

체위에 따른 균형 안정성 한계의 비교

정동훈

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공

권혁철

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

Abstract

A Comparison of the Limits of Stability at Different Body Positioning

Jeong, Dong-Hoon, R.P.T.

Dept. of Rehabilitation Science, The Graduate School, Taegu University

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

Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Taegu University

The purposes of this study were to evaluate and compare the limits of stability(LOS) at different body positioning(standing and one leg standing) in normal 20 years of age. Fourty subjects participated in the study. Subjects comprised 20 males and 20 females who without neurologic, orthopaedic impairments and balance performance impaired. The LOS was measured at Two Feet Forceplate and One Leg Forceplate with BPM(Balance Performance Monitor) Dataprint Software Version 5.3. The subjects stood 4 inches between the feet at Two Feet Forceplate and stood one legged at One Leg Forceplate. In this study applied the paired t-test and independent t-test to determine the statistical significance of results at 0.01 and 0.05 level of significance. The results of this study were as follows: 1) The anteroposterior LOS significantly increased with one legged stance($p < 0.05$). 2) The mediolateral LOS significantly decreased with one legged stance($p < 0.01$). 3) There were significant difference posterior LOS in standing and anterior LOS in one legged stance according to sexual difference($p < 0.05$). 4) The mediolateral LOS was not significant difference between standing and one legged stance according to sexual difference($p > 0.05$).

Key Words: Limits of stability (LOS); Limits of stability.

I. 서론

균형은 최소한의 흔들림으로 지지기저면내에서 신체의 중력중심을 유지하는 능력(Nichols 등, 1996), 즉 똑바로 선 자세의 목적을 달성하기 위한 인식과 감각정보의 구조화 그리고 운동 계획과 수행을 포함하는 복잡한 과정으로 주어진 감각 환경에서 체중지지 기반(base of support) 위로 무게중심(center of gravity)을 조절하는 능력이다(Allison, 1995). 균형은 신경계와 근골격계의 통합이 관여하는 매우 복잡한 기능으로 시각, 청각, 전정기능, 고유수용기 및 감각수용기로부터 유입된 자극의 중추신경계에서의 통합작용, 시각적 공간인지력(visuo-spatial perception), 환경변화에 대해 빠르고 정확하게 반응하는 근긴장도, 근력, 지구력 및 관절의 유연성 등의 다양한 기능적 요인이 관여한다(배성수 등, 1992; 송주민 등, 1994; Chandler 등, 1990).

최근에 균형에 관한 연구가 활발히 진행되어 노인의 동적 균형 평가에 있어서 안정성 한계 검사의 일반화(Clark 등, 1997), 시각 손상 노인의 기립균형에 있어서 체중지지 효과(Maeda 등, 1998), 과호흡이 자세동요에 미치는 효과(Sakellari와 Bronstein, 1997), 균형유지기전에 관여하는 요인(Anacker와 Di Fabio, 1992; Cohen 등, 1993), 뇌졸중 환자의 앉기에서 서기로의 동작과 낙상과의 관계(Cheng 등, 1998), 외상성 뇌손상후 재활기간 동안 자세동요와 기능적 작업 수행에 있어서의 변화(Wade 등, 1997), 뇌졸중 환자의 균형과 보행능력과의 관계(김명진 등, 1998) 등의 연구가 보고되었다. 뇌손상으로 인한 기능장애를 가지고 있는 환자들은 대부분 자세와 평형을 유지하기 어려운 문제에 직면한다(정진우 등, 1994). 만약, 중추신

경계 손상이나 관절 및 근육질환, 시각 및 전정기관 질환으로 균형수행력에 영향을 미치는 요인에 장애가 생기면, 기립위 안정성유지, 체중부하 조절 및 보행능력에 지장을 초래하여 재활에 큰 걸림돌이 된다(장기연 등, 1994; Geurts 등, 1996).

균형에 대한 객관적인 임상검사 방법의 형태로는 Quiet standing, Active standing, Sensory manipulation, Functional scales, Combination test batteries 등의 형태가 있고, Active standing type에는 Functional Reach 검사, Rhythmic Weight Shifts 검사, 안정성 한계 검사(Limits of stability Test)가 있다(Allison, 1995).

