

20대 정상성인의 기립자세에서 족저 접촉면의 정도에 따른 하지정렬의 변화

대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
공 회 경
대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
배 성 수
동주대학 물리치료과
황 보 각
선린대학 물리치료과
김 식 현

The Change of Lower Extremity Alignment according to Plantar Surface Compliance in Standing Status of Normal Adults in their Twenties

Kong, Hee-kyung, P.T.

Department of Physical Therapy, Graduate School of Rehabilitation Science, Daegu University

Bae, Sung-soo, P.T., Ph.D.

Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University

Hwang-Bo, Gak, P.T.,M.S.

Department of Physical Therapy, Dongju College

Kim, Sik-hyun, P.T.,M.S.

Department of Physical Therapy, Sunlin College

<Abstract>

The purpose of this study was to evaluate the change of lower extremity alignment according to plantar surface compliance in standing status. The thirty normal adults (15 men and 15 women) aged between 20 and 29 were assigned to 3 groups: control group, experimental groups (AHPS group, ASPH group). The lower extremity alignment was examined before and after adaptation with corresponding foam types.

The results of this study were as follows :

1. As the result of comparing lower extremity alignment before and after test of the control group which any change did not exist in plantar surface compliance, there were not significant differences in the angle A, B, C, D, E of right and left($p>0.05$).

2. As the result of comparing lower extremity alignment before and after test of the AHPS group which forefoot part of plantar surface is hard and rear foot part is soft, there were not significant differences in the angle A of right and left($p>0.05$). But, there were significantly decreased in the angle B, C, D, E of right and left($p<0.05$).

3. As the result of comparing lower extremity alignment before and after test of the ASPH group which forefoot part of plantar surface is soft and rear foot part is hard, there were not significant differences in the angle A of right and left($p>0.05$). But, there were significantly increased in the

angle B, C, D, E of right and left($p < 0.05$).

4. As the result of comparing lower extremity alignment of the control group, AHPS group and ASPH group, there were not significant differences in the angle A, B, C, D, E of right and left before test($p > 0.05$). But, there were significant differences in the angle C, D of right and left after test($p < 0.05$).

I. 서 론

인간의 자세 및 균형조절은 시각계, 전정계, 체성감각계로부터의 통합된 정보에 의해 이루어진다(Wu와 Chiang, 1996). 체성감각계는 족저 피부 기계수용기(planter cutaneous mechanoreceptor), 관절 수용기, 근육 수용기를 통하여 고유수용성 정보와 운동감각을 제공한다(Kandel 등, 2000). 안정된 기립자세를 유지하는데 체성감각이 주요한 역할을 하며(Anacker와 DiFabio, 1992; Lord 등, 1991), 건강한 성인이 균형을 조절하는데 주로 택하는 감각입력은 지지면과 접촉한 발로부터의 체성감각 정보이다(Shumway-Cook과 Horack, 1986).

시각계나 전정계로부터의 감각유입은 체성감각보다 상대적으로 차단이 용이하므로, 이 두 감각계와 관련된 많은 연구들이 이루어져 왔다(Brocklehurst 등, 1982; Dichgans와 Diener, 1989; Fernie 등, 1982; Keshner 등, 1987; Manchester 등, 1989). 시각이나 평형감각과 달리 관절, 근육, 건, 피부의 감각수용기로부터 유래되는 많은 형태의 체성감각유입을 차단하기는 어렵기 때문에(Diner 등, 1984; Magnusson 등, 1990), 체성감각계의 기능에 대한 연구는 보다 적게 이루어지고 있다(Asai 등, 1990; Horak 등, 1990; Magnusson 등, 1990).

자세조절에서 체성감각계의 역할을 연구하기 위해 가장 쉽고 보편적으로 사용되는 방법은 폼(foam)층을 증가시키면서 족저면과 바로 접촉하는 지지면의 경도를 변화시키는 것이다(Anacker와 DiFabio, 1992; Lord 등, 1991; Shumway-Cook와 Horak, 1986; Teasdale 등, 1993). 발과 바로 접촉하는 지지면의 물질적인 특성을 변화시키는 것은 감각입력을 변화시키고(Wu와 Chiang, 1996), 발에서의 감각의 변화는 족저압을 변화시키고, 변화된 감각 피드백에 대한 근 활성화 패턴을 변화시킨다(Nurse와 Nigg, 2001). 족저 접촉면 물질의 특성을 변화시킴으로 근육의 반응을 조절할 수 있으며, 발로부터 유입된 감각정보는 중추신경계로 보내져 특수한 동적인 반응을 만들어 낸다(Nigg 등, 1999).

중추신경계는 정적, 동적인 균형조절과 일반적인 움직임에 의해 의식, 무의식적으로 하지 근육과 피부 수용기로부터의 감각유입에 의존하여 자세와 보행을 위한 효과적인 운동 패턴을 만들어 낸다(Nurse와 Nigg, 2001). 정상 균형 조절에서 운동 과정은 동요를 최소화하고 지지면내에 인체중심을 유지하기 위해 체간과 다리 근육의 활동을 조정하는 것이며(Horak과 Nashner, 1986), 기립 자세에의 하지의 기능은 체간과 다리사이의 통합조절능력에 기초를 두고 있다(Ryerson와 Lewit, 1997). 또한, 신체를 옮겨가기 위해서는 양측하지가 교대로 굴곡 및 신전이 일어나고, 각 관절에서의 회전운동력이 진행운동력으로 변화하며, 몸의 평형상태의 소실과 회복이 교대로 일어나게 되는데, 기능적인 다변성은 보행시의 장애요인과 지면의 변화 등을 즉각적으로 조절할 수 있게 한다(Perry, 1992). 보행이나 달리기에서 보상적인 하지정렬은 충격을 흡수하고, 추진력을 발생시키며, 자세 균형을 유지하기 위한 근 활동 패턴을 조율하여, 하지근육의 효율성을 증가시킨다(Czerniecki, 1988).

