



12주간의 불안정성 신발 착용이 직립 자세 및 보행역학에 미치는 영향

Effects of 12-week Wearing of the Unstable Shoes on the Standing Posture and Gait Mechanics

박기란(인제대학교) · 안송이 · 이기광*(국민대학교) ·

Park, Ki-Ran (Inje University) · An, Song-Yi · Lee, Ki-Kwang*(Kookmin University)

ABSTRACT

K. R. PARK, S. Y. AN, K. K. LEE, Effects of 12-week Wearing of the Unstable Shoes on the Standing Posture and Gait Mechanics. Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 3, pp. 165-172, 2006. The purpose of this study was to determine effects of 12-week wearing of unstable shoe on the standing posture and gait mechanics. Nine healthy men were asked to wear the unstable shoes for 12-week and walk for 30 minute everyday. Their standing posture and gait mechanics were measured before and after treatment. Standing posture was measured for each side(anterior, posterior, lateral) for standing position. And gait analysis was measured joint angle of a right lower limb between first right heel contact and second right heel contact. Kinematic data were collected using video camera at 30 frame per seconds. Statistical analysis was paired t-test($p < .05$) to compare before training with after that. A head tilt angle was significantly decreased for posterior side($p < .05$). The angle of between center of line and surface was significantly decreased at midstance and take off during walking($p < .05$). Ankle dorsiflexion significantly increased at heel contact($p < .05$) and ankle plantarflexion significantly increased at midstance and midswing($p < .05$). The increase of ankle dorsiflexion showed that our results consisted with previous study. In conclusion, there was not large significant difference in static standing posture but joint angle of lower limb represented many changes with increasing of ankle motion during walking. These were of benefit to body by increasing leg muscle activity but it was necessary for man having a ankle problem to consider. Further studies concerning optimum outsole angle of unstable shoes are necessary.

KEYWORDS: UNSTABLE SHOES, POSTURE, GAIT MECHANICS

I. 서론

패션문화의 발달과 함께 신발도 패션의 일부분으로 중요한 자리를 차지하면서 모양과 키를 크게 보이도록 하기 위한 뒤 굽이 높은 신발을 선호하고 있다. 그러나 이러한 신발들은 무게중심이 앞에 놓임으로써 충격을 발바닥 전체로 받게 되며 몸의 하중이 그대로 발에 전달되게 된다. 이러한 문제점들은 자세의 불균형을 초래하며 만성 근골격질환의 원인이 되기도 한다. 뿐만 아니라 잘못된 신발의 구조나 맞지 않는 신발로 인해 형성된 그릇된 보행 패턴은 교정하기가 매우 어렵기 때문에 신발이 보행에 미치는 영향을 과학적으로 규명하는 일은 매우 중요하다고 할 수 있다.

자세란 신체의 정렬(body alignment)을 의미하며 바른 신체정렬은 직립자세에서 무게중심이 유아들기부터 어깨, 요추, 고관절과 발목의 전방을 지나 신체 균형이 이루어질 때를 말한다(Bsamajian, 1978). 보행은 기본적으로 안정성과 균형을 유지하고 신체를 전방으로 추진시키며 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다. 분절간의 고도 협응과 지속적인 자세체계가 요구되는 보행 능력은 복합적이면서 개별적인 과정으로 이루어져 있다(Faber et al., 2002). 이러한 보행에 있어서 바른 보행 패턴을 수행하기 위해서는 적절한 관절가동 범위와 정상적인 정렬을 유지하도록 신체의 한쪽 다리가 지지하는 동안 다른 다리에 의해 성공적으로 지지할 수 있도록 학습되어야 한다. 또한 신체는 동적 안정성을 위한 기저면을 만들기 위해 입각기 사지가 아치의 형태가 되는 역 진자(inverted pendulum)작용이 일어나야 한다고 하였다(Hatzitaki et al., 2004). 이는 발목의 근육활동 수준을 충분히 발생하면서 원위부에서 좀 더 근위관절까지 점진적으로 움직임을 증가시킴으로써 분절간의 협응과 근육의 협력 작용이 일어나는 것을 의미한다. 최근 운동학, 운동역학적으로 이러한 역 진자 운동에 이득을 줄 것이라는 후방이 낮은 기능성 신발들에 관한 연구가 이루어져 왔고 이러한 신발들이 재활에 도움을 줄 수 있다고 제안되고 있다(Vernon et al., 2004; Nigg et al., 2006). Nigg 등(2006)은 등근 밑창의 기능성 신발이 이러한 역 진자 신발의 구조로서 움직이는 축에 가