안정성 한계의 검사는 체중심(midline)으로부터 멀어져가는 자세동요(postural sway)를 컴퓨터화된 힘판(computerized forceplate)을 이용하여 측정하는 것이다. 안정성 한계는 지지면의 변화없이 균형을 잃지 않고 수직선으로부터 이동할 수 있는 최대의 각도이다. 4 inch 발을 벌린 기립자세에서 정상인의 전·후 안정성 한계(anteroposterior LOS; Limits of Stability)는 12° 이고 좌·우 안정성 한계(mediolateral LOS)는 16° 이며, 이 범위내에서는 지지기저면의 변화없이 안전하게 중력중심점을 움직일 수 있는 영역이다(권오윤 등, 1996; Nashner, 1989). 그러나 McCollum과 Leen(1989)은 기립시 자세 조절을 위한 안정성과 안정성 한계내에 신체의 중심을 유지하는 능력은 발의 길이나 양발 간격에 의해 달라진다고 하였으며, Nashner(1989)도 전·후 안정성 한계는 신장이나 발의 길이에 따라 달라지며 좌·우 안정성 한계는 발의 간격이나 신장에 의해 달라진다고 하였다.

또한 균형의 복잡한 요소를 확인하기 위한 측

정도구는 정밀하지 않으며 가격이 비싸 널리 보급되지 못하고 있으며(김연희, 1995), 자체 제작한 도구나 치료사와 연구자의 주관적인 관찰이 많이 이루어지고 있어 신뢰성이 부족하다(이한숙 등, 1996). 컴퓨터화된 힘판과 운동분석기 등을 이용하면 치료사들이 더욱 정확한 균형과 전체적인 기능을 평가할 수 있다(권오윤 등, 1996; Horak, 1987).

본 연구에서는 컴퓨터화된 발판(forceplate)을 이용하여 한국 정상 성인 20대를 대상으로 안정성 한계의 정도와 체위에 따른 안정성 한계가 어떻게 변하는가를 비교해봄으로써 균형에 장애가 있는 환자의 평가와 치료디자인을 위한 자료를 제공하며, 균형훈련의 효과를 평가할 때 기초자료가 되고자 연구를 시행하였다.

본 연구의 목적을 달성하기 위해 설정한 가설은 다음과 같다.

1. 체위별 전·후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없다.
2. 체위별 좌·우 안정성 한계에는 유의한 차이가 없다.
3. 성별에 따른 전·후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없다.
4. 성별에 따른 좌·우 안정성 한계에는 유의한 차이가 없다.

II. 연구방법

1. 연구 대상 및 연구기간

본 연구의 대상자는 대구대학교 물리치료학과에 재학중인 학생들 가운데 본 연구의 취지를 알고 자원한 20대 성인 남녀 각각 20명씩 40명을 대상으로 하였다. 연구대상이 된 조건은 다음과 같이 설정하였다. 첫째, 신경외과적 질환이 없고, 둘째, 하지에 정형외과적 장애가 없으며, 셋째, 전정계 손상이나 시력장애로 인한 균형에 문제가 없는 자 등을 연구조건으로 설정하였다. 연구기간은 1998년 12월 12일부터 동년 동월 19일 까지 10명을 대상으로 예비실험을 한 후, 문제점을 수정, 보완하여 1998년 12월 22일부터 1999년 1월 5일까지 본 실험을 실시하였다.

연구대상자의 일반적인 특성은 표 1과 같다. 연구대상자중 남자의 평균 연령은 24.6세, 여자는 22.3세로 전체 평균 연령은 23.5세이었다. 남자의 평균 신장은 172.4 cm, 여자는 160.7 cm로 전체 평균 신장은 166.6 cm이었다. 남자의 평균 체중은 68.2 kg, 여자는 53.0 kg으로 전체 평균 체중은 60.6 kg이었다. 또한 연구대상자 40명 전원이 오른발이 우세발이었다(표 1).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성 (N=40)

성별(명)	연령(세)	신장(cm)	체중(kg)
남(n ₁ =20)	24.60 ± 2.66	172.40 ± 5.88	68.20 ± 9.15
여(n ₂ =20)	22.30 ± 1.63	160.70 ± 4.97	53.00 ± 5.37
평균	23.45 ± 2.47	166.55 ± 8.00	60.60 ± 10.68