하지정렬과 관련된 것은 천장관절, 고관절, 슬관절, 족관절 뿐만 아니라, 경골대퇴각과 하지길이 차이

등을 들 수 있으며, 하지의 올바른 정렬은 상체의 바른 자세를 유지함은 물론 나쁜 자세로부터 기인할 수 있는 동통 등을 예방할 수 있다(Eng과 Pierrynowski, 1993). 또한, 족부는 기립자세에서 일반적으로 인체와 외부 환경사이에 직접적으로 접촉하는 유일한 지점이기 때문에, 족저면의 감각유입이 변화할 때 족저압의 증가나 감소에 반응하여 근 활동 또한 영향을 받으므로 족저면에서의 구심성 감각유입을 변화 시킴으로서 근육, 움직임, 패턴을 조절할 수 있다(Nurse와 Nigg, 2001). 이에 본 연구는 자세조절을 위한 체성감각의 유연성 있는 사용을 증진시키는 치료적 접근의 활성화를 위하여 정상 성인에서 족저 접촉면의 경도 변화가 하지정렬에 어떠한 영향을 미치는지를 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 연구대상은 부산시내에 거주하는 만 20~29세의 대학생들 중에서 연구에 참여하기로 동의 하고 연구조건을 충족시킬 수 있는 건강한 성인 30명(남 15, 여 15)을 대상으로 하였다. 연구대상자 선정 기준은 다음과 같다.

- 첫째, 근골격계 병력이 없는 자
- 둘째, 하지와 체간에서 관절가동범위 제한 및 근력약화와 통증을 보이지 않는 자
- 셋째, 족부에 심한 변형과 피부질환이 없는 자
- 넷째, 신경학적 문제로 인해 협응능력이 저하되거나 운동감각에 결손이 없는 자

2. 연구방법

1) 실험도구

대상자의 족저면과 지지면 사이 접촉면의 경도를 변화시키기 위해 전족부와 후족부 두 부분으로 나누어 경도 200인 UCO사의 Podialen Blue 200과 경도 20인 유랜드사의 Schaum로 연구 대상자의 신발 안창(insole)의 정확한 크기와 모양에 맞추어 두께 4mm로 제작한 폼(foam)을 사용하였으며, 이것을 대상자들의 신발에 삽입한 후 적용을 위하여 트레이드밀(INTER TRACK, TAEHWA)을 사용하였다. 대상자들의 신발은 각각 크기만 다른 동일한 운동화를 사용하였다.

2) 실험방법

실험실의 환경은 따뜻하고 밝고 조용한 상태로 유지시키고, 대상자들에게 실험 연구의 취지와 방법 등을 충분히 설명하고 실험에 영향을 미칠 수 있는 불필요한 행동은 제한하였다. 실험 대상자들은 실험 전 활동의 영향에 관계없이 먼저 기립자세에서 전체 하지 방사선 촬영을 한 후, 족저 접촉면에 어떠한 변화도 주지 않은 대조군과 전족부는 Podialen Blue 200, 후족부는 Schaum인 폼을 신발 안에 삽입한 AHPS군, 전족부는 Schaum, 후족부는 Podialen Blue 200인 폼을 삽입한 ASPH군으로 무작위로 나누어 대상자 모두 트레이드밀에서 30분 동안 시속 1.6km의 속도로 걷게 한 후 실험 전과 동일한 방법으로 방사선 촬영을 하였다.

연구 대상자들은 슬관절은 완전 신전하고, 슬개골이 전면에 오도록 한 선 자세에서 고관절과 족관절

을 포함한 전체 하지 전-후방(ant-post view) 방사선 촬영을 동일한 방사선 기사가 시행하였다.

3) 측정방법

방사선 사진상 하지정렬 측정은 Moreland 등(1987)의 하지 축 정렬 측정방법을 이용하였다. 대퇴골의 역학적 축은 대퇴골두의 중심과 슬관절 중심인 경골 고평부(tibial plateau)를 연결한 선, 경골의 역학적 축은 슬관절의 중심과 족관절의 중심을 연결한 선, 대퇴골의 해부학적 축 I은 대퇴간부(femoral shaft)의 중심과 슬관절의 중심을 연결한 선, 해부학적 축 II는 슬관절면에서 상방으로 10cm 떨어진 수질관(medullary canal)의 중심과 해부학적 축 I의 대퇴간부 중심을 연결한 선, 슬관절의 횡단축(transverse axis)은 양쪽 원위대퇴과(distal femoral condyle)를 정접한 선, 족관절의 횡단축은 거골와(dome of talus)의 표면을 지나는 선으로 하였다. A각은 대퇴골의 역학적 축과 경골의 역학적 축이 만나 내측으로 이루는 각도, B각은 경골의 역학적 축과 슬관절의 횡단축이 만나서 하외측으로 이루는 각도, C각은 대퇴골의 역학적 축과 해부학적 축 II이 만나서 이루는 각도, D각은 대퇴골의 역학적 축과 해부학적 축 I이 만나서 이루는 각도, 마지막으로 E각은 경골의 역학적 축과 족관절의 횡단축이 만나 하외측으로 이루는 각도로 측정하였다. 방사선 사진의 측정은 측정자 오차를 줄이기 위해 1명이 선을 긋고, 2명이 각을 재어 평균치로 하였다(그림 1).

