

사람의 평형감각 측정시스템 개발

Development of an Equilibrium Sensation Measuring System for Human Being

김갑순^{1,✉}
Gab Soon Kim^{1,✉}

1 경상대학교 제어계측공학과 공학연구원 (ERI, Department of Control and Instrumentation Engineering, Gyeongsang Univ.)
✉ Corresponding author: gskim@gsnu.ac.kr, Tel: 055-751-5372

Manuscript received: 2009.3.11 / Accepted: 2009.9.7

This paper describes the development of the new type equilibrium sensation measuring system for human with handicap in the equilibrium sensation. The medium and small hospital could not use the developed equilibrium sensation measuring system, because it is very high prices. Therefore, the new type system should be developed to measure the numerical value of the equilibrium sensation in human with handicap. In this paper, First, two 3-axis force/moment sensors which can measure force F_z , moments M_x and M_y simultaneous were designed and manufactured, second, the high speed measuring device which can acquire the output from two 3-axis force/moment sensors, third, the new type equilibrium sensation measuring system was developed, then the characteristic test of the developed equilibrium sensation measuring system carried out, it is confirmed that the system could measure the swing body of human with handicap.

Key Words: Equilibrium Sensation (평형감각), Measuring System (측정장치), Three-axis Force/moment Sensor (3축 힘/모멘트센서), Interference Error (상호간섭오차)

1. 서론

최근 빈혈 환자, 치매 환자 등 평형감각기관의 이상으로 고통을 받는 환자가 크게 증가하고 있는 추세이다. 대형 종합병원에서는 수십억원이 넘는 고가장비인 평형감각기관 측정장비를 구비하여 정확하게 정량적인 수치로 환자의 상태를 진찰하여 초기상태인 환자를 정확하게 발견하여 치료함으로써 완치의 가능성을 높인다.

그러나 중소병원에서는 측정장비를 보유할 수 없어 측정 없이 의사의 진찰만으로 판단하기 때문에 초기상태인 환자를 발견하기 어렵고, 또한 진행중인 환자의 경우에도 어느 정도의 문제인지 정량적으로 알 수 없어 환자진료에 큰 어려움이 있

다.

평형감각기관의 상태를 측정할 수 있는 고가인 의료장비는 국내에서 생산되지 않아 해외에서 전량 수입되고 있는 실정이며, 우리나라에서는 대형 병원 위주로 10 대 이하를 보유하고 있다. 그러므로 중소병원에서 사람의 평형감각기관의 상태를 의사의 오진을 줄이기 위하여 정량적인 수치로 환자의 상태를 측정할 수 있는 저가인 평형감각 측정시스템의 개발이 필요하다.

사람의 평형감각(equilibrium sensation)이 이상이 있는 경우에는 제자리에 서있을 때 몸의 상체가 좌우 및 앞뒤로 움직인다. 그래서 이 움직임의 정도를 측정할 수 있는 간단한 시스템을 개발해야 한다. 그 방법 중 하나가 힘 F_z 과 모멘트 M_x, M_y

를 측정하는 3 축 힘/모멘트 센서(three-axis force/moment sensor)를 이용하여 시스템을 구성하는 것이다. 이것은 사람의 평형감각 상태를 정량적으로 측정함으로써, 사람의 평형감각 기관의 이상유무를 판단하는데 도움을 줄 수 있다.

본 논문에서는 3 축 힘/모멘트 센서와 측정장치를 이용하여 사람의 평형감각상태를 측정하는 저가인 평형감각 측정시스템을 개발하였다. 이를 위해 힘 F_z , 모멘트 M_x 와 M_y 를 동시에 측정할 수 있는 3 축 힘/모멘트 센서의 감지부를 유한요소법(finite element method)을 이용하여 설계하였고 스트레인지지를 부착하여 3 축 힘/모멘트 센서를 제작하였으며, 평형감각 측정시스템의 몸체를 설계 및 제작하였다. 또한 3 축 힘/모멘트 센서의 출력을 측정할 수 있는 측정장치를 설계 및 제작하였다. 그리고 평형감각 측정시스템의 특성실험을 실시하였다.

2.3 축 힘/모멘트센서 설계 및 제작

2.13 축 힘/모멘트 센서 모델링

본 논문의 목적은 사람의 평형감각상태를 평가하기 위한 사람의 평형감각 측정시스템을 개발하는 것이다. 그러므로 사람의 무게를 측정하는 F_z 힘센서, 사람의 앞과 뒤쪽으로 흔들림을 측정하는 M_x 모멘트 센서, 사람의 좌우쪽으로 흔들림을 측정하는 M_y 모멘트 센서를 동시에 측정할 수 있는 새로운 형태의 3 축 힘/모멘트 센서의 구조를 모델링하였으며, Fig. 1 에 센서의 감지부의 구조 나타내고 있다.