2. 실험도구

본 연구에서는 균형능력 평가를 위하여 타당도와 신뢰도가 검증된 영국의 SMS Healthcare사에서 제작한 BPM(Balance Performance Monitor) Dataprint Software Version 5.3을 사용하였다(그림 1). 이 균형측정기구는 컴퓨터와 피드백용 화면응시 장치(display console)이

연결되어 있고, 피드백용 화면응시 장치는 발판(footplate)과 연결이 되서 대상자의 측면 체중 이동정도(lateral weight shift), 전·후 체중 이동정도(anterior/posterior weight shift), 시간대별 균형 흔적(center of balance trace)을 발판의 센서가 감지하여 결과를 컴퓨터 스크린상에 수치화 및 그래프화되어 나타나게 고안된 장치이다(그림 2).

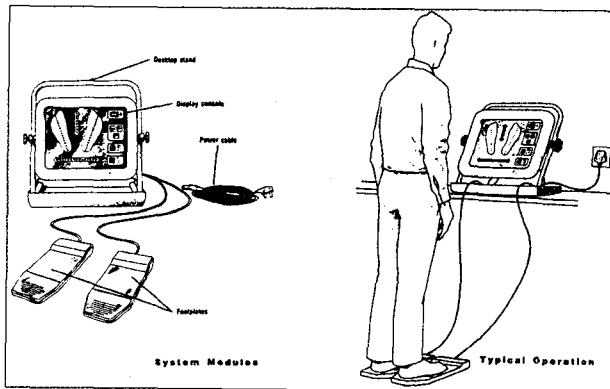


그림 1. 실험에 사용된 BPM의 모식도

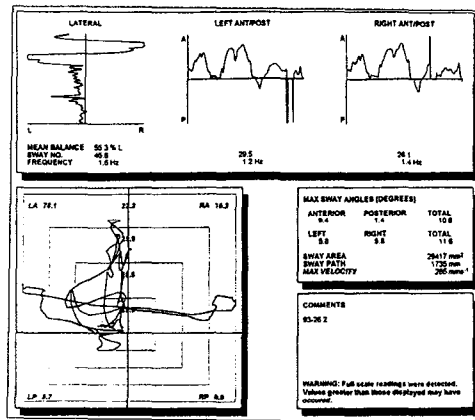


그림 2. BPM에 의한 균형 측정 결과 그래프(예시)

3. 연구방법

본 실험에 앞서 연구자는 대상자 전원에게 연구의 목적 및 실험방법에 대한 간단한 설명과 시범을 보인 후 모든 대상자에게 동일한 순서대로 진행하였다. 연구대상자의 일반적인 특징을 알기 위해 연령, 신장, 체중을 측정된 후에 설치된 발판위에 올라간다. 팔은 두발 기립시와 외발 기립시 모두 체간에 나란히 늘어뜨린 자세를 취하고, 외발 기립시는 비우세(nondominant)다리로 지지하고 우세(dominant)다리는 비우세다리의 하퇴 후면에 밀착시킨 자세를 취하였으며 편안한 의복에 신발은 벗은 상태로 측정하였다. 그리고 족관절에서의 동작은 입각너비(stance width)가 8 cm 이하로 좁을 때 전두면에서 외측 운동을 위해 우세하드로(Day 등, 1993) 두발 기립시 양발 사이의 거리는 권오윤 등(1996)과 Nashner (1989)의 연구와 같이 4 inch 너비로 하였다.

먼저 피드백용 화면용시 장치상에 나타나는 시각적 바이오피드백과 청각적 바이오피드백을 이용하여 30초간 균형훈련을 실시한 후, 1회 30초간 각각 3회씩을 실시하였으며 대상자의 피로를 방지하기 위해 중간에 1분에서 5분간의 휴식을 취하였다. 안정성 한계의 검사중 실험시간인 30초가 경과하였거나 안정성의 제한을 초과해서 넘어지지 않으려고 스텝을 밟거나 비틀거릴 때, 균형을 잡기위해 체간에 늘어뜨린 팔을 과도하게 움직일 때, 고관절과 체간운동으로 보상작용이 나타났을 때와 외다리 기립시의 비우세다리의 하퇴 후면에 밀착시켰던 다리를 내렸을 경우에는 실험을 중지하였다.

