

신체자세 안정도의 정량분석에 관한 연구

차은중 · 김경아 · 이태수 · 이경무* · 김남균** · 김연희***

충북대학교 의과대학 의공학교실, 재활의학교실*,

전북대학교 의과대학 의공학교실**, 재활의학교실***

Quantitative analysis of body postural stability

E.J.Cha, K.A.Kim, T.S.Lee, K.M.Lee*, N.K.Kim** and Y.H.Kim***

Dep. of Biomedical Engineering and Rehabilitation Medicine*,
Chungbuk National University Medical College

Dep. of Biomedical Engineering** and Rehabilitation Medicine***,
Cheonbuk National University Medical College

Abstract

Posturography stands for quantitative assessment of body postural stability analysis. The present study developed a balance plate system to monitor patient's center of pressure (COP) movement and to analyze its stability. An equilateral triangular shaped plate was made of duralumin and forces were measured on the three vertices of the plate using industrial load cells. Specially designed electronic circuit picked up force signals fed into data acquisition system to calculate the cartesian coordinates of COP. COP calculation error was less than 2%. The force signals enabled to compute stability measures, which consisted of a variety of clinical parameters related to postural stability. Clinical experiments were carefully designed and performed on 40 normal subjects. The results were that 1) postural stability decreased with age and 2) the best parameters were those of posture deviation measures. A customized PC-based software package was developed to apply the present technique with a great convenience to monitoring and analyzing postural stability in an accurate and quantitative way.

I. 서론

정상적이고 원활한 보행이 이루어지려면 여러 요소가 조화를 이루어야 하는 바, 그 중 자세균형의 유지는 기립의 유지, 보행 등 인체의 모든 동작시 필수적인 기능이라고 말할 수 있다. 따라서 보행 능력을 향상시키기 위한 재활치료시 자세균형능력의 평가는 환자 기능 평가의 중요한 부분으로 다루어지고 있다.

자세균형능력의 평가방법으로는 standing balance 측정, 보행 관찰을 통한 측정 등 임상적 방법과, 계측장치를 이용하여 신체의 무게중심(COG, center of gravity) 혹은 압력중심(COP, center of pressure)을 연속적으로 계측하여 얻은 신호로부터 자세안정도를 반영하는 척도를 정량적으로 계산하는 방법이 있다. COG를 계측하는 경우 신체를 이루는 각 체절의 모양, 무게, 밀도 등을 정확하게 측정하는 것이 선행되어야

하는데 이는 현실적으로 불가능하다. 신체의 무게는 중력에 의해 수직으로 작용하는 성분이 대부분을 차지하는 바, 신체가 지표면에 가하는 힘의 수직성분이 가해지는 지면상의 위치를 COP라 부른다. COP는 직접적이고 정확한 측정이 가능하기 때문에 임상적으로 응용할 수 있다. 인체의 COP 이동상황을 연속적으로 기록하는 것을 posturography라 부르며 정량적인 자료수집이 가능하고 다양하게 분석할 수 있으므로 최근 많이 연구되고 있다.

이에 본 연구에서는 COP를 계측하여 자세균형의 안정도를 정량적으로 분석할 수 있는 평형판(balance plate) 시스템을 개발, 정밀도를 분석하고 COP신호의 정량적 분석기법을 확립한 후, 임상실험을 수행하여 임상적 유용성을 검증하고자 하였다.

II. 연구 방법 및 이론

1. 압력중심의 계측원리

평형판에 피검자가 올라서 있을 때 피검자의 몸무게(W)는 평형판으로 분산된다. 힘센서가 삼각형 형태의 평형판의 세 꼭지점 A(l/2,h), B(0,0), C(l,0)에 위치해 있을 때 평형판 위에서 있는 피검자의 압력중심의 좌표(COP(x,y))는 각 꼭지점에서 계측되는 힘의 크기(F_a, F_b, F_c)에 힘과 모멘트의 평형공식을 사용하여 다음과 같이 계산된다. 이때 F_a+F_b+F_c는 W이다.

$$COP(x, y) = \left[\frac{l}{2} \cdot \frac{(F_a + 2F_c)/3}{W/3}, \frac{h}{3} \cdot \frac{F_a}{W/3} \right]$$

2. 평형판과 COP 신호 검출회로의 제작

두께 1.2cm의 듀랄루민으로 밀변의 길이 l=82.7cm, 높이 h=71.6cm인 정삼각형 형태의 평형판을 직접 제작하였다. 힘을 측정하기 위한 힘센서는 공업용 로드셀을 사용하였다. 또한 3개의 힘센서 각각이 계측하는 힘 신호를 전압의 형태로 출력하는 회로를 개발, 제작하였다. 힘센서에서 출력되는 전압을 적절히 증폭한 후 저역필터(f_c=10Hz)를 통과시켜 잡음을 제거하였다. 각각의 힘센서와 검출회로로부터 출력되는 F_a, F_b, F_c 신호를 전압배분회로를 통과시켜 (F_a+2F_c)/3, F_a, (F_a+F_b+F_c)/3=W/3를 전압신호의 형태로 얻었다.