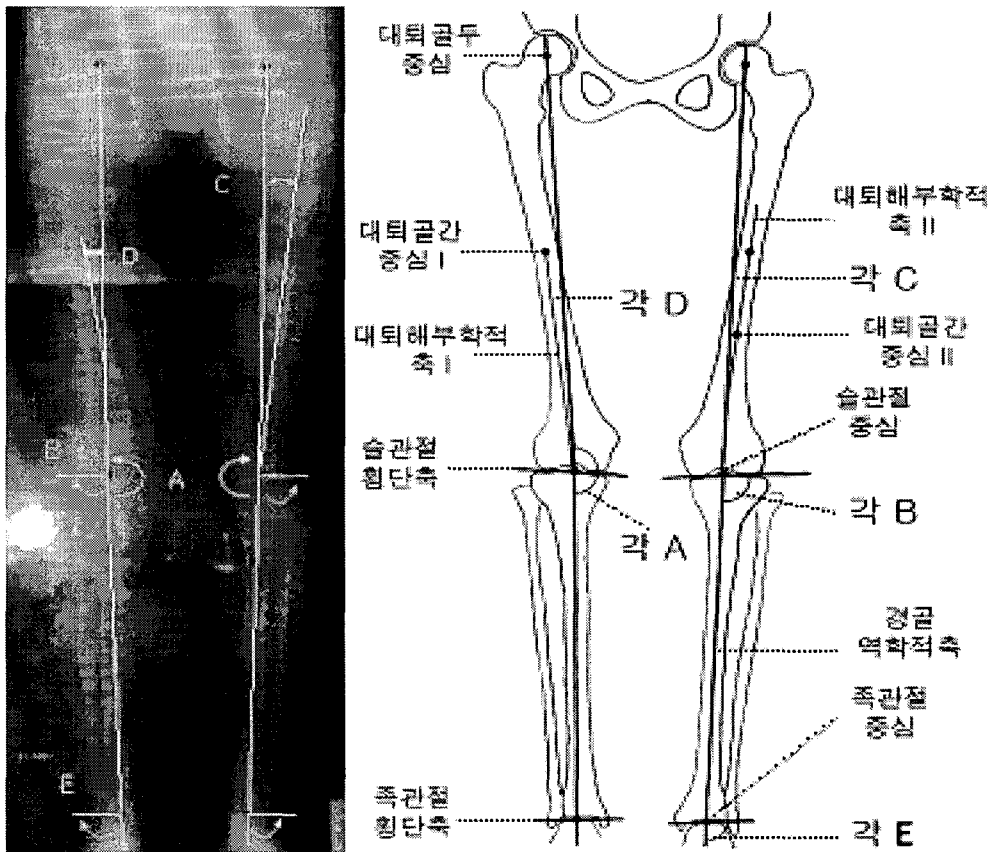


그림 1. 하지정렬 측정방법

3. 분석방법

연구결과에 대한 분석은 SPSS(10.0 for WINDOWS)를 이용하였으며, 각 군내의 실험 전·후의 하지정렬의 변화를 비교하기 위해 대응표본 t-검정을, 각 군간 하지정렬의 변화를 알아보기 위해 일원배치 분산분석을 하였으며, 사후검정은 Scheffe를 이용하였다. 유의수준(α)은 0.05로 하였다.

III. 결 과

	대조군(n=10)	AHPS군(n=10)	ASPH군(n=10)	계	P
성별(남)	50(%)	50(%)	50(%)	50(%)	1.000
연령(세)	24.60±2.01	24.80±2.25	24.60±2.91	24.67±2.34	.978
신장(cm)	167.00±4.91	163.50±7.06	165.70±6.24	165.40±6.10	.446
체중(kg)	60.23±8.29	56.52±8.58	60.23±10.86	58.99±9.16	.595

1. 연구 대상자의 일반적인 특성

연구 대상자의 일반적인 특성들 중에 성별은 대조군, AHPS군, ASPH군 모두 남자가 50%(5명)로 남·녀의 수가 동일하였다. 연령은 AHPS군이 24.80±2.25세로 다른 군들에 비해 다소 많았고, 신장은 대조군이 167.00±4.91cm로 다른 군들에 비해 크게 나타났고, 체중은 AHPS군이 56.52±8.58kg으로 다른 군들에 비해 적게 나타났으나, 대상자의 일반적인 특성 모두 각 군간에 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$)(표 1).

표 1. 연구 대상자의 일반적인 특성

2. 연구 대상자의 하지정렬 평균

실험 전 전체 연구 대상자의 하지정렬 평균은 A각 좌측 177.70±2.37°, 우측 177.80±1.99°, B각 좌측 96.13±1.45°, 우측 96.53±1.67°, C각 좌측 5.90±0.93°, 우측 5.43±0.88°, D각 좌측 4.00±0.89°, 우측 3.78±1.02°, E각 좌측 87.23±3.15°, 우측 88.22±3.52°로 나타났다(표 2).

표 2. 연구 대상자의 하지정렬 평균(°)

3. 대조군의 실험 전·후 하지정렬 비교

대조군의 실험 전·후의 하지정렬을 비교한 결과 좌측 A, B, C, D, E각과 우측 A, B, C, D, E각 모두

통계학적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$)(표 3).

		실험 전	실험 후	t-value	P
좌측	A	178.00±2.58	177.60±2.35	1.149	.280
	B	96.00±1.25	95.85±1.33	1.406	.193
	C	5.60±0.74	5.65±1.00	-.190	.853
	D	3.90±1.13	3.95±1.14	-.287	.780
	E	87.05±3.06	87.25±2.92	-.545	.599
우측	A	178.20±1.40	178.15±1.45	.190	.853
	B	96.25±1.67	96.15±1.72	.612	.555
	C	5.35±1.00	5.30±0.95	.264	.798
	D	3.50±0.82	3.65±0.91	-1.152	.279
	E	87.60±3.48	87.85±3.30	-.808	.440

표 3. 대조군의 실험 전·후 하지정렬 비교(。)

4. AHPS군의 실험 전·후 하지정렬 비교

AHPS군의 실험 전·후 하지정렬을 비교한 결과 실험 전 좌측 A각은 $177.65\pm 1.83^\circ$ 에서 실험 후 $177.15\pm 1.93^\circ$ 로 다소 감소하였으나, 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$). 실험 전 우측 A각도 $177.60\pm 1.78^\circ$ 에서 실험 후 $177.30\pm 1.57^\circ$ 로 감소하는 경향을 보였으나, 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$). 그러나, 좌측 B, C, D, E각과 우측 B, C, D, E각은 모두 통계학적으로 유의하게 감소하였다($P<0.05$)(표 4).

