

편마비환자의 안정성한계에 대한 연구

원광보건전문대학 물리치료과

권 오 윤

A Study of the Limits of Stability in Hemiplegic Patients

Kwon, Oh Yun, M.P.H, R.P.T

Dept. of Physical Therapy, Wonkwang Public Health Junior College

— ABSTRACT —

The purpose of this study was to evaluate and compare the Limits of stability(LOS) in hemiplegic patients who can walking independently.

The LOS was measured at stable surface, unstable surface with eye open and eye closed.

In this study, 18 out-patients were evaluated who were treated at Yonsei University Medical Center Rehabilitation Hospital. In order to determine the statistical significance of results, T-test, paired t-test, and Kruskal-Wallis 1-way ANOVA were applied at 0.05 level of significance.

The results were as follows :

1. The mean of lateral limits of stability was 9.89 degree.
2. The mean of anteroposterior limits of stability was 6.43 degree.
3. There was a significant difference of limits of stability between sound side and affected side($p < 0.05$).
4. The limits of stability was significantly decreased with eye closed($p < 0.05$)
5. The limits of stability was significantly decreased at unstable surface($p < 0.05$).
6. The limits of stability was a significant difference as spasticity degree of ankle plantar flexors($p < 0.05$).

These results showed that the limits of stability in hemiplegic patients was more decreased than that of normal adult. In order to improve the balance in hemiplegic patients, we need to increase the limits of stability.

Key Words : Limits of stability ; Hemiplegia

* 이 논문은 1995년도 원광보건전문대학 교내학술연구비의 지원으로 연구됨

차 례

서 론

연구방법

연구대상 및 연구기간

평가방법 및 평가도구

분석방법

연구의 제한점

연구결과

연구 대상자의 일반적 특성

안정성한계 비교

고 찰

결 론

참고문헌

서 론

균형조절은 운동이나 이동(locomotion)을 위해 기능적으로 본질적인 요소이다.³⁶⁾ 인간의 균형은 감각을 통하여 신체의 움직임을 인지하고 중추신경계 안에서 입력된 정보를 통합시켜 근골격계로 적절하게 반응하는 복잡한 과정이다.³⁴⁾

균형에 영향을 미치는 요소로는 연령,^{7,9,19,32)} 시각입력,^{1,3,5,6,15)} 전정계, 고유수용성감각 손실,¹⁷⁾ 슬관절 굴곡,³¹⁾ 호흡,³²⁾ 온도변화,²⁾ 저압환경,⁴⁾ 지팡이²⁶⁾ 그리고 조명⁸⁾과 같은 여러 요소들이 직립균형에 영향을 미친다.

환자가 얼마나 안전하게 기립하는가 하는 것은 임상에서 중요한 문제이다.²⁸⁾ 편마비환자에 있어서 기립균형의 장애는 평형반응의 손실을 가져오며²¹⁾ 그로 인하여 빠르게 자세적응이 안 된다.¹⁰⁾ 또한 편마비환자에서는 자세동요가 정상인보다 증가하고 정상 쪽으로 자세를 기울여 기립시 비대칭적인 체중지지가 일어난다.²⁷⁾

그러므로 편마비환자의 재활치료의 초점은

손상측 하지로 체중을 실는 능력을 증진하여 균형을 증진시킴으로써 대칭적 자세균형을 할 수 있게 하는데 있다.¹¹⁾ 전통적인 재활치료과정은 반복적으로 기립자세를 훈련하고, 치료사에 의해서 구두나 촉각 암시를 제공하는 것이지만 대부분의 경우에서 객관적인 자료를 얻을 수 없다.³⁴⁾ 비록 근간에 force platform을 이용하여 균형능력을 객관적으로 측정하고 치료하기 위한 시도가 지속되고 있지만 임상에서의 유용도에서는 명확하지 않다.²⁵⁾

균형은 생체역학적 요소, 감각요소, 근육요소가 포함된 복합된 통합활동이다. 생체역학적 요소 중의 하나가 안정성한계이며 안정한계는 지지면(base of support)의 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 손상시 변한다.²⁹⁾

지금까지 편마비환자를 대상으로 자세동요에 대한 연구는 많았지만 안정성한계에 대한 연구는 많지 않다. 그래서 본 연구자는 보행이 가능한 편마비환자를 대상으로 안정성한계의 특성을 알아보고, 이러한 결과를 토대로 편마비환자의 균형회복에 필요한 자료를 제공하고자 다음과 같은 세부목적을 가지고 연구를 실시하였다.

