

평형감각 측정 및 훈련 시스템 개발

한 영 환*

Development of Balance Measurement and Training System

Young-Hwan Han *

요 약

평형감각 측정은 물리 치료, 신경, 스포츠 의학 및 재활 의학 분야에서 광범위하게 사용된다. 본 논문은 평형감각 측정 및 재활 훈련 시스템의 개발을 제공한다. 이를 위해, 평형 보드의 아래 표면에 부착된 3축 가속도계 센서를 사용하여 프로토타입 시스템을 개발하였다.

실험 결과, 시스템은 안정적으로 동작하고 측정자의 평형감각 정도를 잘 나타내었다. 또한 재활 훈련을 위해 다양한 패턴이 용이하게 추가될 수 있다. 이 시스템은 일상적인 평형감각 모니터링에 사용될 수 있으며, 훈련의 효율을 증대하는데 기여할 것이다.

▶ Keyword : 평형감각, 모니터링, 가속도 센서, 재활, 훈련

Abstract

Balance measurement is widely used in fields of physiotherapy, neurology, sport medicine and rehabilitation medicine. This paper presents the development of balance measurement and rehabilitation training system. To this end, we have developed a prototype system using an 3-axis accelerometer sensor attached to the under surface of balance board.

As a results, the system is stable and shows a good degree of balance function. Also, the various patterns for rehabilitation training can be added easily. This system can be used for daily balance monitoring and will contribute to increasing the effectiveness of training.

▶ Keyword : Balance, Monitoring, Accelerometer, Rehabilitation, Training

• 제1저자 : 한영환 • 교신저자 : 한영환

• 투고일 : 2012. 01. 16, 심사일 : 2012. 02. 06, 게재확정일 : 2012. 02. 22.

* 상지대학교 컴퓨터정보공학부(School of Computer, Information and Communication Eng., Sangji University)

※ 이 논문은 2010년도 상지대학교 교내 연구비 지원에 의한 것임.

I. 서론

자세균형(postural balance)은 공간상에 있어서 안정성(stability)과 방향성(orientation)을 유지하기 위하여 신체의 위치를 제어하는 것을 의미한다. 균형 조절 능력은 보행과 일상생활 동작을 성공적으로 수행하는데 필요한 중요한 능력이다[1]. 신체의 균형 조절은 시각, 청각, 전정기관, 고유수용기관, 위치감각, 근력과 인지기능 등 여러 기관과 관련되어 있다. 이들 기관 중의 어느 한곳에서 적절하지 않은 신호를 보내면 균형 감각은 무질서해지고 불안정하게 된다[2].

균형 조절 능력을 임상적으로 평가하는 방법으로는 Berg 균형 척도, 기능적 도달 검사, Tinetti 운동성 검사 등이 있으나, 균형조절의 다양성을 평가하기는 힘들다[3]. 최근에는 힘판(force plate)을 이용하여 평가하는 방법으로, EquiTest®와 Balance Master® system, Tetrax® 균형 측정기(Tetrax, RamatGan, and Sunlight Medical, Tel-Aviv, Israel) 등이 이용되고 있다. 이 중 Tetrax® 균형 측정기의 경우 양측 하지 각각의 발꿈치와 발가락에 하나씩, 총 4개의 힘판을 이용하여, 균형 조절 능력의 다양성과 균형 조절 능력 저하의 원인을 파악하는 데 사용되고 있다 [4].

평형감각 기관의 상태를 측정할 수 있는 장비가 매우 고가이며 전량 수입에 의존하고 있는 실정이다. 그러므로 측정 장비를 보유하기 어려우며, 의사의 진찰만으로 판단하기 때문에 어느 정도의 문제인지 정량적으로 알 수 없어 진료에 어려움을 겪고 있다. 따라서 평형감각 기관의 상태를 정량적인 수치로 측정할 수 있는 저가의 평형감각 측정 시스템의 개발이 필요하다[5].