까운 근육을 강화함으로써 관절에 부하를 감소시킨다고 하였다. Vernon 등(2004)은 이러한 신발의 구조가 앞쪽으로 덜 기울어지도록 함으로써 이동 동안 더 최적으로 신체의 정렬을 가능하게 하며 하지의 모멘트의 감소로 관절 부하가 감소한다고 하였다. 또한 이러한 등근 형태의 기능성 신발은 보행 속도를 증가시키고 압력을 분산시킴으로써 당뇨병자들에게 긍정적인 이점을 준다고 하였다(Mueller and Strube, 1997).

이러한 기능성 신발의 구조와 높이에 관한 여러 연구들은 하지의 관절에 운동학과 운동역학에 차이를 분석해왔다. 이러한 신발 구조의 효과에 대한 연구는 근골격계의 문제를 감소시킬 것이라 제안하고 있다. 따라서 이러한 신발을 장기간 신었을 때 직립자세와 보행의 패턴에 변화가 있는지를 검증할 필요성이 있다. 또한 국내에서 시판되고 있는 이러한 기능성 신발들에 있어서 장기간 착용이 인체에 미치는 영향을 비교한 연구는 아직 미비하다. 따라서 본 연구는 12주간의 후방 불안정성 신발의 착용이 직립자세 및 보행 역학에 미치는 영향을 규명하는 것을 목적으로 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구에 20대 성인 남자 9명(23.83±0.54세, 68.37±1.5kg, 176.83±1.5cm)이 참가하였으며 모든 피험자는 하지와 발에 통증이나 상해가 없는 정상족궁을 가진 자로 선정하였다. 또한 모든 피험자는 자세에 문제를 제외한 어떤 질환도 가지고 있지 않은 건강한 남성이었다. 모든 실험 참가자는 실험 전에 실험에 대한 모든 절차를 충분히 이해한 자발적인 참여자로 구성하였다.

2. 실험 및 분석 장비

직립자세동안 자세의 변화를 측정하기위해 디지털 카메라(Digital IXUS 750, Canon, 일본) 1대와 트레이드밀 위에서 걷는 동안 운동학적 자료를 얻기 위해 초당 60

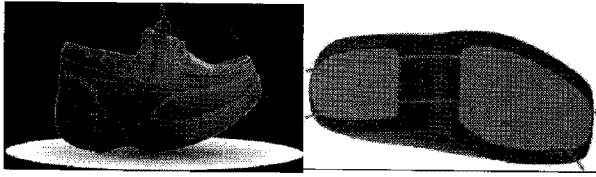


그림 1. 실험에 사용된 기능성 신발

frame의 비디오카메라(DCR-VX2000, Sony, 일본) 1대를 사용하였다.

실험에 사용된 신발은 C사의 후방형 불안정성 신발을 사용하였다(그림 1).

3. 실험절차

피험자는 반바지만을 착용하고 마커를 부착하였다. 마커의 부착지점은 오른쪽 하지의 5번째 중족골두(5th MTH), 발뒤꿈치(calcanus), 발목의 외측복사뼈(lateral malleus), 외측의 대퇴상과(lateral femur condyle), 대퇴의 대전자(grater tuberosity), 우측의 전상장골극(ASIS)과 후상장골극(PSIS) 그리고 오른쪽 어깨의 견봉(acromion)을 따라 견관절에 부착되었다. 맨발로 선 상태에서 자세 측정을 실시하였으며 트레드밀에서 보행 측정을 하였다. 일상생활에서 3개월간의 후방 불안정성 신발을 착용하도록 교육하였으며 하루에 30분씩 걷기 운동을 실시하였다. 3개월 후 다시 처치 전과 동일하게 자세와 보행을 측정하도록 하였다.