본 연구의 세부목적은 다음과 같다.

첫째, 기립자세에서 편마비환자의 안정성한계를 측정한다.

둘째, 건측과 환측의 안정성한계를 비교한다.

셋째, 개안시와 폐안시 안정성한계를 비교한다.

넷째, 안정 지지면과 불안정 지지면에서의 안정성한계를 비교한다.

다섯째, 편마비환자가 가지고 있는 특성에 따라 안정성한계를 비교한다.

연구방법

연구대상 및 연구기간

본 연구의 대상자는 뇌혈관 장애로 인하여 연세의료원 재활병원에서 외래물리치료를 받고 있는 편마비환자중 실내에서는 타인의 도움없이 독립적으로 보행이 가능한 환자 18명을 대상으로 실시하였다. 본 연구는 1995년 4월 2일부터 7월 30일까지 실시하였다.

평가방법 및 평가도구

연구대상자들의 일반적 특성을 알아보기 위하여 미리 준비된 조사지를 이용하여 안정성한계에 영향을 미칠 수 있는 연령, 신장, 체중, 감각유무, 경직정도를 조사하였다. 경직정도는 발목 저축굴곡근의 경직정도를 Modified Ashworth Scale¹²⁾을 사용하여 측정하였다.

안정성한계를 측정하기 위한 도구는 넓이가 25 cm, 길이가 1.5 m인 벨트에 사인펜을 삽입할 수 있는 직경 1 cm, 길이 10 cm 쇠파이프를 10 cm²⁾의 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 지지면은 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, 양 발을 4인치 벌리고 양 발바닥이 지지면에 밀착시킨 상태에서 환자가 균형을 잃지 않고 좌우, 전후로 체중을 옮기면서 이동하는 것을 실시하였다.

예비운동이 끝난 후 환자를 싸인펜끝이 모눈종이 중심선에 맞게 위치시킨 후 예비운동과 같은 방법으로 좌우로 이동하게 하고 이동한 지점에서 싸인펜으로 모눈종이에 표시를 하였다. 전후 안정성한계 측정은 사인펜이 대전자에 위치하도록 벨트를 착용하고 싸인펜 끝이 모눈종이 중간선에 위치하도록 환자를 위치시키고 좌우 측정시와 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 이들 값을 이용하여 $\sin\theta$ 값으로 환산하여 안정성한계를 산출하였다.

분석방법

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

환측, 성별, 감각유무에 따른 안정성한계에 차이가 있는지 알아보기 위해서 t 검정을 실시하였고, 건축과 환측, 안정지면과 불안정지면, 개안시와 폐안시 차이가 있는지 알아보기 위하여 짝비교 t 검정(paired t-test)을 실시하였고, 연령, 신장, 몸무게, 경직정도에 따라 안정성한계에 차이를 알아보기 위하여 Kruskal-Wallis 비모수 검정을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검증하기 위하여 유의수준 α 는 0.05로 정하였다.

연구의 한계점

본 연구는 연구자가 임의로 선정한 한 기관에서 연구조건에 만족되는 대상자를 선발하여 실시하였으므로 본 연구 결과를 모든 편마비환자에게 일반화하여 해석하기에는 제한이 있다.

연구결과

연구대상자의 일반적 특성

연구대상자 18명 중 남자는 11명(61.1%)이었고, 여자가 7명(38.9%)이었다. 연령은 50세 이하가 4명(22.2%), 51~60세가 5명(27.8%), 61세 이상이 9명(50.0%)으로 연령분포는 41세에서 71세까지였으며 평균연령은 58.5세이었다.

환측별로는 우측편마비가 11명(61.1%), 좌측편마비가 7명(38.9%)이었고, 발병원인은 뇌출혈 5명(27.8%), 뇌경색 13명(72.2%)이었다. 감각손실이 있는 대상자는 7명(38.9%)이었고, 감각손실이 없는 대상자는 11명(61.1%)이었다.

발목 저축굴곡근의 경직 정도는 G1이 6명(33.3%), G1+가 7명(38.9%), G2가 5명(27.8%)이었다. 치료기간은 20개월 미만이 7명(38.9%), 21~40개월 7명(38.9%), 41개월 이상이 4명(23.2%)이었으며 평균 치료기간은 29.1개월이었다.