힘 F_z 를 감지하는 F_z 힘센서의 감지부는 평행평판보 PPB1 과 PPB2 의 두께 t_1 인 부분이고, M_x 모멘트 센서를 위한 그것은 PPB3 와 PPB4 의 두께 t_2 인 부분이며, M_y 모멘트 센서의 그것은 PPB1 과 PPB2 의 두께 t_2 인 부분이다. 각 센서의 감지부인 PPB1~4 의 폭 b 은 일정한데 두께가 t_1 과 t_2 로 단을 두어 다르게 구성한 것은 본 논문의 시스템에 필요한 3 축 힘/모멘트 센서 중 M_x 모멘트센서와 M_y 모멘트센서의 용량이 커야 되기 때문에 모멘트 M_x 와 M_y 의 용량을 크게 하기 위한 것이다. 실제로 본 연구에서와 같은 구조로 감지부의 두께를 일정하게 할 경우에는 즉 위에서 누르는 z 방향의 힘 F_z 와 x 방향의 모멘트 M_x 의 감지부인 PPB1 과 2 의 두께를 일정하게 할 경우에는 힘 F_z 센서와 모멘트 M_x 센서의 정격용량을 조절할 수 없게 된다.

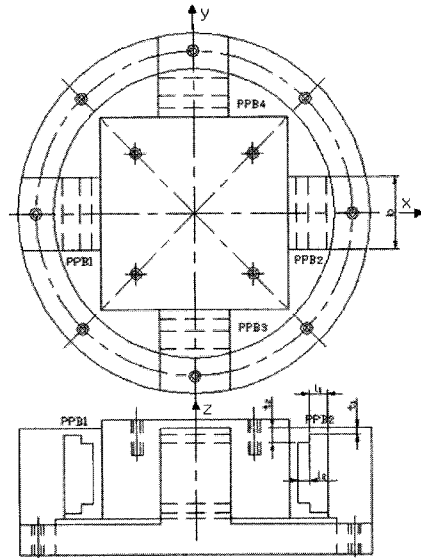


Fig. 1 Structure of three-axis force/moment sensor (force F_z , moment M_x and M_y)

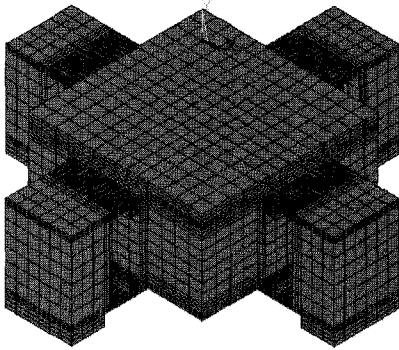
2.23 축 힘/모멘트센서의 설계

3 축 힘/모멘트 센서의 설계변수는 몸체의 크기, 각 센서의 정격출력, 정격용량, 평행평판보의 폭 b , 두께 t_1, t_2 , 길이 l_1, l_2 이다. 3 축 힘/모멘트 센서를 설계하기 위한 설계변수의 정격출력은 약 $0.5mV/V$, 센서의 크기(직경과 높이)가 $\phi 120mm \times 49mm$, 스트레인지지의 부착위치가 길이방향으로는 $1mm$, 폭방향으로는 보의 폭방향으로 $1/2$, 스트레인지지의 부착위치에서의 변형률은 약 $250 \mu m/m$ (총 변형률 : $1000 \mu m/m$), 정격용량은 힘 $F_z=1200N$, 모멘트는 $M_x=M_y=80Nm$ 로 결정하였다. 스트레인지지 부착위치는 게이지의 크기 $3 \times 7.2mm$ 를 고려하여 결정하였다. 정격용량을 힘 $F_z=1200N$ 로 결정한 것은 사람의 체중 $100kg$ 이상을 고려하였고, 모멘트를 $M_x=M_y=80Nm$ 로 결정한 것은 $100kg$ 의 체중인 사람이 좌우측 혹은 앞뒤측으로 $80mm$ 지점(사람의 무게중심인 다리의 중심에서 뒤꿈치 끝까지의 대략적인 길이)에 한쪽으로 작용된다고 가정하였다.