4. 변인 및 자료처리

1) 직립자세 운동학적(Kinematic) 변인

직립자세동안 전면에서 좌우의 머리의 기울기(anterior head tilt)와 어깨 높이각(acromial level), 유두점 높이각(bust point level)과 전상장골극(ASIS)의 각도를 측정하였다. 시상면에서는 머리의 기울기(sagittal head tilt), 흉추각(thoacic), 요추각(lumbar), 골반경사(pelvic tilt)를 측정하였으며 후면에서는 좌우 머리 기울기(posterior head tilt)와 좌우의 상견갑골 높이의 각(superior scarpular level), 좌우 하견갑골 높이의 각(inferior scarpular level), 후상장골극(PSIS)의 각도를 측정하였다.

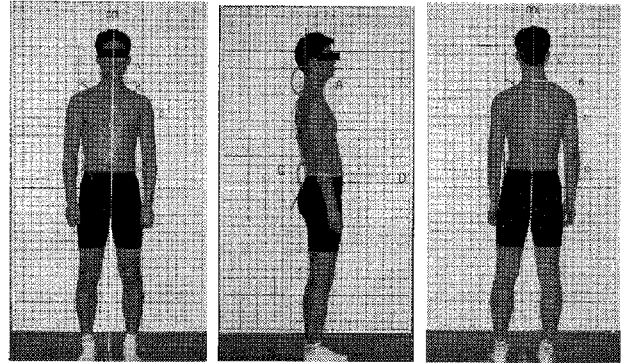


그림 2. 직립자세의 운동학적 변인

좌 A: anterior head tilt B: acromial level C: bust point level D: ASIS

중 A: sagittal head tilt B: thoacic C: lumbar D: pelvic tilt

우 A: posterior head tilt B: superior scarpular level C: inferior scarpular level D: PSIS

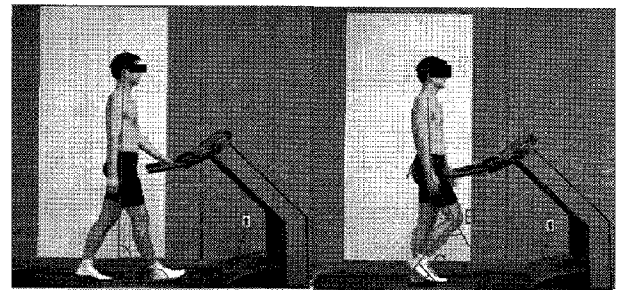


그림 3. 보행 운동학적 변인

좌 A: trunk B: ankle

우 A: hip, knee, ankle

2) 보행 운동학적(Kinematic) 변인

보행동안 운동학적 변인은 오른쪽발 접지기(right heel contact 1)부터 다음 오른쪽발이 접지(right heel contact 2) 할 때 까지를 측정하였다. 이때의 몸통 중심에 대한 각도와 하지의 각 관절각을 측정하였다.

3) 통계처리

후방형 불안정성 신발의 착용전과 착용후의 변화를 비교하기 위해 종속 t-검정(paired t-test)를 실시하였으며 가설 검증을 위한 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다. 모든 조건에 값들은 SPSS 12.0 통계 패키지를 사용하여 평균(M)과 표준편차(SD)값을 산출하여 통계적 처리를 하였다.

