

20대 연령에서 다양한 감각 조건에 따른 안정성 한계의 비교

한서대학교 재활치료학과

권오윤 · 최홍식

A Comparison of the Limits of Stability at Different Sensory Conditions in 20 Years of Age

Kwon, Oh Yun, M.P.H, R.P.T, Choi, Hong Sik, M.P.H, R.P.T

Dept. of Rehabilitation Therapy, Hanseo University

— ABSTRACT —

The purpose of this study was to evaluate and compare the limits of stability(LOS) at different sensory conditions in normal 20 years of age. The LOS was measured at stable surface, and unstable surface and the subjects stood with the feet contacted and 4 inches between the feet with the eyes open and the eyes closed.

In this study, 20 physical therapy major subjects were evaluated at Wonkwang Public Health Junior College. In this study applied the paired t-test, and Kruskal-Wallis 1-way ANOVA to determine the statistical significance of results at 0.01 level of significance.

The results were as follows :

1. The mean of lateral limits of stability was 6.67 degree at stable surface with the eyes open and standing with the feet contacted.
2. The mean of anteroposterior limits of stability was 9.78 degree at stable surface with the eyes open and standing with the feet contacted.
3. The mean of lateral limits of stability was 15.10 degree at stable surface with the eyes open and standing with 4 inches between the feet.
4. The mean of anteroposterior limits of stability was 11.72 degree at stable surface with the eyes open and standing with 4 inches between the feet.
5. The anterior-posterior and lateral limits of stability significantly decreased with the eyes closed($p < 0.01$).
6. The anterior-posterior and lateral limits of stability significantly decreased at unstable surface($p < 0.01$)

7. There was no significant difference of limits of stability as the height and foot length($p > 0.01$).

Key Words : Limits of stability, Balance

차 례

서 론

연구방법

연구대상 및 연구기간

평가방법 및 평가도구

분석방법

연구의 제한점

연구결과

연구 대상자의 일반적 특성

안정성 한계와 감각조건에 따른 안정성 한계

비교

고 찰

결 론

참고문헌

서 론

과거 몇 십년 동안 자세조절이나 균형 그리고 이들 장애에 대한 연구는 변해왔고 확대되어 왔다. 자세조절이란 안정성과 신체와 환경간의 관계를 적절히 유지하는 자세적 방향감각(postural orientation)이라는 두 가지 목적을 달성하기 위해 신체의 자세를 공간에서 조절하는 것이다.⁴²⁾ 반사/계층적 모델(reflex/hierarchical model)하에서는 자세조절이나 균형이 독립적인 감각기능에 의해서 조절되고, 발달단계에서 하위수준인 척수반사가 고위중추인 대뇌피질의 조절과 통제를 받아 자세반응이 나타난다고 하였다.²⁵⁾ 그러나 최근의 시스템 모형(system model)은 자세조절이 단순히 감각이나 대뇌피질의 고위 중추에 의해서만 조절되는 것이 아니라 여러 요소의 복잡한 과정으로 조절되는 것으로, 균형은 감각을 통하여 신체의 움직임을 인지하고 중추신경계 안에서 입력된

정보를 통합시켜 근골격계로 적절하게 반응하는 복잡한 과정으로 자세가 조절된다는 이론이 지배적이다.⁴³⁾ 자세 균형(postural balance)은 고유수용성의 특수화된 형태로 발에 의해 제공된 지지면(base of support)에서 신체를 조절하는 능력이다.²⁶⁾ 균형에 영향을 미치는 요소로는 연령,^{7,9,22,40)} 시각입력,^{1,3,5,6,15)} 고유수용성각각 손실,¹²⁾ 슬관절 굴곡,¹⁷⁾ 호흡,²⁹⁾ 온도변화,²⁾ 저압환경⁴⁾ 그리고 조명⁸⁾과 같은 여러 요소들이 독립균형에 영향을 미친다.

Tropp⁴⁵⁾ 등에 의하여 Romberg 검사를 수정하여 자세조절 연구에 객관적인 방법을 기술하였다. 1965년 Freeman은 환측과 정상측 사이에 한발로 기립했을 때 균형에 차이가 있는지를 알아보기 위하여 Romberg 검사를 이용하여 정형외과 분야에 처음 도입하였다. 그의 연구결과에서 두 군 간에는 중요한 차이가 없었으나 이러한 결과는 더 진보된 연구에 도움이 되었다.¹⁹⁾ 대부분의 연구에서 한발로 균형을 유지하는 것이 전체 균형과 기능에 대한 결론을 유추하는 데는 불충분하다.^{20,28)} 환자가 얼마나 안전하게 기립하는가 하는 것은 임상에서 중요한 문제이다.²²⁾ 비록 근간에 force platform을 이용하여 균형능력을 객관적으로 측정하고 치료하기 위한 시도가 지속되고 있지만 임상에서의 유용도에서는 명확하지 않다.²⁰⁾

