot regions), 하나의 중족 영역

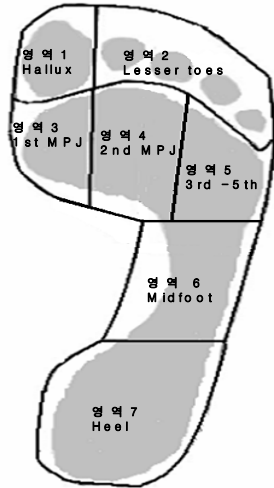


그림 1. 분석에 사용된 7개의 족저영역

(midfoot region), 그리고 하나의 후족 영역(heel region). 발가락 영역은 엄지발가락 영역과 다른 네 개의 발가락 영역 등 두 개로 나누었다. 그리고 세 개의 전족 영역 중, 내측 전족영역은 1번째 중족 골두 아래, 가운데 영역은 2, 3번째 중족 골두 아래, 외측 중족 영역은 4, 5번째 중족 골두 밑 부분이다. 그림 1은 나누어진 족저 영역을 보여주고 있다.

5. 자료 분석

정상성인의 장애물 보행 시 장애물 높이에 따른 족저압의 변화를 알아보기 위해 부위별 족저 최고 압력

값(peak pressure, kPa)과 최대 힘값(maximum force, N), 압력중심(pathway of COP)의 이동경로를 알아보았다.

그리고 장애물 높이에 따른 영역별 최고 압력값과 최대 힘값에 대한 유의성을 알아보기 위하여 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였고 사후검정으로 LSD를 사용하였다. 또한 압력중심이동경로를 분석하였다. 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 하였다. 자료의 통계처리를 위해 윈도우 용 SPSS 12.0 프로그램을 사용하였다.

III. 연구 결과 및 논의

1. 영역별 최고 압력값 비교

<표 2>는 보행 시 장애물 높이에 따른 족저 영역별 최고 압력 값을 나타낸 것이다. 이는 장애물 보행 시 지면과 접촉하였을 때 전 구간을 통하여 나타나는 족저 영역별 최고 압력 값을 말한다. 족저 영역별 최고 압력 값은 장애물 높이가 높아질수록 대체로 높아지는 경향을 보였다.

발가락 부위(영역 1, 2)의 족저 최고 압력 값은 평지 보행과 비교해 장애물의 높이가 증가할수록 대체적으로 증가하였고 영역 2에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 사후검정 결과 영역1과 영역2 모두 평지보행과 장애물 높이 30cm 사이에 그리고 장애물 높이 10cm와 장애물 높이 30cm 사이에 통계적으로 유

표 2. 장애물 높이에 따른 영역별 족저 최고 압력 값(M±SD)

단위: KPa

족저영역	0cm	10cm	20cm	30cm	F	p
영역1	67.21±22.24	69.13±26.25	90.00±23.11	96.68±31.60	2.58	.07
영역2	16.71±7.07	17.17±5.44	19.97±7.99	27.07±8.52	3.38	.03*
영역3	49.62±18.37	53.33±25.94	55.89±17.42	58.71±25.95	.24	.86
영역4	97.66±28.77	107.95±30.23	119.65±39.42	122.02±49.07	.71	.55
영역5	43.52±18.48	45.01±22.82	42.74±19.83	47.01±24.42	.06	.98
영역6	12.46±10.82	14.14±9.36	12.20±12.45	14.34±19.32	.05	.98
영역7	89.39±31.50	88.72±38.62	81.06±35.31	74.00±41.63	.30	.81

* $p<0.05$, 영역1: Hallux, 영역2: Lesser toe, 영역3: 1st metatarsal head, 영역4: 2nd metatarsal head, 영역5: 3rd-5th metatarsal head, 영역6: Midfoot, 영역7: Heel