III. 결과 및 논의

1. 직립자세 시 자세

1) 머리의 기울기

신발의 착용 전과 착용 후 직립자세 시 전·후·외측에서의 신체중심에 대한 머리의 기울기의 변화는 <표 1>과 같다. <표 1>과 같이 앞쪽에서의 머리 기울기는 신발에 착용에 유의한 효과는 없었으나 뒤쪽에서의 머리의 기울기는 유의하게 감소하였다. <그림 4>는 머리 기울기에 대한 범위를 그래프로 나타내었다. 외측에서의 경추의 자세는 대부분 후만형 자세가 감소하였으며 편차가 줄어들었지만 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

2) 어깨와 가슴, 견갑골의 기울기

신발의 착용 전과 착용 후 직립자세에서 전, 후, 외측에서의 신체중심에 대한 어깨와 등의 기울기는 <표 1>과 같다. 앞쪽 어깨선(Acromion Level: AL)과 유두점(Bust Point: BP)높이의 기울기와 뒤쪽에서 견갑골 상·하 높이(Scarpular Level: SL)에 대한 차이를 오른쪽을 기준으로 수직선과 이루는 각도를 측정하였다. AL, BP, SL 모두 신발의 착용 전에는 편차가 심하였으나 대부분의 편차는 줄어들었다(그림 4). 이는 통계적으로 유의한 차이는 없었으나 개별적으로 자세의 변화에 영향을 끼쳤다고 추측할 수 있다. 이러한 각도의 유의한 차이가 없는 이유는 아마도 피험자들의 자세문제가 동일한 방향이 아닌 좌·우측 방향이 일치하지 않았기 때문으로 사료된다.

3) 척추와 골반의 기울기

신발의 착용 전과 착용 후 직립자세에서 전, 후, 외측에서의 신체중심에 대한 허리와 골반의 기울기는 <표 1>과 같다. 특히 흉추(Thoracic vertebrae)의 각도의 경우 피험자에 따라 상당히 다르게 나타났다(그림 4). 후만이 많이 퍼진 피험자와 그 반대로 더 후만을 나타낸 경우로 나눌 수 있으며 이는 신발의 효과가 사람에 따라 다를지도 모른다는 것을 암시한다. 심지어는 신발로 인한 자세의 변화에 있어서 악영향을 미칠지도

모른다. 이는 개인적인 특성에 맞는 신발을 신어야 할 것으로 사료된다. 앞쪽에서의 전상장골극(Anterior superior iliac spine: ASIS)과 뒤쪽에서의 후상장골극(Posterior superior iliac spine: PSIS)의 좌·우측 높이에 대한 각도는 어깨선과 마찬가지로 피험자의 좌·우측 방향의 기울어짐이 일정하지 않아 통계적으로 유의