검사는 다음과 같은 순서로 진행하였다.

가. 두발 기립시 전·후 안정성 한계의 측정
Two feet forceplate를 사용하여 측정기구의 모드중 Forward/Rear on Both Feet Only를

택하여 지지면의 변화없이 균형을 잃지 않고 움직일 수 있는 최대의 각도를 측정하였다.

나. 두발 기립시 좌·우 안정성 한계의 측정
Two feet forceplate를 사용하여 측정기구의 모드중 Left/Right Only를 택하여 지지면의 변화없이 균형을 잃지 않고 움직일 수 있는 최대의 각도를 측정하였다.

다. 외발 기립시 전·후 안정성 한계의 측정
One leg forceplate를 사용하여 측정기구의 모드중 Forward/Rear on One Foot Only를 택하여 지지면의 변화없이 균형을 잃지 않고 움직일 수 있는 최대의 각도를 측정하였다.

라. 외발 기립시 좌·우 안정성 한계의 측정
One leg forceplate를 사용하여 측정기구의 모드중 Left/Right Only를 택하여 지지면의 변화없이 균형을 잃지 않고 움직일 수 있는 최대의 각도를 측정하였다.

4. 분석방법

측정된 결과를 부호화하여 컴퓨터에 입력한 후 SPSS/PC+를 이용하여 통계처리 하였다. 체위별 전·후 및 좌·우 안정성 한계 측정을 각 3회 실시후 평균값을 산출하여 분석에 사용하였으며, 체위에 따른 전·후 및 좌·우 안정성 한계에 차이가 있는지 알아보기 위하여 대응표본 t-검정을 실시하였고, 성별에 따른 전·후 및 좌·우 안정성 한계에 차이가 있는지 알아보기 위하여는 독립표본 t-검정을 하였다. 통계학적으로 유의수준을 검증하기 위한 유의수준 α 는 0.05 와 0.01로 정하였다.

Ⅲ. 결과

1. 체위별 전·후 안정성 한계의 비교

두발 기립시 전안정성 한계(anterior LOS; Limits of Stability)의 평균은 8.53° 이고, 외발 기립시 전안정성 한계의 평균은 9.01° 로 체위에 따른 전안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한, 두발 기립시 후안정성 한계(posterior LOS)의 평균은 1.76° 이고, 외발 기립시 후안정성 한계의 평균은 1.68° 로 유의한 차이가 없었으며, 두발 기립시 전·후 안정성 한계(anteroposterior LOS)의 평균은 10.30° 이고, 외발 기립시 전·후 안정성 한계의 평균은 10.69° 로 체위에 따른 전·후 안정성 한계에는 95% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 2).

2. 체위별 좌·우 안정성 한계의 비교

두발 기립시 좌 안정성 한계(left side LOS)의 평균은 5.72° 이고, 외발 기립시 좌 안정성 한계의 평균은 2.36° 로 체위에 따른 좌 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 두발 기립시 우 안정성 한계(right side LOS)의 평균은 5.80° 이고, 외발 기립시 우 안정성 한계의 평균은 1.14° 로 체위에 따른 우 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 두발 기립시 좌·우 안정성 한계(mediolateral LOS)의 평균은 11.47° 이고, 외발 기립시 좌·우 안정성 한계의 평균은 3.50° 로 체위에 따른 좌·우 안정성 한계에는 99% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 3).

표 2. 체위별 전·후 안정성 한계의 비교 (단위:°)

방향	체위	평균±표준편차	t-값
전	두발기립	8.53±0.74	-3.22*
	외발기립	9.01±0.92	
후	두발기립	1.76±0.64	0.56
	외발기립	1.68±0.94	
전·후	두발기립	10.30±0.73	-2.65*
	외발기립	10.69±0.93	

* p<0.05, ** p<0.01

표 3. 체위별 좌·우 안정성 한계의 비교 (단위:°)

방 향	체 위	평균±표준편차	t-값
좌	두발기립	5.72±0.26	40.49*
	외발기립	2.36±0.50	
우	두발기립	5.80±0.09	53.68*
	외발기립	1.14±0.52	
좌·우	두발기립	11.47±0.48	97.49*
	외발기립	3.50±0.28	

