

높은 굽이 균형 수행과 근활성도에 미치는 영향

김주경, 김민정, 이성란, 오테영

신라대학교 물리치료학과

The Effects of Shoes Heel Height on EMG and Balance Performance

JK Kim · MJ Kim · SR Kim · TY Oh

Dept. of physical therapy, Silla University

ABSTRACT

Objectives : The purpose of this study was to determine the effects of high heeled shoes on the static & dynamic balance performance and electromyography(EMG) of back and lower extremity muscles. **Materials & Methods** : Sixteen women participated in this study. Subjects were composed two groups with LL shoes group and higher heel shoes group. We carried out Romberg's test and muscle activity of left and right Paraspinalis, Quadriceps femoris, Tibialis anterior, Gastrocnemius muscles by EMG in order to determine static balance performance according heel height. Using by Biorescue(Incenierie company), we trained subject to transfer of COG each direction(Anterior, posterior, Right, Left), we carried out this test for distance, surface, distance/surface in order to determine dynamic balance performance according heel height. The data were analyzed by independent t-test between lower and high heel height using SPSS(ver. 17.0) / PC program. **Results** : There was significant difference of distance($p < .05$) of weight perturbation between lower and high group in dynamic balance performance and EMG value of left Gastrocnemius($p < .05$), both Tibialis anterior($p < .05$) muscle in static balance performance. **Conclusions** : Height of heel has effect on dynamic balance performance in distance of the Anterior, posterior direction. EMG of Gastrocnemius and Tibialis anterior muscles were affected by Romberg's test.

Key words : Balance, EMG, Heigh-heel

I. 서론

균형이란 일상생활을 수행하는 모든 동작에 주요한 영향을 미치며 신체를 평형상태로 유지시키는 능력이다(Cohen 등, 1993; Schlmann 등 1987). 그리고 직립 시 요구되는 감각 입력의 수용과 조직 및 움직임을 계획하고 실행하는 복잡한 과정이며, 이는 주어진 감각 환경에서 지지기저면 안에 중력중심을 조절하는 능력이다(Umphred, 1995). 자세를 조절하기 위한 체계에는 세가지 기본적인 기능적인 요소들이 있는데 생역학적, 감각 조직학적 그리고 운동 협응적 요소들이 거기에 해당한다.

생역학적인 기초를 형성하는 근골격계는 관절가동 범위, 근력, 동통, 감각 및 협응력 등 자세조절 과제에 필요한 근육활동을 포함한다(Shumway-Cook과 Horak, 1990). 생역학적 과제는 항상 환경적 배경에서 수행되는데, 이 환경적 배경은 감각체계로 알아낼 수 있다. 감각 입력에서 말초성 감각수용기는 환경에 관한 정보 및 환경내에서의 신체의 위치와 자신의 신체내에서의 신체 분절의 위치에 관한 정보를 모으며, 중추성 감각구조는 이런 정보가 환경적 배경내에서 제한적인 요소인지, 아니면 기회로 이용할 수 있는 요소인지를 결정하는 과정을 가진다(Umphred, 1995).

일반적으로 기립 균형을 유지하는 동안 주어진 지지기저면 내에서 중력중심이 지지기저면을 벗어나서 쓰러지거나, 쓰러지는 것을 방지하기 위하여 발을 내딛어서 움직일 수 있는 거리의 한계가 있는데 이것을 안정성 한계라 한다(Horak 등, 1989; Nashner, 1990). 안정성 한계에는 지각적 안정성 한계와 실제적 안정성 한계가 있으며, 개인의 생역학적인 기능과 과제 및 지지면의 종류에 따라 달라진다. 지각적 안정성 한계와 실제적 안정성 한계의 개념은 움직임의 중심은 자세 조절전략의 선택과 직접적인 관련을 가지고 있기 때문에 매우 중요한 개념이다(Horak 등, 1989; Nashner, 1990).

운동 협응 요소인 자동 자세반응들은 지지기저면 내에 중력중심을 유지시키고, 신체의 평형 상태를 유지시키는데 작용하도록 기능적으로 조직화된 긴고리 반응의 과정이다(Nashner, 1990). 여기에는 네 가지의 자동 자세반응 또는 전략들이 있는데 이들 전략들은

각기 다른 근육협력 운동학 및 관절 토크에 따른 특징들을 가지고 있으며, 정상 성인은 하나의 자세 운동 전략에서 다른 자세 운동 전략으로 비교적 빨리 옮겨갈 수 있다(Horak과 Nashner, 1986).