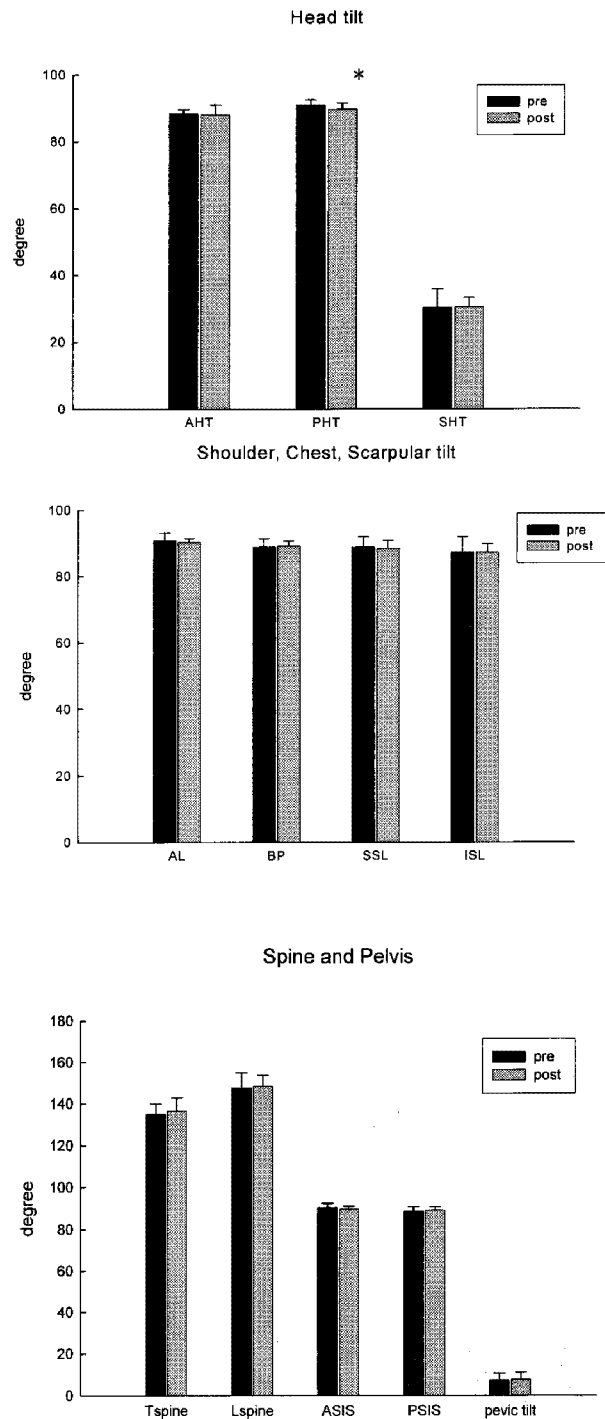


그림 4. 직립자세의 변화

한 차이가 없었다. 그러나 대부분의 피험자의 기울어진 각도의 줄어드는 경향이 있었다(그림 4).

외측에서 본 골반의 기울기(Pelvic tilt) 각도는 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 대부분의 경우 오히려 늘어나 전방경사의 경향이 있었다. 이는 흉추 만곡에서 보인 것과 마찬가지로 신발에 잠재된 위험성이 내포되어 있음을 의미한다. 이는 신발의 앞 축의 굴곡으로 인해 체간이 앞으로 넘어지지 않도록 그에 대한 보상하려는 움직임이 일어나거나 증가되었을 수 있다. 골반의 기울기가 증가한 것과 함께 요추(Lumbar vertebrae)의 각도의 경우 2명을 제외하고 모두 늘어났으며 이는 전·후 방향의 불안정성으로 인해 골반과 요추에 영향을 미치는 것을 암시한다(그림 4).

표 1. 직립자세 시 자세 변화 (M±SD)

기울기 변인	착용 전 (N=9)	착용 후 (N=9)	t-value	P
AHT	88.27 ±1.35	87.97 ±3.050	0.316	0.760
PHT	90.91 ±1.63	89.59 ±1.86	2.309	0.0497 *
SHT	30.19 ±5.58	30.42 ±2.85	-0.187	0.856
AL	90.80 ±2.25	90.33 ±1.11	-0.868	0.411
BP tilt	88.80 ±2.61	89.12 ±1.54	-0.517	0.619
SSL	88.79 ±3.12	88.41 ±2.34	0.521	0.616
ISL	87.15 ±4.68	87.25 ±2.49	-0.0742	0.943
Thoracic	135.23 ±4.97	136.61 ±6.37	-1.000	0.347
Lumbar	147.47 ±7.60	148.48 ±5.36	-0.525	0.614
ASIS	90.45 ±2.05	89.70 ±1.35	1.105	0.301
PSIS	88.64 ±2.10	89.14 ±1.51	-0.826	0.433
Pelvic tilt	7.24 ±3.29	7.60 ±3.41	-0.298	0.773

AHT: Anterior plane Head Tilt, PHT: Posterior plane Head Tilt, SHT: Sagittal plane Head Tilt, AL: Acromial Level, SSL: Superior Scarpular Level, ISL: Inferior Scarpular Level, ASIS: anterior superior iliac spine, PSIS: posterior superior iliac spine.