		실험 전	실험 후	t-value	P
좌측	A	177.65±1.83	177.15±1.93	1.627	.138
	B	96.30±1.55	95.60±1.56	2.806	.021
	A C	5.80±1.72	5.30±1.09	17.835	.008
	B D	3.80±1.21	3.35±0.67	9.551	.001
	C E	87.15±3.08	86.15±2.91	2.928	.017
우측	D A	177.60±1.78	177.30±1.57	3.789	.039
	E B	97.15±1.58	96.35±1.56	3.529	.006
	C	5.35±0.85	4.80±0.67	4.714	.001
	D	3.80±1.21	3.40±0.97	4.000	.003
	E	89.05±3.53	87.85±3.62	2.422	.039

표 4. AHPS군의 실험 전·후 하지정렬 비교(。)

5. ASPH군의 실험 전·후 하지정렬 비교

ASPH군의 실험 전·후 하지정렬을 비교한 결과 실험 전 좌측 A각은 $177.45 \pm 2.81^\circ$ 에서 실험 후 $177.90 \pm 2.28^\circ$ 로 다소 증가하였으나, 통계학적으로 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$). 실험 전 우측 A각도 $177.60 \pm 2.72^\circ$ 에서 실험 후 $177.90 \pm 2.77^\circ$ 로 증가하는 경향을 보였으나, 통계학적으로 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$). 그러나, 좌측 B, C, D, E각과 우측 B, C, D, E각은 모두 통계학적으로 유의하게 증가하였다($P < 0.05$)(표 5).

		실험 전	실험 후	t-value	P
좌측	A	177.45 ± 2.81	177.90 ± 2.28	-1.489	.171
	B	96.10 ± 1.68	97.05 ± 1.57	-3.475	.007
	C	6.30 ± 0.68	6.75 ± 0.86	-2.862	.019
	D	4.30 ± 0.68	4.75 ± 0.72	-3.857	.004
	E	87.50 ± 3.78	89.60 ± 4.01	-5.161	.001
우측	A	177.60 ± 2.72	177.90 ± 2.77	-1.406	.193
	B	96.20 ± 1.80	97.30 ± 1.62	-4.714	.001
	C	5.60 ± 0.84	6.15 ± 0.67	-2.538	.032
	D	4.05 ± 1.04	4.60 ± 0.91	-3.498	.007
	E	88.00 ± 3.74	89.30 ± 3.53	-6.091	.000

표 5. ASPH군의 실험 전·후 하지정렬 비교(°)

6. 대조군, AHPS군과 ASPH군의 실험 전·후 하지정렬 비교

1) 실험 전

대조군, AHPS군과 ASPH군의 실험 전 하지정렬을 비교한 결과 좌측 A, B, C, D, E각과 우측 A, B, C, D, E각 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P > 0.05$)(표 6).

표 6. 대조군, AHPS군과 ASPH군의 실험 전 하지정렬 비교(°)

		대조군(n=10)	AHPS군(n=10)	ASPH군(n=10)	F	P
좌측	A	178.00±2.58	177.65±1.83	177.45±2.81	.130	.879
	B	96.00±1.25	96.30±1.53	96.10±1.68	.104	.901
	C	5.60±0.74	5.80±1.23	6.30±0.68	1.553	.230
	D	3.90±1.13	3.80±0.82	4.30±0.68	.875	.428
	E	87.05±3.06	87.15±2.88	87.50±3.78	.052	.949
우측	A	178.20±1.40	177.60±1.78	177.60±2.72	.288	.752
	B	96.25±1.67	97.15±1.58	96.20±1.80	1.006	.379
	C	5.35±1.00	5.35±0.85	5.60±0.84	.256	.776
	D	3.50±0.82	3.80±1.21	4.05±1.04	.710	.500
	E	87.60±3.48	89.05±3.53	88.00±3.74	.436	.651

2) 실험 후

대조군, AHPS군과 ASPH군의 실험 후 하지정렬을 비교한 결과 좌측 A, B, E각과 우측 A, B, E각은 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P>0.05$). 그러나, 좌측 C각은 대조군 5.65 ± 1.00 °, AHPS군 5.30 ± 1.09 °, ASPH군 6.75 ± 0.86 °로 각 군간에 통계적으로 유의한 차이가 있었고($P<0.05$), 우측 C각도 대조군 5.30 ± 0.95 °, AHPS군 4.80 ± 0.67 °, ASPH군 6.15 ± 0.67 °로 각 군간에 통계적으로 유의한 차이가 있었다($P<0.05$). 또한, 좌측 D각은 대조군 3.95 ± 1.14 °, AHPS군 3.35 ± 0.67 °, ASPH군 4.75 ± 0.72 °로 각 군간에 통계적으로 유의한 차이가 있었고($P<0.05$), 우측 D각도 대조군 3.65 ± 0.91 °, AHPS군 3.40 ± 0.97 °, ASPH군 4.60 ± 0.91 °로 각 군간에 통계적으로 유의한 차이가 있었다($P<0.05$)(표 7). Scheffe의 사후검정에 의하면 좌측 C, D각과 우측 C, D각은 모두 대조군과 AHPS군간에 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 대조군과 ASPH군간에도 통계적으로 유의한 차이가 없었으나, AHPS군과 ASPH군간에는 통계적으로 유의한 차이가 있었다(표 8).