서있는 상태에서의 균형에 미치는 외부적 요소 중 하나인 신발은 우리 인간들의 역사와 함께 발전해 왔다. 신발의 특성은 인간이 생활하는데 자연으로부터 보호하기 위한 것에서부터 기초하여 발전해 왔으며 패션, 기능적 도움, 발의 변형을 예방하고, 근골격계 질환을 치료하는데 까지 이르렀다. 다양한 신발은 나이든 노인에서부터 어린이까지 다양한 특성을 가지고 있다(Christian 등, 2009).

특히 이 많은 특성 중 하나인 패션에 가장 민감한 젊은 여성들은 높은 굽의 신발을 선호한다. 하지만 이러한 높은 굽 신발은 신고 있을 때나 걸을 때 운동역학적으로 매우 비효율적이고 좋지 못한 변화를 유발하게 되는 데 특히 발목에 많은 영향을 미친다(Lee 등, 1990).

선행 연구들은 장기간 높은 굽 신발의 착용이 발목 주변의 근골격계에 미치는 영향을 동력학적과 운동학적인 측면에서 이루어 졌다. 따라서 본 연구에서는 장기간의 변화가 아닌 높은 굽을 신음으로서 나타나는 근골격계의 변화와 균형 관계를 알아보고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구의 대상은 허리와 다리에 정형외과적인 문제가 없는 20대 여성 16명이며, 참여하기 전 연구에 관한 충분한 설명을 듣고 동의한 자들로 선정하였다.

2. 연구 방법

서로 다른 신발 굽을 착용한 대상자에게 Biorescue를 이용하여 균형수행 능력을 평가하였으며, 하지 근수행능력을 알아보기 위해 근활성도검사(EMG)를 실시하였다.

Biorescue는 균형수행 능력을 훈련시키거나 평가할 수 있도록 특별히 고안된 장치로서 Inceierie사에 의해

서 개발되어 널리 이용되고 있는 장치이다.

1) 신발

신발 선정에 있어서는 앞굽과 뒷굽의 차이가 거의 나지 않고 남녀 모두 즐겨 신는 신발로 채택하였고 굽 조절을 위해서 깔창 3cm 두 개를 겹쳐서 신발 신기가 불편하지 않도록 조정하여 실험하였다.

2) Biorescue

RM Incenierie사의 Biorescue 소프트웨어와 균형 판 그리고 실험 노트북 컴퓨터를 이용하여 동적 및 정적 균형을 측정하였다. 균형 판에 바로 선 자세에서 30° 정도 다리를 벌린 후 전방을 주시하게 한 후 실험방법을 구두로 설명한 후 실시하였다.

3) 근전도

근 활성도를 측정하기 위해 Medtronic사의 8CH EMG/EP System을 사용하였다. 근 활성도를 측정하기 전 알코올을 이용하여 전극부착 부위의 피부를 닦고 면도를 한 후 측정하고자 하는 각 근육에 전극을 부착하였다. 근육은 높은 구두를 신고 균형조절 시 가장 영향을 줄 것으로 생각되는 부척주근, 대퇴사두근, 전경근, 비골근에 전극을 부착하여 측정하였다.

균형 수행 능력에 따른 각 근육의 근 수행능력을 근전도 모니터(EMG monitor)로 측정하였고, 측정된 근전도 신호는 측정구간의 평균값을 제공하여 루트를 적용한 값(RMS)으로 변환하였다. 근 수행능력 표준화를 위해 모든 균형 수행 능력 측정 후 최대등척성수축 동안의 근활성도의 평균값을 제공하여 루트를 적용한 값(RMS)을 측정하였다. 아래의 식을 이용하여 백분율(%MVC_{RMS}) 구하였다.

$$\%MVC_{RMS} = \frac{\text{과제수행동안의근전도RMS값}}{\text{최대등척수축동안의근전도RMS값}} \times 100$$

4) 균형수행 능력

(1) 롬버그 실험

Biorescue 균형 판 위에 서서 눈을 뜨고 30초 유지하

고 눈을 감고 30초 유지하는 것으로 한 지점을 지정하지 않은 흰 벽을 응시하도록 하였다. 이 때 균형 판 위에 서있는 대상의 신체중심의 흔들린 정도를 눈을 뜬 것과 감은 것을 비교하여 보았다.