UNIT: degree(°)

* p < .05

2. 보행 시 자세

1) 몸통의 각도

신발의 착용 전과 착용 후 보행 시 몸통의 각도에 변화는 <표 2>와 같다. <그림 5>에서 보는 바와 같이 걷는 동안 몸통의 중심에 대한 지면과의 각도는 중간 입각기(Mid Stance: MST)와 오른발 발가락 이지기(Right Take Off: RTO)에서 유의하게 감소하였다(p<.05). 그러나 다른 단계에서는 통계적으로 유의한 차이는 없었지만 오른발 뒤꿈치 접지기(Right Heel Contact: RHC)의 처음과 마지막 모두 감소하는 경향이 나타났다. 이러한 결과는 Vermon et al.(2004)의 연구에서 보여주었던 몸통의 전방 굴곡에 유의한 감소와는 반대의 결과를 가져왔다. 이는 두발로 지지 하는 동안에 신발의 특성상 불안정한 자세로 인해 넘어짐을 방지하려는 보상작용이 일어나 몸을 더 앞으로 기울이는 것에 대한 적응이 나타난 것으로 생각되어진다.

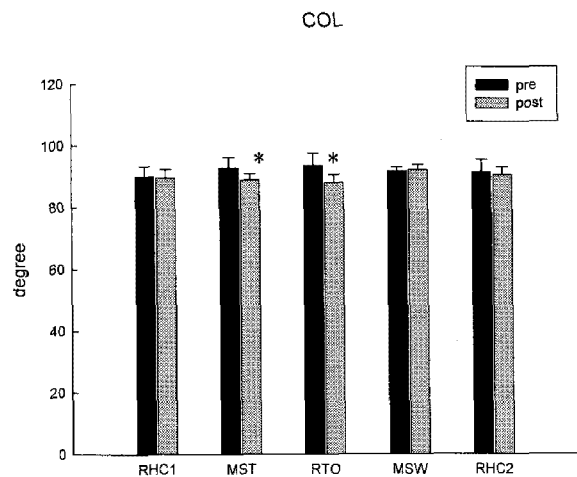


그림 5. 몸통의 중심선 각도 변화

2) 족관절의 각도

신발의 착용 전과 착용 후 보행 시 족관절의 각도에 변화는 <표 2>에 나타나있다. 족관절각은 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. RHC2에서 배측굴곡(dorsiflexion)이 유의하게 증가하였으며(p<.05) 중간 입각기(MST)와 중간 유각기(MSW)는 족저 굴곡(plantarflexion)이 유의하게 증가하였다(p<.05). 이는 신발의 앞·뒤축이 낮은 것으로 인해 발의 배측굴곡(dorsiflexion)이 증가하였음을 의미한다(그림 6). 또한 RHC