* p<0.01

3. 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 전·후 안정성 한계의 비교

먼저 두발 기립시에 남자의 전안정성 한계의 평균은 8.66° 이고, 여자의 전안정성 한계의 평균은 8.41° 로 성별에 따른 두발 기립시 전안정성 한계에는 유의한 차이가 없었으나, 남자의 후안정성 한계의 평균은 1.56° 이고, 여자의 후안정성 한계의 평균은 1.96° 로 성별에 따른 두발 기립시 후안정성 한계에는 95% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다. 또한 남자의 전·후 안정성 한계의 평균은 10.22° 이고, 여자의 전·후 안정성 한계의 평균은 10.37° 로 성별에 따른 두발 기립시 전·후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었다.

외발 기립시에는, 남자의 전안정성 한계의 평균은 9.29° 이고, 여자의 전안정성 한계의 평균은 8.72° 로 성별에 따른 외발 기립시 전안정성 한계에는 95% 유의수준에서 유의한 차이가 있었으며, 남자의 후안정성 한계의 평균은 1.51°

이고, 여자의 후안정성 한계의 평균은 1.86° 로 유의한 차이가 없었다. 또한 남자의 전·후 안정성 한계의 평균은 10.80° 이고, 여자의 전·후 안정성 한계의 평균은 10.58° 로 성별에 따른 외발 기립시 전·후 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었다(표 4).

4. 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 좌·우 안정성 한계의 비교

먼저, 두발 기립시에 남자의 좌 안정성 한계의 평균은 5.71° 이고, 여자의 좌 안정성 한계의 평균은 5.74° 로 성별에 따른 두발 기립시 좌 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었으며, 남자의 우 안정성 한계의 평균은 5.78° 이고, 여자의 우 안정성 한계의 평균은 5.82° 로 성별에 따른 두발 기립시 우 안정성 한계에도 유의한 차이가 없었다. 또한 남자의 좌·우 안정성 한계의 평균은 11.37° 이고, 여자의 좌·우 안정성 한계의 평균은 11.57° 로 역시 성별에 따른 두발 기

표 4. 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 전·후 안정성 한계의 비교 (단위:°)

체위	방향	성별	평균±표준편차	t-값
두발기립	전	남	8.66±0.85	1.08
		녀	8.41±0.61	
	후	남	1.56±0.69	-2.08*
		녀	1.96±0.54	
	전·후	남	10.22±0.75	-0.63
		녀	10.37±0.72	
외발기립	전	남	9.29±0.91	2.03*
		녀	8.72±0.86	
	후	남	1.51±0.73	-1.18
		녀	1.86±1.10	
	전·후	남	10.80±0.92	0.72
		녀	10.58±0.94	

* p<0.05

립시 좌·우 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었다.

외발 기립시에는, 남자의 좌 안정성 한계의 평균은 2.31° 이고, 여자의 좌 안정성 한계의 평균은 2.41° 로 성별에 따른 외발 기립시 좌 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었으며, 남자의 우 안정성 한계의 평균은 1.19° 이고, 여자의 우

안정성 한계의 평균은 1.09° 로 성별에 따른 외발 기립시 우 안정성 한계에도 유의한 차이가 없었다. 또한 남자의 좌·우 안정성 한계의 평균은 3.50° 이고, 여자의 좌·우 안정성 한계의 평균도 3.50° 로 성별에 따른 외발 기립시 좌·우 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었다(표 5).

표 5. 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 좌·우 안정성 한계의 비교 (단위:°)

체위	방향	성별	평균±표준편차	t-값
두발기립	좌	남	5.71±0.25	-0.41
		녀	5.74±0.27	
	우	남	5.78±0.08	-1.52
		녀	5.82±0.10	
	좌·우	남	11.37±0.58	-1.33
		녀	11.57±0.33	
외발기립	좌	남	2.31±0.45	-0.59
		녀	2.41±0.55	
	우	남	1.19±0.42	0.56
		녀	1.09±0.62	
	좌·우	남	3.50±0.30	0.00
		녀	3.50±0.26	

IV. 고찰

균형은 동작 수행에 중요한 영향을 주는 고도의 특수한 운동 양상으로 신체를 평형상태로 유지시키는 능력이다(Schulmann 등, 1987).