(2) 안정성 한계검사

Biorescue의 모니터 상에 자신의 신체중심이 빨간 점으로 표시되어 나타나 있을 때 전후좌우의 4개 방향으로 화살표가 무작위로 나타난다. 이 화살표 위에 대상자의 신체중심을 올려 그 신체중심을 화살표 끝으로 이동시킨다. 이때 측정 시간은 9초간으로 검사한다. 각 방향에 대하여 신체중심의 이동거리와 면적 그리고 동요 값을 측정하였다.

3. 분석방법

자료의 분석은 수집된 자료를 표준화하여 대조군과 실험군 간의 균형 검사 중 이동거리와 면적 그리고 흔들린 정도, 롬버그 동요 값, 근활성도값의 변화를 보기 위해 SPSS(version 17.0)를 이용하여 독립표본 T-검정을 실시하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 연구대상자의 일반적 특성

연구대상자의 일반적 특성에서 20대 여학생의 연령 분포는 평균 22.68±0.60세, 체중은 52.81±4.32kg이다. 신장은 평균 162.48±4.25cm이다.

2. 정적 균형 수행능력 비교

1) 정적 균형

(1) 롬버그 검사 시 신체중심의 동요 결과

신발의 굽 높이 차이가 정적 균형에 미치는 영향을 보기 위해 롬버그 검사를 실시하였다. 눈을 떴을 때와 눈을 감았을 경우 높은 굽과 낮은 굽을 신은 군 간에는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(표 1).

표 1. 단위 : cm/cm²

		M+SD	t	P
EO	LH	57.35±50.99	1.47	.14
	HH	35.51±27.40		
EC	LH	43.57±34.60	.91	.36
	HH	33.76±24.70		

EO : 눈 뜬 경우 EC : 눈 감은 경우
LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

2) 눈을 뜬 상태에서 굽 높이에 따른 하지 근 활성화도 비교
눈을 뜬 경우 모든 근육군에서 높은 굽과 낮은 굽을 신은 군 간에는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(표 2).

3) 눈을 감은 상태에서 굽 높이에 따른 하지 근 활성화도 비교

눈을 감았을 경우 높은 굽을 신었을 때의 좌측 비복근과 양측 전경골근의 근활성도가 통계학적으로 유의한 차이를 보였다(표 3)(p<.05).

표 2. 단위 : %MVCRMS

		M±SD	t	P
Lt. P	LH	1.36±1.53	.10	.92
	HH	1.31±1.38		
Rt. P	LH	1.12±0.72	-.32	.75
	HH	1.21±0.95		
Lt. Q	LH	1.13±1.03	-1.09	.29
	HH	1.70±1.83		
Rt. Q	LH	3.93±11.64	-.09	.93
	HH	4.30±11.99		
Lt. GA	LH	0.80±0.50	-1.81	.08
	HH	1.24±0.83		
Rt. GA	LH	0.87±0.55	-1.03	.31
	HH	3.99±12.17		
Lt. TA	LH	0.61±0.39	-1.85	.07
	HH	1.80±2.55		
Rt. TA	LH	0.72±0.57	-1.90	.07
	HH	1.54±1.63		

Lt. P : 좌 부척주근 Rt. P : 우 부척주근
Lt. Q : 좌 대퇴사두근 Rt. Q : 우 대퇴사두근
Lt. GA : 좌 비복근 Rt. GA : 우 비복근
Lt. TA : 좌 전경골근 Rt. TA : 전경골근
LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

표 3. 단위 : %MVCRMS

		M±SD	t	P
Lt. P	LH	1.26±1.01	-.53	.60
	HH	1.48±1.35		
Rt. P	LH	1.17±0.68	-.84	.41
	HH	1.40± 0.87		
Lt. Q	LH	1.41±1.66	-.60	.55
	HH	1.79±1.91		
Rt. Q	LH	4.32±12.07	-.08	.94
	HH	4.66±12.90		
Lt. GA	LH	0.79±0.48	-2.58	.01*
	HH	1.50±0.99		
Rt. GA	LH	0.82±0.49	-1.33	.19
	HH	1.27±1.26		
Lt. TA	LH	0.65±0.39	-2.10	.05*
	HH	1.41±1.39		
Rt. TA	LH	0.85±0.58	-2.18	.04*
	HH	1.84±1.72		

Lt. P : 좌 부척주근 Rt. P : 우 부척주근
Lt. Q : 좌 대퇴사두근 Rt. Q : 우 대퇴사두근
Lt. GA : 좌 비복근 Rt. GA : 우 비복근
Lt. TA : 좌 전경골근 Rt. TA : 우 전경골근
LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

(2) 동적 균형 수행 능력 비교

동적 균형을 검사하기 위해서 안정 한계 검사 측정 을 하였다. 측정한 값은 동요면적, 이동거리, 거리이다.