3. COP 신호 분석기법의 확립

신체자세균형의 안정도를 정량적으로 평가하기 위해 시간축 분석(Time-domain analysis) 기법을 확립하였다. COP 이동의 분석은 결국 COP의 위치좌표 신호의 변화를 분석하는 것이므로 COP 위치좌표의 이동신호를 시간 함수로 설정하고 이들을 분석하였다. 이에 따라 본 연구에서는 x(t)와 y(t) 신호로부터 계산이 용이하며 신체자세의 안정도와 정량적 관계가 있다고 생각되는 모든 매개변수를 다음과 같이 설정하여 프로그램화하였다.

(1) Position deviations

- 신체자세가 불안해 짐에 따라 COP 신호의 편이 폭이 커질 것이 예상되므로 COP신호의 편이정도를 나타내는 매개변수를 다음과 같이 계산하였다.
- Mean deviation(MND_{x,y,r}): |x(t)|, |y(t)|, |r(t)|의 평균치, $(r(t) = \sqrt{x^2(t) + y^2(t)})$
- RMS deviation(RMSD_{x,y,r}): x(t), y(t), r(t)의 표준편차.
- Maximum deviation(MAXD_{x,y,r}): |x(t)|, |y(t)|, |r(t)|의 최대치

(2) Position turns

- 신체 자세 유지시 외부에서 작용하는 힘과 신체의 균형능력의 불안정성 때문에, 중심점을 기준으로 하여 움직이는 양태(postural sway)를 띄게 된다. 이때 COP가 좌↔우, 혹은 전↔후로 얼마나 자주, 얼마나 멀리 움직이는가(sway) 하는 것은 자세 안정도와 자세의 조절능력을 반영할 것이다. 이에 COP가 전후좌우로 방향을 바꾸는 정도와 방향을 한 번 바꾼 후 다시 방향을 바꿀 때의 이동 정도를 다음과 같이 계산하였다.
- No. of turns/sec(NOTRN_{x,y}): 좌우(x) 혹은 전후(y) 방향으로 1초 동안에 방향을 바꾸는 횟수
- Mean amplitude/turn(MNAT_{x,y}): 한 번 방향을 바꾼 후 다시 방향을 바꿀 때까지의 COP 이동거리의 평균치
- Maximum turn amplitude(MAXA_{x,y}): 한 번 방향을 바꾼 후 다시 방향을 바꿀 때까지의 COP 이동거리의 최대치

(3) Velocity

- COP의 평균 이동속도와 최대속도 역시 자세균형과 관계가 있을 수 있으므로 다음과 같이 이동속도에 관련되는 매개변수를 설정, 계산하였다.
- Average velocity(VAVG): COP의 평균속도.
- Maximum velocity(VMAX): 위의 순간속도의 최대치

(4) Contour parameters

자세가 불안정하면 COP가 수평면 상에서 움직이는 범위가 넓어지고, 따라서 COP 신호의 궤적(contour)이 포함하는 면적이 커질 것이므로 COP 궤적이 휩쓸고 지나간 수평면 상의 면적(Contour area (AREA))을 다음과 같이 계산하였다. 우선 COP(x_i, y_i) 신호를 극좌표계(COP(r_i, θ_i))로 변환한 후 θ_i 크기순으로 data를 재배열하였다. 5개의 연속한 COP(r_i, θ_i)점들을 선택하여 r_i의 최대치와 최소치의 평균치를 구한 후 선택된 5개의 θ_i로 이루어

어지는 부채꼴의 각도 (θ_{i+4}-θ_i)를 구하고 면적을 계산하여 모두 합산하였다(AREA). 또한 COP의 이동범위를 거리의 단위로 나타내기 위해 COP contour의 AREA와 동일한 면적을 가지는 원의 반지름을 다음과 같이 계산하였다.