기립 체위를 유지할 수 있는 인간의 능력은 시각(Paulus 등, 1988), 전정계(McClure, 1986), 그리고 고유수용성계의 통합에 달려 있다. 기립자세는 하지와 체간에서의 근수축을 포함한 끊임없는 조절이 필요로 되는 불안정한 자세이다. 이러한 지속적인 근 활동의 직접적인 결과는 시상면, 관상면 그리고 수직면에서의 신체

동요(body sway)를 일으킨다(Isakov 등, 1992). 기립자세는 역동적인 과정이며 작은 양의 자세동요는 정상적인 현상이다.

1851년 Romberg가 자세 동요의 시각적인 평가를 고안해낸 이후(Jansen 등, 1982) 많은 측정 기법들이 자세 동요를 연구하기 위해 개발되어져 왔고, 현재 사용하고 있는 균형수행력 검사와 훈련에는 노인 환자와 신경학적 손상 환자에게 적용하도록 계획된 Berg Balance Scale 이 있으며(권미지, 1998), 힘판 등의 장비를 이용한 정적 또는 동적 요동 검사(Berg 등, 1992; Goldie 등, 1992) 및 시각적인 피드백을 이용한

훈련 프로그램과 지지기저면의 불안정성으로 인한 자세조절계(postural control system)의 운동 반응을 근전도를 이용한 분석 검사(Horak, 1987) 등이 있다.

균형은 감각을 통하여 신체의 움직임을 인지하고 중추신경계 안에서 입력된 정보를 통합시켜 근골격계를 적절하게 반응하는 복잡한 과정이다(Shumway-Cook과 Woollacott, 1995). 균형은 감각정보 통합, 신경계 처리, 생체역학적 요인을 포함하는 복잡한 운동조절 작업으로(Duncan, 1989), 생체역학적 요소중의 하나가 안정성 한계이며, 안정성 한계는 지지면의 변화 없이 균형을 잃지 않고 수직선으로부터 이동할 수 있는 최대의 각도이다(권오윤 등, 1996). 안정성 한계는 양발 간격(McCollum과 Leen, 1989)이나 신장, 발 길이(Nashner, 1989)에 의해 영향을 받으며, 시각이나 고유수용성 등 다양한 감각 조건에 의해서도 변화할 수 있다(권오윤 등, 1996).

본 연구는 정상 성인 40명을 대상으로 컴퓨터화된 발판을 이용하여 4 inch 벌린 양발 기립 자세에서 안정성 한계의 정도와 체위 및 성별에 따른 안정성 한계에 차이가 있는지 알아보기 위하여 실시하였다. 양팔을 체간에 나란히 늘어뜨린 점과 외발 기립시 한쪽 다리를 다른 한쪽 다리의 하퇴 후면에 밀착시킨 점은 균형이 깨어진 상태를 좀 더 객관적으로 판단할 수 있고(송주민, 1994), 비우세다리로 지지하고 기립해서 측정된 것은 좌·우 다리중 어느 한 다리를 지지하더라도 균형수행력에 미치는 영향이 적었다는 보고(Bohannon, 1984)에 근거하였으며, 3회 검사 후 그 평균값을 분석에 이용한 것은 대상자의 잘못으로 인한 측정값의 오류를 최소화하기 위해서였다. 또한 족관절에서의 균형전략(balance strategy)을 제외한, 슬관절, 고관절, 그리고 체

간에서의 균형 전략과 균형이 깨어지는 것을 막기 위한 어떠한 대상작용도 배제시켰다.