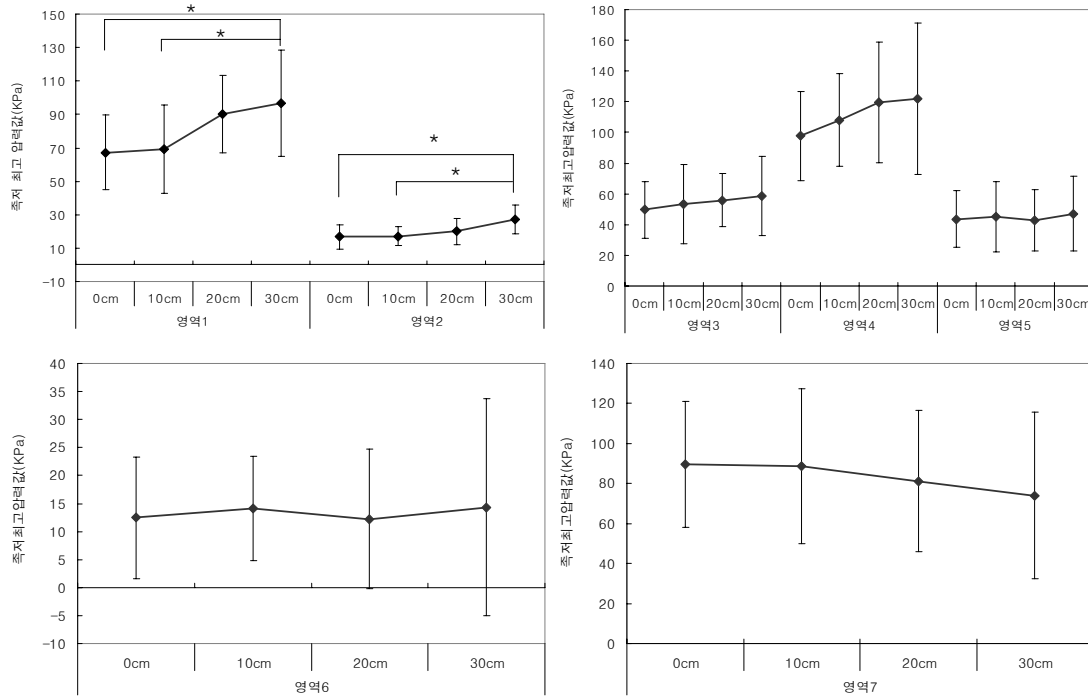


그림 2. 장애물 높이에 따른 영역별 족저 압력 값 변화

의한 차이가 있었다<그림 2>. 전족부 부위(영역 3, 4, 5)의 족저 최고 압력값 역시 장애물 높이가 증가할수록 대체로 증가하였다. 중족부 부위(영역 6)에서의 족저 최고 압력값은 장애물 높이에 따른 변화가 크게 나타나지 않았다. 후족부 부위(영역 7)에서는 평지 보행과 비교해 대체로 감소하는 경향을 보였다<그림 2>. 장애물 높이가 증가할수록 발가락 부위(영역 1, 2)의 최고 압력 값이 증가하는 것은 발가락으로 지면을 더욱 세게 밀면서 나타나는 현상으로 판단되며 이는 장애물을 넘기 위해 추진력을 얻기 위한 것으로 생각되며 Stewart(2005)의 선행 연구 결과와 유사하다. 외측부(영역 5, 6)의 최고 압력 값 증가는 장애물 높이가 증가할수록 장애물을 넘어가는 하지를 더 높이 들어올리기 위해 무게 중심을 지지축 족부의 외측으로 이동시키기 때문이라고 사료된다. 일상생활에서 장애물을 넘어야하는 경우는 흔히 발생한다. 주위에서 흔히 접하게 되는 문턱이나 계단, 경사로와 같은 시설물을 보행하는 경우 계단의 높이나 경사로의 기울기가 보행 시 족저

압력에 영향을 미칠 것으로 생각되어지며 앞으로 연구가 필요리라 사료된다.

2 장애물 높이에 따른 영역별 최대 힘 값

<표 3>은 보행 시 장애물 높이에 따른 영역별 족저 최대 힘값을 나타낸 것이다. 장애물 높이에 따라 영역별 족저 최대 힘값은 대체로 증가하였다<그림 3>. 발가락 부위(영역 1, 2)에서는 장애물 높이가 증가할수록 족저 최대 힘값이 증가하는 경향을 보였으며 장애물 높이가 20cm에서 족저 최대 힘값이 증가하여 30cm에서는 크게 증가하는 경향이 나타났다. 전족 부위인 영역 3, 4에서는 족저 최대 힘값이 대체적으로 증가하였고 영역 5에서는 족저 최대 힘값이 일정하지 않았으나 평지에서서보다는 증가하였다. 중족 부위인 영역 6에서는 족저 최대 힘값이 대체적으로 약간 증가하였고 후족 부위인 영역 7에서는 족저 최대 힘값이 감소하는 경향이 나타났다. 장애물 높이가 증가할수록 발가락 부위

표 3 장애물 높이에 따른 영역별 족저 최대 힘값(M±SD)