대상자들의 신장분포는 160 cm 이하가 5명(27.8%), 161~170cm 8명(44.4%), 170 cm 이상이 5명(27.8%)이었고, 평균신장은 165.6 cm이었다. 체중분포는 55 Kg 이하가 5명(27.8%), 55~65 Kg이 5명(27.8%), 65 Kg 이상이 8명(44.4%)이었으며 평균체중은 63.3 Kg이었다(표 1).

안정성한계의 비교

건축과 환측의 좌우 안정성한계 비교

안정된 지지면에서 개안시 좌우 안정성한계를 측정된 결과 건축의 안정성 한계는 평균 5.87도이었고, 환측의 안정성한계는 평균 3.96도로 95% 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 2).

표 1. 연구대상자의 일반적 특성

일반적 특성	대상자수	백분율
<u>성 별</u>		
남	11	61.1
여	7	38.9
<u>연 령 분 포</u>		
50세 이하	4	22.2
51~60세	5	27.8
61세 이상	9	50.0
<u>환 측</u>		
우측	11	61.1
좌측	7	38.9
<u>발 병 원 인</u>		
뇌출혈	5	27.8
뇌경색	13	72.2
<u>감 각 손 실</u>		
유	7	38.9
무	11	61.1
<u>경 직</u>		
G1	6	33.3
G1+	7	38.9
G2	5	27.8
<u>치 료 기 간</u>		
20개월 미만	7	38.9
21~40개월	7	38.9
41개월 이상	4	23.2
<u>신 장</u>		
160 cm 이하	5	27.8
161~170 cm	8	44.4
171 cm 이상	5	27.8
<u>체 중</u>		
55 Kg 이하	5	27.8
55~65 Kg	5	27.8
66 Kg 이상	8	44.4

표 2. 건축과 환측의 좌우 안정성한계 비교

구분	안정성한계		t-값
	평균	± 표준편차	
건축	5.87	± 1.10	
환측	3.96	± 1.12	7.47*

*p<0.05

안정된 지면에서 폐안시와 개안시 좌우 안정성한계 비교

안정된 지지면에서 폐안시와 개안시 좌우 안정성한계를 비교한 결과 폐안시 안정성한계 평균은 8.12도이었고, 개안시는 9.89도로 폐안시와 개안시 좌우 안정성한계에는 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 3).

표 3. 안정된 지지면에서 폐안시와 개안시 좌우 안정성한계 비교 단위 : 도

구분	안정성한계 평균 ± 표준편차	t-값
폐안	8.12 ± 1.93	
개안	9.89 ± 1.98	8.55*

*p<0.05

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 개안시 좌우 안정성한계 비교

안정된 지지면과 불안정 지지면에서 개안시 좌우 안정성한계를 비교한 결과 안정된 지지면에서의 안정성한계 평균은 9.89도이었고, 불안정 지지면에서는 7.28도로 안정된 지지면과 불안정 지지면간의 안정성한계는 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 4).

표 4. 안정 지지면과 불안정 지지면에서 개안시 좌우 안정성한계 비교 단위 : 도

구분	안정성한계 평균 ± 표준편차	t-값
안정 지지면	9.89 ± 1.98	
불안정 지지면	7.28 ± 1.73	8.55*

*p<0.05

안정된 지지면에서 폐안시와 개안시 전후 안정성한계 비교

안정된 지지면에서 폐안시와 개안시 전후 안정성한계를 비교한 결과 개안시 전후 안정성한계는 6.43도이었고, 폐안시는 5.15도로 개안시와 폐안시 전후 안정성한계에는 95 % 유의수준에서 유의한 차이가 있었다(표 5).

표 5. 안정된 지지면에서 폐안시와 개안시 전후 안정성한계 비교 단위 : 도

구분	안정성한계 평균 ± 표준편차	t-값
폐안시	5.15 ± 1.53	
개안시	6.43 ± 1.69	6.60*

*p<0.05

대상자 특성에 따른 좌우 안정성한계 비교

대상자 특성에 따른 좌우 안정성한계에 차이가 있는지 알아본 결과 성별, 환측, 감각손상 유무, 신장, 체중, 연령간에서는 유의한 차이가 없었고, 경직의 정도에 따른 안정성한계는 95 % 유의 수준에서 유의한 차이가 있었다(표 6-1, 6-2).