Horak은 컴퓨터화된 force platform과 운동분석기(motion analysis machine)를 이용하면 치료사들이 더욱 정확한 균형과 전체적인 기능을 평가할 수 있다고 제안하였다.²⁴⁾ 오늘날 더 정확한 균형측정기구(Wright's ataxiometer, stationary stable force platforms, tilting platforms)가 개발되었으나 이들은 임상에서 현실적으로 사용하기에는 너무 비싸다.^{12,17,20,21,26,34)}

균형은 생체 역학적 요소, 감각요소, 근육요

소가 포함된 복합된 통합활동이다. 생체 역학적 요소 중의 하나가 안정성한계이며 안정한계는 지지면의 변화없이 균형을 잃지 않고 수직선으로부터 이동할 수 있는 최대의 각도이다. 정상인의 안정성한계는 전후 12도, 좌우 16도이며, 인간은 안정성한계 내에서 동요를 하며 균형을 유지하고있다. 안정성의 한계는 균형유지에 중요한 생역학적인 요소이며, 신경계나 근골격계의 손상 시 변한다.³⁶⁾

지금까지 자세동요에 대한 연구는 정형외과와 스포츠의학,^{10, 32)} 이비인후과^{37, 46)}나 노인학²²⁾, 신경학⁴⁸⁾ 그리고 재활의학분야^{27, 41)}에서 환자평가와 치료에 많이 이용되었지만, 정적인 자세에서 측정된 변수들이 동적인 자세조절이나 이동 능력과 직접적으로 연관이 있는가에 대해서는 논란이 되고 있다.⁴⁷⁾ 또한 자세동요는 단순히 일차원적인 평가이기 때문에 자세를 양질적으로 평가하는데는 완전하지 못하다.²⁴⁾

그래서 본 연구자는 20대 정상인을 대상으로 동적인 자세조절능력을 알아볼 수 있는 안정성한계의 정도와 다양한 조건에서 안정성한계가 어떻게 변하는가를 알아봄으로써, 임상에서 균형 평가와 치료 시 필요한 자료를 제공하고자 다음과 같은 세부목적을 가지고 연구를 실시하였다.

본 연구의 세부목적은 다음과 같다.

첫째, 양 발을 부착하고 기립 시와 4인치 간격을 두고 기립 시 전·후, 좌·우 안정성한계를 측정한다.

둘째, 안정된 지지면과 불안정 지지면에서 안정성한계를 비교한다.

셋째, 개안 시와 폐안 시 안정성한계를 비교한다.

넷째, 신장이나 발길이에 따른 안정성한계를 비교한다.

연구방법

연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상자는 현재 어떠한 질병도 없

고, 과거의 병력으로 인한 후유증이 없는 정상 대학생 20명을 대상으로 실시하였다. 본 연구는 1995년 7월 2일부터 8월 30일까지 원광보건 전문대학 물리치료과 학생을 대상으로 실시하였다.

평가방법 및 평가도구

연구대상자들의 일반적 특성을 알아보기 위하여 미리 준비된 조사지를 이용하여 안정성한계에 영향을 미칠 수 있는 신장, 발길이를 조사하였다.

안정성한계를 측정하기 위한 도구는 넓이가 25 cm, 길이가 1.5 m인 벨트에 싸인펜을 삽입할 수 있는 직경 1 cm, 길이 10 cm 쇠파이프를 10 cm²의 얇은 철판에 용접을 하여 부착하고 쇠파이프가 벨트에 직각이 되도록 얇은 철판을 리벳으로 벨트에 고정하였다. 그리고 안정성한계의 정도를 알아보기 위하여 모눈종이를 부착할 수 있는 60 cm* 150 cm 판넬을 준비하였고, 불안정한 지지면을 만들기 위하여 5 cm 두께의 1 m² 넓이의 스폰지를 준비하였다. 시야를 차단하기 위하여 검은 천의 눈가리개를 사용하였다.

환자에게 싸인펜이 허리 뒤쪽으로 위치하게 벨트를 착용시키고, 예비단계로 평지에서, 스폰지 위에서, 눈을 뜨고, 눈을 가리고 각각 10회씩 기립자세에서 고관절, 슬관절, 몸통의 운동을 일으키지 않고, 먼저 양 발을 밀착시키고, 다음에는 4인치 벌리고 양 발바닥이 지지면에 밀착시킨 상태에서 환자가 균형을 잃지 않고 좌우, 전후로 체중을 옮기면서 이동하는 것을 실시하였다.