- Equivalent radius(REQU) = $\sqrt{AREA/\pi}$

(5) Velocity turns

자세 안정도와 직접적인 관계는 불분명하지만 속도신호가 방향을 바꾸는 점들을 선택하여 Velocity turn에 관련되는 매개변수들을 계산하였으며 대상신호가 속도신호라는 것을 제외하고는 항목 (2)와 같다.

- No. of turns/sec (VTRN_{x,y})
- Mean amplitude/turn (VTMN_{x,y})
- Maximum turn amplitude (VMAX_{x,y})
- Velocity turn amplitude histogram

4. 임상실험

시간축 분석기법에서 산출되는 다수의 매개변수 중 자세균형능력을 정량적으로 가장 잘 반영하는 소수의 최적 매개변수를 결정하고 자세균형에 영향을 미치는 인자들의 정량적 분석 및 평가를 위해 다음과 같이 임상실험을 수행하였다.

(1) 실험설계

본 충북대학교 병원에 근무하는 교직원 중에서 자세균형유지에 관련되는 병력이나 증후가 없는 20, 30, 40, 50대 별로 각각 남자 5명, 여자 5명 씩 총 40명을 대상으로 하였다. 자세의 안정도를 인위적으로 변화시키기 위하여 다음의 몇 가지 자세를 설정하였다.

- Feet Stable(FS): 양발의 뒷꿈치 사이를 10cm 정도 벌리고 편안한 자세로 서 있다.
- Feet Together(FT): 양발의 앞뒷꿈치를 모두 모아 붙이고 서 있다.
- Right foot Only(RO): FS 상태에서 오른쪽 발로만 서 있다.
- Left foot Only(LO): FS 상태에서 왼쪽발로만 서 있다.

시각의 효과를 확인하기 위하여 위의 4 자세에 더하여 각각 양쪽 눈을 감은 자세 FS_EC(Feet Stable, both Eyes Closed), FT_EC, RO_EC, LO_EC를 설정하였다. 위의 여덟 가지 자세를 대상으로 하였으며 양쪽 눈을 뜬 상태는 각각 FS_EO 자세로 구별하였다.

(2) 실험순서 및 자료축적

다음의 순서로 동일한 검사자에 대해 모든 실험을 수행하였다.

- a. 피검자가 눈을 뜬 상태에서는 피검자의 눈 높이를 1.5m 전방에 설치된 직경 10cm의 검은색 원을 주시하도록 하였다.
- b. 위의 여덟가지 자세 중 한 가지 자세를 취하게 한 후 30초 간 신호를 축적하였다. 이때 RO와 LO자세에서는 30초 간 균형을 유지하지 못하는 경우가 종종 있었고 이 경우 10초 이상 유지하면 성공적인 데이터로 분류하였다.
- c. 나머지 일곱가지 자세에 대해 반복하였다.
- d. 축적된 자료로부터 COP의 좌표신호와 시간축 분석 매개변수들을 모두 계산한 후 그 결과를 출력하였다.

III. 결 과

1. 힘 측정의 선형성 평가

힘을 측정하기 위하여 사용한 로드셀은 4개의 strain-gauge로 구성된 bridge circuit의 평형이탈에 따라 힘에 비례하는 전압을 발생시킨다. 0-25kg 범위의 추를 사용하여 선형성을 측정한 결과 거의 완벽한 선형성을 보였다(상관계수>0.9995).

2. COP 신호 검출회로의 제작

힘센서인 로드셀의 출력전압은 수 mV에 불과한 작은 신호이기 때문에 힘 신호를 적절히 증폭하고 증폭과정에서 개입되는 잡음의 영향을 최소화하면서 힘의 변화를 검출할 수 있도록 저역필터(0-10Hz)를 통과시키는 회로를 설계, 제작하였다. 평형판에 3개의 로드셀을 위치시키므로 동일한 회로를 3개 제작하여 각각 F_a , F_b , F_c 신호의 검출용 회로로 사용하였다. 세 로드셀 회로는 모두 약 1V/kg의 감도를 갖도록 하였다.

평형판 상의 세 점에서 힘 신호를 검출하는 것이 완료되었으므로 F_a , F_b , F_c 세 신호를 digitize하여 컴퓨터로 입력하면 COP의 위치좌표(x, y)를 계산할 수 있다. F_a+2F_c 와 F_a 는 각각 COP 위치 좌표에 비례하므로, F_a+2F_c 와 F_a 신호를 직접 analog signal의 형태로 얻을 수 있다면 digitize시 컴퓨터에서의 계산이 간단해지며 2-channel A/D-conversion만이 필요하게 된다. 6개의 저항으로 전압배분회로를 구성하여 F_a , F_b , F_c , $W/3$, $(F_a+2F_c)/3$ 신호들을 모두 출력함으로써 사용자의 편의에 따라 신호를 선택, 사용할 수 있도록 제작하였다.

