

## 자세조절에 영향을 주는 연령대별 균형 안정성 한계에 관한 비교

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공  
정 동 훈  
대구대학교 재활과학대학 재활과학과  
권 혁 철

## A Comparison of the Limits of Stability Associated with Aging

Jeong, Dong-Hoon, P.T.

Department of Rehabilitation Science, The Graduate School, Taegu University

Kwon, Hyuk-Cheol, P.T., O.T.R., Ph.D.

Department of Rehabilitation Technology, College of Rehabilitation Science, Taegu University

### <Abstract>

The purpose of this study was to evaluate and compare the limits of stability(LOS) data obtained from aged 20 to 69 years. In addition, this study was carried out to know correlation between age and LOS.

150 adults without neurosurgical and orthopedic disability from 20 to 69 years of age participated in this study.

The LOS was measured at Two Feet Forceplate with BPM(Balance Performance Monitor) Dataprint Software Version 5.3.

In this study applied the independent t-test, one-way ANOVA, and correlation analysis to determine the statistical significance of results at 0.05 level of significance.

The results of this study were as follows :

1. The anteroposterior LOS significantly differed from 40 age group to 60 age group.
2. The mediolateral LOS significantly differed from 50 age group to 60 age group.
3. There were statistically significant differences in anteroposterior LOS according to age increasing.

### I. 서 론

자세조절은 감각과 운동 과정을 포함하는 균형을 전체로 한다. 운동 과정은 분리된 자세반응 협력에서 체간과

하지 근육의 활동을 협응시키는 것이며(Nashner, 1977), 감각 과정은 체성감각(고유수용성감각, 피부감각, 관절감각), 시각, 그리고 전정기관으로부터 입력된 감각을 조직화하는 것이다(Nashner, 1982 ; Shumway-Cook과 Horak, 1986). 감각시스템의 성공적인 기능은 개체와 의

부와의 관계에서 신체의 위치를 인지할 수 있게 해주며, 운동시스템의 성공적인 결과는 선택된 과제를 수행하고 균형을 유지하기에 충분한 운동을 생성한다(Umphred, 1995). 이렇듯 공간에서 우리 신체 자세의 조절 능력은 근골격계와 신경계의 복잡한 상호작용으로 나타나며, 이것은 총괄하여 자세조절 체계로 언급된다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995).

자세와 균형조절을 평가하는 첫 단계는 근골격계를 평가하는 것으로서(Horak, 1987), 근골격계는 자세와 균형 조절 과제에 필요한 근육 활동을 표현하기 위한 생역학적인 기초를 구성한다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995). 생역학적 구성 요소중 하나가 안정성 한계이며, 안정성 한계는 체중심이 지지기저면의 변화없이 안정하게 이동되어 질 수 있는 면적 또는 범위이다(McCollum과 Leen, 1989). 안정성 한계의 측정은 치료가 환자에게 지지기저면을 변화시키거나 쓰러지지 않고 모든 방향으로 가능한 충분히 자신의 몸을 수의적으로 기울일 것을 지시하고서 압력중심을 측정하거나 정적 플랫폼 또는 비디오 시스템 등을 이용하여 고관절 위치를 양적으로 측정함으로써 가능하다(Shumway-Cook과 Horak, 1990).

정상 성인에서 두발을 4인치 벌린 상태로 기립시 전후 안정성 한계는 약 12° 정도이고, 좌우 안정성 한계는 각 8°로 16°이다(Nashner, 1990). 그러나 안정성 한계는 개인의 생역학적 기능과 수행되는 과제, 그리고 지지면의 형태 등에 따라 변할 수 있고(Shumway-Cook과 Horak, 1990), 전후 안정성 한계는 신장과 발길이에 따라, 그리고 좌우 안정성 한계는 양발 기립 거리에 따라 변할 수 있다(McCollum과 Leen, 1989). 양발을 밀착시키고 기립한 상태에서 전후 안정성 한계와 좌우 안정성 한계는 양발을 4인치 이격시 보다 감소되고, 시각 조건에 따라서는 개안시 보다 폐안시에 감소한다. 또한 지지면이 불안정한 상태에서도 안정성 한계는 감소한다(권오윤과 최홍식, 1996). 정동훈과 권혁철(1999)은 컴퓨터화된 발판을 이용하여 안정성 한계를 측정하고, 체위에 따른 안정성 한계에서 외발 기립시는 양발 기립시 보다 좌우 안정성 한계가 크게 감소하였음을 보고하였다.