예비운동이 끝난 후 환자를 싸인펜 끝이 모눈종이 중심선에 맞게 위치시킨 후 예비운동과 같은 방법으로 좌우로 이동하게 하고 이동한 지점에서 싸인펜으로 모눈종이에 표시를 하였다. 전후 안정성한계 측정은 싸인펜이 대전자에 위치하도록 벨트를 착용하고, 싸인펜 끝이 모눈종이 중간선에 위치하도록 환자를 위치시

키고, 좌우 측정 시와 동일하게 전후로 체중을 이동시키면서 움직이게 하고 균형을 잃지 않고 이동한 거리를 측정하였다.

측정은 7회를 실시하여 최대치와 최소치를 제외한 5회 측정값의 평균값을 사용하였다. 측정된 값과 측정지점 높이 값을 이용하여 피타고라스 공식을 이용하여 빗변의 값을 구하고 이를 값을 이용하여 Sin 값으로 환산하여 안정성한계를 산출하였다.

분석방법

측정된 결과를 부호화하여 SPSS/PC+(Statistical Package for the Social Science)를 이용하여 통계처리하였다.

양 발을 밀착시킨 때와 4인치 이격시킨 때, 안정지면과 불안정지면, 개안 시와 폐안 시 차이가 있는지 알아보기 위하여 짝비교 t 검정 (paired t-test)을 실시하였고, 신장과 발길이에 따라 안정성한계에 차이를 알아보기 위하여 Kruskal-Wallis 비모수 검정을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검증하기 위하여 유의수준은 0.01로 정하였다.

연구의 제한점

본 연구는 연구자가 임의로 선정한 한 대학에서 연구조건에 만족되는 대상자를 선발하여 실시하였으므로 본 연구 결과를 모든 20대 연령에게 일반화하여 해석하기에는 제한이 있다.

연구결과

연구대상자의 일반적 특성

연구대상자 20명 중 남자는 7명(35.0%)이었고, 여자가 13명(38.9%)이었다. 평균연령은 22.2세이었다.

신장은 160 cm 이하가 6명(30.0%), 160~165 cm가 6명(30.0%), 그리고 165 이상이 8명

(40.0%)이었으며, 평균 신장은 163.6 cm이었다. 발길이는 240 cm 이하가 10명(50.0%), 240~250 cm가 6명(30.0%), 그리고 250 cm 이상이 4명(20.0%)으로 평균 발길이는 242.5 cm이었다.

안정성 한계와 감각조건에 따른 안정성한계 비교

감각조건에 따른 평균 안정성 한계

양 발을 밀착시키고 안정된 지지면에서 개안 시 측정된 전후 안정성 한계의 평균은 9.78도이었고, 폐안 시에는 8.39도이었다. 또한 불안정 지지면인 스폰지 위에서 개안 시 전후 안정성 한계의 평균은 7.34도이었으며, 폐안 시에는 6.42도이었다.

양 발을 4인치 벌리고 기립한 자세에서 안정된 지지면에서 개안 시 측정된 전후 안정성 한계의 평균은 11.72도이었고, 폐안 시에는 9.32도이었다. 또한 불안정 지지면에서는 개안 시 8.54도이었고, 폐안 시에는 7.11도이었다.

양 발을 밀착시키고 안정된 지지면에서 개안 시 측정된 좌우 안정성 한계의 평균은 6.67도이었고, 폐안 시에는 5.22도이었다. 또한 불안정 지지면에서 개안 시 좌우 안정성한계의 평균은 4.99도이었으며, 폐안 시에는 4.17도이었다.

양 발을 4인치 벌리고 기립한 자세에서 안정된 지지면에서 개안 시 측정된 좌우 안정성 한계의 평균은 15.1도이었으며, 폐안 시에는 10.99도이었다. 또한 불안정 지지면에서는 개안 시 9.34도이었고, 폐안 시에는 8.01도이었다(표 1).