		대조군(n=10)	AHPS군(n=10)	ASPH군(n=10)	F	P
좌측	A	177.60±2.35	177.15±1.93	177.90±2.28	.295	.747
	B	95.85±1.33	95.60±1.56	97.05±1.57	2.697	.086
	C	5.65±1.00	5.30±1.09	6.75±0.86	5.889	.008
	D	3.95±1.14	3.35±0.67	4.75±0.72	6.537	.005
	E	87.25±2.92	86.15±2.91	89.60±4.01	2.823	.077
우측	A	178.15±1.45	177.30±1.57	177.90±2.77	.468	.631
	B	96.15±1.72	96.35±1.56	97.30±1.62	1.413	.261
	C	5.30±0.95	4.80±0.67	6.15±0.67	7.752	.002
	D	3.65±0.91	3.40±0.97	4.60±0.91	4.640	.019
	E	87.85±3.30	87.85±3.62	89.30±3.53	.577	.569

표 7. 대조군, AHPS군과 ASPH군의 실험 후 하지정렬 비교(。)

	좌측 C			좌측 D			우측 C			우측 D		
	①	②	③	①	②	③	①	②	③	①	②	③
①대조군	①			①			①			①		
②AHPS군	②		*	②		*	②		*	②		*
③ASPH군	③			③			③			③		

표 8. 대조군, AHPS군과 ASPH군의 실험 후 하지정렬 비교의 사후검정

IV. 고 찰

체성감각계의 역할을 이해하기 위해, 체성감각계의 기능을 변화시키는 다양한 연구들이 있었다. Mauritz와 Dietz(1980)와 Diener 등(1984)은 허혈을 이용하여 체성감각을 인위적으로 차단하였다. 이 방법은 허혈 원위부로부터 대부분의 구심성 감각섬유를 차단할 수 있지만 원심성 운동신경에도 영향을 미치기 때문에 어느 것이 잠재적으로 영향을 미치는가를 명확히 알 수 없으며(Horak 등, 1990), 통증이 심하기 때문에 제한된 수의 건강한 대상자들에게만 적용이 가능하다(Diener 등, 1984; Horak 등, 1990). 다른 방법으로 냉 적용이 주로 사용되어지고 있으나(Asai 등, 1990; Magnusson 등, 1990), 발에서의 모든 구심성 유입이나 수용기들을 무능력하게 하는지는 알 수 없으며(Magnusson 등, 1990), 족관절이나 발가락에서 고유수용성 감각이나 운동기능을 완전히 감소시키지는 못한다(Perry 등, 2000). 이 외에도 부드럽거나 움직이는 지지면의 사용(Anacker와 DiFabio, 1992; Horak 등, 1990), 족관절 고정(Wu, 1993)등의 방법들이 있지만, 본 연구에서는 족저접촉면의 물질적인 특성인 경도를 변화시키기 위해 폼을 사용하였다.

폼은 피부 기계수용기 뿐만 아니라 발에 있는 관절수용기와 근육 수용기로의 감각유입을 변화시킬 가능성은 있지만, 적어도 정적 기립자세에서 족저접촉면 경도의 변화는 주로 족저면의 피부 기계수용기를 변화시킨다고 볼 수 있다(Wu와 Chiang, 1996). 족저 피부 유입(plantar cutaneous input)은 지지면과 발과 지지면 사이의 접촉면 물질의 특성에 대한 정보를 제공하기 때문에 족저 피부 기계수용기를 자극하면 자세 반응이 유도된다(Maurer 등, 2001). 폼에 따라 피부 기계수용기로의 유입이 변화되어지고, 이런 수용기에 의해 야기된 신경과 근육의 활동도 영향을 받을 것이다(Chiang과 Wu, 1997).

폼을 이용한 이전 연구들은 두께(Magnusson 등, 1990; Teasdale 등, 1991)나, 밀도(Lord 등, 1991)에 따라 다양한 형태를 사용하였지만, 본 연구에서는 폼의 두께는 동일하게 하고, 부분별로 경도의 변화를 주었다. Chiang과 Wu(1997)는 폼 층을 증가시키며 족저 접촉면의 경도를 변화시켰을 때, 전족과 후족에서는 경도에 따라 족저압의 유의한 차이가 있었으나, 중족에서는 유의한 차이가 없었다고 하였다. 따라서 본 연구에서는 폼을 중족을 제외하고 전족과 후족, 두 부분으로 나누어 경도 차이를 주었다.

Stergiou와 Bates(1997)는 거골하 관절과 슬관절 기능 사이 관계에 대한 다른 접촉면의 영향을 평가하기 위해 가장 딱딱한 접촉면으로 보편적인 트래드밀을 사용하였고, 세 개의 부드러운 접촉면으로 각각 다른 경도의 매트 트래드밀을 사용하였으나, 본 연구에서는 균별로 다른 경도의 폼을 신발 안에 삽입한 후, 보편적인 트래드밀을 사용하였다.

Nurse와 Nigg(2001)는 대상자의 기본적인 생태학적 차이, 나이, 신발 구조, 지지면의 특성으로 인한 감각피드백의 변화는 운동출력의 차이를 나타낸다고 하였다. 이에 본 연구는 대상자를 20대로 제한하였으며, 대상자들의 신발을 모두 동일하게 하였고, 대상자들의 일반적인 특성들도 각 군간에 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않아 동일한 집단임을 나타내었다. 또한, Chen 등(1995)은 발에서 감각유입의 변화는 족저압을 변화시키고, 족저압 분포에 대한 감각유입 변화의 영향은 시간 의존적이라고 하였다. 따라서, 본 연구에서는 폼을 적용시키는 시간을 대상자 모두 동일하게 하였다.

족저접촉면 경도에 따른 인체의 변화를 Wu와 Chiang(1996)과 Dickstein 등(2001)은 압력 중심(center of pressure)의 동요나 이동 등으로 평가하였고, Chiang과 Wu(1997)는 족저압, 족관절 회전, 비복근과 전경골근의 활동으로 평가하였으나, 본 연구에서는 경도에 따라 변화된 감각피드백에 의한 하지 정렬의 변화를 측정하고자 하였다.

