

인체 압력중심 계측과 분석을 위한 평형판 시스템의 개발

차은종, 송춘희*, 이태수, 이정무*, 김남균**, 김연희***

충북대학교 의과대학 의공학교실, 재활의학교실*
전북대학교 의과대학 의공학교실**, 재활의학교실***

Balance plate system to monitor and analysis the center of pressure(COP) of the body

Eun Jong Cha, Chun Hee Song*, Tae Soo Lee, Kyung Moo Lee*, Nam Kyun Kim**, Yeon Hee Kim***

Department of Biomedical Engineering and Rehabilitation*, Medicine, Chungbuk National University
Department of Biomedical Engineering** and Rehabilitation***, Medicine, Cheonbuk National University

요약

신체 자세균형의 안정도를 반영하는 압력중심(COP)을 계측하기 위해 정삼각형 모양의 평형판 시스템을 설계, 제작하였고 그 유용성을 평가하였다. 재질로는 강도와 가공성이 뛰어난 듀랄루민을 사용하였고 압력중심(COP)의 위치를 계측하는 힘센서로는 공업용 로드셀 3개를 사용하였다. COP신호를 검출하는 전자회로를 제작하여 실험한 결과 평형판의 COP 위치측정 오차는 2% 미만이었다. 시스템의 임상응용가능성을 평가하기 위하여 정상인 10명과 이학적 평가가 정상인 환자 4명을 대상으로 임상실험을 수행하였다. 자세안정도를 반영할 척도로써 COP신호의 표준편차(SD_x, SD_y, SD_r)를 설정하여 자세가 불안정해짐에 따라, 그리고 시각의 영향이 배제됨에 따라 이 값들이 증가하는 것을 관찰하였다. 또한 환자의 경우에는 정상인과 현저한 차이를 보였다. 즉, 본 평형판시스템이 자세안정도를 정량적이고 예민하게 계측할 수 있음을 확인하였고 임상적 실용성을 검증하였다.

I. 서론

자세의 균형을 유지하기 위한 자세균형능력은 시각으로 인지한 감각과, 귀의 전정기능 그리고 고유수용체감각(proprioceptive system)의 종합으로 이루어진다. 그러나 중추계의 손상이나 질병에 의해 운동, 감각 및 인지 능력이 저하된 경우 신체의 자세균형유지능력이 떨어지므로 이는 재활치료시 환자의 기능을 평가하는 중요한 지표가 된다. 자세균형능력의 평가방법으로는 standing balance 측정¹⁾, 보행관찰 측정²⁾ 등 임상적 방법과 계측장치를 이용하여 신체의 무게중심(COG, center of gravity) 혹은 압력중심(COP, center of pressure)을 연속적으로 계측하여 얻은 신호로부터 자세안정도를 측정하는 방법 등이 있다. COP는 신체가 지표면에 가하는 힘의 수직성분으로 정의되고 이는 안정한 상태에서 COG가 수직으로 투영된 힘과 동일하다. COG는 직접적인 계측이 기술적으로 어려

우나, COP는 직접적이고 정확한 측정이 가능하기 때문에 임상적으로 유용하게 응용할 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 자세균형의 안정도를 반영하는 지표인 신체의 압력중심을 계측하는 시스템을 개발하였고 임상실험을 통하여 그 유용성을 평가하였다.

II. 재료 및 방법

1. 압력중심(COP)의 계측원리

피검자가 Fig.1에 보인 평형판위에 올라서 있는 경우 피검자의 몸무게(W)가 수직으로 작용하는 점, 즉 압력중심의 위치 좌표를 COP(x,y)라 하면, W가 평형판으로 분산되어 평형판의 세 꼭지점, A, B, C,에서 측정되는 힘을 각각 F_a, F_b, F_c라 하면 시스템이 평형을 이루고 있으므로 힘과 모멘트의 보존원리에 따라 COP(x,y)는 다음과 같이 계산된다.

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

이때 W는 피검자의 몸무게로 W=F_a+F_b+F_c 이다.