양 발 간격에 따른 개안 시 전후 안정성 한계 비교

안정된 지지면에서 양 발을 밀착시킨 기립 자세로 개안 시 전후 안정성 한계의 평균은 9.78도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 11.72도로 안정된 지지면에서 양 발을 밀착시켰을 때와 4인치 벌렸을 때의 전후 안정성 한계에는 99%

유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 불안정 지지면에서는 양 발을 밀착 시 전후 안정성한계는 7.34도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 8.54도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

양 발 간격에 따른 폐안 시 전후 안정성 한계 비교

안정된 지지면에서 양 발을 밀착시킨 기립자

세로 폐안 시 전후 안정성 한계의 평균은 8.39도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 9.32도로 안정된 지지면에서 양발의 간격에 따른 전후 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 불안정 지지면에서 양 발을 밀착 시는 6.42도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 7.11도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

표 1. 평균 안정성 한계와 감각조건에 따른 안정성한계 비교

양발 간격	시력	지지면	방향	평균 ± 표준편차	t-단위
0인치	개안	안정	전후	9.78 ± 0.98	
	폐안	안정	전후	8.39 ± 1.15	9.89*
	개안	불안정	전후	7.34 ± 1.23	
	폐안	불안정	전후	6.42 ± 1.16	6.95*
4인치	개안	안정	전후	11.72 ± 1.00	
	폐안	안정	전후	9.32 ± 0.96	10.58*
	개안	불안정	전후	8.54 ± 1.18	
	폐안	불안정	전후	7.11 ± 1.26	10.11*
0인치	개안	안정	좌우	6.67 ± 1.10	
	폐안	안정	좌우	5.22 ± 1.07	10.56*
	개안	불안정	좌우	4.99 ± 1.23	
	폐안	불안정	좌우	4.17 ± 1.03	5.30*
4인치	개안	안정	좌우	15.10 ± 0.90	
	폐안	안정	좌우	10.99 ± 1.33	13.89*
	개안	불안정	좌우	9.34 ± 1.87	
	폐안	불안정	좌우	8.01 ± 1.56	7.22*

p<0.01

안정된 지지면에서 폐안과 개안 시 전후 안정성한계 비교

안정된 지지면에서 양 발을 밀착시킨 상태에서 폐안 시와 개안 시 측정된 전후 안정성한계를 비교한 결과, 폐안 시 안정성 한계 평균은 8.39도이었고, 개안 시는 9.78도로 폐안 시와 개안 시 좌우 안정성 한계는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 안정된 지지면에서 양발을 4인치 이격시킨 기립자세에서 폐안과 개안 시 전후 안정성한계를 비교한 결과 폐안 시는 9.32도이었고, 개안 시는 11.72도로,

폐안 시와 개안 시 전후 안정성 한계는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

불안정 지지면에서 폐안 시와 개안 시 전후 안정성 한계 비교

불안정 지지면에서 양 발을 밀착시킨 기립자세에서 폐안 시 전후 안정성 한계의 평균은 6.42도이었고, 개안 시는 7.34도로 폐안 시와 개안 시는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 4인치 양 발을 이격시킨 기립자세에서 폐안 시 전후 안정성 한계의 평균은 7.11

도이었고, 개안 시는 8.54도로 역시 불안정 지지면에서 폐안 시와 개안 시 안정성 한계 평균은 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 개안 시 전후 안정성 한계 비교

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 개안 시 전후 안정성 한계를 비교한 결과 양 발을 밀착시키고 안정된 지지면에서 측정된 전후 안정성 한계 평균은 9.78도이었고, 불안정 지지면에서는 7.38도로 양 발을 밀착 시 안정된 지지면과 불안정 지지면 간의 안정성 한계는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 양 발을 4인치 벌린 상태에서는 안정된 지지면에서 전후 안정성 한계의 평균은 11.72도이었고, 불안정 지지면에서는 8.54도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 폐안 시 전후 안정성 한계 비교

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 폐안 시 양 발을 밀착시키고 측정된 전후 안정성 한계를 비교한 결과 안정된 지지면에서 전후 안정성 한계는 8.39도이었고, 불안정 지지면에서는 6.42도로 안정된 지지면과 불안정 지지면 간의 폐안 시 전후 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 4인치 양 발을 벌린 상태에서는 안정된 지지면에서 9.32도이었고, 불안정 지지면에서는 7.11도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

양 발 간격에 따른 개안 시 좌우 안정성 한계 비교

안정된 지지면에서 양 발을 밀착시킨 기립자세로 개안 시 좌우 안정성 한계의 평균은 6.67도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 15.1도로 안정된 지지면에서 양 발을 밀착시켰을 때와 4인치 벌렸을 때의 좌우 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 불

안정 지지면에서는 양 발을 밀착시켰을 시에는 4.99도이었고, 4인치 벌렸을 시 좌우 안정성 한계의 평균은 9.34도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