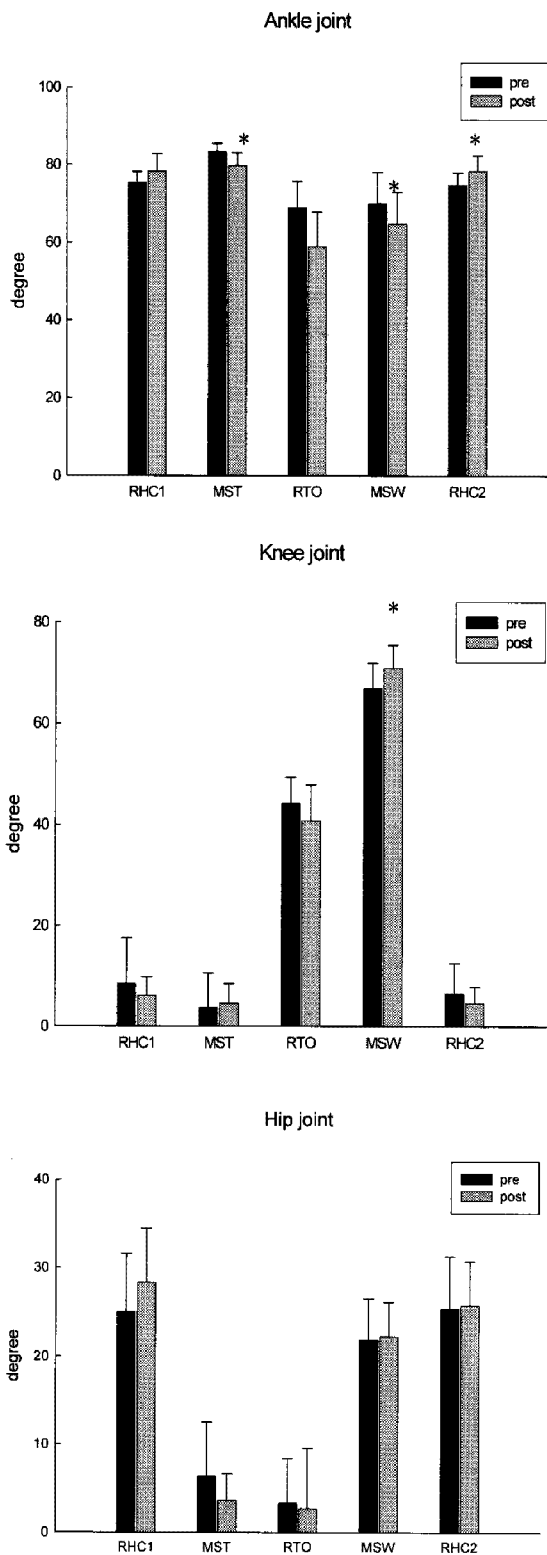


그림 6. 보행시 하지의 관절각의 변화

에서는 배측굴곡이 증가하지만 그 외의 단계에서는 족저굴곡이 증가하는 것을 보여준다. 배측굴곡의 증가는 최근 개발되어진 Masai Barefoot Technique(MBT)의 신발을 사용하여 연구한 Nigg 등(2006)과 Romkes 등

3) 슬관절의 각도

신발의 착용 전과 착용 후 보행 시 슬관절의 각도에 변화는 <표 2>에 나타나있다. 슬관절 굴곡은 중간 유각기(MSW)에서 유의하게 증가하였다(p<.1). 중간 유각기를 제외한 나머지 단계에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었다(그림6). Myer 등(2005)의 연구에서는 중간 입각기에 슬관절 굴곡이 유의하게 증가하였고 Romkes 등(2006)에서는 중간 입각기에는 슬관절의 굴곡이 증가하고 중간 유각기에는 감소하여 본 연구와는 상반된 결과를 나타내었다. 아마도 왼쪽 발로 지지하는 동안에 신발로 인한 불안정한 자세를 안정화하기 위해서 발목 운동에 대한 보상 작용으로 슬관절을 더 구부리는 것일 지도 모른다.

4) 고관절의 각도

신발의 착용 전과 착용 후 보행 시 고관절의 각도에 변화는 <표 2>서 보여준다. 첫 번째 오른발 뒤꿈치 접지기(RHC1)에서 고관절 굴곡이 약간 증가하는 경향이 있었다. Vermon 등(2004)의 연구결과 또한 뒤꿈치 접지기에는 고관절 굴곡이 증가하였다. 그러나 이러한 결과는 다른 선행연구와는 상반된 결과를 보여준다. Myer 등(2005)의 연구에서는 중간 입각기에 고관절 신전이 유의하게 증가하였고 Romkes 등(2006)에서는 보행주기 모든 기간에서 고관절 굴곡이 감소하였다. 이러한 결과는 <그림 6>에서 보는 바와 같이 발의 뒤꿈치로 착지하면서 배측굴곡이 더 많이 일어나고 몸통은 더 앞으로 기울어짐으로써 일어나는 것으로 보인다.

표 2. 보행 시 몸통, 족관절, 슬관절, 고관절각의 변화

(M±SD)