1) 굽 높이에 따른 안정성 한계 검사 시 동요면적 비교

동요면적은 대상자가 전후좌우로 신체중심을 이동한 면적을 나타내는 것으로서 각 방향에 따른 낮은 굽과 높은 굽의 차이는 통계적으로 유의함을 보이지 않았다(표 4).

표 4. 단위 : mm²

		M±SD	t	P
Lt.	LH	495.06±425.63	-0.07	.94
	HH	505.87±411.59		
Ant.	LH	465±841.23	-0.85	.40
	HH	701.37±699.54		
Rt.	LH	449.86±263.59	-0.32	.74
	HH	499.31±548.13		
Post.	LH	330±337.48	0.75	.46
	HH	253.75±218.43		

Lt : 좌측 Ant. : 전측 Rt : 우측
Post. : 후측 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

2) 굽 높이에 따른 안정성 한계 검사 시 이동거리 비교
 길이는 대상자가 제시된 방향까지 신체중심을 움직인 거리이며 네 방향 모두 낮은 굽과 높은 굽의 차이가 통계적으로 유의함을 보이지 않았다(표 5).

표 5 단위 : cm

		M±SD	t	P
Lt	LH	10.14±2.97	-.91	.36
	HH	11.88±6.81		
Ant.	LH	10.72±4.20	-.75	.45
	HH	11.96±5.00		
Rt	LH	10.84±3.25	.24	.81
	HH	10.50±4.49		
Post.	LH	11.10±3.85	-.20	.84
	HH	11.41±4.69		

Left : 좌측 Ant. : 전측
 Right : 우측 Post. : 후측
 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

3) 굽 높이에 따른 안정성 한계 검사 시 거리 비교
 거리는 중심에서 제시된 방향으로 움직인 신체중심까지의 거리이며 낮은 굽을 신었을 때의 길이 값이 전후 두 방향에서 통계학적으로 유의한 차이를 나타냈다(표 6)(p<.05).

표 6 단위 : cm

		M±SD	t	P
Lt	LH	6.95±1.43	1.97	.05*
	HH	5.82±1.72		
Ant.	LH	6.28±1.50	2.15	.03*
	HH	5.06±1.66		
Rt	LH	6.48±1.07	1.62	.12
	HH	5.62±1.79		
Post.	LH	3.43±1.39	3.25	.00*
	HH	2.05±0.88		

Lt : 좌측 Ant. : 전측
 Rt : 우측 Post. : 후측
 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

4) 굽 높이에 따른 좌측 안정성 한계 검사 시 하지 근활성도 비교

좌측 이동 시 양측 전경골근은 낮은 굽을 신은 경우 높은 굽을 신은 경우보다 평균 근활성도 값이 높았으나 다른 근육군에서는 높은 굽을 신은 경우 낮은 굽을 신은 경우보다 평균 근활성도 값이 높았다. 그러나 통계적으로 유의함을 보이지 않았다(표 7).

표 7 단위 : %MVCRMS

		M±SD	t	P
Lt. P	LH	1.10±0.80	-.34	.74
	HH	1.20±0.89		
Rt. P	LH	1.92±1.11	-.98	.34
	HH	2.76±3.24		
Lt. Q	LH	1.78±1.47	-.64	.53
	HH	2.30±2.88		
Rt. Q	LH	2.15±1.30	-.59	.56
	HH	2.48±1.77		
Lt. GA	LH	2.03±0.65	-.94	.36
	HH	2.40±1.41		
Rt. GA	LH	0.76±0.63	-.63	.53
	HH	0.91±0.64		
Lt. TA	LH	4.39±3.45	1.13	.27
	HH	3.19±2.51		
Rt. TA	LH	7.68±3.14	1.67	.10
	HH	5.47±4.27		