인간은 안정성 한계내에서 균형을 유지하기 위하여 전후, 좌우로 움직이면서 안정성 원추를 생성한다(Nashner, 1990). 안정성 원추는 지지기저면에서 시작하여 두부쪽으로 원뿔을 이루며, 마치 아이스크림을 넣는 과자(cone) 같은 모양을 하고 있는 가상의 모식도(그림 1)라고 할 수 있다. 정상적으로 기립하고 있는 인간에게서 무게중심

정렬은 안정성 한계의 중심부와 일치한다. 그러나 무게중심 정렬이 앞이나 뒤, 또는 안정성 한계 중심의 한쪽으로 치우친다면 신체 동요가 적을 때에는 무게중심 정렬이 안정성 한계내에서 전후, 좌우로 움직이며 안정성을 유지할 수 있지만, 무게중심 정렬이 안정성 한계를 초과할 정도의 신체 동요 때에는 새로운 안정성 한계를 만들기 위해 발을 내딛지 않고서는 넘어질 것이다(Nashner, 1990).

개인과 환경의 역학적 제한에 의해 결정되어지는 안정성 한계내에 인체중심을 유지시키는 것은 낙상과 그로 인한 이차적인 손상을 예방하기 위하여 필수적이며, 따라서 안정성 한계의 개념도 그만큼 중요하다고 할 수 있다.

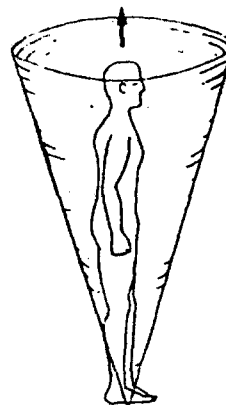


그림 1. 신경학적으로 정상인 성인의 안정성 한계 모식도

이에 본 연구에서는 컴퓨터화된 발판을 이용하여 20세에서 69세까지의 성인을 연구대상으로 안정성 한계를 측정하여 연령과 안정성 한계간의 상관관계 여부를 알아보고, 각 연령대별 안정성 한계의 표준화 작업을 통하여 균형에 장애가 있는 환자의 평가와 치료목표 수립 및 균형훈련 효과의 평가 자료를 제공하고자 연구를 시행하였다.

본 연구의 목적을 달성하기 위해 설정한 가설은 다음과 같다.

1. 연령에 따른 전후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없다.
2. 연령에 따른 좌우 안정성 한계에는 유의한 차이가 없다.
3. 연령과 전후 안정성 한계는 상관관계가 없다.
4. 연령과 좌우 안정성 한계는 상관관계가 없다.

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

연령대	대상자수	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
20 - 29	30	22.40 ± 2.57	166.33 ± 7.91	60.70 ± 10.46
30 - 39	30	34.87 ± 2.62	164.30 ± 7.42	60.50 ± 10.22
40 - 49	30	43.87 ± 2.46	165.20 ± 9.80	64.87 ± 11.05
50 - 59	30	53.87 ± 2.78	162.30 ± 10.68	63.33 ± 8.79
60 - 69	30	64.60 ± 2.94	157.57 ± 9.70	57.27 ± 11.37
평균	150	43.92 ± 14.93	163.14 ± 9.58	61.33 ± 10.60

## II. 연구방법

### 1. 연구대상 및 기간

본 연구의 대상자는 대구광역시내에 거주하는 주민 가운데 본 연구의 취지를 이해하는 20세에서 69세까지의 성인 남녀 150명을 대상으로 하였다. 연구대상이 된 조건은 다음과 같이 설정하였다. 첫째, 신경외과적 질환이 없고, 둘째, 하지와 체간에 정형외과적 장애가 없으며, 셋째, 전정계 손상이나 시력장애로 인한 전반적인 균형에

문제가 없는 자 등을 연구조건으로 설정하였다.

연구대상은 20세에서 29세, 30세에서 39세, 40세에서 49세, 50세에서 59세 및 60세에서 69세의 연령층으로 나누었고, 각 연령층의 연구대상자는 남녀 각각 15명씩 30명으로 하였다.

연구기간은 1999년 6월 28일부터 동년 동월 30일까지 각 연령층별로 5명을 대상으로 예비실험을 한 후, 문제점을 수정, 보완하여 1999년 7월 5일부터 7월 19일까지 본 실험을 실시하였다.

연구대상자의 일반적인 특성(표 1)중 평균 연령은 43.92세, 평균 신장은 163.14cm이며, 평균 체중은 61.33kg 이었다.