자세 균형제어에 관한 연구는 주로 힘판을 이용하여 특정 감각시스템으로부터의 입력을 제한하거나 외력에 의해 평형유지를 방해했을 때, 신체 전이(displacement), 압력 중심의 움직임(Center of Pressure; COP), 자세 유지시 작용하는 근육의 활동 전위 등을 측정하는 연구와 더불어 균형에 어려움을 느끼는 환자를 위한 바이오피드백(biofeedback)을 적용한 연구가 보고되고 있다. 그러나 이러한 기존의 연구 및 재활훈련 장치는 주로 안정한 지지면 위에서 균형을 유지하는 면에 초점이 맞춰져 자세 균형 재할에 필요한 감각을 통합적으로 자극하지 못할 뿐만 아니라, 불안정판의 경우 전후좌우의 방향으로만 움직이거나 시각적 피드백이 없는 단순한 형태로 구성되어 있다. 또한 바이오피드백 시스템은 화면의 지시에 따라 움직이거나 외부에서 힘판을 움직였을 때 균형을 유

지하는 수동적인 형태로 지루하여 피험자가 장시간의 훈련을 하기 어렵다[6-7].

본 논문에서는 기존 재활 훈련장치의 문제점을 보완하고 신체 평형감각 및 균형제어 기능의 회복을 촉진할 수 있는 새로운 형태의 훈련 장치를 제안하고자 한다. 이를 위해, 기존에 사용되고 있는 평형보드에 3차원 가속도계를 추가하여 평형정도를 측정하였으며, 재활 훈련 장치로서의 유용성을 검토하였다. 본 시스템은 시각을 사용한 피험자의 적극적으로 능동적인 훈련 참여를 유도하여 훈련 효과를 향상시킬 수 있을 것이다.

II. 평형감각 측정시스템의 구성

1. 시스템 구성

본 논문에서는 기존 훈련 장치의 문제점인 단조로운 훈련 환경을 탈피하고 평형감각 및 자세 균형 제어력을 증진시킬 수 있는 훈련 시스템을 제안하였다. 그림 1은 본 논문에서 제안한 평형감각 훈련 시스템의 구성도이다. 이 시스템은 크게 훈련 영상을 제시하기 위한 모니터링 장치, 센서가 부착된 평형감각 측정판, 컴퓨터 인터페이스 등으로 나눌 수 있다. 평형감각을 증진하기 위해서 새로운 형태의 측정 및 훈련 장치를 개발하였다.

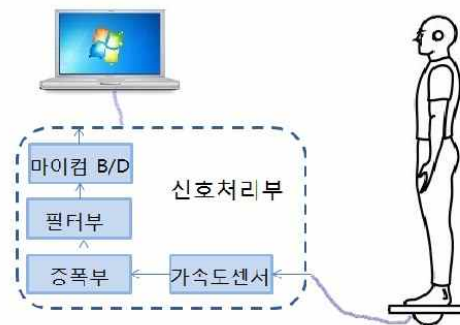


그림 1. 평형감각 훈련 시스템의 구성도
Fig.1. System Configuration

2. 평형감각 측정판

일반적으로 평형감각 훈련을 가능하게 하기위한 장치로 라커보드(rocker board)와 평형보드(balance board)가 사용된다. 다음 그림 2의 (a)는 라커보드를 (b)는 평형보드를 나타낸다.



그림 2 라커보드와 평형보드
Fig2. Rocket B/D and Balance B/D

라커보드는 사각형의 나무 바닥 양쪽에 반원모양의 받침대를 붙인 것으로, 불안정성은 운동의 한 면에서만 일어난다. 라커보드는 초보자 혹은 중간 단계의 환자나 선수들에게 적합하다. 최상의 결과를 위해서는 전후좌우의 경사도가 10~15도는 되어야 한다.

평형보드는 원형이나 사각형 모양의 나무판 아래에 반구모양의 플라스틱이나 나무판을 붙인 것이다. 라커보드와 달리 여러 가지 방향으로 불안정성을 제공한다. 달리기를 할 때 실제 발목에서 일어나는 움직임은 앞뒤 혹은 좌우 방향으로만 있는 것이 아니라 다방향으로 일어난다. 따라서 다방향에서 불안정성을 제공하는 평형보드가 라커보드보다 훨씬 더 큰 트레이닝 효과를 제공한다. 평형 보드는 사각형 발판 아래 붙어 있는 반구의 높이에 따라 다양한 사이즈가 있다. 양발을 이용한 평형보드 운동을 위해서는 두 발을 반구를 중심으로 대칭으로 놓아야한다. 한발 운동을 위해서는 체중을 신는 다리가 발판의 중앙인 반구의 바로 위에 놓아야 한다. 평형보드는 중간단계 혹은 고급단계의 트레이닝에 유효하다.