표 6-1. 대상자 특성에 따른 좌우 안정성한계 비교

일반적 특성	평균 안정성한계	표준편차	t-값
성 별			
남	9.59	1.84	
여	10.36	2.24	0.76
환 측			
우측	9.52	1.85	
좌측	10.46	2.17	0.98
감각손상			
유	9.91	1.66	
무	8.91	2.54	1.12

표 6-2 대상자 특성에 따른 좌우 안정성한계 비교

일반적 특성	평균순위	χ^2 값
연 령		
50세 이하	8.00	
51~60세	12.60	
61세 이상	8.44	2.35
경 직		
G1	15.50	
G1+	8.50	
G2	3.70	13.73*
신 장		
160 cm 이하	11.40	
161~170 cm	9.63	
171 cm 이상	7.40	1.41
체 중		
55 Kg 이하	11.00	
56~65 Kg	8.40	
66 Kg 이상	9.25	0.62

*p<0.05

고 찰

이 연구는 뇌혈관 장애로 인해 편마비가 된 환자 중 실내에서 독립적으로 보행이 가능한 환자를 대상으로 안정성한계를 알아보고, 안정성한계에 영향을 미칠 수 있는 변수들에 의해 안정성한계에 차이가 있는지 알아보기 위하여 실시하였다.

Nashner²⁹⁾는 정상인의 전후 안정성한계는 12도이고, 좌우 안정성한계는 16도이며, 전후 안정성한계는 신장이나 발의 길이에 따라 달라지며, 좌우 안정성한계는 발의 간격이나 신장에 의해 달라진다고 하였으며, 또한 근골격계의 비정상에 의해서도 변화한다고 하였다. 뇌졸중 후 운동을 조절하는 운동 감각에 관련된 중추신경계의 손상으로 인한 균형장애가 공통적으로 발생한다³⁷⁾. 본 연구에서는 좌우 안정성한계가 9.89도이었고, 전후안정성한계는 6.43도로 정상인 평균 안정성한계 보다 감소되었다.

편마비환자는 자세동요가 증가되며, 기립시

건축으로 체중을 옮겨 비대칭적인 체중지지를 한다.^{14,27)} Bobath¹¹⁾는 편마비환자가 기립하게 되면 환측은 양성지지반사가 나타나 하지가 경직되어 신전되며, 발가락으로 바닥을 밀며, 이로 인한 신전 반사가 증가되어 환측으로 족관절의 배굴운동이 되지 않아 체중을 이동시킬 수 없다고 하였다. 또한 공포로 인하여 환측으로 체중이동을 못한다고 하였다. 본 연구에서 건축과 환측의 좌우 안정성한계를 비교한 결과 건축은 5.87도이었고, 환측은 3.96도로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<0.05). 이러한 결과는 편마비환자가 환측으로 체중을 이동하지 못하여 신체의 중심선을 환측으로 이동시키는 능력이 저하된 결과일 것이다.

안정된 지지면과 불안정한 지지면에서 안정성한계에 차이가 있는지 알아본 결과 안정된 지지면에서의 좌우 안정성한계는 9.89도이었고, 불안정지지면에서는 7.28도로 통계학적으로 유의한 차이를 보였으며, 불안정 지지면에서 안정성한계가 감소되었다(P<0.05). 균형은 감각정보에 의해서 영향을 받으며 이러한 감각정보가 방해될 때 균형에 장애를 받는다. 균형평가 시 이러한 감각정보를 방해하기 위하여 발 밑에 스폰지를 깔고 기립하여 균형능력을 평가한다.²⁰⁾ 본 연구에서 발의 감각 입력을 방해하기 위하여 스폰지 위에 기립하여 좌우 안정성한계를 측정된 결과 안정된 지면에서 보다 감소되었다. 이는 발을 통하여 입력되는 감각정보가 방해될 때 균형에 장애를 받은 결과일 것이다.

Travis³⁵⁾는 시각이 신체동요에 50% 관련되어 있으며, 임상적으로 고유수용성감각 장애나 소뇌성 실조증을 평가하는데 있어서 눈을 감고 실시하는 Romberg 검사는 중요한 의미를 갖는다.³⁰⁾ Kitamura²⁴⁾ 등은 시각정보가 파킨슨씨 환자의 바른 자세유지에 중요한 요소라 하였다. Di Fabio와 Badke^{10,13)}는 편마비환자를 대상으로 시각을 차단했을 때 불안정지지면에서 기립균형능력이 감소된다고 하였으며, 본 연구에서도 시각을 차단하였을 때 안정성 한계가 통계학적으로 유의하게 감소되었다(p<0.05).