단위: N

족저영역	0cm	10cm	20cm	30cm	F	p
영역1	5.90±1.68	5.91±2.24	6.92±1.66	8.27±2.70	2.22	0.01*
영역2	1.52±0.56	1.47±0.46	1.65±0.68	2.30±0.73	3.07	0.04*
영역3	4.40±1.34	4.55±2.22	4.67±1.44	4.87±2.17	0.09	0.96
영역4	8.62±2.01	9.24±2.58	9.67±3.37	10.42±4.19	0.46	0.71
영역5	3.80±1.56	3.85±1.95	3.54±1.75	4.08±2.08	0.11	0.94
영역6	1.06±0.92	1.21±0.80	1.02±1.07	1.35±1.68	0.13	0.94
영역7	19.95±5.99	18.79±6.97	15.96±4.64	15.30±7.54	0.97	0.41

*p<.05, 영역1: Hallux, 영역2: Lesser toe, 영역3: 1st metatarsal head, 영역4: 2nd metatarsal head, 영역5: 3rd-5th metatarsal head, 영역6: Midfoot, 영역7: Heel

(영역1)의 족저 최대 힘값이 증가한 것은 장애물을 넘어가기 위해 지지시간의 길어진 것과 지지하는 하지의 무게중심이동으로 인한 힘이 작용된 것으로 생각되며 전족부(영역 4)에서 높이가 20cm까지는 족저 최대 힘값이 증가하다가 30cm에서 증가가 감소한 이유는 높은 장애물을 안전하게 넘기 위해 체중을 후족부로 이동하여 안정성을 제공하는 것으로 판단되어진다. 여

민우, 이상도와 이동춘(2006)은 보행 속도에 따른 발의 영역별 최대 힘 값 변화에 대한 연구에서 속도가 증가할수록 최대 힘 값이 증가하는 경향을 보였고 특히 발가락 부위에서 큰 차이가 있다고 보고하였다. 본 연구에서는 장애물 높이가 증가할수록 발가락 부위의 족저 힘값이 증가하는 것을 볼 수 있었다.

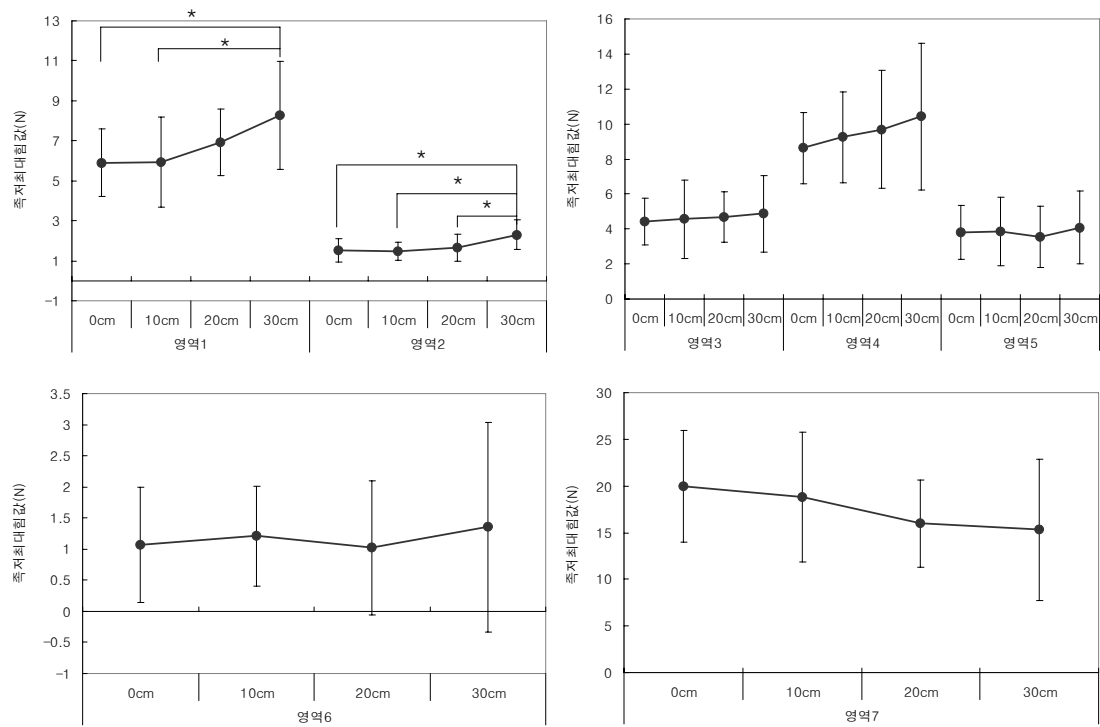


그림 3. 장애물 높이에 따른 영역별 족저 최대 힘값 변화

3. 압력중심이동 비교

압력중심은 수직력에 의한 모멘트의 힘이 0이 되는 곳이며 작용점의 위치와 같은 의미이다. 수평면의 작용점은 수직력의 힘 벡터가 시작되는 압력분포관 위의 한 지점이다. 그러나 발바닥이 지면과 접촉할 때 힘이 발바닥 전체에 작용하기 때문에 한 지점이라고는 할 수 없으므로 압력중심이라고 부른다. 매 접지순간 마다의 압력중심을 구하여 이것을 연결한 것이 압력중심의 이동 경로이다(강길령, 1994).