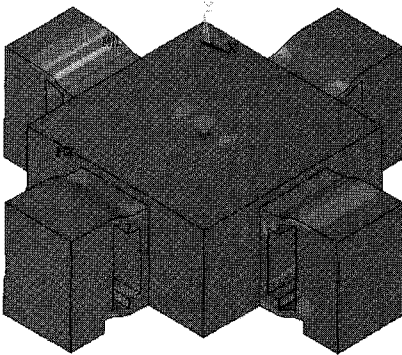
본 논문에서는 결정한 설계변수들을 ANSYS 소프트웨어에 적용하여 3 축 힘/모멘트 센서의 감지부를 설계하였다. 유한요소해석을 위해 소프트웨어에 입력한 재료상수는 제작할 센서의 재질이 알루미늄이므로 종탄성계수가 $70GPa$, 프와송의비가 0.3 이며, 8 절점 6 면체블록을 선택하였다. 격자(mesh) 크기는 해석하고자 하는 평행평판보를 길

이방향으로는 0.5mm, 두께방향으로는 4 등분, 폭방향으로는 6 등분하였다.

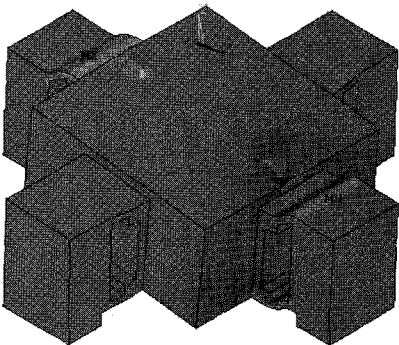
여러 번의 소프트웨어를 수행시켜 3 축 힘/모멘트 센서의 각각의 정격용량인 힘들과 모멘트들을 가하여 센서들의 감지부 크기, 즉 평행평판보의 폭 b , 두께 t_1, t_2 길이 l_1, l_2 를 결정하였다.



(a) Finite element mesh of the model



(b) Deformed shape of the model under force F_z



(c) Deformed shape of the model under moment M_x or M_y
 Fig. 2 Finite element mesh and deformed shape of the model under force F_z , moment M_x or M_y

Fig. 2 의 (a)는 모델링된 3 축 힘/모멘트 센서를 유한요소 프로그램에 적용하기 위한 메쉬한 모습, (b)는 힘 $F_z(1200N)$ 을 가했을 때 변형된 모습, (c)는 모멘트 $M_y(80Nm)$ 를 가했을 때 변형된 모습을 나타낸 것이다. 3 축 힘/모멘트 센서를 설계한 결과, 평행평판의 길이 l_1, l_2 를 각각 6mm, 4mm, 폭 b 을 24mm, 두께 t_1, t_2 를 각각 2.0mm, 5.0mm 로 결정되었다.

2.3 유한요소해석 결과 및 고찰

Fig. 3 은 각 힘과 모멘트 센서의 스트레인게이지 부착위치를 나타내고 있다. F_z 힘센서의 스트레인게이지 부착위치는 S1~S4 이고, M_x 모멘트센서는 S5~S8 이며, M_y 모멘트센서는 S9~S12 이다. 스트레인게이지의 부착지점은 길이방향으로는 보의 끝단으로부터 1mm 떨어진 지점이고, 폭방향으로는 보의 폭방향으로 1/2 지점(중심선)이다.

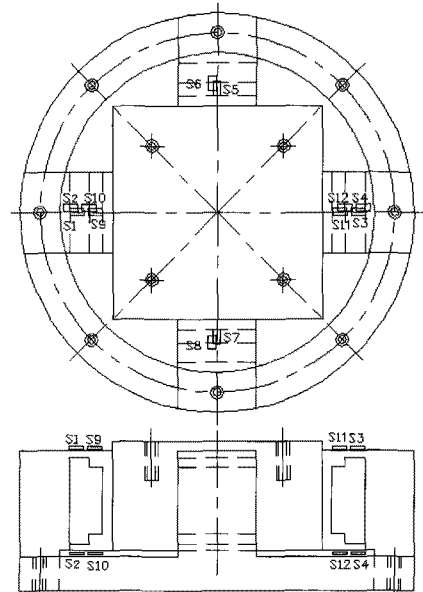


Fig. 3 Attaching positions of each strain-gage of each sensor

유한요소해석한 결과 각 스트레인 부착위치에서의 변형률은 Table 1 과 같이 나타났다. ϵ_{T1} 과 ϵ_{T2} 는 각 센서에 힘이 가해질 때 부착한 스트레인게이지가 인장할 때의 스트레인 값이고, ϵ_{C1} 과 ϵ_{C2} 는 각 센서에 힘이 가해질 때 부착한 스트레인게이지가 압축할 때의 스트레인 값이다. 그리고 ϵ_n 은 각