### 2. 실험도구

본 연구에서는 균형능력 평가를 위하여 타당도와 신뢰도가 검증된 영국의 SMS Healthcare사(1998년 제작)에서 제작한 BPM(Balance Performance Monitor) Dataprint Software Version 5.3을 사용하였다(그림 2). 유용한 피드백을 제공하는 BPM의 타당성은 단일 사례 실험 설계(single-case experimental design)를 이용한 임상 연구 프로젝트에서 평가되어져 왔었고(Sackley 등, 1992), 체중분배의 정도와 자세동요의 객관적인 측정치도 제공한다(Sackley와 Baguley, 1993).

이 균형 측정 기구는 컴퓨터와 피드백용 화면용시장치(display console)가 연결되어 있고, 피드백용 화면용시장치는 발판과 연결이 되서 대상자의 측면 체중이동 정도와 전후 체중이동 정도, 시간대별 균형흔적(center of balance trace) 및 체중심이 수직선으로부터 떨어진 각도 등을 발판의 센서가 감지하여 결과를 컴퓨터 스크린상에 수치화 및 그래프화 되어 나타나게 고안된 장치이다(그림 3).

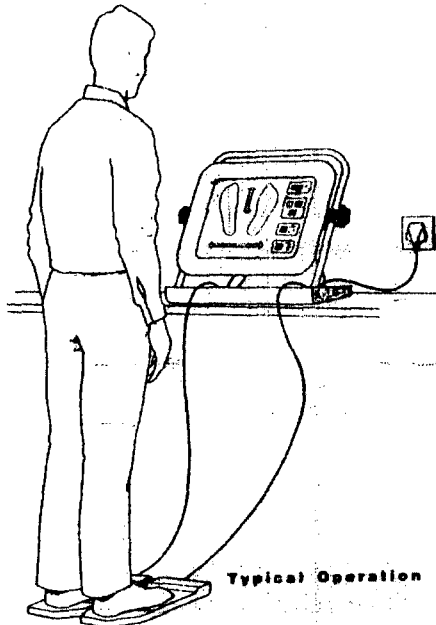


그림 2. 실험에 사용된 BPM의 모식도

### 3. 연구방법

본 실험에 앞서 연구자는 대상자 전원에게 연구의 목적 및 실험 방법에 대한 간단한 설명과 시범을 보인 후, 모든 대상자에게 동일한 순서대로 진행하였다. 연구대상자의 일반적인 특성을 알기 위해 신장, 체중을 측정 한 후 설치된 발판위에 올라간다. 기립시 양팔은 체간에 나란히 늘어뜨린 자세를 취하고, 편안한 의복에 신발은 벗은 상태로 측정하였다. 기립시 양발 사이의 너비는 기존의 연구(권오윤과 최홍식, 1996; Nashner, 1990)와 비교 분석하기 위해 동일하게 4인치 너비로 하였다.

측정시 연구보조원 1명이 대상자의 준비상태 점검 및 발판위의 발의 위치(그림 4)와 두발 사이의 너비를 조정하였으며, 낙상과 같은 만일의 사태에 대비하여 대상자를 보호하게 하였고, 본 연구원은 컴퓨터 작동을 담당하였다.

측정은 먼저 피드백용 화면용시장치상에 나타나는 시각적 바이오피드백을 이용하여 30초간 예비실험을 실시한 후, 1회 30초간 각 3회씩을 실시하였으며, 필요할 경우 대상자의 피로를 방지하기 위해 1분에서 5분간의 휴식을 취하도록 하였다.

안정성 한계의 검사중 실험시간인 30초가 경과하였거나 무게중심 경향이 안정성의 제한을 초과해서 넘어지지 않으려고 발을 내딛거나 비틀거릴 때, 균형을 잡기 위해 체간에 늘어뜨린 팔을 과도하게 움직이며 발이 발판위에서 이격되었을 때, 고관절과 체간운동으로 보상작용이 나타났을 경우에는 실험을 중지하였다.

검사는 다음과 같은 순서로 진행하였다.

#### 가. 전후 안정성 한계의 측정

양발기립용 발판을 사용하여 측정기구의 모드중 Forward/Rear on Both Feet Only를 택하여 지지기저면의 변화없이 균형을 잃지 않고 전후로 기울일수 있는 최대의 각도를 측정하였다.

#### 나. 좌우 안정성 한계의 측정

양발기립용 발판을 사용하여 측정기구의 모드중 Left/Right Only를 택하여 지지기저면의 변화없이 균형을 잃지 않고 좌우로 기울일수 있는 최대의 각도를 측정하였다.