2. 힘센서

평형판위에 올라서 있는 피검자의 압력중심(COP)의 위치를 계측하기 위해서는 힘을 측정하는 방법이 확보되어야 한다. 힘을 측정하기 위하여 공업용 load cell을 선택하였는데 이는 strain-gauge element 4개를 Wheatstone bridge의 형태로 구성된 힘센서로 소자의 배열이 내부적으로 완성되어 있으므로 우수한 특성을 가진다. 본 연구에서 사용한 load cell(0-100Kg, 정산기계)은 S-type으로써 평형판을 단순히 올려놓고 힘을 측정할 수 있다. Load cell의 성능을 평가하기 위해 load cell에 올려놓은 높은 추의 무게를 변화시키며 출력전압을 측정한 결

과, Fig.2에 보인 바와 같이 추의 무게와 출력전압은 우수한 선형성(상관계수 ≈ 0.9994)을 보였다.

3. 평형판

위에 설명한 계측원리에 근거하여 밑변이 $l=82.7\text{cm}$ 이고 높이가 $h=71.6\text{cm}$ 인 정삼각형 모양의 평형판을 제작하였다. 강도와 가공성이 뛰어난 두께 1.2cm 인 듀랄루민(6-0)합금을 재질로 사용하였다. 힘을 측정하기 위한 load cell을 평형판의 세 꼭지점 위치에 설치하고 그 위에 평형판을 올려 놓음으로써 힘을 측정할 수 있도록 하였다.

4. 힘신호 검출회로

3개의 힘센서(load cell) 각각이 계측하는 힘신호를 전압의 형태로 출력하는 전기회로를 설계, 제작하였다. 힘센서는 strain-gauge type으로 일정한 excitation 전압을 가하면 힘에 비례하는 전압이 얻어진다. Fig.3에 힘검출 회로도를 보였다. 힘센서의 출력전압이 수 mV에 불과한 작은 신호이므로 적절히 증폭한 후 고주파 잡음을 제거하기 위하여 차단주파수가 10Hz 인 저역필터를 통과시켰다. 각각의 힘센서와 검출회로로부터 얻어지는 F_a, F_b, F_c 신호를 전압분배회로(저항회로)를 통과시켜 COP 좌표의 분자에 해당하는 $(F_a+2F_c)/3$ 과 y좌표에 해당하는 F_a 및 몸무게에 해당하는 $W/3$ 를 전압신호의 형태로 얻었다.

5. 신호수집

이상에서 제작한 평형판 시스템에서 출력되는 신호들을 data acquisition system(3852A, HP)을 이용하여 digitize(20 sample/sec)하였다. COP신호의 대역폭은 $0-10\text{Hz}$ 이내로써 대략 50Hz 이상으로 digitize하는 것이 안전하지만 COP신호의 주된 정보는 저주파 성분에 있으므로 최소한의 sampling rate로 digitize하였다.

6. 임상실험

본 연구에서 개발한 평형판시스템의 임상응용 가능성을 평가하기 위하여 임상실험을 실시하였다. 체중이 $51-81\text{kg}$ 이고 신장이 $158-178\text{cm}$ 범위에 있는 20-30대 정상인 10명(남자 6명, 여자 4명)과 자세균형에 이상이 있었던 환자 4명을 실험대상으로 하였다. 이 환자들은 임상치료 후 Bohanon³⁾의 방법에 따라(Table 1) standing balance를 측정한 결과 모두 등급 4로 판정되었으므로 적어도 이학적 소견은 정상이었다. 자세변화에 따른 안정도의 차이를 유발하기 위하여 자세균형의 안정도가 달라진다고 생각되는 3가지 자세를 다음과 같이 설정하였다.

- CS(comfortable stance) : 다리를 약간 벌리고 가장 편안한 자세로 서 있다.
- FT(both foot together) : 양쪽 발의 앞뒤를 모으고 서 있다.
- RU(right foot up) : 오른쪽 다리를 90° 로 꺾어 올리고 왼쪽 다리만으로 서 있다.