Lt. P : 좌 부척주근 Rt. P : 우 부척주근
 Lt. Q : 좌 대퇴사두근 Rt. Q : 우 대퇴사두근
 Lt. GA : 좌 비복근 Rt. GA : 우 비복근
 Lt. TA : 좌 전경골근 Rt. TA : 우 전경골근
 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

5) 굽 높이에 따른 전방 안정성 한계 검사 시 하지 근활성도 비교

전방 이동 시 흉요추 부척주근, 전경골근은 낮은 굽을 신은 경우 높은 굽을 신은 경우보다 평균 근활성도 값이 높았고, 대퇴사두근, 가자미근은 높은 굽을 신은 경우 낮은 굽을 신은 경우보다 평균 근활성도 값이 높았으나 통계적으로 유의함을 보이지 않았다(표 8).

표 8. 단위 : %MVC RMS

		M±SD	t	P
Lt. P	LH	4.66±3.07	.49	.63
	HH	4.11±3.25		
Rt. P	LH	3.72±1.64	.54	.60
	HH	3.37±2.00		
Lt. Q	LH	0.92±0.71	-1.57	.13
	HH	1.58±1.51		
Rt. Q	LH	1.37±1.38	-.56	.58
	HH	1.65±1.47		
Lt. GA	LH	4.16±1.97	-1.24	.23
	HH	5.17±2.57		
Rt. GA	LH	2.39±0.97	-.83	.42
	HH	2.74±1.34		
Lt. TA	LH	2.61±2.31	.26	.79
	HH	2.41±1.96		
Rt. TA	LH	3.12±3.35	.05	.96
	HH	3.07±1.43		

Lt. P : 좌 부척주근 Rt. P : 우 부척주근
 Lt. Q : 좌 대퇴사두근 Rt. Q : 우 대퇴사두근
 Lt. GA : 좌 비복근 Rt. GA : 우 비복근
 Lt. TA : 좌 전경골근 Rt. TA : 우 전경골근
 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

6) 굽 높이에 따른 우측 안정성 한계 검사 시 하지 근 활성화도 비교

우측 이동 시 높은 굽을 신었을 경우 좌측 전경골근과 좌측 비복근의 근활성도가 통계학적으로 유의한 차이를 나타냈다(표 9)($p < .05$).

표 9 단위 : %MVC RMS

		M±SD	t	P
Lt. P	LH	1.78±0.92	-.82	.42
	HH	2.10±1.28		
Rt. P	LH	1.13±0.85	-.56	.58
	HH	1.29±0.78		
Lt. Q	LH	1.91±1.17	-.05	.96
	HH	1.93±1.30		
Rt. Q	LH	2.24±2.91	-.44	.66
	HH	2.73±3.25		
Lt. GA	LH	0.48±0.17	-2.15	.04*
	HH	0.71±0.38		

Rt. GA	LH	2.50±1.38	-.37	.71
	HH	2.69±1.48		
Lt. TA	LH	1.39±0.85	3.30	.00*
	HH	0.65±0.31		
Rt. TA	LH	2.65±1.84	.78	.44
	HH	2.13±1.91		

Lt. P : 좌 부척주근 Rt. P : 우 부척주근
 Lt. Q : 좌 대퇴사두근 Rt. Q : 우 대퇴사두근
 Lt. GA : 좌 비복근 Rt. GA : 우 비복근
 Lt. TA : 좌 전경골근 Rt. TA : 우 전경골근
 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

7) 굽 높이에 따른 후방 안정성 한계 검사 시 하지 근 수행능력 비교

후방 이동 시 높은 굽을 신은 경우와 낮은 굽을 신은 경우 평균 근활성도 값의 차이는 거의 나타나지 않았고 통계적으로 유의함을 보이지 않았다(표 10).