<그림 4>는 장애물 높이에 따른 압력중심 이동 경로를 나타낸 것이다. 장애물이 없는 경우, 일반적인 압력중심선의 이동경로인 후족부 외측에서 시작하여 끝 지점은 전족부 내측으로 내전하는 결과가 나타났고, 장애물 높이가 높아질수록 압력중심 이동 경로는 짧아지면서 끝 지점에서 외전되는 경향을 보였다. 이런 결과는 장애물 높이가 높아질수록 유각기 하지가 장애물을 넘는 동안 균형을 유지하기 위해 입각기 하지의 압력중심이 전족부에서 유지되고 또한 무게중심이 전족부의 외측으로 이동함을 의미한다.

V. 결론

본 연구는 20대 성인을 대상으로 보행 시 장애물 높이에 따른 족부의 영역별 족저 최고 압력값과 최대 힘값, 그리고 압력중심이동경로를 알아보았다. 측정 결과는 다음과 같다.

1. 보행 시 장애물 높이에 따른 영역별 족저 최고 압력값은 전체적으로 조금씩 증가하였고 발가락 부위인 영역 1, 2에서 변화가 컸으며 장애물 높이가 10cm까지는 족저 최고 압력값이 크게 차이가 없었으나 20cm부터 차이가 나타났고 30cm에서 크게 차이가 나타났다.

2. 보행 시 장애물 높이에 따른 영역별 족저 최고 힘값 역시 대체로 증가하는 경향을 보였으며 발가락 부위인 영역 1, 2에서 크게 증가하였다. 장애물 높이가 20cm까지는 족저 최대 힘값이 차이가 없다가 30cm에서 크게 차이가 나타났다.

3. 보행 시 장애물 높이에 따른 압력중심이동은 장애물 높이가 높아질수록 짧아지는 경향을 보였고 특히 전족부 부위에서 장애물 높이가 높아질수록 외전되는 경향을 보였다.

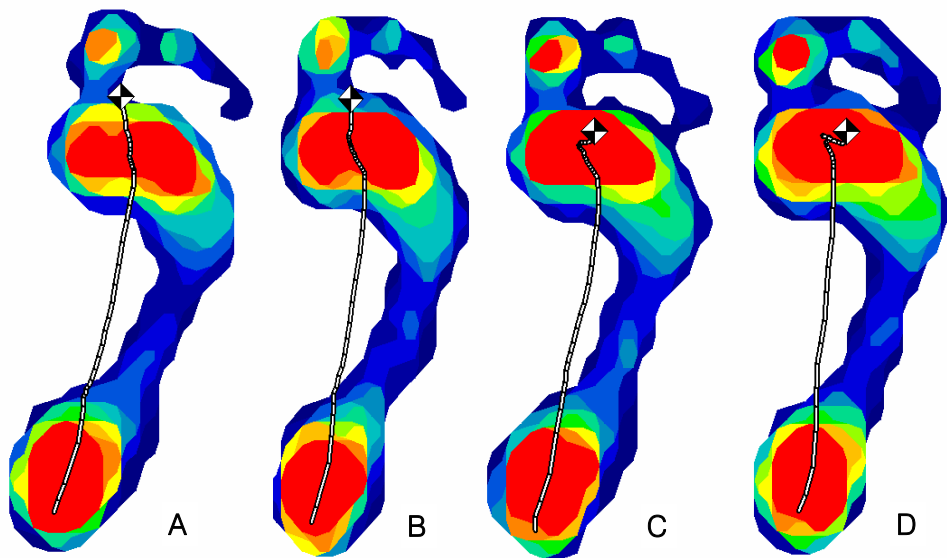


그림 4. 장애물 높이에 따른 압력중심이동경로 A: 0cm, B: 10cm, C: 20cm, D: 30cm

이러한 결과로 볼 때, 평지를 걸을 때 보다 장애물을 넘어 갈 때 족저 최고 압력값과 최대 힘값은 대체적으로 발가락 부위와 전족부에서 증가하고 후족부에서는 감소하는 경향이 나타나고, 압력중심은 외측으로 이동하며 장애물의 높이가 높아질수록 대체적으로 변화가 커짐을 알 수 있었다. 앞으로 일상생활에서 흔히 접하게 되는 계단이나 경사로 보행에서 계단의 높이나 경사로의 기울기가 족저압에 미치는 영향에 관한 연구가 필요하다고 생각한다.