### 4. 분석방법

측정된 자료는 부호화하여 SPSS/window를 이용하여 통계처리 하였다. 연구대상자의 일반적 특성은 기술통계

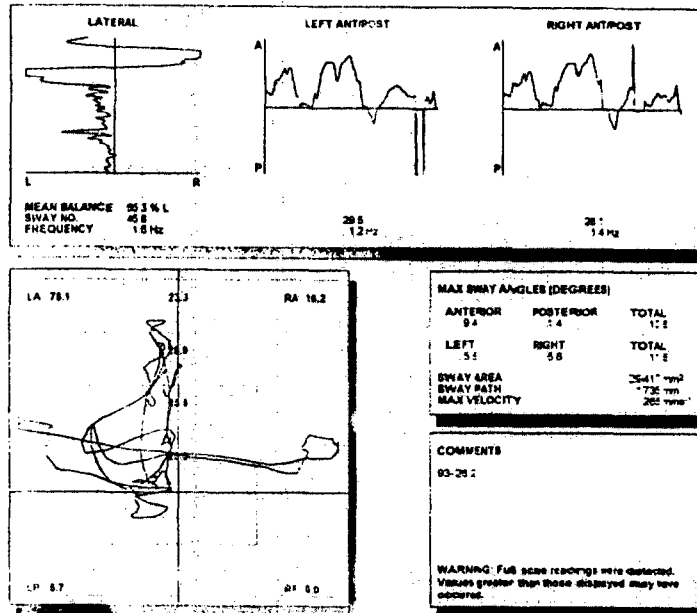
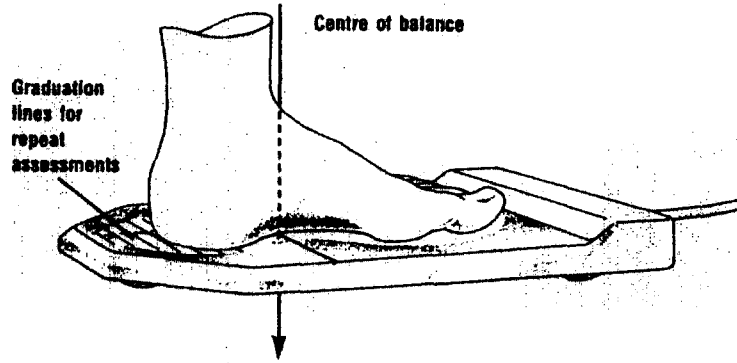


그림 3. BPM에 의한 균형측정 결과 그래프



**Positioning the Foot**

그림 4. 발판위의 발의 위치

(descriptive statistic) 방법으로 알아보았고, 가설 검증을 위한 통계 방법으로는 각 연령층간의 안정성 한계의 변화를 알아 보기 위해 독립표본 t-test와 일원배치 분산 분석을 사용하였고, 연령 증가와 안정성 한계간의 상관 관계를 알아 보기 위해서는 피어슨 상관계수를 이용하였다.

통계학적인 유의성을 검증하기 위한 유의수준  $\alpha$ 는 0.05로 정하였다.

### III. 연구결과

#### 1. 연령대에 따른 전후 안정성 한계의 비교

전체 대상자의 전 안정성 한계의 평균은  $7.71^\circ$ 이고, 후 안정성 한계의 평균은  $1.41^\circ$ 로, 전후 안정성 한계의 평균은  $9.12^\circ$ 였다(표 2).

표 2. 연령대에 따른 전후 안정성 한계

연 령	대상자수	전 안정성 한계	후 안정성 한계	전후 안정성 한계
20 - 29	30	$8.25 \pm 0.58$	$1.60 \pm 0.39$	$9.86 \pm 0.66$
30 - 39	30	$8.16 \pm 0.57$	$1.91 \pm 0.91$	$10.08 \pm 1.05$
40 - 49	30	$7.89 \pm 0.54$	$1.81 \pm 0.80$	$9.69 \pm 0.97$
50 - 59	30	$7.38 \pm 0.64$	$1.08 \pm 0.95$	$8.46 \pm 1.15$
60 - 69	30	$6.86 \pm 0.97$	$0.65 \pm 0.68$	$7.51 \pm 1.45$
평 균	150	$7.71 \pm 0.85$	$1.41 \pm 0.90$	$9.12 \pm 1.45$

표 3. 연령대에 따른 전후 안정성 한계의 t-값

연 령	전 안정성 한계	후 안정성 한계	전후 안정성 한계
G1 / G2	0.60	-1.72	-0.97
G2 / G3	1.94	0.48	1.47
G3 / G4	3.29*	3.21*	4.49*
G4 / G5	2.49*	2.00*	2.83*

G1 : 20-29, G2 : 30-39, G3 : 40-49, G4 : 50-59, G5 : 60-69,  
\* $p < 0.05$

대체적으로 연령대가 높을수록 전 및 후, 그리고 전후 안정성 한계가 감소하였다(그림 5).