즉, 자세가 CS \rightarrow FT \rightarrow RU로 바뀔 때 따라 자세균형이 불안정해질 것이 예상된다. 또한 시각의 영향을 확인하기 위하여 위의 세가지 자세 각각에서 양쪽 눈을 감은 상태(eye closed)인 CSEC, FTEC, RUEC를 추가하여 총 6가지의 자세를 설정하였다. 눈을 감으면 시각에 의한 균형유지가 불가능해지므로 안정도가 떨어질 것이 예상된다.

피검자가 특정한 자세를 유지하고 있을 때 자세의 안정도를 설명하는 척도로서 COP(x,y) 좌표값들의 표준편차(SD)를 설정하였다. 즉, 검사가 시행되는 동안 평형판으로부터 계측된 COP(x,y) 좌표값들로부터 x, y좌표 각각의 변화에 대해 표준편차를 계산하였다. SD_x, SD_y 는 피검자의 COP가 x(좌우) 및 y(전후) 방향으로 각각 얼마나 편이하는가를 나타낸다. 피검자의 자세가 불안정해짐에 따라 편이정도가 커질 것이고 SD_x 와 SD_y 는 증가한다. 이 때 x와 y 방향의 편이를 모두 포함하여 포괄적인 안정도의 척도를 구하기 위해 SD_x, SD_y 의 기하평균을 총 표준편차(SD_T)로 정의하였다. SD_T 는 방향에 관계없이 전반적인 자세균형의 안정성을 나타내는 지표이다. 피검자로서 하여금 위에서 설정한 6가지 자세를 30초 동안 취한 후 신호를 측정하여 SD_x, SD_y, SD_T 를 계산하였다.

III. 결과

1. 평형판의 정밀도

이상에서 개발한 평형판 상에 5cm 간격의 격자를 표시하고 임의의 격자점 상에 9.35kg 의 무게를 가진 원통형의 추를 올려놓은 후 COP 신호검출회로로부터 출력되는 신호를 전압계로 측정하였다. 측정전압으로부터 계산한 COP의 위치와 실제 추의 위치를 비교한 결과 모든점에서 측정치의 상대오차는 2% 미만이었다. 정밀도의 측정결과를 Fig.4에 보였다. 모든 점에서 격자점과 측정치가 잘 일치하는 것을 볼 수 있다.

2. 임상실험결과

앞서 설정한 6가지 자세 중 환자에게는 RUEC를 수행시키지 않았다. 4명의 환자 중 RUEC를 제외한 5가지 모두 성공적으로 수행한 환자는 1명 뿐이었으며 나머지 3명은 1-4 가지의

자세만을 수행할 수 있었다. 자세변화에 따라 SD_x , SD_y 및 SD_T 가 전반적으로 유의한 차이를 보이는지 확인하기 위하여 정상인 10명의 자료에 대해 Kruskal-Wallis test를 시행하였다. 이 세 변수들 모두 자세가 CS→FT→RU으로 변함에 따라 통계적 유의성을 나타내었다(SD_x : $P<0.0001$, SD_y : $P<0.005$, SD_T : $P<0.0001$). 눈을 감은 상태(CSEC→FTEC→RUEC)에 대해 같은 검증방법을 시행하여 유사한 결과를 얻었다(SD_x : $P<0.0001$, SD_y : $P<0.005$, SD_T : $P<0.0001$). 즉, SD_x , SD_y 및 SD_T 가 모두 자세변화를 반영할 수 있음을 통계적으로 확인하였다.