3. 평형판 시스템의 정밀도 측정(calibration)

주어진 무게에 대해 COP의 좌표가 얼마나 정확하게 산출되는가 하는 것을 검증하기 위해 무게 9.35Kg인 원통형 추를 평형판 내에 구성한 격자의 임의의 위치에 올려놓고, 추의 x, y좌표를 계산한 후 추의 실제 위치와 비교하였다. 이때 x, y좌표의 측정오차는 항상 2%이하이었다.

4. 임상실험 결과

(1) 신체자세의 영향

신체의 자세 그 자체를 변수로 취급하기 위하여 신체가 특정한 자세를 취할 때 지면을 차지하는 면적을 사용하였다. 그림1에 보인 바와 같이 양발의 중심선으로 이루어지는 양 발 간의 사각형(L_1 , L_2 , L_3 , L_4 로 이루어지는 사각형)의 면적(S)이 신체자세를 나타낸다고 가정하였다. 환자가 양발을 벌리거나 모은 상태인 경우에는 사각형의 면적을 사용하였고 한 쪽 발로 서있는 경우에는 FT 자세시 면적의 반을 사용하였다. 자세가 불안정해 짐에 따라 S가 작아질 것이 예상되므로 S는 신체자세의 (불)안정성을 나타내는 지수로 볼 수 있다. 또한 S는 눈을 감거나 뜬 상태와는 무관하므로 순수하게 자세만을 반영한다.

그림1과 같이 모든 피검자의 검사시 양발의 모양과 크기를 그린 후 S를 계산하였다. 신체자세의 안정성을 반영하는 S를 독립변수로 하고 각 매개변수를 종속변수로 하여 상관계수를 계산한 결과를 표1에 보였다. 표1에 보인 바와 같이 모든 매개변수에 대해 계산한 상관계수가 통계적으로 유의($P<0.05$)하였으며 상관계

수의 값도 비교적 높은 0.6~0.9 사이의 값을 보였다. 이는 본 연구에서 설정한 매개변수가 모두 신체자세의 불안정성을 반영함을 나타낸다. 이는 눈을 감은 상태에서 동일하였다. 그림2에 대표적인 매개변수인 MNDr과 S(FArea)간의 상관관계를 보였다. S가 커짐에 따라 신체자세가 안정되고, COP의 평균적인 편이도를 나타내는 MNDr은 자세균형 유지의 불안정성을 나타내므로 음(negative)의 상관계수를 보였다.

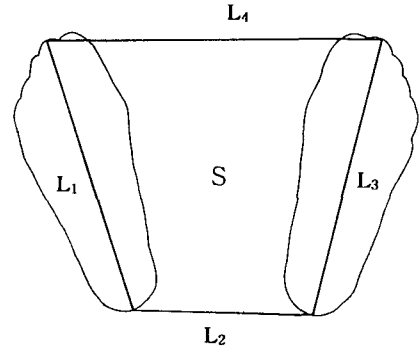


그림1. 신체가 지면을 차지하는 면적계산의 모식도

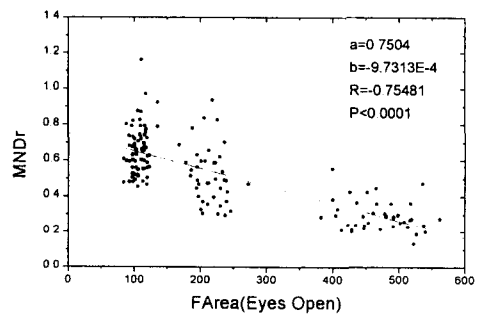


그림2. MNDr과 S(FArea)간의 상관관계

(2) 나이의 영향

신체자세의 균형유지 능력은 노령화에 따라 떨어지므로 본 연구에서 설정한 매개변수와 나이간의 상관관계를 계산하였으며 그 결과를 표2에 보였다. 표2에서 수치가 주어지지 않은 경우는 통계적으로 유의하지 않은 ($P>0.05$) 경우이며, FS_EO인 경우에 가장 많은 매개변수들이 나이와 유의한 상관관계를 보였다. 그 중 6개가 전후방향의 불안정성을 나타내며 나머지 4개는 방향에 무관한 전반적인 불안정성을 나타내는 매개변수이었다. 나이가 많아짐에 따라 자세균형능력이 떨어져 불안정성이 증가하므로 양의 상관계수가 관찰되었으며 비교적 약한 0.3~0.5범위에 있었다.