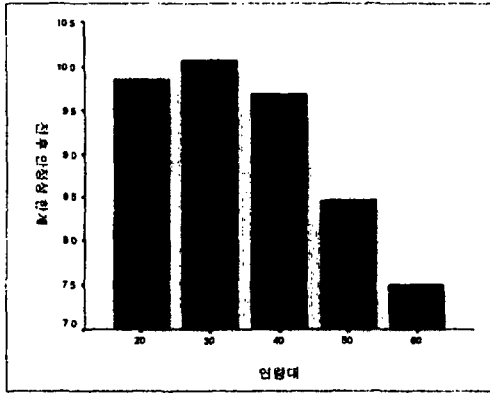


그림 5. 연령에 따른 전후 안정성 한계

20대와 30대간, 그리고 30대와 40대간에는 전, 후 및 전후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었지만, 40대와 50대, 그리고 50대와 60대간에는 전 안정성 한계와 후 안정성 한계 및 전후 안정성 한계 모두 95% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 3).

## 2. 연령대에 따른 좌우 안정성 한계의 비교

전체 대상자의 좌 안정성 한계의 평균은 6.41°이고, 우 안정성 한계의 평균은 6.39°로, 좌우 안정성 한계의 평균은 12.81°였다(표 4).

표 4. 연령대에 따른 좌우 안정성 한계

연령	대상자수	좌 안정성 한계	우 안정성 한계	좌우 안정성 한계
20 - 29	30	6.50±0.11	6.50±0.11	12.99±0.22
30 - 39	30	6.50±0.11	6.50±0.11	12.99±0.23
40 - 49	30	6.47±0.12	6.47±0.12	12.95±0.25
50 - 59	30	6.40±0.35	6.44±0.30	12.84±0.58
60 - 69	30	6.21±0.46	6.08±0.53	12.28±0.91
평균	150	6.41±0.29	6.39±0.32	12.81±0.58

표 5. 연령대에 따른 좌우 안정성 한계의 t-값

연령	좌 안정성 한계	우 안정성 한계	좌우 안정성 한계
G1 / G2	0.00	0.00	0.00
G2 / G3	0.77	0.77	0.77
G3 / G4	1.10	0.51	0.89
G4 / G5	1.80	3.29*	2.83*

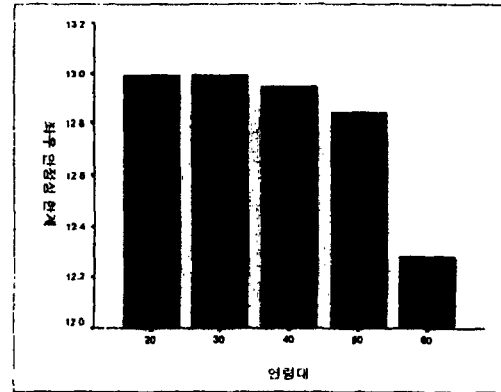


그림 6. 연령에 따른 좌우 안정성 한계

좌우 안정성 한계 역시 연령대가 높을수록 근소한 폭으로 감소하였지만(그림 6), 각 연령대간의 유의한 차이는 없었고 다만, 50대와 60대의 우 안정성 한계와 좌우 안정성 한계에서만 95% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 5).

## 3. 연령대에 따른 전후 및 좌우 안정성 한계의 일원배치 분산분석

연령에 따른 전후 및 좌우 안정성 한계의 일원배치 분산분석을 알아본 결과, 각 연령에 따른 전 및 후, 전후 안정성 한계와 좌 및 우, 그리고 좌우 안정성 한계에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다(표 6).

표 6. 연령대에 따른 안정성 한계의 일원배치 분산분석

안정성 한계		제공합	자유도	평균제공	F	유의확률
전	집단간	41.00	4	10.25	22.35	0.00
	집단내	66.49	145	0.46		
후	집단간	33.89	4	8.47	14.27	0.00
	집단내	86.09	145	0.59		
전후	집단간	144.30	4	36.07	30.59	0.00
	집단내	170.98	145	1.18		
좌	집단간	1.77	4	0.44	5.93	0.00
	집단내	10.83	145	0.07		
우	집단간	3.85	4	0.96	11.87	0.00
	집단내	11.76	145	0.08		
좌우	집단간	10.93	4	2.73	10.26	0.00
	집단내	38.61	145	0.27		

#### 4. 연령과 전후 안정성 한계의 상관관계

연령과 전후 안정성 한계의 상관관계를 알아본 결과, 전 안정성 한계에서는  $r=-0.59$ , 후 안정성 한계에서는  $r=-0.43$ , 그리고 전후 안정성 한계에서는  $r=-0.61$ 로 뚜렷한 음적 선형관계를 이루어 상관성이 높았다(그림 7).