센서의 4 개의 스트레인게이지를 이용하여 구성된 휘스톤브리지¹⁴의 출력 변형률(총 변형률)이고 그것은 다음 식과 같이 계산된다.

$$\epsilon = \epsilon_{T1} - \epsilon_{C1} + \epsilon_{T2} - \epsilon_{C2} \quad (1)$$

각 센서의 총 변형률은 1000 $\mu\text{m}/\text{m}$ 로 설계되었고, 이것을 기준으로 설계한 각 센서의 변형률오차는 Fz 센서가 3.2%, Mx 센서와 My 센서가 1.1%이었다. 이 오차들은 두께를 실제 가공이 가능하도록 0.1mm 단위로 결정하였기 때문이다.

Table 1 Strains from Finite element method

Sensor	Strain($\mu\text{m}/\text{m}$)				
	ϵ_{T1}	ϵ_{C1}	ϵ_{T2}	ϵ_{C2}	ϵ
Fz	242	-242	242	-242	968
Mx	261	-261	261	-261	1044
My	261	-261	261	-261	1044

2.4 3 축 힘/모멘트 센서 제작 및 특성실험

Fig. 3 에서 나타낸 각 센서의 스트레인게이지 부착위치, 즉 Fz 센서는 S1~S4, Mx 센서는 S5~S8, My 센서는 S9~S12 에 순간접착제(M-bond 200)를 사용하여 스트레인게이지(N2A-13-S1452-350, Micro-Measurement Company 사 제작, 게이지 상수 2.03, 크기 3x7.2mm)을 부착하고 휘스톤브리지¹⁴를 구성하여 3 축 힘/모멘트 센서를 제작하였으며, Fig. 4 에 제작된 6 축 힘/모멘트센서(왼쪽 센서는 왼발용이고 오른쪽 센서는 오른발용임)의 사진을 보이고 있다.

3 축 힘/모멘트 센서의 특성실험은 6 축 힘/모멘트센서 교정장치⁵를 이용하여 정격용량 Fz=1200N과 모멘트 Mx=My=80Nm 를 가하고 각 센서의 정격출력을 측정하였으며, 총 세 번의 실험을 실시하여 평균값으로 각 센서의 정격출력을 결정하였다. Fz 힘센서의 정격출력은 0.5137mV/V, Mx 모멘트 센서는 0.5371mV/V, My 모멘트 센서는 0.5294mV/V 이었다. 각 센서의 정격출력이 0.5000mV/V 가 되도록 설계하였으나 최대 7.42%의 오차가 나타난 것은 3 축 힘/모멘트 센서 감지부의 가공오차, 스트레인게이지의 부착오차 등인 것으로 생각한다. 정격출력은 6 축 힘/모멘트센서 교정장치에 부착된 고정밀측정장치(DMP40)으로 측정한 값이고 단위는 mV/V 이다.

그리고 3 축 힘/모멘트 센서의 최대상호간섭오차는 2.89%이내이었으며,² 이것은 다축 힘/모멘트 센서의 상호간섭오차 3%이내⁵ 임을 감안하면 우수하게 평가된다. 최대상호간섭오차는 정격용량을 가하는 방향 이외의 센서로부터 출력되는 오차 중 가장 큰 것을 의미한다.

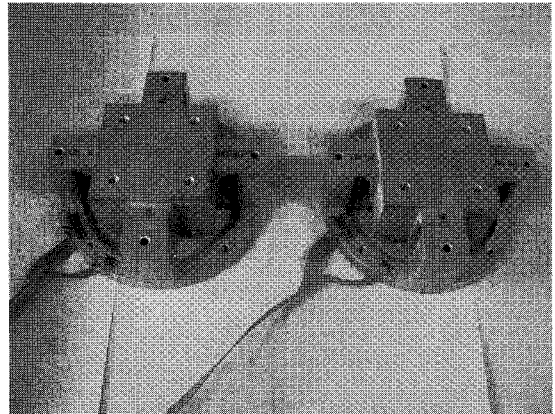


Fig. 4 Manufactured 3-axis force/moment sensors

3. 측정장치의 설계 및 제작

Fig. 5 는 2 개의 3 축 힘/모멘트 센서의 출력값을 측정하기 위한 측정장치의 블록도를 나타낸 것이고, Fig. 6 은 제작된 측정장치를 나타낸 것이다. 제작된 평형감각 측정장치의 제어장치는 DSP (digital signal processor), 외부 메모리(memory), 증폭기부(amplifier), 통신부, 전원부, 스위치부 등으로 구성되었다. DSP 는 30MHz 크리스털을 사용하여