(3) 나이에 따른 매개변수의 변화

표2에서 나이와의 상관계수가 가장 큰 변수인 RMS Dr에 대해서 FS_EO 자세일 때 나이와의 관계를 보다 세밀하게 살펴보기 위하여 피검자를 20대, 30대, 40대, 50대로 나누어 나이와 RMSDr의 평균치와 표준편차를 계산한 후 평균치에 대해서 상관관계를 계산하였다. 그림3에 보인 바와 같이 나이에 따라 유의한 ($P<0.05$) 상관관계를 보였으며 상관계수 역시 약 0.97로써 매우 큰 값을 보였다.

표 1. Correlation Coefficient to Foot Area(P<0.05)

	Eyes-Open	Eyes-Close
MNDx	-0.74783	-0.68501
MNDy	-0.63640	-0.73697
MNDr	-0.75481	-0.81574
RMSDx	-0.75702	-0.85135
RMSDy	-0.64875	-0.74440
RMSDr	-0.69968	-0.78666
MAXDx	-0.72202	-0.84405
MAXDy	-0.62608	-0.69718
MAXDr	-0.67771	-0.73822
NOTRNx	-0.79301	-0.76639
NOTRNy	-0.72506	-0.59409
MNATx	-0.79836	-0.79980
MNATy	-0.64925	-0.67461
MAXAx	-0.74089	-0.82054
MAXAy	-0.58375	-0.65556
VAVG	-0.80051	-0.73076
VMAX	-0.76876	-0.69787
REQU	-0.79852	-0.82740
AREA	-0.68670	-0.73545
VTRNx	-0.83265	-0.80586
VTRNy	-0.67362	-0.59437
VTMNx	-0.81903	-0.76625
VTMNy	-0.73656	-0.67422
VAMAXx	-0.80426	-0.77392
VAMAXy	-0.71012	-0.64625

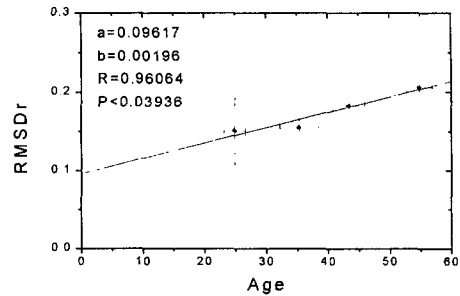


그림3. RMSDr의 평균치와 나이 평균치간의 상관관계

하였으며 COP의 계산에 필요한 힘 신호의 측정에는 공업용 로드셀을 사용하였다. 특별히 설계, 제작한 힘 검출용 전자회로에 의해 정확한 힘의 측정이 가능하였으며 COP 위치 측정의 상대오차는 2% 미만이었으므로 충분히 정밀하였다.

COP의 정량분석방법이 기술적으로 정확함이 입증되었으므로 40명의 정상인을 대상으로 임상실험을 수행하였다. 특정자세에 따라 자세안정도가 결정될 것이므로 피검자의 특정자세가 하나의 변수로 작용한다. 자세를 변수로 취급하기 위하여, 피검자가 특정자세를 취할 때 양발이 차지하는 지면의 면적(S)을 구하였다. 모든 매개변수와 S는 통계적으로 유의한 상관관계를 보였다(표1).

신체자세의 안정도에 영향을 끼치는 중요한 요소중의 하나인 나이의 영향을 확인하고자 특정 자세와 눈의 상태에 대해서 각 매개변수와 나이간의 상관계수를 계산하였다(표2). 통계적으로 유의한 상관관계를 보이는 매개변수는 FS_EO 자세에서 가장 많은 10개이었고 나머지 자세인 경우에는 1~6개의 분포를 보였다. FS_EO 자세는 눈을 뜨고 피검자가 가장 편하게 서 있는 자세이므로 자세안정도를 교란시키는 다른 요소가 가장 적을 것이고 따라서 나이에 따른 안정도의 영향이 가장 잘 나타난다고 볼 수 있을 것이다. 다른 자세에서는 나이의 영향보다 더 큰(예컨대 시각의 영향 등) 교란요소에 의해 나이의 영향이 나타나지 않을 수 있을 것이며 따라서 FS_EO 자세에서보다 나이와의 통계적 유의성이 감소한 것으로 판단된다.