안정도의 척도로 설정한 SD_x , SD_y , SD_T 가 모두 자세변화를 반영한다는 것이 확인되었으므로 정상인 10명의 자료에 대해 자세별로 평균치와 표준편차를 계산하였으며 그 결과를 Fig.5에 나타내었다. 세 변수 모두 자세가 불안정해짐에 따라(CS→FT→RU) 증가하는 것을 볼 수 있다. 이는 눈을 감은 상태에서 마찬가지로 경향을 보였다. 시각의 영향이 자세 안정도에 미치는 영향을 파악하기 위해 세가지 자세 각각에 대해 눈을 뜬 상태와 감은 상태를 비교해 보면 눈을 감았을 때 SD_x , SD_y , SD_T 가 모두 증가하는 것을 볼 수 있다. 4명의 환자들로부터 얻은 자세불안정도를 정상인들과 비교해 볼 때 4가지 이하의 자세에서만 균형을 유지한 3명의 환자들은 SD_x , SD_y , SD_T 모두 정상인의 200% 이상의 값을 보였고 나머지 1명의 환자(#1)는 5가지 자세를 모두 수행하였으나 눈을 감았을 때에는 정상인 평균치의 약 2배 정도의 값을 보였다. 정상인 10명의 자료로부터 얻은 SD_T 평균치의 95% C. I.(confidence interval)을 계산하여 이 환자의 SD_T 값과 비교한 결과를 Fig.6에 보였다. 눈을 뜬 상태에서 이 환자의 SD_T 는 정상범위의 upper margin에 가깝기는 하나 정상범위 내에 포함되었다. 그러나 눈을 감으면 정상범위를 상당히 벗어나고 있음을 알 수 있다.

IV. 고찰

자세균형의 평가방법중 활발히 연구되고 있는 COP의 이동신호를 계측하는 평형판 시스템을 개발하여 그 정밀도와 임상응용의 가능성을 실험적으로 확인하였다. 시판중인 평형판 시스템은 사각형의 형태로 4개의 힘센서를 사용하여 피검자의 COP 신호를 검출하고 있다. 정확한 신호계측을 위해서는 힘의 측정점들이 모두 동일평면 상에 있어야 하나 4개의 힘센서를 사용하는 경우 하나의 동일평면을 만드는 것이 기술적으로 거의 불가능하다. 3개의 점이 한 평면을 이루기때문에 4개의 힘센서를 완전히 일치된 높이로 위치시키지 못하면 4개의 평면(4C₃)이 존재하게 되므로 COP 위치좌표 계산이 부정확해지며 이와같은 기술적 난이성은 과거에도 지적된 바 있다⁴⁾. 이 문제를 극복하기 위해 본 연구에서는 평형판을 3각형 형태로 설계

하였다. 3개의 힘센서는 항상 유일한 평면을 이루므로 정확한 힘의 측정이 가능하고 검사실 바닥이 완전한 수평을 이루지 못하더라도 정확한 COP의 위치좌표 계산이 가능하다.

평형판 시스템의 정밀도를 측정하기 위하여 모양이 대칭인 추를 사용하였다. 균일한 재질로 만든 원통형의 추는 무게중심이 원통의 수직축 상에 있으므로 이 추의 수직축이 평형판 상의 임의의 격자점에 일치하도록 추를 위치시키고 시스템이 계산해내는 COP 위치좌표를 격자점의 실제위치와 비교하였다. 측정결과 모든 격자점에서 상대오차는 2% 미만이었으며 손으로 추를 위치시킬 때의 오차를 감안하면 지극히 정밀한 측정이 이루어짐을 알 수 있었다(Fig.4).

COP의 이동은 자세균형능력의 저하를 나타내므로 COP 이동신호의 편이가 커짐에 따라 자세균형이 불안정해 질 것으로 예상된다. 따라서 자세균형의 안정도를 반영할 척도로써 x 및 y좌표의 이동신호 각각에 해당하는 표준편차 SD_x , SD_y 와 방향에 무관한 SD_T 를 설정하였다. 자세안정도가 달라질 것으로 예상되는 3가지 자세(CS, FT, RU)를 정상인으로 하여금 취하도록 하며 SD를 계산하였다. 그 결과 CS→FT→RU로 자세가 불안정해짐에 따라 SD는 증가하였으며(Fig.5) SD와 자세변화 간에는 통계적으로 유의한 관계가 있었다(Kruskal-Wallis test). 눈을 감은 상태에서 동일한 자세변화를 수행한(CSEC→FTEC→RUEC) 결과 역시 유사하였다. 또한 피검자가 특정한 자세를 취하고 있을때 눈을 감으면 SD값은 증가하였다. 따라서 SD는 자세변화 뿐만아니라 visual biofeedback에 의한 자세균형의 변화도 감지해 낼 수 있음을 알 수 있다. 4명의 환자를 대상으로 임상실험을 해 본 결과 이들 모두 Bohanon의 방법⁹⁾에 입각한 standing balance 측정시에는 grade 4로서 정상에 해당되었다. 그러나 평형판으로 측정한 결과, 이들 중 3명(#2,3,4)은 정상인에 비해 현저히 큰(200% 이상) COP 이동신호의 SD값들을 보였다. 나머지 한명(#1)은 눈을 뜬 자세에서는 정상인 SD의 평균치의 95% C.I.에 포함되었으나 평균치보다 다소 큰 값을 보였으며, 눈을 감은 상태에서는 현저하게 벗어나 있었다(Fig.6). 즉, 이학적 검사소견으로는 감지할 수 없었던 자세균형의 불안정성을 정량적이고 예민하게 감지해 낼 수 있음을 확인하였다.