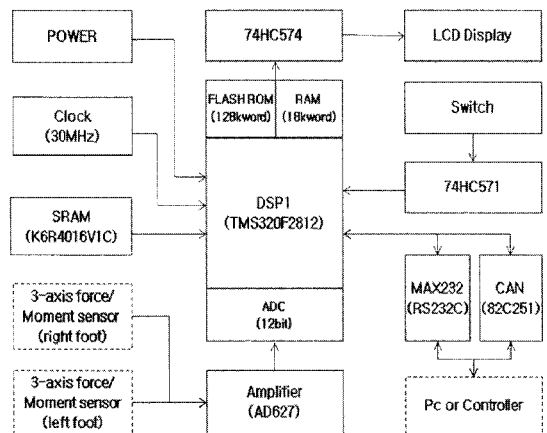


Fig. 5 Block diagram of measuring device

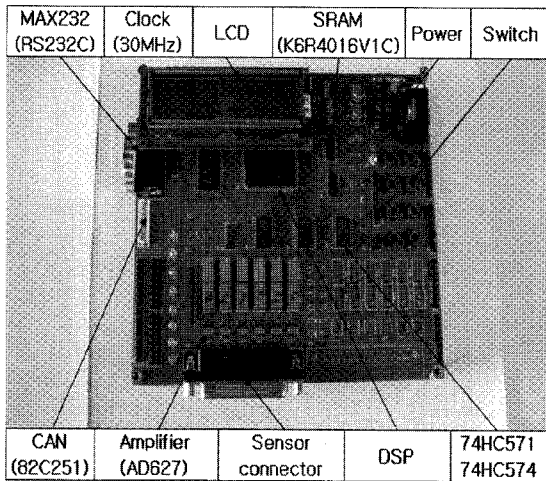


Fig. 6 Photograph of manufactured measuring device

발생된 클럭(clock)을 DSP 내부에서 5 배 증폭시켜 150 MHz 로 동작되고, 내부 플래쉬롬에 프로그래밍된 동작 프로그램을 램에 임시로 저장한 상태에서 각각의 명령을 처리하며, A/D 컨버터, 병렬 인터페이스, 직렬 통신 인터페이스 등을 동작시킨다.

A/D 컨버터는 2 개의 3 축 힘/모멘트 센서로부터 출력되는 아날로그 신호를 디지털 신호로 바꾸기 위하여 사용되고, 병렬 인터페이스는 LCD 에 신호를 주기 위하여 사용되며, 직렬통신 인터페이스는 컴퓨터 혹은 다른 제어장치와 통신하기 위해 사용된다. 그리고 전원은 DSP 와 다른 주변장치들에 전압 9 V, 5 V, 3.3 V, 1.8 V 를 각각 공급하며, 스위치는 원하는 3 축 힘/모멘트 센서들의 각 센서 (Fz 센서, Mx 센서, My 센서)의 측정값을 LCD 에 나타내거나 측정시작 및 정지 등의 명령을 내리기 위해 사용된다.

4. 평형감각 측정시스템 제작

Fig. 7 은 개발한 평형감각 측정시스템의 사진을 나타내고 있으며, (a)는 시스템의 내부, (b)는 시스템의 외부를 나타낸 것이며, 이것은 몸체, 2 개의 개발된 3 축 힘/모멘트 센서, 개발된 측정장치, 배터리(6V, 2A) 등으로 구성되어 있다. 몸체는 모든 부품을 고정하고, 크기가 400mm×400mm×77mm 이며, 3 축 힘/모멘트 센서의 부착위치는 사람 발의 폭방향으로는 중앙이고 길이방향으로는 뒤꿈치로부터 112mm 떨어진 위치이다.

평형감각시스템의 동작은 먼저 Fig. 7 의 (b) 사

진에서 보는 왼발과 오른발 위치로 뒤꿈치를 뒤쪽의 안내대에 대고 똑바로 서면, 왼쪽과 오른쪽 3 축 힘/모멘트 센서가 사람의 몸무게를 수직방향의 몸무게 Fz 를 양쪽의 센서가 나누어 감지하며 동시에 모멘트 Mx 와 My 도 동시에 감지하여 측정장치로 보낸다. 측정장치는 센서로부터 감지된 신호를 측정하여 LCD 에 나타냄과 동시에 컴퓨터로 RS232C 시리얼 통신을 이용하여 보낸다.