정렬은 상대적인 비율척도로 측정하거나, 해부학적 표시점이 표시된 사진을 측연선이나 사각격자로 관절각도계와 자를 이용하여 측정할 수 있으나(Winter, 1979), 피부표면의 표시점을 이용한 방법은 실제 해부학적 위치를 분명하게 나타내지 못할 수 있기 때문에(Ramsey와 Wretenberg, 1999), 본 연구에서는

이은우 등(1989)과 Tang 등(2000)의 연구에서도 사용한 하지 축 정렬의 방사선적 분석방법인 Moreland 등(1987)의 방법을 사용하였다. Moreland 등(1987)은 25세에서 40세의 25명의 정상성인을 대상으로 하지 정렬을 분석하였는데, 그 결과 좌측 A각은 $178.9 \pm 2.1^\circ$, 좌측 B각은 $92.6 \pm 1.4^\circ$, 좌측 C각은 $6.0 \pm 1.0^\circ$, 좌측 D각은 $4.1 \pm 0.9^\circ$, 좌측 E각은 $89.6 \pm 2.3^\circ$, 우측 A각은 $178.5 \pm 2.0^\circ$, 우측 B각은 $93.0 \pm 1.6^\circ$, 우측 C각은 $5.8 \pm 0.7^\circ$, 우측 D각은 $4.0 \pm 0.7^\circ$, 우측 E각은 $90.7 \pm 3.2^\circ$ 였다. 본 연구에서는 실험 전 다른 각들은 1° 내외의 차이를 보였으나, 좌측 B각은 $96.13 \pm 1.45^\circ$, 우측 B각은 $96.53 \pm 1.67^\circ$ 로 크게 나타났고, 좌측 E각은 $87.23 \pm 3.15^\circ$, 우측 E각은 $88.22 \pm 3.52^\circ$ 로 작게 나타났다. 이러한 결과는 연구 대상자의 연령의 차이에 기인하는 것으로 생각된다.

이은우 등(1989)은 대퇴골의 역학적 축과 경골의 역학적 축이 만나 이루는 A각을 역학적 대퇴골공간 각이라 하였고 정상 성인을 대상으로 한 결과 좌측 $177.3 \pm 2.5^\circ$, 우측 $177.5 \pm 2.8^\circ$ 였다. 본 연구에서도 실험 전 좌측 A각은 $177.70 \pm 2.37^\circ$, 우측 A각은 $177.80 \pm 1.99^\circ$ 로 정상성인들을 대상으로 하였기 때문에 유사한 결과를 나타냈다.

Chiang과 Wu(1997)는 부드러운 폼 위에 섰을 때는 전족부와 후족부에서 족저압이 유의하게 감소되고 덜 부드러운 폼 위에 섰을 때는 딱딱한 지지면에 섰을 때보다 전족부와 후족부의 압력차이가 유의하게 낮다고 하였으며, Dickstein 등(2001)은 부드러운 지지면이 딱딱한 지지면보다 체성감각정보를 감소시키거나 부가적으로 역학적 불안정성을 초래한다고 하였다. 본 연구에서도 폼을 삽입하지 않아 족저면에 어떠한 정도 변화도 없었던 대조군은 실험 전과 후에 좌측과 우측의 A, B, C, D, E각 모두 유의한 차이가 없었으나, 후족부가 족저접촉면 정도가 낮은 부드러운 지지면인 AHPS군은 후족부의 체성감각유입의 감소로 인하여 좌측과 우측의 B, C, D, E각이 유의하게 변화하였다. 또한, 전족부가 부드러운 지지면인 ASPH군은 전족부의 체성감각유입의 감소로 인해 역시 좌측과 우측의 B, C, D, E각이 유의하게 변화하여 이와 밀접한 관련이 있음을 생각할 수 있다. 또한, Nurse와 Nigg(2001)는 발의 감각을 변화가 족저압과 하지의 근육 활동에 미치는 영향에 관한 연구에서 후족부에 감각 감소시 압력중심이 유의하게 전족부로 이동하고, 전경골근의 활동이 감소하고, 내측 비복근의 활동이 증가하였으며, 전족부 감각 감소시 압력중심은 유의하게 후족부로 이동하고, 내측 비복근의 활동이 감소하고, 슬괵근의 활동은 증가하였다고 하였다.

하지의 운동학적 사슬의 마지막 부분인 하퇴, 족관절, 발은 지면에 접촉하여 신체에 활동하는 힘을 부여하고 전달하는 능력을 가진다(Donatelli, 1987). 발과 족관절에 있는 거골하관절은 거골과 종골 사이에 전중후면이 분리된 관절면으로써 삼면운동이 단일축으로 일어나며 회내와 회외를 형성한다(Hamill과 Knutzen, 1995). Lattanza 등(1988)은 비체중부하시 거골하 관절에서 일어나는 발의 운동은 원위종골에 의해서 일어나지만 종골이 땅에 접지하고 체중 부하되면 근위인 거골분절에 의해 일어난다고 하였다.

배성수 등(2000)은 체중지지하에서 거골하관절의 회내 자세는 종골과 거골의 움직임 일으키고, 종골의 움직임은 전두면에서 일어나고, 거골의 움직임은 수평면과 시상면에서 일어난다고 하였다. 따라서, 종골이 외반되고 동시에 거골의 내전과 족저굴곡되며 하지의 움직임은 거골의 수평면에서 움직임을 따라서 내측으로 회전되고, 시상면에서 하지는 거골과 함께 약간 신전된다고 하였으며, 거골이 족저굴곡됨에 따라 슬관절을 약간 굴곡시키기 위해 경골의 근위부는 전방으로 움직인다고 하였다. 본 연구에서 AHPS군은 족저 접촉면 정도 변화 후에 좌측과 우측 B, C, D, E각이 유의하게 감소하였고, 거골의 움직임과 관계 있는 E각이 유의하게 감소한 것은 후족부의 감각감소로 인해 체중지지상태에서 거골이 내측으로 회전되고 족저굴곡된 것을 의미하며, 이러한 역학적 변화가 B, C, D각을 유의하게 감소시킨 것으로 생각된다.