참 고 문 헌

1. Wade DT : Measurements in neurological rehabilitation , Oxford Medical Publications, 1992, pp 166-167
2. Holden MK., Gill KM., Magliozzi MR. : Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Physical therapy 1984;6:1530-1539

3. Bohanon RW : Correlation of lower limb strengths and other variables with standing performance in stroke patients. *Physiotherapy Canada* 1989;41:198-202
4. 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

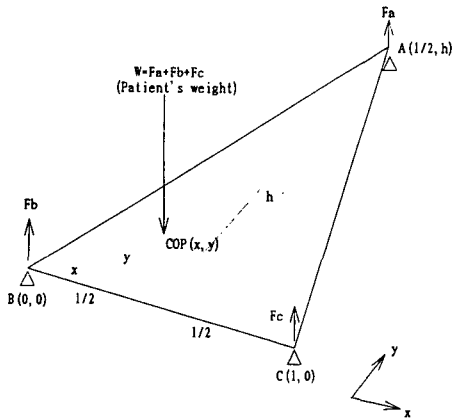
Acknowledgement

본 연구는 1994년도 한국과학재단 특정기초연구비에 의해 지원되었음.

(과제번호 : 94-1400-13-01-3)

Table 1. Standing Balance Gradings

Grade	Description
0	Unable to stand (i. e., worse than next grade)
1	Able to stand with feet apart, but less than 30 sec
2	Stand with feet apart for 30 sec, but not with feet together
3	Stand with feet together, but less than 30 sec
4	Stand with feet together, 30 sec or more



Force equilibrium : $W = F_a + F_b + F_c$

Moment equilibrium : $y \cdot W = h \cdot F_a$, $x \cdot W = (1/2) \cdot F_a + F_c$

$$\rightarrow x = \frac{1}{2} \cdot \frac{F_a + 2F_c}{W}, \quad y = \frac{h \cdot F_a}{W}$$

Fig. 1. Principle of COP measurement

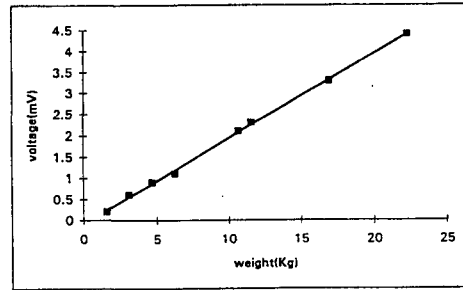


Fig. 2. Force measurement characteristic of the load cell.