표 10. 단위 : %MVC RMS

		M±SD	t	P
Lt. P	LH	2.16±1.58	.08	.93
	HH	2.12±1.52		
Rt. P	LH	4.11±3.10	-.12	.91
	HH	4.23±2.52		
Lt. Q	LH	12.02±8.19	-.59	.56
	HH	13.56±6.41		
Rt. Q	LH	5.78±4.82	.03	.98
	HH	5.73±3.78		
Lt. GA	LH	9.01±27.59	1.00	.32
	HH	2.09±0.80		
Rt. GA	LH	1.38±1.64	.27	.79
	HH	1.26±0.93		
Lt. TA	LH	8.35±4.15	.85	.40
	HH	7.12±4.05		
Rt. TA	LH	14.02±6.54	.39	.70
	HH	13.05±7.47		

Lt. P : 좌 부척주근 Rt. P : 우 부척주근
 Lt. Q : 좌 대퇴사두근 Rt. Q : 우 대퇴사두근
 Lt. GA : 좌 비복근 Rt. GA : 우 비복근
 Lt. TA : 좌 전경골근 Rt. TA : 우 전경골근
 LH : 낮은 굽 HH : 높은 굽

IV. 고 찰

균형조절에 영향을 주는 많은 요인들은 근긴장도, 청력, 두려움, 주의 집중력과 같은 생리학적 요인과 신발, 바닥, 옷과 같은 환경적인 요인들이 있다(Gally & Foster 1985).

본 연구에서는 균형에 영향을 줄 수 있는 환경적 요인에서 주로 젊은 여성들이 선호하는 높은 굽이 균형에 미치는 영향을 알아보았다.

신체가 균형을 유지하기 위해서는 균형감각의 정상적인 입력과 고위중추에서의 적절한 통합조절이 요구된다. 특히 족관절에서 근육약화나 관절가동범위의 제한은 기립자세에서 불균형을 바로잡기 위해 고관절과 체간운동으로 보상작용을 필요로 하게 된다(Horak, 1987). 이와 같이 높은 굽 신발은 족관절의 각도를 변화시켜 하지의 근골격계를 변화시키고 정적 및 동적 균형에 상당한 영향을 미칠 수 있을 것으로 사료되어 높은 굽을 빈번하게 착용하지 않는 여성들을 대상으로 정적 및 동적 자세 균형 수행능력과 그에 따른 하지 근활성도를 알아보았다.

이명희 등(2008)의 연구에서는 20대 여성을 대상으로 낮은 굽과 높은 굽을 신은 두 그룹을 대상으로 연구하였다. 균형수행 능력 모니터(Balance Performance Monitor)를 이용하여 정적균형을 평가하고, 근전도를 사용하여 하지근육의 근 수행 능력을 보았다. 높은 굽을 신고 생활을 많이 하는 젊은 여성의 경우 동요 면적, 길이, 속도 등 모든 항목에서 증가하였다고 보고하여 본연구와는 다른 결과가 나타났다.

이건철(2004)은 20대 여성 40명을 대상으로 구두 굽의 높낮이에 따른 균형수행능력의 차이를 알아보기 위해 Balance Master(NeuroCom International 7.0 version)을 이용하였다. 이 연구에서는 구두 굽의 높이에 따라 동적 자세 균형 수행능력을 비교하기 위해 안정성 한계를 측정할 결과에서 좌측, 전측과 후측 안정성에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 또한 정적 자세 균형 수행능력을 비교하는 자세유지 검사 결과에서는 구두 굽의 높이에 따른 유의한 차이가 없었다고 보고하였다.

윤소영(1999)의 연구에서는 20대 여성을 대상으로

구두굽 높이에 따른 요추 전만도를 측정하였다. 높은 굽 신발의 장기 사용으로 허리근육의 근활성화가 증가되어 허리 전만이 감소되었으며, 이러한 전만감소는 허리근육의 지속적인 산장을 유발시킨다고 보고하였으나 본 연구에서는 높은 굽 신발 사용 기간에 따른 허리 신전근의 근활성화는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

김원효(1997)의 연구에서는 20대 여성을 대상으로 굽 높이에 따른 발목의 감각을 연구하였다. 가벼운 접촉은 두 집단 간의 유의한 차이가 없었으며, 두점식별 인지능력과 위치감각은 유의한 차이가 있었다고 보고하였다.

신발은 서있는 상태에서의 균형에 미치는 외부적 요인의 하나로써 인간이 생활하는데 자연으로부터 보호하기 위한 것에서부터 기초하여 기능적 도움, 발의 변형을 예방하고, 근골격계 질환을 치료하는 것에까지 다양하게 발달해 왔다. 신발은 나이에 노인에서부터 어린이까지 나이대도 다양하게 특성을 가지고 있으며(Christian 등, 2009), 특히 이 많은 특성 중 하나인 패션에 가장 민감한 젊은 여성들은 높은 굽의 신발을 선호한다. 하지만 이러한 높은 굽 신발은 신고 있을 때나 걸을 때 운동역학적으로 매우 비효율적이고 좋지 못한 변화를 유발하게 된다(Lee 등, 1990). 본 연구에서도 전후방향으로의 거리가 평균 낮은 굽의 경우 전(6.28cm), 후(3.43cm), 높은 굽의 경우 전(5.06cm), 후(2.05cm)로 1cm이상의 거리차이를 보였으며 통계적으로도 유의한 차이를 보였다.