참고문헌

- 김용재, 지진구, 김정태, 홍준희, 이중숙, 이훈식, 박승범 (2004). 20대 여성의 신발종류에 따른 족저압 영역별 비교 연구. **한국운동역학회지**, 14(3), 83-98
- 노정석, 김택훈 (2001). Parotec System을 이용한 족저압 측정의 신뢰도. **한국전문물리치료학회지**, 8(3), 35-41.
- 백남중, 임민석 (1997). 보행 시 족저압 중심의 이동경로에 관한 연구, **대한재활의학회지**, 21(4), 761-771.
- 여민우, 이상도, 이동춘 (2006). 안전화 착화 시 보행 속도에 따른 족저압 분포에 관한 연구. **대한설비관리학회지**, 11(1), 51-63.
- 이규한, 박시복, 이상건, 이강목 (1996). 족저압 측정에 의한 정상인 Stance Phase의 분석. **대한재활의학회지**, 20(2), 524-531.
- 이중숙, 김용재, 박승범 (2004). 기능성 전문테니스화의 족저압력분포 분석. **한국운동역학회지**, 14(3), 99-118.
- Austin, G.P., Garrett, G.E., & Bohannon, R.W. (1999). Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait and Posture*, 10(2), 109-120.
- Cavanagh, P.R. & Ullbrecht, J.S. (1994). Clinical plantar pressure measurement in diabetes: Rationale and methodology. *The Foot*, 4(3), 123-135.
- Chesnin, K.J, Selby-Silverstein, L & Besser, M.P. (2000). Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: Concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait Posture*, 12(2), 128-133.
- Chen, H.C., Ashton-Miller, J.A., Alexander, N.B. & Schultz, A.B. (1991). Stepping over obstacle: Gait patterns of healthy young and old adults. *Journal of Gerontology*, 46(6), M196-203.
- Han, T.R., Paik, N.J. & Im, M.S. (1999). Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait Posture*. 10(3), 248-254.
- Kernozek, T.W. & LaMott, E.E. (1995). Comparisons of plantar pressure between the elderly and young adults. *Gait and Posture*, 3(3), 143-148.
- Lavery, L.A., Armstrong, D.G., Vela, S.A., Quebedeaux, T.L. & Fleischli, J.G. (1998). Practical criteria for screening patients at high risk for diabetic foot ulceration. *Archive of Internal Medicine*, 158(2), 157-162.
- Menz, H.B. & Morris, M.E. (2006). Clinical determinants of plantar force and pressure during walking in older people. *Gait and Posture*, 24(2), 229-236.
- Minns, R.J. & Craxford, A.D. (1984). Pressure under the forefoot in rheumatoid arthritis: A comparison of static and dynamic methods of assessment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 187, 235-242.
- Orlin, M.N. & McPoil, T.G. (2000). Plantar pressure assessment. *Physical Therapy*, 80(4), 399-409.
- Otter, S.J., Bowen, C.J. & Young, A.K. (2004). Forefoot plantar pressure in rheumatoid arthritis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(3), 255-260.
- Rodgers, M.M. (1995). Dynamic foot biomechanics. J

- Orthop Sports Phys Ther*, 21(6), 306-316.
- Sparrow, W.A., Shinkfield, A.J., Chow, S. & Begg, R.K. (1996). Characteristics of gait in stepping over obstacles. *Human Movement Science*, 15(4), 605-622.
- Stewart, L. (2005). In-shoe pressure distribution in MBT shoes versus flat-bottomed training shoes: A preliminary study. *Department of orthopedic surgery*, SSC4 report.
- Turner, D.E., Helliwell, P.S., Siegel, K.L. & Woodburn, J. (2008). Biomechanics of the foot in rheumatoid arthritis: Identifying abnormal function and the factors associated with localised disease 'impact'. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 93-100.
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3(4), 193-214.
- Woodburn, J. & Helliwell, P.S. (1996). Relation between heel position and the distribution of forefoot plantar pressure and skin callosities in rheumatoid arthritis. *Annals of Rheumatic Diseases*, 55(11), 806-810.

투 고 일 : 3월 22일

심 사 일 : 5월 6일

심사완료일 : 6월 20일