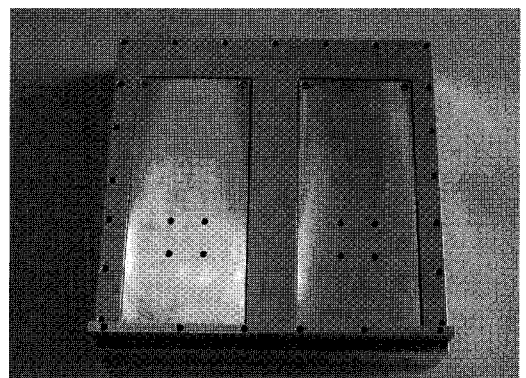
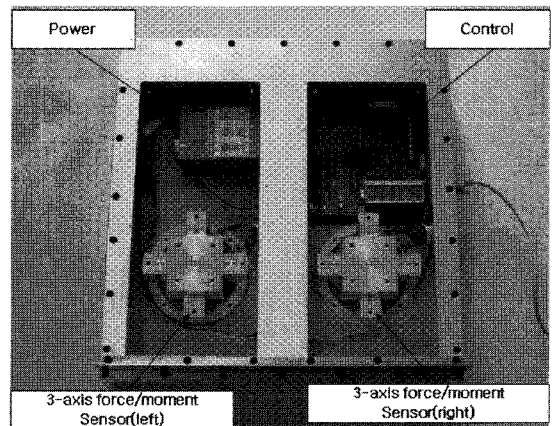


Fig. 7 Photograph of manufactured equilibrium sensation measuring system

5. 시스템의 교정과 실험결과 및 고찰

본 논문에서 개발한 사람의 평형감각 측정시스템을 이용하여 사람의 좌우 및 전후의 흔들림을 정확하게 측정하기 위해서는 몸무게를 측정해야 하고, 몸무게(질량)의 단위가 kg 이므로 시스템의 센서들은, 즉 Fz 센서는 질량단위인 kg, Mx 와 My

센서들은 kg.cm 단위로 교정되어야 한다.

따라서 6 축 힘/모멘트센서 교정장치⁵를 이용하여 정격용량 $F_z=120\text{kg}$ 과 모멘트 $M_x=M_y=800\text{kg.cm}$ 를 가하고 각 센서의 정격출력을 각각 1200mV 와 800mV 가 출력되도록 교정하였다.

Fig. 8 은 평형감각 측정시스템에 컴퓨터를 연결하여 구성한 실험장치를 나타낸 것이고, 특성실험은 평형감각 측정장치 위에 사람이 올라서서 좌우 및 전후로 움직이고 발바닥에 가해지는 힘과 모멘트를 측정하여 컴퓨터에 나타냄과 동시에 저장하는 방식으로 진행하였다. 실험은 실험에 참가한 사람이 좌우와 전후로 넘어지지 않을 정도로 크게 움직이고 이것을 측정하였다.