양 발 간격에 따른 폐안 시 좌우 안정성 한계 비교

안정된 지지면에서 양 발을 밀착시킨 기립자세로 폐안 시 좌우 안정성 한계의 평균은 5.22도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 10.99도로 안정된 지지면에서 양 발의 간격에 따른 좌우 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 불안정 지지면에서 양 발을 밀착 시는 4.17도이었고, 4인치 벌린 상태에서는 8.01도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

안정된 지지면에서 폐안과 개안 시 좌우 안정성 한계 비교

안정된 지지면에서 양 발을 밀착시키고 기립자세에서 폐안 시와 개안 시 측정된 좌우 안정성 한계를 측정된 결과 폐안 시 좌우 안정성 한계 평균은 5.22도이었고, 개안 시는 6.67도로 폐안 시와 개안 시 좌우 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 안정된 지지면에서 양 발을 4인치 이격시킨 기립자세에서 폐안 시 좌우 안정성 한계의 평균은 15.10도이었고, 폐안 시는 10.99도로 양 발을 4인치 이격시킨 기립자세에서도 폐안 시와 개안 시 좌우 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

불안정 지지면에서 폐안과 개안 시 좌우 안정성 한계 비교

불안정 지지면에서 양 발을 밀착시킨 기립자세에서 폐안 시 좌우 안정성 한계의 평균은 4.17도이었고, 개안 시는 4.99도로 폐안 시와 개안 시에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 양 발을 4인치 벌린 기립자세에서는 폐안 시 좌우 안정성 한계의 평균은 8.01

도이었고, 개안 시는 9.34도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 개안 시 좌우 안정성 한계 비교

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 개안 시 좌우 안정성 한계를 비교한 결과 양 발을 밀착시키고 안정된 지지면에서의 좌우 안정성 한계의 평균은 6.67도이었고, 불안정 지지면에서는 4.99도로 양 발을 밀착 시 안정된 지지면과 불안정 지지면 간의 좌우 안정성 한계는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 양 발을 4인치 벌린 상태에서는 안정된 지지면에서 좌우 안정성 한계의 평균은 15.10도이었고, 불안정 지지면에서는 9.34도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 폐안 시 좌우 안정성 한계 비교

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 폐안 시 양 발을 밀착시키고 측정된 좌우 안정성 한계를 비교한 결과 안정된 지지면에서 좌우 안정성 한계의 평균은 5.22도이었고 불안정 지지면에서는 4.17도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 4인치 양 발을 벌린 상태에서 안정 지지면에서 좌우 안정성 한계의 평균은 10.99도이었고, 불안정 지지면에서는 8.01도로 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 1).

신장과 발길이에 따른 안정성 한계 비교

신장이나 발길이에 따라 전후, 좌우 안정성 한계에 차이가 있는지 알아 본 결과 발길이나 신장에 따른 안정성 한계에는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.01$).

고 찰

이 연구는 20대 정상인 대학생 20명을 대상으로 안정성 한계에 영향을 미칠 수 있는 여러

변수들에 의해 안정성 한계에 차이가 있는지 알아보기 위하여 실시하였다.

Nashner³⁶⁾는 4인치 발을 벌린 기립자세에서 정상인의 전후 안정성 한계는 12도이고, 좌우 안정성 한계는 16도라고 하였다. 본 연구에서는 동일하게 4인치 발을 벌리고 안정성 한계를 측정된 결과 전후 안정성 한계의 평균은 11.72도이었고, 좌우 안정성 한계의 평균은 15.10도이었다. Nasher³⁶⁾와 비슷한 결과를 얻었지만 약간의 차이가 있는 것은 대상자가 적고 측정의 오차로 인한 결과일 것이다.

McCollum과 Leen³¹⁾은 기립 시 자세조절을 위해서는 안정성과 안정성 한계 내에 신체의 중심을 유지하는 것이 필요하며 이것은 발의 길이나 양 발 간격에 의해 달라진다고 하였다. Nashner³⁶⁾는 전후 안정성 한계는 신장이나 발의 길이에 따라 달라지며, 좌우 안정성 한계는 발의 간격이나 신장에 의해 달라진다고 하였으며, 또한 근골격계의 비정상에 의해서도 변화한다고 하였다. 본 연구의 결과에서 신장이나 발길이에 따른 안정성 한계에 차이가 있는지 비교한 결과 통계학적으로 유의한 차이가 없었다($p>0.01$). 본 연구의 대상자의 수가 적고 대상자들의 신장이나 발길이가 정상분포하지 않아서 발생한 것으로 판단된다. 양 발의 간격에 따른 안정성 한계의 차이를 비교한 결과 양 발을 밀착시켰을 때와 4인치 벌렸을 때의 안정성 한계는 폐안 시나 개안 시, 그리고 안정된 지지면에서나 불안정 지지면에서도 차이가 있었는데 양 발을 밀착시킨 상태에서 전후, 좌우 안정성 한계에는 양 발을 밀착시켰을 때 통계학적으로 유의하게 감소하였다($p<0.01$). 이것은 지지면(base of support)이 감소됨에 따라 균형능력이 감소되어 나타나는 현상 때문으로 판단된다. 특히 양 발 밀착 시와 4인치 이격 시 전후 안정성 한계의 차이는 평균 1.94도인 반면, 좌우 안정성 한계의 차이는 8.43도로 양 발 간격에 따른 안정성 한계의 변화는 좌우 안정성 한계에 더 영향을 미쳤다.