Sheldon³²⁾, Hasselkus와 Shambes¹⁹⁾은 정상성인에서 연령이 증가함에 따라 자세동요가 증가하며 균형능력이 감소한다고 하였고, Era와 Heikkinen¹⁶⁾, Finley¹⁸⁾ 등은 연령이 증가함에 따라 감각운동계의 기능이 감소함에 따라 기립이나 보행시 균형이 감소된다고 하였다. 그러나 편마비환자를 대상으로 연령에 따른 안정성한계를 비교한 결과 유의한 차이가 없었다.

Fernie와 Holliday¹⁷⁾는 고유수용성감각 손실이 균형에 영향을 미친다고 하였다. 본 연구에서 감각 손실군과 정상군의 안정성한계에는 유의한 차이가 없었다. Isakov²³⁾ 등은 하지절단환자에서 의지 착용초기 자세동요가 증대되었는데 이것은 고유수용감각의 손실로 인한 것이라고 하였으며, 의지착용후 훈련을 한 후에는 자세동요가 감소하는데 이것은 점진적으로 대상과 적응을 하기 때문이라고 하였다. Herdman²⁰⁾은 손상이나 질병으로 인해 어떤 균형손실이 있으면 균형을 유지하기 위한 적응능력이 있다고 하였다. 본 연구에서는 연구대상자들의 치료기간이 평균 29.1개월이었으므로 감각 손실에 대한 적응이된 상태이었기 때문에 감각 손실 유무에 따른 안정성한계에 차이는 없었던 것으로 판단된다.

Nashner²⁹⁾는 정상인에서 신장에 따라 안정성한계에 차이가 있다고 하였으나 편마비를 대상으로 한 본 연구에서는 신장에 따른 유의한 차이가 없었다.

Bobath¹¹⁾는 신전근에 고긴장이 증가하면 할수록 환측으로 체중이동이 어렵다고하였다. 본 연구에서 발목저측굴곡근의 경직에 따른 안정성한계를 비교한 결과 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 경직이 심한 군에서 안정성한계가 적었다($p < 0.05$). 그 외의 성별, 환측, 체중에 따른 안정성한계에는 유의한 차이가 없었다.

본 연구는 독립적으로 보행이 가능한 편마비환자를 대상으로 안정성한계를 측정하고 다양한 상황에서 안정성한계가 어떻게 변하는지 알아보았고, 연구대상자가 가지고 있는 특성이 안정성한계에 영향을 미치는지 알아본 결과 정

상 성인보다 안정성한계가 감소되었으며, 특히 환측의 안정성한계가 감소되어 비대칭성을 나타냈고, 시력을 차단했을 때와 발의 감각입력을 방해하기 위한 불안정 지지면에서는 안정성한계가 감소되었다. 또한 경직이 심한 환자에서 안정성한계가 감소되었다. 본 연구는 제한된 대상자를 선발하여 연구를 했기 때문에 전체 편마비환자에 확대해서 해석하는데는 한계가 있지만, 편마비환자의 대칭적인 균형을 증진시키기 위해서는 환측의 안정성한계를 증대시킬 수 있는 치료가 필요할 것이다. 앞으로 더 많은 대상자를 선택하여 더 객관적인 방법으로 편마비환자에서 안정성한계에 영향을 미치는 요인을 찾아 편마비환자 균형증진 치료에 활용될 수 있는 연구가 요구된다.

결 론

이 연구는 독립적으로 보행이 가능한 편마비환자 18명을 대상으로 안정성한계를 알아보고, 시각차단과 감각입력차단 시 안정성한계의 변화를 알아보고 또한 안정성한계에 영향을 주는 요소가 무엇인지 알아보기 위하여 실시하였다.

연구대상자는 연세의료원 재활병원에서 외래 물리치료를 받고 있는 환자 중 보행이 가능한 환자를 선택하여 1995년 4월 2일부터 7월 30일까지 실시하였다.

결과는 다음과 같다.