본 연구는 장기간 높은 굽 착용에 의한 신체적 변화가 발생하지 않은 여성을 대상으로 높은 굽을 착용한 경우 어떤 변화가 생기는지를 알아보았기에 장기간 높은 굽을 착용하여 신체적 변화가 발생한 여성들을 대상으로 한 선행논문들의 결과와는 조금 차이가 있었다. 따라서 단기간의 착용부터 중장기까지 착용 기간에 따른 신체적 변화를 좀 더 연구할 필요가 있다.

V. 결 론

본 연구는 20대 정상 여성을 대상으로 신발 굽 높이

에 따른 균형의 변화를 알아보았다. 정적 균형 검사에서는 눈을 감았을 때 신발 굽 높이에 따른 하지의 근활성도의 차이를 보였는데 특히 좌 비복근과 우 전경골근의 차이가 유의하게 나타났다. 그리고 동적 균형에서는 앞쪽과 뒤쪽의 신체중심 이동거리가 낮은 굽의 경우가 높은 굽의 경우보다 높게 나타났다. 각 방향으로 신체중심 이동시 하지 근 발화의 차이는 Right에서 Lt. GA는 높은 굽을 신은 경우에 더 많이 발화하였고 Lt. TA는 낮은 굽을 신은 경우에 더 많이 발화하였다.

참고문헌

권혁철, 정동훈. 기립균형시 슬관절 전략이 안정성 한계에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지 1999;6(3):11-21.

김원호, 박은영. 높은 굽 신발이 감각계의 변화와 균형에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지 1997;4(2):10-17.

박은영, 김원호, 김경모, 조상현. 신발 굽의 높이와 신발착용기간이 대퇴근육 활동량에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지 1999;6(2):32-42.

윤소영. 20대 정상성인의 구두굽 높이에 따른 요추전만도의 변화. 한국전문물리치료학회지 1999;6(2):43-55.

이건철, 정혜미, 김상범, 광현. 구두 굽 높이의 차이가 균형 수행능력에 미치는 영향. 대한물리치료학회지 2004;16(3):559-569.

이명희, 장종성, 이상열, 주정열, 배성수. 젊은 여성에서 높은 굽 신발의 착용기간에 따른 정적균형과 다리 근활성도 분석. 대한물리의학회지 2009;4(1):43-48.

Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL : A study of the clinical test of sensory intreraction and balance, Phys Ther, 1993;73:346-354.

Christian J Barton*1,2, Daniel Bonanno 2, 3 and Hylton B Menz2: Development and evaluation of a tool for the assessment of footwear characteristics

Published: 23 April 2009.

Gally PM, Foster AL : Human Movement, New York, Churchill Livingstone, 1985;155-165.

Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G: Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10:361-374.

Horak FB : Clinical Measurement of postural control in adults, Phys Ther, 1987;67(12): 1881-1885.

Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: Apatation to altered support surface configurations. J Neurophysiol. 1986;55:1369-1381.

Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly. Neurobiol Aging. 1989;10:727-745.

Lee KH, Shieh JC, Matteliano A et al. Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in women: therapeutic implications. Arch Phys Med Rehabil 1990;71:31-3.

Nashner LM. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. Proceeding of the APTA Forum 1990:5-12.

Shulmann DL, Goldfish E, Fisher AG : Effect of movement on dynamic equilibrium, Phy Ther, 1987;67:1054-1057.

Shumway-Cook A, Horak FB. Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits. Neurologic Clinics. 1990;8:441-4547.

Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles: Recommendations for sEMG Sensors, Sensor Placement and Location Umphred DA. Neurological Rehabilitation Mosbv. 1995:804.

논문접수일(Date Received) : 2012년 3월 19일
논문수정일(Date Revised) : 2012년 3월 29일
논문게제승인일(Date Accepted) : 2012년 3월 29일