위에 설명한 나이의 영향을 보다 면밀하게 추적하기 위하여 연령층(20, 30, 40, 50대) 별로 각 매개변수와 나이의 평균치를 계산하고 이들 4개의 평균치에 대해서 상관관계를 계산하였다. 위의 10개 매개변수 중 MNDy, MNDr, RMSDy, RMSDr, REQU, VTMNy의 6개만이 통계적으로 유의한 결과를 보였다. 즉, 노화에 따라 COP의 이동정도가 커지는 것이 실험적으로 증명되었다. 평균치에 대한 상관계수는 통계적으로 유의한 위의 6개 매개변수인 경우 모두 0.95 이상의 높은 수치를 보였으며 이는 평균치 계산과정에서 개인별 오차가 대부분 상쇄된 것이라 판단된다. 또한 y축(전후) 방향의 position deviation이 통계적으로 유의한 것을 보면 노화에 따라 좌우보다는 전후방향의 안정도가 떨어진다고 할 수 있을 것이며 이는 velocity turn인 VTMNy가 통계적으로 유의한 것으로부터도 뒷받침된다.

위에 설명한 결과로부터 나이의 영향을 나타내는 변수로는 position deviation이 가장 중요하였으며 시각의

표2. Correlation Coefficient to Age (P<0.05)

	FS		FT		RL		LL	
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	EO	EC
MNDx	-	-	-	-	0.325	-	0.327	-
MNDy	0.392	-	-	-	-	-	-	-
MNDr	0.350	-	-	-	-	-	-	-
RMSDx	-	-	-	-	-	-	0.358	-
RMSDy	0.426	-	-	-	-	-	-	-
RMSDr	0.433	-	-	0.348	-	-	-	-
MAXDx	-	-	-	-	-	-	-	-
MAXDy	0.364	-	-	0.349	-	-	-	-
MAXDr	0.338	-	-	-	-	-	-	-
NOTRNx	-	-	-	-	-	-	-	-
NOTRNy	-	-	-	-	-	-	-	-
MNATx	-	-	-	-	0.448	-	-	-
MNATy	-	0.320	-	-	-	-	-	-
MAXAx	-	-	-	-	-	-	0.321	-
MAXAy	0.388	0.436	-	0.387	-	-	-	-
VAVG	-	0.313	-	-	-	-	-	-
VMAX	-	0.346	-	-	-	-	-	-
REQU	0.318	-	-	0.341	0.400	-	-	-
AREA	-	-	-	0.348	-	-	-	-
VTRNx	-	-	-	-	-	-	-	-
VTRNy	-	-	-	-	-	-	-	0.568
VTMNx	-	-	-	-	-	-	-	-
VTMNy	0.353	0.422	-	-	0.339	-	-	-
VAMAXx	-	-	-0.345	-	-	-	0.371	-
VAMAXy	0.331	0.406	-	0.471	-	-	0.401	-

IV. 고 찰

본 연구에서는 신체자세의 안정도 평가에 활용되는 posturography를 정확하게 기록하고 인체의 압력중심을 연속적으로 계측한 후, 정량분석을 수행하는 시스템을 개발, 임상응용의 가능성을 검증하였다. 정삼각형의 형태로 설계하여 듀랄루민 합금으로 평형판을 제작

영향은 모든 매개변수가 분별해낼 수 있었다. 따라서 position deviation은 가장 예민한 변수로서 자세균형의 정량적인 평가와 검사 및 재활연구에 유용하게 사용할 수 있을 것이며 나머지는 본 연구에서 추구하지 않은 다른 요소의 영향을 평가할 때 목적에 따라 활용할 수 있을 것으로 판단된다.

V 참고문헌

- 1) Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM: Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. Med Biol Eng Comp 1985; 23: 474-476
- 2) Bohanon RW: Correlation of lower limb strengths and other variables with standing performance in stroke patients, Physiotherapy Canada 1989; 41: 198-202
- 3) Brandt T: Vertigo, London: Springer-Verlag, 1991, pp99-102
- 4) Delisa JA: Rehabilitation medicine, 2nd ed, Philadelphia: JB Lippincott Company, 1993, p97
- 5) Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR: Clinical gait assessment in the neurologically impaired, Phys Ther 1984; 6: 1530-1539
- 6) Wade DT: Measurement in neurological rehabilitation, Oxford: Oxford Medical Publications, 1992, pp166-167

Acknowledgement

본 연구는 1994년도 한국과학재단 특정기초 연구비에 의해 지원되었음. (과제번호:94-1400-13-01-3)