변인	단계	착용 전 (n=9)	착용 후 (n=9)	t-value	P
Trunk	RHC 1	89.95±3.40	89.55±2.69	0.223	0.829
	MST	92.80±3.44	88.82±1.92	2.381	0.045 *
	RTO	93.54±4.00	87.88±2.58	2.833	0.022 *
	MSW	91.64±1.39	92.00±1.71	-0.411	0.692
Ankle	RHC 2	91.29±3.82	90.28±2.60	0.549	0.598
	RHC 1	75.37±2.78	78.30±4.50	-1.982	0.083
	MST	83.30±2.08	79.74±3.27	2.429	0.041 *
	RTO	79.88±33.75	58.90±8.88	1.678	0.1312
Knee	MSW	69.92±8.09	64.68±8.21	4.544	0.002 *
	RHC 2	74.76±3.13	78.31±4.01	-3.320	0.011 *
	RHC 1	8.49±9.05	6.17±3.64	0.929	0.370
	MST	3.64±6.88	4.52±3.93	-0.356	0.731
Hip	RTO	44.15±5.25	40.79±7.10	1.190	0.268
	MSW	66.92±5.00	70.93±4.57	-3.874	0.005 *
	RHC 2	6.53±5.99	4.64±3.13	0.883	0.403
	RHC 1	25.02±6.56	28.30±6.14	-1.918	0.091
Hip	MST	6.35±6.14	3.61±2.98	1.422	0.193
	RTO	3.30±5.07	2.69±6.86	0.377	0.716
	MSW	21.89±4.61	22.27±3.85	-0.199	0.847
	RHC 2	25.41±5.85	25.77±4.92	-0.200	0.846

RHC1: Right Heel Contact1, MST: Mid stance, RTO: Right Take off, MSW: Mid swing, RHC2: Right Heel Contact2
UNIT: degree(°)

* p< .05

IV. 결론

본 연구의 결과를 토대로 본 연구에서 신발을 착용하기 전과 착용하고 난 후에 유의한 차이점을 발견할 수 있었다. 정적 직립 자세에서의 유의한 차이는 크지 않았으나 보행동안 발목의 운동이 증가와 함께 몸통의 기울기와 슬관절 고관절의 운동에 변화를 가져왔다. 정적 직립 자세 시 뒤쪽에서의 머리의 기울기에 유의한 차이를 보여주었다. 그러나 본 연구에 참여한 피험자 9명의 자세에 좌우 높이의 차이가 정적 자세의 다른 변인에서 유의한 결과를 나타내지 못했다. 그럼에도 불구하고 이러한 결과들에 대한 선행연구와의 차이점은 신발의 굴곡 지점의 차이로 인해 나타난 것으로 보인다.

본 연구에서 발목의 운동이 증가하는 결과는 하퇴 근육의 활동을 증가시켜 하지근육을 강화 할 수 있는 인체에 유익한 이득을 가져올 수도 있지만 발목 관절에 문제가 있는 사람에게는 고려되어질 필요가 있다. 또한 신발의 착용 후에 일어난 몸통과 슬관절, 고관절의 굴곡의 증가는 신발의 처방에 있어서 개인에 알맞은 신발의 굴곡 지점에 처방이 요구되어야 한다는 것을 제시한다.

본 연구는 시상면에서의 보행 자세의 차이점만을 분석하였다. 앞으로는 시상면 뿐만 아니라 수평면이나 전후면에서도 보행 자세에 관한 연구가 이루어져야 하며 운동학적 변인뿐만 아니라 운동역학적 변인과 근육의 활동에 대한 연구가 동시에 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

- Farber, R., Osternig, L. R., Woollacott, M. H., Wasielewski, N. J., Lee, J. H. (2002). Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait and Posture*. 16:238-48.
- Hatzitaki, V., Amiridis, I. G., Arabatzi, F. (2005). Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. *Gait & Posture*. 22 (3):250-257.
- Mueller, M. J., Strube, M. J. (1997). Therapeutic footwear: enhanced function in people with diabetes and transmetatarsal amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 78(9):952-6.
- Myers, K.A, Long, J. T., Klein, J.P., Wertsch, J.J., Janisse, D., Harris, G.F. (2006). Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics. *Gait & Posture*, accepted 16 October 2005.
- Nigg, B., Hintzen, S., Ferber, R.(2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*. 21(1):82-88.
- Romkes, J., Rudmann, C., Reinald Brunner, R. (2006). Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics* 21:75 - 81.
- Vernon, T., Wheat, J., Naik, R., Pettit, G. (2004). Change in Gait characteristics of a normal, Healthy population due to an unstable shoe construction. Sheffield Hallam U. UK.

투 고 일 : 2006. 7.30

심 사 일 : 2006. 8. 1

심사완료일 : 2006. 8.15