Nashner(1989)는 4 inch 발을 벌린 기립 자세에서 정상인의 안정성 한계는 앞으로 8° , 뒤로 4° 로 전·후 방향에서 12° 와 좌·우 방향으로 각각 8° 씩 외측범위가 16° 범위라고 하였다. 본 연구에서도 동일하게 4 inch 발을 벌린 기립 자세에서 측정된 결과 앞으로 8.53° , 뒤로 1.76° 로 전·후 방향에서 10.30° 와 좌 5.72° 와 우 5.80° 로 좌·우 방향으로 11.47° 의 결과를 얻었다. 저측굴곡과 배측굴곡근의 운동조절은 전·후로의 자세 흔들림을 통합하고 좌·우측으로 흔들림은 고관절 외전근과 내전근에 의해 조절된다(권미지, 1998). 목, 골반, 발은 균형유지에 중요한 영역으로 고려되며(이한숙, 1996), 족관절에서 근육 약화나 관절가동범위 제한은 기립위 불균형을 바로 잡기 위해 고관절과 체간 운동으로 보상작용을 한다(Horak, 1987). Nashner와 그의 동료연구자들(1989)도 후방 전위에 대한 정상적인 반응이 족관절, 슬관절, 고관절 순으로 이루어진다고 하였다(이한숙, 1996). 본 연구에서는 족관절만을 축으로 무게 중심을 이동시켰고, 슬관절과 고관절의 균형 전략 및 체간의 대상작용을 배제시켰기 때문에 좌·우 및 후 방향으로의 안정성 한계 범위가 적어진 이유라고 사료된다.

체위에 따른 안정성 한계를 비교한 결과, 외발 기립시에 전 방향으로의 안정성 한계가 유의하게 증가하였고($p < 0.01$), 후 방향으로는 유의한 차이가 없었으며, 전·후 방향으로 안정성 한계가 유의하게 증가하였다($p < 0.05$). 좌·우 방향으로의 안정성 한계는 외발 기립시에 좌·우 모든 방향으로 안정성 한계가 감소하였고, 유의한 차이가 있었다($p < 0.01$).

성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 안정

성 한계는 두발 기립시 후 방향으로 남자보다 여자가 더 큰 안정성 한계를 보였고 유의한 차이가 있었으며($p < 0.05$), 외발 기립시에는 전 방향으로 남자가 여자보다 더 큰 안정성 한계를 보였으며 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 좌·우 안정성 한계는 유의한 차이가 없었다.

본 연구는 20대 정상인을 대상으로 4 inch 발을 벌린 기립 자세에서의 안정성 한계 정도와 체위에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 안정성 한계가 어떻게 변하는지 알아 보았고, 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시의 안정성 한계를 비교하여 보았다.

체위에 따라서는 외발 기립시에 두발 기립시보다 전·후 방향으로 안정성 한계가 증가하였고, 좌·우 방향으로는 크게 감소됨을 알았다. 성별에 따라서는 두발 기립시에 후 방향으로 여자가 더 큰 안정성 한계를 보였고 외발 기립시에는 전 방향으로 남자가 더 큰 안정성 한계를 보였지만 전체적인 전·후 및 좌·우 안정성 한계에는 유의한 차이가 없었다.

앞으로 각 연령대별 안정성 한계의 표준치와 균형에 문제가 있는 질환을 가진 환자들을 대상으로, 안정성 한계에 영향을 미칠 수 있을 것으로 기대되는 다리길이, 체중, 발길이 등의 요인을 통해 안정성 한계의 변화를 비교하는 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

본 연구는 20대 정상인을 대상으로 영국의 SMS Healthcare사에서 제작한 BPM(Balance Performance Monitor) Dataprint software Version 5.3을 사용하여 체위에 따른 안정성 한

계의 정도를 알아 보고 성별에 따른 두발 기립시와 외발 기립시 안정성 한계에 차이가 있는지 알아 보기 위해 균형 정도를 측정한 결과 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. 체위에 따른 전안정성 한계에는 통계적으로 유의한 차이가 있었고($p < 0.01$), 후안정성 한계에는 유의한 차이가 없었으며 전·후 안정성 한계에는 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

2. 체위에 따른 좌 안정성 한계와 우 안정성 한계 및 좌·우 안정성 한계에는 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.01$).

3. 성별에 따른 안정성 한계는 두발 기립시 후안정성 한계에 통계적으로 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$), 외발 기립시 전안정성 한계에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

4. 성별에 따른 좌·우 안정성 한계는 두발 기립시와 외발 기립시 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$).