#### 5. 연령과 좌우 안정성 한계의 상관관계

연령과 좌우 안정성 한계의 상관관계를 알아본 결과, 좌 안정성 한계에서는  $r=-0.33$ , 우 안정성 한계에서는  $r=-0.39$ , 그리고 좌우 안정성 한계에서는  $r=-0.38$ 로 약한 음적 선형관계를 이루어 전후 안정성 한계보다는 비교적 상관성이 낮았다.

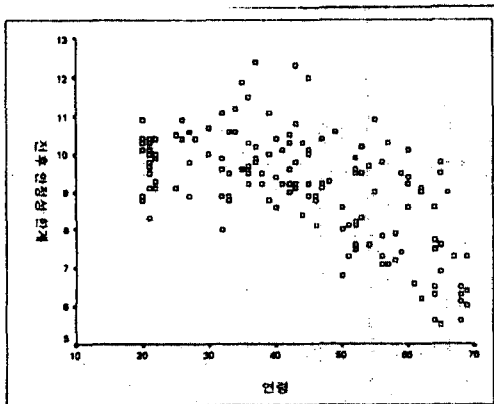


그림 7. 연령에 따른 전후 안정성 한계의 산점도

## IV. 고 찰

공간에서 신체 위치를 조절하는 것은 기능 독립성 재취득에 필수 부분이므로 자세와 균형 조절을 회복하는 것이 재활의 핵심이 된다.

자세와 균형 조절의 과정은 공간에서 두가지의 목적인 안정성과 방향성을 위한 신체 자세를 조절하는 것을 포함한다. 안정성과 방향성을 위한 자세와 균형 조절은 공간에서 신체의 자세와 행동을 평가하는 감각정보의 통합과 신체 자세를 조절하는 힘의 능력이 요구되므로 근골격계와 신경계의 복잡한 상호작용을 필요로 한다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995) 자세 방향성은 체절간의 적절한 관계를 유지하는 능력과 과제를 위한 신체와 환경간의 적절한 관계를 유지하는 능력(Shumway-Cook과 Horak, 1992)이며, 자세 안정성은 신체 자세를 유지시키는 능력으로, 특히 안정성 한계로 언급되는 공간의 특별한 경계내의 신체중심이다. 안정성 한계는 지지기저면을 변화시키지 않고 그 자세를 유지할 수 있는 어떤 공간에서의 경계이다. 안정성 한계는 고정된 경계가 아니며 과제와 개인의 생역학, 환경의 다양한 측면에 따라 변한다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995). 즉, 안정성 한계는 양발 간격(McCollum과 Leen, 1989)이나 신장과 발길이(Nashner, 1990), 그리고 체위(정동훈과 권혁철, 1999)에 따라 변할 수 있으며, 시각이나 고유수용성 등 다양한 감각 조건에 의해서도 변화할 수 있다(권오윤과 최홍식, 1996).

본 연구에서는 20세에서 69세까지의 성인 150명을 대상으로 컴퓨터화된 발판을 이용하여 4인치 벌린 양발 기립 자세에서 안정성 한계를 측정하였다. Nashner(1990)는 4인치 발을 벌린 기립 자세에서 정상인의 안정성 한계는 앞으로 8°, 뒤로 4°로 전후 방향에서 12°와 좌우 방향으로 각각 8°씩 외측 범위가 16°라고 하였다. 그러나 본 연구에서 20대, 30대, 40대, 50대 및 60대 성인 각 30명씩 150명의 측정 결과, 전 안정성 한계의 평균은 7.71°, 후 안정성 한계의 평균은 1.41°로 전후 안정성 한계의 평균은 9.12°였고, 좌 안정성 한계의 평균은 6.41°, 우 안정성 한계의 평균은 6.39°로 좌우 안정성 한계의 평균은 12.81°였다. 기립 자세에서 무게중심과 지지기저면 사이에는 세 개의 관절이 있기 때문에 인체는 안정성 한계내에 무게중심을 유지시키거나 또는 이탈된 무게중심을 안정성 한계내로 회복시키기 위하여 다양한 자세를 취할 수 있다(Nashner, 1990). 본 연구에서는 족관절만을 축으로 무게중심을 이동시켰고, 슬관절과 고관절의 균형전략(balance strategy) 및 체간의 어떠한 대상작용도 배제시켰기 때문에 각 방향으로의 안정성 한계 범위가 적어진 이유라고 사료된다. 특징적인 것은 50대 연령 이후에서 전후 안정성 한계가 큰 폭으로 감소하는 것을 관찰할 수 있었고, 좌우 안정성 한계는 60대 연령에서만 유의하게 감소하였다. 그리고 좌우 안정성 한계에서 50대와 60대 연령에서는 좌 방향과 우 방향의 범위가 서로 비대칭적임을 관찰할 수 있었다.