1. 좌우 안정성한계는 평균 9.89도이었고, 전후 안정성한계는 6.43도이었다.
2. 건측과 환측 간의 안정성한계에는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).
3. 개안시와 폐안 시의 안정성한계에는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).
4. 안정된 지지면과 불안정한 지지면에서 안정성한계는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).
5. 강직의 정도에 따라 안정성한계에는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

이상의 결과로 볼 때 편마비환자의 균형증진

을 위해서는 치료시 안정성한계를 증진시키고 특히 대칭적 균형을 위해서는 환측의 안정성한계를 증진시킬 수 있는 치료가 필요하다 하겠다.

참고문헌

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: 溫度刺邊下におけるヒトの直立姿勢の解析(第2報). *耳鼻臨床 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. *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, 渡邊岳: 小兒の視覺による姿勢制御系發達について一閉眼あよろねろび視野狹窄時における重心動搖の周波數分析から一. *體力科學* 41: 220-232, 1992.
7. 八木一記, 藤野明人, 徳増厚二, 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, 田口善一郎: 高齢者の直立時重心動搖特徴について. *Equilibrium Res* 48: 138-143, 1989.
10. Badke MB, Duncan PW: Patterns of rapid motor responses during postural adjustments when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. *Phys Ther* 63: 13-20, 1983.
11. Bobath B: *Adult hemiplegia: Evaluation and treatment*. 3rd ed 2, London, England, Heinemann Medical Books, 1990.
12. Bohannon RW, Smith MB: Interrater reliability of a Modified Ashworth Scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 67: 206-207, 1987.
13. Di Fabio RP, Badke MP: Stance during under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 292-295, 1991.
14. Dickstein R, Nissan M, Pillar et al: Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patient: major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther* 64: 19-23, 1984.
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. Era P, Heikkinen E: Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Geront* 40: 287-95, 1985.
17. Fernie GR, Holliday PJ: Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg(Am)* 60: 895-898, 1978.
18. Finley FR, Cody KA, Finizie RV: Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil* 50: 140-146, 1969.
19. Hasselkus BR, Shambes GM: Aging and postural sway in women. *J Geront* 30: 661-667, 1975.
20. Herdman, SJ: *Vestibular rehabilitation*. F. A. Davis Co., Philadelphia, 1st ed, p.27, 69-79, 1994.
21. Hocherman S, Dickstein R, Pillar T: Platform training and postural stability in

- hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 65 : 588–592, 1984.
22. Jeong BY : Respiration effect on standing balance. *Arch Phys Med Rehabil* 72 : 642–645, 1991.
 23. Isakvo E, Mizrahi J, Ring H et al : Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 73 : 174–178, 1992.
 24. Kitamura J, Nakagawa H, Inuma K et al : Visual influence on center of contact pressure in advanced parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil* 74 : 1107–1112, 1993.
 25. 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.
 26. Milczarek JJ, Kirby L, Harrison ER, MacLeod DA. Standard and Four-footed Canes : Their effect on the standing balance of patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 74 : 281–285, 1993.
 27. Murray MP, Peterson RM : Weight distribution and weight-shifting activity during normal standing posture. *Phys Ther* 53 : 741–748, 1973.
 28. Murray MP, Seireg AA, Sepic SB. Normal postural stability and steadiness : Quantitative Assessment. *J Bone and Joint Surg* 57A : 510–516, 1975.
 29. Nashner LM : Sensory, Neuromuscular, and Biomechanical contributions to human balance. *Proceeding of the APTA Forum* : Balance, Nashville, Tennessee. pp 5–7. 1989.
 30. Paulus M, Straube A, Brandt T : Visual stabilization of posture : Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain* 107 : 1143–1163, 1984.
 31. Potter PJ, Kirby RL, MacLeod DA : The effects of simulated knee-flexion contraction on standing balance. *Am J Phys Med Rehabil* 69 : 144–147, 1990.
 32. Sheldon JH : The effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin* 3 : 129–138, 1963.
 33. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S : Postural sway biofeedback : Its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 69 : 395–400, 1988.
 34. Shumway-Cook A, Woollacott M : Motor control : Theory and Practical Applications. Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, 1st ed, pp. 120–121, 1995.
 35. Travis RC : An experimental analysis of dynamic and static equilibrium. *Journal of Experimental Psychology* 35 : 216–234, 1945.
 36. 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.
 37. Wing AM, Goodrich S, Virji-Babul N et al : Balance evaluation in hemiparetic stroke patients using lateral forces applied to the hip. *Arch Phys Med Rehabil* 74 : 292–299, 1993.