인용문헌

- 권미지. 정상인의 자세 안정성과 시각을 이용한 균형훈련. 대한물리치료학회지. 1998; 10(1):149-154.
- 권오윤, 최홍식. 20대 연령에서 다양한 감각 조건에 따른 안정성 한계의 비교. 대한물리치료사학회지. 1996;3(2):129-139.
- 김명진, 이충휘, 정보인. 뇌졸중 환자의 균형과 보행능력과의 관계. 한국전문물리치료학회지. 1998;5:1:17-29.
- 김연희 등. 힘판을 이용한 자세균형제어력의 정량적 평가와 임상균형지수와의 비교연구. 대한재활의학회지. 1995;18(3):782-792.
- 배성수, 김한수, 이현옥 등. 인체의 운동. 현문사, 1992:182-190.

- 송주민 등. 연령에 따른 시각과 청각이 균형 수행력에 미치는 영향. 대한물리치료학회지. 1994;6:1:75-84.
- 이한숙, 최홍식, 권오윤. 균형조절 요인에 관한 고찰. 한국전문물리치료학회지. 1996; 3(3):82-91.
- 장기연 등. 균형지수를 이용한 균형반응의 정량적 평가. 대한재활의학학회지. 1994; 18(3):561-569.
- 정진우 등. 자세에 영향을 미치는 평형반응에 대한 고찰. 대한물리치료사학회지. 1994; 1(2):109-118.
- Allison L. Balance disorders. In: Umphred DA, eds. Neurological Rehabilitation. 3rd ed. Mosby, 1995:803-833.
- Anacker SL, Di Fabio RP. Influence of sensory inputs on standing balance in community-dwelling elders with a recent history of falling. Phys Ther. 1992;72(8):575-584.
- Berg KO, Maki BE, Williams JI, et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73: 1073-1080.
- Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, et al. Decrease in timed balance test score with aging. Phys Ther. 1984;64(7): 1067-1070.
- Chandler JM, Duncan PW, Studenski SA. Balance performance on the postural stress test: Comparison of young adult, healthy elderly, and fallers. Phys Ther. 1992;70(7):410-415.
- Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, et al. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. Arch Phys Med Rehabil. 1998; 79:1043-1046.
- Clark S, Rose DJ, Fujimoto K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. Arch Phys Med Rehabil. 1997;78:1078-1084.
- Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. Phys Ther. 1993;73(6):346-354.
- Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implications for afferent control of lateral sway. J Physiol. 1993;469:479-499.
- Duncan PT. Balance: Proceedings of the APTA Forum. 1989.
- Geurts ACH, Ribbers GM, Knoop JA, et al. Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury. Arch Phys Med Rehabil. 1996;77:639-644.
- Goldie PA, Evans OM, Bach TM. Steadiness in one-legged stance: Development of a reliable force platform testing procedure. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73:348-354.
- Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Phys Ther. 1987; 67(12):1881-1885.
- Isakov E, Mizrahi J, Ring H, et al. Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. Arch Phys Med Rehabil. 1992;73:174-178.
- Jansen EC, Larsen RE, Olsen MB. Quantitative Rombergs' test. Acta Neurol Scand. 1982;66:93-99.
- Maeda A, Nakamura K, Otomo A, et al. Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly. Arch Phys Med Rehabil.

1998;79:994-997.

- McClure JA. Vertigo and imbalance in the elderly. *J Otolaryngol.* 1986;15(4):248-252.
- McCollum G, Leen T. The form and exporation of mechanical stability limits in erect stance. *J Mot Behavior.* 1989;21:225-238.
- Nashner LM. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. *Proceeding of the APTA Forum. Balance, Nashville, Tennessee,* 1989:5-7.
- Nichols DS, Miller L, Colby LA, Pease WS. Sitting balance: Its relation to function in individuals with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1966;77:865-869.
- Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain.* 1984;107:1143-1163.
- Sakellari V, Bronstein AM. Hyperventilation effect on postural sway. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78:730-736.
- Schulmann DL, Goldfrey E, Fisher AG. Effect of movements on dynamic equilibrium. *Phys Ther.* 1987;67(7):1054-1057.
- Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Theory and practical applications.* 1st ed. Baltimore, Mayland, Williams & Wilkins, 1995: 120-121.
- Wade LD, Canning CG, Fowler V, et al. Changes in postural sway and performance of functional tasks during rehabilitation after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997; 78(10):1107-11.