자세조절 체계는 근골격계 요소와 운동협용적 요소 및 감각조직화 요소 등의 세가지의 기본적인 기능적인 구성요소로 나뉘어 질 수 있다. 근골격계 요소에서 근력, 관절가동범위, 그리고 유연성의 제한은 정상적인 자세조정 실행을 어렵게 하고(Shumway-Cook과 Horak, 1990), 균형을 이룩하기 위한 운동전략에 영향을 미칠 수 있다. 예를 들어, 족관절 주위 근력의 약화와 관절가동범위의 제한은 기립위에서 불균형을 수정하기 위해 고관절과 체간으로 더 큰 보상작용을 일으킨다(Horak, 1987). 그리고 파킨슨병 환자에서와 같이 척추 유연성의 소실은 움직임의 능력을 크게 제한할 것이다(Schenkman, 1990).

Wolfson(1987)과 Buchner(1991), 그리고 Anniansson(1986)의 연구에서 많은 노인들이 노화와 함께 근골격계의 변화를 보이고, 하지 근력의 약 40% 정도의 감소를 보일 수 있다고 하였다. 특히, 낙상의 과거력을 가지고 있고 가정 간호를 받는 노인에게서 근력의 감소는 더 심하였고(Whipple 등, 1987), 많은 노인에서 관절가동범위의 감소와 척추 유연성의 상실은 특징적인 굽거나 웅크린

자세를 초래하고(Lewis와 Bottomley, 1990), 이것은 자세 정렬에 있어서 신체 질량 중심의 수직적 변위를 발뒤꿈치로 이동시키는 것과 같은 변화를 가져온다(Horak 등, 1989). 운동협용적 요소인 균형 전략에 있어서도 노인은 족관절 주위 근육의 약화와 체성감각 기능의 저하로 인해 족관절 전략보다는 고관절 전략을 많이 사용하고 근육 활성의 잠복시도 젊은 성인보다 길어진다(Woolacott, 1986). 감각조직화 요소인 시각정보에서도 노인은 눈 자체내 구조의 다양한 변화 때문에 빛이 망막으로 덜 전달되고 시각 대조 감수성의 전형적 상실 등으로 보행동안 시각 정보를 사용하는 능력이 감소되어서 균형을 잃고 넘어지기 쉽다(Pastalan 등, 1973; Pitts, 1982; Patla, 1993). 체성감각에서도 노인의 슬관절 진동감각의 역치는 젊은 성인에 비해 증가하고, 많은 연구에서 노인 대상자가 슬관절 감각을 인식할 수 없기 때문에 족관절로부터의 진동 반응에 무능력하다고 보고한다. 노인에서 이러한 감각 저하는 균형 조절에 중요한 체성감각정보 전달 능력이 감소되기 때문에 균형 유지에 어려움을 겪는다(Whanger와 Wang, 1974). 이와 같이 노화와 균형조절 능력과는 깊은 상관성을 가지며 본 연구에서도 연령 증가와 함께 안정성 한계의 감소를 관찰할 수 있었다.

본 연구에서는 컴퓨터화된 발판을 이용하여 20세에서 69세까지의 성인을 연구 대상으로 각 연령대별 안정성 한계의 정도를 비교하여 보았고, 연령과 안정성 한계간의 상관관계를 알아 보았다.

균형에 장애가 있는 환자의 평가와 치료목표 수립 및 균형훈련 효과의 평가시에 본 연구 결과인 각 연령대별 안정성 한계 정도와 비교 분석함으로써 환자의 치료와 성공적인 재활에 도움을 줄 수 있을 것이라고 사료된다.

## V. 결 론

본 연구는 20세에서 69세까지의 정상 성인을 대상으로 영국의 SMS Healthcare사에서 제작한 BPM(Balance Performance Monitor) Dataprint Software Version 5.3을 사용하여 각 연령대별 안정성 한계를 비교하여 보았고, 연령과 안정성 한계간의 상관관계를 알아본 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 연령에 따른 전후 안정성 한계의 비교에서 20대와 30대간, 그리고 30대와 40대간에는 전, 후 및 전후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었지만( $p < 0.05$ ), 40대와



50대간, 그리고 50대와 60대간에는 전 안정성 한계와 후 안정성 한계 및 전후 안정성 한계 모두에서 유의한 차이가 있었다( $p < 0.05$ ).