Magee(1997)는 체중지지하에서 거골하관절의 회외 자세는 종골이 내반되고 동시에 거골은 종골에 대해서 외전과 배측굴곡되며 하지는 거골의 수평면에서 움직임을 따라서 외측으로 회전한다고 하였다. 또한, 종골에 대한 거골의 배측굴곡은 슬관절에서 약간의 신전운동을 첨가한다고 하였다. 본 연구에서

ASPH군은 족저 접촉면 경도 변화 후에 좌측과 우측 B, C, D, E각이 유의하게 증가하였고, 거골의 움직임과 관계있는 E각이 유의하게 증가한 것은 전족부의 감각감소로 인해 체중지지상태에서 거골이 외측으로 회전되고 배측굴곡된 것을 의미하며, 역시 이러한 역학적 변화가 B, C, D각을 유의하게 증가시킨 것으로 생각되어진다.

또한, Donatelli(1990)은 발과 족관절 역학의 변화는 하지 전체의 기능에 영향을 미치며, 단한 사슬에서 후족의 거퇴관절 족저굴곡은 거골하관절 회내, 경골의 내회전, 거골 내전과 족저굴곡, 종골 외반을 동반한다고 하였으나, Norkin과 Levangie(1992)는 단한 사슬에서 하퇴의 배측굴곡은 경골의 내측으로 회전과 경사를 일으키고, 하퇴의 저측굴곡은 경골의 외측으로 회전과 경사를 일으킨다고 하였다.

슬관절을 관상면에서 보아 대퇴골과 경골의 관계를 일반적으로 하지정렬이라 하고, 하지정렬에는 경골장축과 대퇴골간부장축을 연결한 선인 해부학적 축과 대퇴골두, 슬관절, 족관절을 이은 선인 역학적 축이 있다(박래준 등, 2001). Moreland 등(1987)은 대퇴의 해부학적 축과 역학적 축이 이루는 각을 생리학 적 외반각이라 하였다. 본 연구에서 실험 전 대조군, AHPS군, ASPH군의 하지 정렬을 비교하였을 때 좌측과 우측의 모든 각도가 유의한 차이가 없었으나, 실험 후에는 생리학 적 외반각인 좌측과 우측 C, D 각이 유의한 차이가 있었고, 사후검정 결과 AHPS군과 ASPH군간에 유의한 차이가 있었다. 이러한 결과는 각 실험군에서 족저 접촉면 경도 변화에 따른 발과 족관절의 역학적 변화가 대퇴골의 축 정렬에 유의한 영향을 준 것으로 사료된다.

V. 결 론

족저 접촉면의 경도에 따른 하지정렬의 변화를 연구하고자 20대의 정상 성인 남·여 각각 15명을 무작위로 10명씩 대조군과 전족부와 후족부에 경도가 다른 폼을 족저면에 적용한 두 실험군인 AHPS군과 ASPH군으로 나누어, 폼 적용 전 전체 하지 방사선 촬영을 하고, 폼을 삽입하여 트래드밀에서 적용시킨 후 전체 하지 방사선 촬영을 하여, 방사선필름에서 얻은 하지정렬을 측정하여 분석한 결과는 다음과 같다.

1. 족저 접촉면에 어떠한 경도 변화도 없었던 대조군에서는 실험 전·후 하지정렬을 비교한 결과 좌·우측 A, B, C, D, E각 모두 유의한 차이가 없었다($P>0.05$).
2. 족저 접촉면에서 전족부의 경도가 높고, 후족부의 경도가 낮은 AHPS군의 실험 전·후 하지정렬을 비교한 결과 좌·우측 A각은 유의한 차이가 없었으나($P>0.05$), 좌·우측 B, C, D, E각은 유의하게 감소하였다($P<0.05$).
3. 족저 접촉면에서 전족부의 경도가 낮고, 후족부의 경도가 높은 ASPH군의 실험 전·후 하지정렬을 비교한 결과 좌·우측 A각은 유의한 차이가 없었으나($P>0.05$), 좌·우측 B, C, D, E각은 유의하게 증가하였다($P<0.05$).
4. 대조군, AHPS군과 ASPH군의 하지정렬을 비교한 결과 실험 전 좌·우측 A, B, C, D, E각 모두 유의한 차이가 없었으나($P>0.05$), 실험 후 좌·우측 C, D각이 유의한 차이가 있었다($P<0.05$).

대조군과 AHPS군간은 유의한 차이가 나타나지 않았고, 대조군과 ASPH군간에도 유의한 차이가 나타나지 않았으나, AHPS군과 ASPH군간에는 유의한 차이가 나타났다.

이상의 결과로 미루어 볼 때, 족저 접촉면의 경도의 차이나 변화를 이용하여 족저면의 감각유입에 변화를 주고, 하지의 정렬을 변화시켜 비정상적인 자세와 움직임에서 보행 패턴까지 좀 더 효과적으로 치료적 중재에 끌어들이 수 있으리라 사료된다.