안정된 지지면과 불안정한 지지면에서 안정

성 한계에 차이가 있는지 알아본 결과 폐안 시나 개안 시 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 불안정한 지지면에서 전후, 좌우 안정성 한계는 안정된 지지면에서 보다 통계학적으로 유의하게 감소하였다($p < 0.01$). 균형은 감각정보에 의해서 영향을 받으며 이러한 감각정보가 방해받을 때 균형에 장애를 받는다.⁴³⁾ 균형 평가 시 이러한 감각정보를 방해하기 위하여 발 밑에 스폰지를 깔고 기립하여 균형능력을 평가한다.²³⁾ Fernie와 Holliday¹⁸⁾는 고유수용성감각 손실이 균형에 영향을 미친다고 하였다. Branch¹¹⁾ 등은 근신경계(neuromuscular system)가 완전하면 관절위치 감각이나 표피감각이 손상을 받더라도 균형에는 영향을 미치지 않는다고 하였다. Dvir¹⁶⁾ 등은 관절낭이나 관절면에 위치한 기계적 수용기(mechanoreceptor)에 의한 것 보다 근육 내의 근방추나 Golgi tendon에 의한 감각귀환(sensory feedback)에 의해 더 조절된다고 하였다.

본 연구에서 발의 감각 입력을 방해하기 위하여 5 cm 높이의 스폰지 위에 기립하여 전후, 좌우 안정성 한계를 측정하고 불안정한 지지면에서 유의하게 감소되었는데 이는 발을 통하여 입력되는 고유수용성 감각이나 다른 감각정보가 안정된 지지면에서 보다 방해를 받아 자세 조절에 영향을 미친 결과로 판단된다.

Travis⁴⁴⁾는 시각이 신체동요에 50% 관련되어 있으며, 임상적으로 고유수용성감각 장애나 소뇌성 실조증을 평가하는데 있어서 눈을 감고 실시하는 Romberg 검사는 중요한 의미를 갖는다.³⁸⁾ Kitamura³⁰⁾ 등은 시각정보가 파킨슨씨 환자의 바른 자세유지에 중요한 요소라 하였다. Di Fabio와 Badke¹⁴⁾는 편마비환자를 대상으로 시각을 차단했을 때 불안정 지지면에서 기립균형 능력이 감소된다고 하였다. 본 연구에서도 시각을 차단하였을 때 안정된 지지면이나 불안정 지지면, 그리고 양 발을 붙였을 때나 4인치 이격했을 시 모든 상황에서 폐안 시 전후, 좌우 안정성 한계는 개안 시보다 통계학적으로 유의하게 감소하였다($p < 0.01$).

본 연구는 20대의 정상인을 대상으로 안정성 한계를 측정하고 다양한 감각조건에서 안정성 한계가 어떻게 변하는지 알아보았고, 신장이나 발의 길이가 안정성 한계에 영향을 미치는지 알아본 결과 양 발을 밀착시키면 안정성 한계가 감소되며, 시력을 차단하거나 지지면이 불안정하게 되면 안정성 한계가 감소되는 것을 알 수 있었다. 앞으로 더 많은 대상자를 선택하고 안정성 한계에 영향을 미칠 수 있는 다양한 변수를 선택하여, 더 객관적인 방법으로 연령별 안정성 한계에 대한 표준치를 만들어, 임상에서 균형조절에 문제가 있는 환자를 평가하는데 필요한 자료로 활용될 수 있는 연구가 요구된다.

결 론

이 연구는 20대 정상인 대학생 20명을 대상으로 다양한 감각조건에서 안정성 한계의 차이를 알아보고, 또한 신장이나 발길이가 안정성 한계에 영향을 주는지 알아보기 위하여 실시하였다.

연구대상자는 원광보건전문대학 물리치료과에 재학 중인 학생을 대상으로 1995년 7월 2일부터 8월 30일까지 실시하였다.