Square = measurement point,
Line = linear calibration result

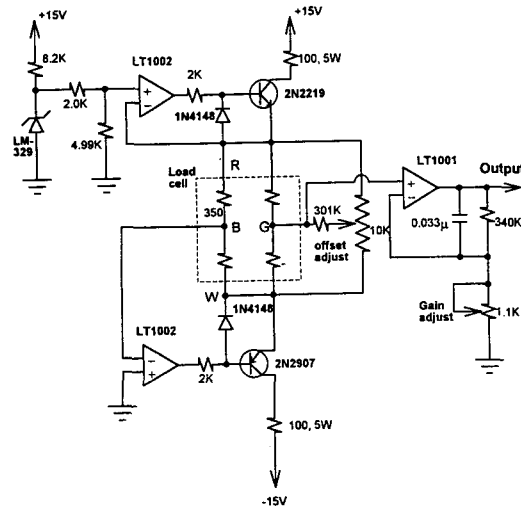


Fig. 3. Electronic circuit for force signal detection

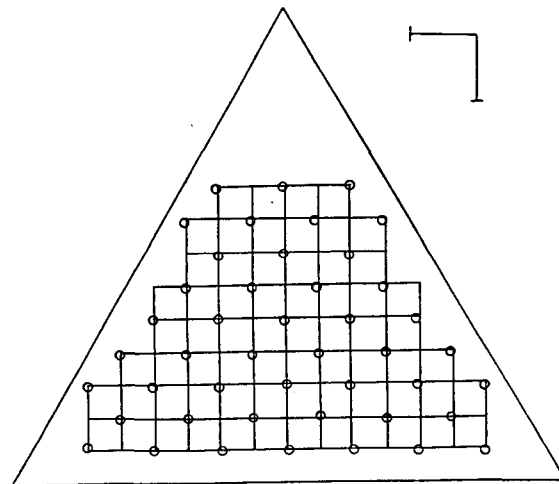


Fig. 4. Accuracy test result of the balance plate.

Each matrix point where the weight was placed is superimposed with the COP calculation result(open circle). Lines in the upper right corner represent scale of 10cm.

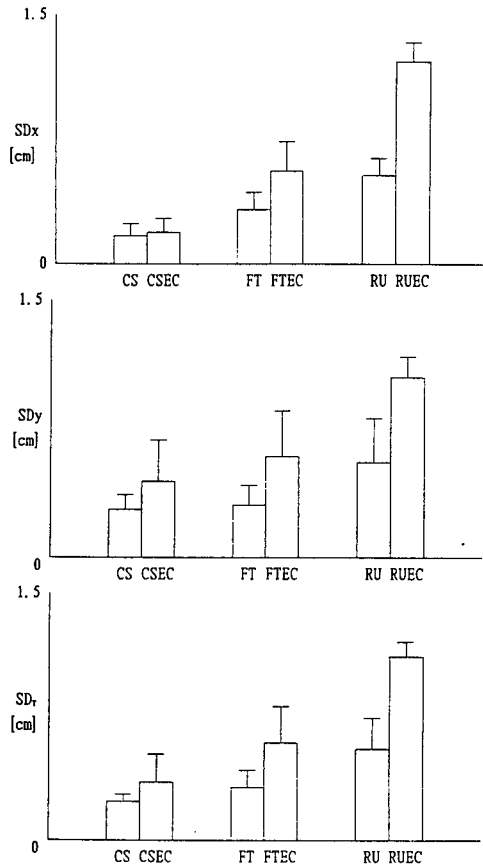


Fig. 5. Postural stability measures with different postures. Sticks and bars represent means and standard deviations, respectively.

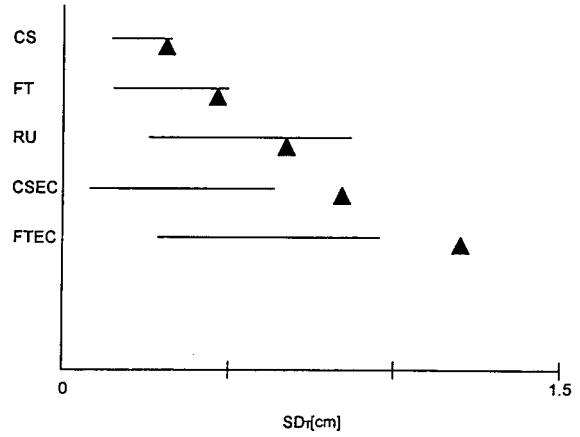


Fig. 6. 95% confidence intervals(C.I.) of mean SD_r obtained from 10 normal subjects(bars) and SD_r values of a patient(triangle). Note that this patient data are within 95% C.I. with eyes open(CS, FT, and RU) while well beyond 95% C.I. when eyes closed(CSEC and FTEC).