참 고 문 헌

- 박래준 등 : 물리치료대백과사전, 제1권, 서울, 나눔의 집, 2001.
- 배성수 등 : 임상운동학, 2판, 서울, 영문출판사, 2000.
- 이은우, 정영복, 안택진 : 정상 한국인 성인남자의 하지 축에 관한 방사선학적 고찰, 대한슬관절학회지, 1(2), 140-144, 1989.
- Anacker SL, DiFabio RP : Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling, *Phys Ther*, 72(8), 575-583, 1992.
- Asai H, Fujiwara K, Toyama H et al : The influence of foot soles cooling on standing postural control. In T Brandt, W Paulus, W Bles, M Deiterich, S Krafczyk, A Straube (eds), *Disorders of Posture and Gait*, 198-201, New York:Stuttgart, 1990.
- Brocklehurst JC, James-Groom P, Robertson D : Clinical correlates of sway in old age-sensory modalities. *Age Aging*, 11, 1-10, 1982.
- Chen H, Nigg BM, Hulliger M et al : Influence of sensory input on planter pressure distribution. *Clinl. Biomech*, 10(5), 271-274, 1995.
- Chiang JH, Wu G : The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control, *Gait&Posture*, 5, 239-245, 1997.
- Czerniecki JM : Foot and ankle biomechanics in walking and running: a review, *Am J Phys Med Rehabil*, 67, 246-252, 1988.
- Dichgans J, Diener HC : The contribution of vestibulo-spinal mechanisms to the maintenance of human upright posture, *Acta Otolaryngol*, 107, 338-345, 1989.
- Dickstein R, Shupert CL, Horak FB : Finger tip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy, *Gait&Posture*, 14, 238-247, 2001.
- Diner HC, Dichgans J, Guschlbauer B et al : The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia, *Brain Res*, 296, 103-109, 1984.
- Donatelli R : Abnormal biomechanics of the foot and ankle, *J Orthop Sports Phys Ther*, 9, 11-16, 1987.
- Donatelli R : The biomechanics of the foot and ankle, Philadelphia , F.A. Davis Co, 1990.
- Eng JJ, Pierrynowski MR : Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome, *Phys Ther*, 73(2), 62-69, 1993.
- Fernie GR, Gryfe CI, Holliday PJ et al : The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects, *Age Aging*, 11, 11-16, 1982.
- Hamill J, Knutzen KM : Biomechanical basis of human movement. Baltimore, William &Wilkins, 1995
- Horak FB, Nashner LM : Central programming of posture movements: Adaptation to altered support surface configuration, *J Neurophysio*, 55, 1369-1381, 1986.
- Horak FB, Nashner LM, Diener HC. : Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82, 167-177, 1990.
- Kandel ER, Jessell TM, Schwartz JH : Principles of Neural Science, 4th ed., New York, McGraw-Hill, 2000.
- Keshner EA, Allum JHJ, Pfaltz CR : Postural coactivation and adaptation in the sway stabilizing

- responses of normals and patients with bilateral vestibular deficit, *Exp Brain Res*, 69, 77-92, 1987.
- Lattanza L, Gray GW, Kantner RM : Closed versus open kinematic chain measurement of subtalar joint eversion: Implications for clinical practice, *J Orthop Sports Phys Ther*, 9(9), 310-314, 1988.
- Lord SR, Clark RD, Webster IW : Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons, *J Gerontol Med Sci*, 46, M69-76, 1991.
- Magee DJ : *Orthopedic physical assessment*, 3rd ed, Philadelphia, W.B. Saunders company, 1997.
- Magnusson M, Enbom H, Johansson R et al : The importance of somatosensory information from the feet in postural control in man. In T Brandt, W Paulus, W Bles, M Deiterich, S Krafczyk, A Straube (eds), *Disorders of Posture and Gait*, 190-193, New York, Stuttgart, 1990.
- Manchester D, Woollacott M, Zederbauer-Hylton N et al : Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult, *J Gerontol: Med Sci*, 44(4), M118-127, 1989.
- Maurer C, Mergner T, Bolha B et al : Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles, *Neuroscience letters*, 302, 45-48, 2001.
- Mauritz KH, Dietz V : Characteristics of postural instability induced by ischemic blocking of leg afferents. *Exp Brain Res*, 38, 117-119, 1980.
- Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ : Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity, *J Bone Joint Surg*, 69-A(8), 745-749, 1987.
- Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ : Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities, *Med Sci Sports Exerc*, 31(7), 421-428, 1999.
- Norkin CC, Levangie PK : *Joint structure & function: Comprehensive analysis*, 2nd ed, Philadelphia, F.A. Davis Co, 1992.
- Nurse MA, Nigg BM : The effect of changes in foot sensation on planter pressure and muscle activity, *Clin Biomech*, 16, 719-727, 2001.
- Perry J : *Gait Analysis: Normal and pathological function*, New York, McGraw-Hill, 1992.
- Perry SD, Mcilroy WE, Maki BE : The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation, *Brain Research*, 877, 401-406, 2000.
- Ramsey DN, Wretenberg PF : Biomechanics of knee: methodological considerations in the vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint, *Clin Biomech*, 14, 595-611, 1999.
- Ryerson S, Lewit K : *Functional movement reeducation*, New York, Churchill Livingstone. 1997.
- Shumway-Cook A, Horak FB : Assessing the influence of sensory interaction on balance, *Phys Ther*, 66(10), 1548-1550, 1986.
- Stergiou N, Bates BT : The relationship between subtalar and knee joint function as a possible mechanism for running injuries, *Gait & Posture*, 6, 177-185, 1997.
- Tang WM, Zhu YH, Chiu KY : Axial alignment of the lower extremity in chinese Adults, *The Journal of B&J Surg[Am]*, 82-A, 1603-1608, 2000.
- Teasdale N, Bard C, Fleury M et al : On the cognitive penetrability of posture control, *Exp Aging Res*, 19, 1-13, 1993.
- Teasdale N, Stelmach GE, Breunig A : Posture sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface condition, *J Gerontol Biol Sci*, 46(6), B238-244, 1991.
- Winter D : *Biomechanics of Human Movement*, New York, John Wiley & Sons Inc, 1979.
- Wu G : The effect of impaired lower limb joint function on postural balance and falls, *The 17th*

Annual meeting of the American Society of Biomechanics, Iowa City, 1993.

Wu G, Chiang JH : The effects of surface compliance on foot pressure in stance, *Gait&Posture*, 4
122--129, 1996.