결과는 다음과 같다.

1. 양 발을 밀착시킨 상태에서 개안 시 안정된 지지면에서 좌우 안정성 한계는 평균 6.67도이었고, 전후 안정성 한계의 평균은 9.78도이었다.
2. 양 발을 4인치 이격시킨 상태에서 개안 시 안정된 지지면에서 좌우 안정성 한계 평균은 15.10도이었고, 전후 안정성 한계는 11.72도이었다.
3. 폐안 시 안정성 한계는 개안 시보다 전후, 좌우 안정성 한계가 통계학적으로 유의하게 감소되었다($p < 0.01$).
4. 불안정한 지지면에서 전후, 좌우 안정성 한계는 안정된 지지면에서보다 통계학적으로 유의하게 감소되었다($p < 0.01$).

5. 발길이나 신장에 따른 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었다($p < 0.01$).

이상의 결과로 볼 때 안정성 한계는 입력되는 감각의 변화에 따라 변화되는 것을 알 수 있었다. 안정성 한계는 인체가 균형을 유지하는데 중요한 요소임으로 임상에서 균형에 문제가 있는 환자에게 여러 감각 조건하에서 안정성 한계를 높이는 훈련 계획이 필요하다고 생각되며, 안정성 한계에 영향을 미치는 요인과 다양한 환자들을 대상으로 더 많은 연구가 요구된다.

참 고 문 헌

1. 菊川正人, 宮下善和, 田口喜一郎: 重心動搖検査における視標の意義. *Equilibrium Res* 46 : 279-282, 1987.
2. 金谷健史, 白戸勝, 海野徳二: 温度刺邊下におけるヒト直立姿勢の解析(第2報). *耳鼻臨牀補* 8 : 289-296, 1986.
3. 藤原藤夫: 幼児における床振動時の立位姿勢調節能. *Jpn. J. Posture* 6(1) : 19-28, 1986.
4. 山内公雄, 度邊功, 間野忠明, 大村弘司: 低壓環境下におけるヒトの直立能力の定量的分析. *姿勢研究* 7(1) : 21-29, 1987.
5. 林文代, 潼川寛, 坂本弘: 身體動搖の左右動と前後動との関連および開眼時と閉眼時との関連に關する検討. *三重醫學* 30 : 273-275, 1986.
6. 種田行男, 江橋傳, 一木昭男, 渡邊悟: 小兒の視覺による姿勢制御系發達について—閉眼あよる・ねろび視野狹窄時における重心動搖の周波數分析かち—. *體力科學* 41 : 220-232, 1992.
7. 八木一記, 藤野明人, 德增厚二, 伊保清子: ヒト直立時重心動搖圖の年齡變化. *Equilibrium Res* 46 : 343-349, 1987.
8. 河合學, 稻村欣作, 間野忠明: 立位姿勢における身體動搖と環境照度. *姿勢研究* 9(1) : 25-32, 1989.
9. 後藤昭信, 宮下善和, 平林千春, 田口善一朗: 高齢者の直立時重心動搖特徴について. *Equilibrium Res* 48 : 138-143, 1989.
10. Barrack RL, Lund PJ, Skinner HB: Knee joint proprioception revisited. *J Sport Rehab* 3 : 18-42, 1994.
11. Branch TP, Cook J, Hutton WC: The effect of impaired proprioception on the response to an impulse. Presented at the ORS, Washington, D.C., February, 1992.
12. Carlo MS, Talbot RW: Evaluation of ankle joint proprioception following injection to the anterior talofibular ligament. *J Ortho Sports Phys Ther* 8 : 70-76, 1986.
13. Crawford C, Fleming K, Karabatsos P et al: Normative values for healthy young and elderly adult populations on the KAT balance system. *Issues On Aging* 18 : 10-14, 1995.
14. Di Fabio RP, Badke MP: Stance during under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 72 : 292-295, 1991.
15. Dornan J, Fernie GR, Holliday PJ: Visual input: its importance in the control of postural sway. *Arch Phys Med Rehabil* 59 : 586-591, 1978.
16. Dvir Z, Koren E, Halperin N: Knee joint position sense following reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Ortho Sports Phys Ther* 10 : 117-120, 1988.
17. Faculjak PF, Firoozabakhsh KK, Wausher D, McGuire M: Balance characteristics of normal and anterior cruciate deficient knees(ab) *Phys Ther* 72 : s22, 1992.
18. Fernie GR, Holliday PJ: Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg(Am)* 60 : 895-898, 1978.
19. Freeman MAR, Dean MRE, Hanham IWF