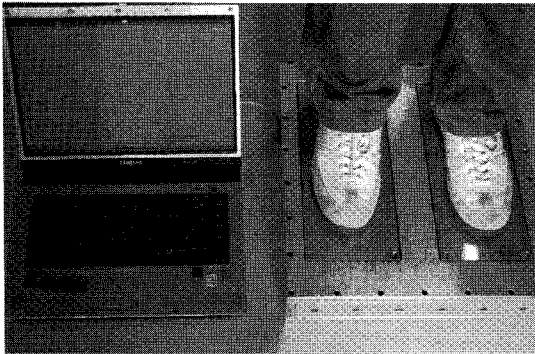


Fig. 8 Experimental set up of the equilibrium sensation measuring system

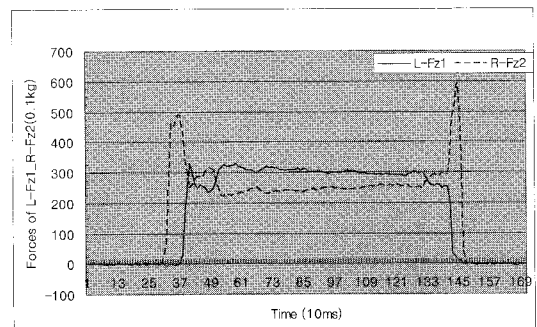
Fig. 9 는 측정값을 그래프로 나타낸 것이다. (a) 는 정상인 사람의 왼발(L-Fz1)과 오른발(R-Fz2)에 가해지는 체중을 측정한 것이고 왼발과 오른발에 거의 비슷한 체중을 실었을 때 매우 안정된 출력을 나타내고 있다. 오른발의 출력값이 초기와 마지막부분에서 매우 크게 출력된 것은 평형감각 측정시스템에 처음 올라갈 때 오른발부터 올라갔고 내려올 때는 왼발부터 내려왔기 때문이다. (b)는 (a)의 왼발과 오른발의 출력값을 더한 것이고 이것은 몸무게를 의미하며, 약 55kg의 체중임을 알 수 있다.

(c)는 정상이지 않은 사람의 왼발(L-Fz1)과 오른발(R-Fz2)에 가해지는 체중을 측정한 것이고 사람 무게의 중심이 있는 쪽으로 큰 출력이 나타났으며, (d)는 왼쪽과 오른쪽의 몸무게 값을 합한 값을 나타내고 있다. (d)에서 알 수 있는 것과 같이 실험에 참가한 사람의 몸무게가 거의 60kg임을 알 수 있고, 실험결과는 실제 실험할 때 무게 중심을 좌우로 크게 움직였으므로 그것과 비슷하게

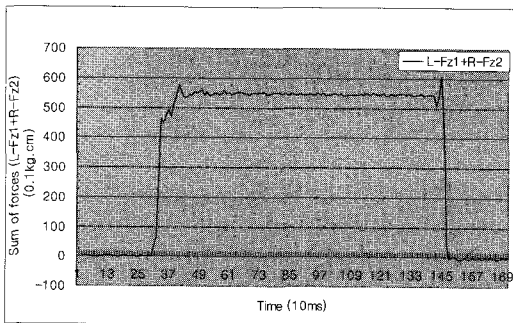
무게중심에 있는 발의 Fz 힘센서로부터 출력된 측정값이 몸무게의 80%정도로 나타났다. 이런 결과는 똑바로 서있지 못하고 좌측과 우측 발로 무게 중심이 번갈아 가면서 크게 이동하고 있음을 의미한다.

(e)는 정상이지 않은 사람의 발바닥에 가해지는 모멘트 M_x 의 측정값(사람의 앞과 뒤로의 무게 중심 이동 측정값)을 나타낸 것이고, 왼발(L-Mx1)과 오른발(R-Mx2) 발바닥에 가해지는 모멘트 M_x 를 나타낸 것이며, (f)는 양쪽 발에 가해지는 모멘트를 합한 것이다. 실험에서 사람의 무게중심이 좌우측과 앞뒤로 번갈아 가면서 교대로 이동되었고 발의 앞꿈치의 가운데 발가락과 뒤꿈치의 중심을 축으로 무게중심이 바깥쪽에 있으므로 양쪽 발의 센서의 출력값이 +방향으로 크게 출력되었고 왼발과 오른발의 출력이 교대로 크게 나타났다. + M_x 방향은 발의 뒤꿈치와 앞꿈치의 축을 기준으로 왼발과 오른발 모두 바깥쪽 방향이고 - M_x 는 반대 방향이다. 정상인 경우에는 같은 시간에 측정한 왼발(L-Mx1)과 오른발(R-Mx2)의 값이 0 값 근처에서 거의 비슷하게 출력되어야 한다. 실험결과로 볼 때, 본 논문에서 개발한 평형감각 측정시스템은 치매환자, 빈혈환자 등과 같이 평형감각기관이 문제가 있는 사람의 평형유지 상태를 수치적으로 측정할 수 있을 것으로 판단된다.

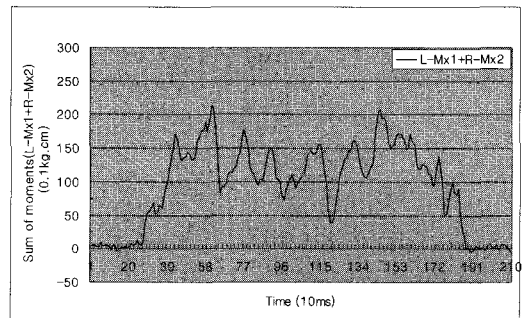
본 논문에서 개발된 사람의 평형감각 측정시스템은 뇌의 파형을 측정하는 뇌파 등을 측정하는 기존의 측정방식과 달리 시스템 위에 1-2 분 동안 서 있으므로 몸의 전후 및 좌우 움직임을 측정하여 평형감각기관의 이상유무를 간단히 판단할 수 있어 중소병원 의사의 진찰에 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다.