2. 연령에 따른 좌우 안정성 한계의 비교에서 50대와 60대간의 우 안정성 한계와 좌우 안정성 한계에서만 유의한 차이가 있었고( $p < 0.05$ ), 나머지 연령대에서는 유의한 차이가 없었다 ( $p < 0.05$ ).

3. 연령과 전후 안정성 한계의 상관관계를 알아본 결과, 전 안정성 한계에서는  $r = -0.59$ , 후 안정성 한계에서는  $r = -0.43$ , 그리고 전후 안정성 한계에서는  $r = -0.61$ 로 뚜렷한 음적 선형 관계를 이루어 상관성이 높았다.

4. 연령과 좌우 안정성 한계의 상관관계를 알아본 결과, 좌 안정성 한계에서는  $r = -0.33$ , 우 안정성 한계에서는  $r = -0.39$ , 그리고 좌우 안정성 한계에서는  $r = -0.38$ 로 약한 음적 선형 관계를 이루어 전후 안정성 한계보다는 비교적 상관성이 낮았다(그림 7).

### <참고 문헌>

권오윤, 최홍식 : 20대 연령에서 다양한 감각 조건에 따른 안정성 한계의 비교, 대한물리치료학회지 3(2) : 129-139, 1996.

정동훈, 권혁철 : 체위에 따른 균형 안정성 한계의 비교. 한국전문물리치료학회지 6(1) : 35-46, 1999.

Anniansson A, Hedberg M, Henning G, et al : Musclemorphology, enzymatic activity and muscle strength in elderly men : a follow up study. Muscle Nerve 9 : 585-591, 1986.

Buchner DM, De Lateur BJ : The importance of skeletal muscle strength to physical function in older adults, Annals of Behavioral Medicine 13 : 12-21, 1991.

Horak FB : Clinical measurement of postural control in adults, Phys Ther 67 : 1881-1885, 1987.

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

Lewis C, Bottomley J : Musculoskeletal changes with age. FA Davis, 1990, p 145-146.

McCullum G, Leen TK : Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance, J Motor Behav 21 : 225-238, 1989.

Nashner LM : Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance, Exp Brain Res 30 : 13-24, 1977.

Nashner LM : Adaptation of human movement to altered environments, Trends Neuroscience 5 : 358-361, 1982.

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

Pastalan LA, Mantz RK, Merrill J : The simulation of age-related sensory losses : a new approach to the study of environmental barriers. Hutchinson & Ross, 1973, p 383-390.

Patla AE : Age-related changes in visually guided locomotion over different terrains. Kluwer Academic Publishers, 1993, 231-252.

Pitts DG : The effects of aging on selected visual functions: dark adaptation, visual acuity, streopsis, and brightness contrast. Alan R, 131-160, 1982.

Sackley CM, Baguley BI : Visual feedback after stroke with the balance performance monitor : two single-case studies, Clinical Rehabilitation 7 : 189-195, 1993.

Sackley CM, Baguley BI, Gent S, et al : The use of a balance performance monitor and weight-transference in the treatment of weight-bearing problems after stroke, Journal of the Chartered Society of Physiotherapy : 1992.

Schenkman M : Interrelationships of neurological and mechanical factors in balance control, Proceedings of the APTA Forum : 29-41, 1990.

Shumway-Cook A, Horak FB : Assessing influence of sensory interaction on balance, Phys Ther 66 : 1548-1550, 1986.

Shumway-Cook A, Horak FB : Rehabilitation strategies for patients with vestibular deficits, Neurologic Clinics 8 : 441-457, 1990.

Shumway-Cook A, Horak FB : Balance rehabilitation in the neurologic patient. NERA, 1992.

Shumway-Cook A, Woollacott MH : Motor control : Theory and practical applications. Williams & Wilkins, 1995, 119-206.

Umphred DA : Neurological rehabilitation. Mosby, 1995, 804.

Whanger A, Wang HS : Clinical correlates of the vibratory sense in elderly psychiatric patients, J Gerontol 29 : 39-45, 1974.

Whipple RH, Wolfson LI, Amerman PM : The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents : an isokinetic study. J Am Geriatr Soc ; 35 : 13-20, 1987.

Woollacott MH, Shumway-Cook A, Nashner LM : Aging and posture: In sensory organization and muscular coordination. Int J Aging Human Dev 23 : 97-114, 1986.