- : The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg[Br]* 47 : 678–685, 1965.
20. Garn SN, Newton RA : Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprain. *Phys Ther* 11 : 1667–1671, 1988.
 21. Ghent R, Probst J, Denegar CR et al : Assessment of the reliability of the Chatecx balance system. (ab) *Phys Ther* 72 : s57, 1992.
 22. Hasselkus BR, Shambes GM : Aging and postural sway in women. *J Geront* 30 : 661–667, 1975.
 23. Herdman, SJ : Vestibular rehabilitation. F. A. Davis Co., Philadelphia, 1st ed, p.27, 69–79, 1994.
 24. Horak FB : Clinical measurement of postural control in adults. *Phys Ther* 67 : 1881–5, 1987.
 25. Horak FB : Assumptions underlying motor control for neurologic rehabilitation. *Proceeding of the APTA Forum : Balance, Nashville, Tennessee.* pp 11–25, 1989.
 26. Irrgang JJ, Whitney SL, Cox ED : Balance and proprioceptive training for rehabilitation of lower extremity. *J Sport Rehab* 3 : 68–83, 1994.
 27. Isakov E, Mizrahi J et al : Standing Sway and Weight-bearing distribution in people with below-knee amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 73 : 174–178, 1992.
 28. Iverson BD, Gossman MR, Shaddeau SH, et al : Balance performance, force production, and activity levels in noninstitutionalized men 60 to 90 years of age. *Phys Ther* 6 : 348–355, 1990.
 29. Jeong BY : Respiration effect on standing balance. *Arch Phys Med Rehabil* 72 : 642–645, 1991.
 30. Kitamura J, Nakagawa H, Iinuma K et al : Visual influence on center of contact pressure in advanced Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil* 74 : 1107–1112, 1993.
 31. Lehmann JF, Boswell S, Price R et al : Quantitative Evaluation of sway as an indicator of functional balance in post-traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil* 71 : 955–961, 1990.
 32. Losse GM, Howard ME, Cawley PW : Correlation of lower extremity injury to balance indices : An investigation utilizing an instrumented unstable platform. Presented at the AAOS Speciality Day (AOSSM), New Orleans, LA, February, 1994.
 33. McCollum G, Leen T : The form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *J of Motor Behavior* 21 : 225–238, 1989.
 34. Mizuta H, Shiraishi M, Kubota et al : A stabilometric technique for evaluation of functional instability in anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin J Sport Med* 2 : 235–239, 1992.
 35. Murray MP, Seireg AA, Sepic SB. Normal postural stability and steadiness : Quantitative Assessment. *J Bone and Joint Surg* 57A : 510–516, 1975
 36. Nashner LM : Sensory, Neuromuscular, and Biomechanical contributions to human balance. *Proceeding of the APTA Forum : Balance, Nashville, Tennessee.* pp 5–7. 1989.
 37. Noda T, Nagagima S, et al : Importance of cervical muscles in galvanic body sway test. *Acta Oto-Laryngologica-Supplement* 503 : 191–3, 1993.
 38. Paulus M, Straube A, Brandt T : Visual stabilization of posture : Physiological sti-

- mus characteristics and clinical aspects. *Brain* 107 : 1143–1163, 1984.
39. Potter PJ, Kirby RL, MacLeod DA : The effects of simulated knee–flexion contracture on standing balance. *Am J Phys Med Rehabil* 69 : 144–147, 1990.
 40. Sheldon JH : The effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin* 3 : 129–138, 1963.
 41. Shumway–Cook A, Anson D, Haller S : Postural sway biofeedback : Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patient
 42. Shumway–Cook A, Horak F : Balance rehabilitation in the neurologic patient : course syllabus. Seattle : NERA, 1992.
 43. Shumway–Cook A, Woollacott M : Motor control : Theory and Practical Applications. Williams & Wilkins, Baltimore, Mayland, 1st ed, pp. 120–121, 1995.
 44. Travis RC : An experimental analysis of dynamic and static equilibrium. *Journal of Experimental Psychology* 35 : 216–234, 1945.
 45. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J : Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *Am J Sport Med* 3 : 185–188, 1984.
 46. Watanabe Y, Asai M, et al : Body sway response to experimental unbalance in normal subjects and patients with unilateral vestibular disorder. *Acta Oto–Laryngologica–Supplement* 504 : 106–8, 1993.
 47. Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, et al : Standing balance training : Effect on Balance and Locomotion in Hemiparetic Adults, *Arch Phys Rehabil* 70 : 755–762, 1989.
 48. Wolfson L, Whipple R, et al : A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* 42(11) : 2069–2075, 1992.