(a) Weight of left foot and right foot of test man without handicap (force Fz)

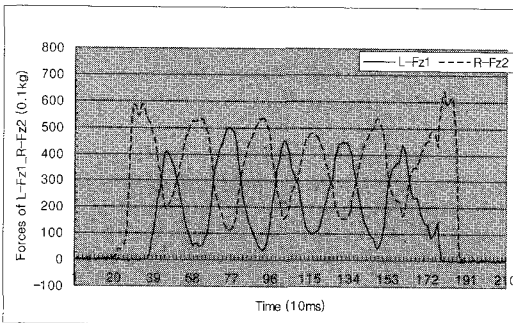


(b) Added weight of left foot and right foot of test man without handicap (force Fz)

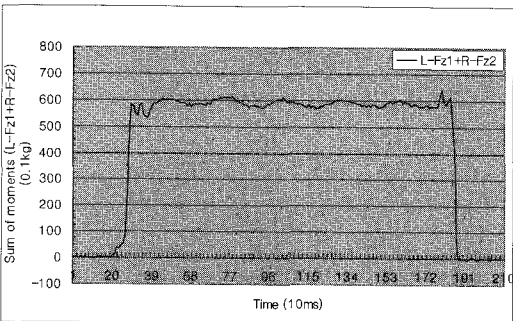


(f) Added weight of left foot and right foot of test man with handicap (moment Mx)

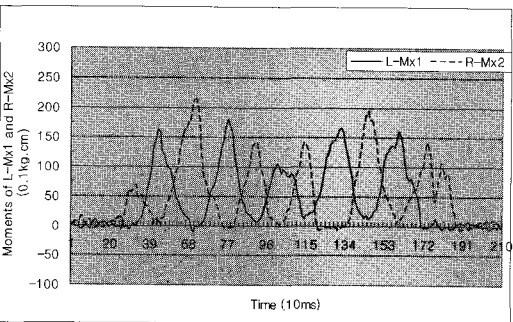
Fig. 9 Results of the characteristic tests



(c) Weight of left foot and right foot of test man with handicap (force Fz)



(d) Added weight of left foot and right foot of test man with handicap (force Fz)



(e) Weight of left foot and right foot of test man with handicap (moment Mx)

6. 결론

본 논문에서는 사람의 평형감각기관의 이상유무를 정량적으로 측정할 수 있는 평형감각 측정시스템을 개발하였다. 개발한 3 축 힘/모멘트 센서의 최대상호간섭오차가 2.89%이하로 우수하게 평가되었음을 확인할 수 있었고, 개발한 제어장치도 빠른 속도로 6 개의 센서로부터 출력을 측정할 수 있음을 확인할 수 있었다. 이들을 이용하여 개발한 평형감각 측정시스템을 이용한 특성실험결과 사람의 상체가 좌우 및 전후로 흔들릴 때 정확하게 정량적으로 감지함을 확인하였고, 그 결과는 우수하게 평가되었다. 따라서 본 논문에서 개발한 평형감각 측정시스템은 중소병원에서 평형감각기관에 이상이 있는 사람의 평형감각을 정량적인 수치로 측정하여 진찰하는데 활용될 수 있으리라 판단된다.

참고문헌

1. Kim, G. S. and Yoon, J. W., "Development of 6-axis force/moment sensor for robot's intelligent foot," J. of KSPE, Vol. 24, No. 7, pp. 90-97, 2007.
2. Kim, G. S. and Yoon, J. W., "Development of Calibration System for Multi-Axis Force/Moment Sensor and its Uncertainty Evaluation," J. of KSPE, Vol. 24, No. 10, pp. 91-98, 2007.
3. Kim, G. S., Shin, H. J. and Kim, H. M., "Development of Intelligent robot's hand with Three Finger Force Sensors," J. of KSPE, Vol. 26, No. 1, pp. 89-96, 2009.
4. ATI Industrial Automation, "Multi-Axis Force/Torque Sensor," ATI Industrial Automation, pp. 4-45, 2005.

5. Kim, G. S. and Kim, H. M., "Development of an Equilibrium Sensation Measuring System for Human being," Proc. of KSPE Autumn Conference, pp. 397-398, 2008.