3. 마이컴 보드

센서에서의 측정 데이터를 수집하여 컴퓨터로 가져오기 위해서는 마이컴 보드가 필요하다. 마이컴 보드는 처리속도에 비하여 최적화된 전력 소모 구조를 가지고 있으며 안정적이어서 하므로, Atmega128을 사용하여 마이컴보드를 설계하였다. Atmega128은 128KB의 프로그램 메모리, 4KB의 내부 SRAM, 4KB의 EEPROM을 가지고 있다. 또한 2개의 전이중 통신이 가능한 USART 및 SPI가 있으며, 8채널 10비트 분해능의 축차비교형 A/D 변환기를 내장하고 있다. 내부에 아날로그 멀티플렉서를 탑재하고 있으며 샘플/홀드 회로를 가지고 있어 A/D 동작동안 전압이 고정되는 특징이 있다.

또한 가속도 신호를 얻을 때 발생하는 신호의 크기가 작기 때문에 증폭회로를 두었으며, 노이즈를 제거하기 위하여 RC에 의한 저주파 필터를 포함하였다.

4. 가속도 센서

가속도 센서는 x, y, z의 세 방향에 대한 가속도의 크기를 측정할 수 있기 때문에 3차원 공간에서의 움직임과 중력을 감지할 수 있다. 가속도 센서의 값이 1.0이면 특정방향으로 1G의 힘이 작용하고 있다는 것이며 1G는 자연 상태의 중력 가속도를 나타낸다.

가속도 센서에서 나오는 신호는 센서의 움직임에 의한 가속도 이외에 중력에 의한 가속도 성분도 포함되므로 움직임 동작을 인식하는데 방해가 될 수 있다. 가속도 센서만으로 중력 성분을 추출하는 것이 불가능하므로 일정기간 동안의 변화가 기준 이하인 경우 이를 중력에 의한 가속도 성분이라고 판단해 제거한다. 다음 그림 3은 3축 가속도 센서와 3차원 좌표계를 나타낸다.

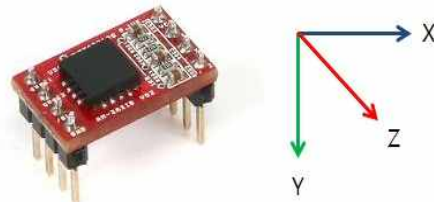


그림 3. 3축 가속도 센서와 좌표계
Fig.3. 3-Axis Accelerometer Sensor and Coordinate

가속도 센서에서 검출되는 G의 값은 가속도 검출 방향의 기울기에 따라 변화한다. 이를 수식으로 표현하면 식 (1)과 같다.

$$V_{out} = V_{off} + S \times \theta \tag{1}$$

V_{out} : 가속도 센서의 출력 신호 값

S : 가속도 센서의 측정 감도

V_{off} : 오프셋

θ : 센서의 기울기

센서의 측정 감도는 가속도 센서가 검출할 수 있는 가속도 신호 크기의 변화를 의미하며 오프셋은 초기 상태를 보정하기 위한 전압 값을 의미한다.

본 논문에서 사용한 가속도계는 Freescale사의 MMA7260Q모델로서 정전용량형 MEMS 타입의 3축 가속도계이다. MMA7260Q에는 3축의 가속도센서가 포함되어

있고, 배터리 소비를 줄이기 위해 저전력의 슬립(sleep) 모드가 포함되어 있다. MMA7260Q 가속도 센서는 1.5g/2g/4g/6g 등 4단계의 모드를 가지고 있어 가속도 감지 모드를 선택 할 수 있도록 설계되어 있다. 저주파 필터로 인한 신호조절이 가능하며 강한 충격에도 견디는 내구성이 있다. 본 센서는 x, y, z축의 각 가속도 정보를 전압레벨로 출력해 주고 해당 출력 핀들은 마이컴의 ADC 핀에 연결되어 있다. 센서는 x, y, z축으로 움직일 때마다 해당 값이 -나 +로 변화되어 나타난다.

본 논문에서는 평형감각 측정판의 움직임에 대한 정보를 확인하기 위해서 3축 가속도 센서를 측정판의 밑면에 부착하였다. 측정판 및 가속도 센서들을 동기화시켜 100Hz의 샘플링율로 데이터를 획득하였고 차단주파수 10Hz 2차 저역 통과필터 처리하였다. 가속도계의 전후 방향의 가속도 특성을 분석하고 특성을 관찰하여 측정판의 이동속도에 따른 이동변화를 관찰하였다.

III. 측정결과 및 고찰

다음 그림 4는 평형감각 측정판을 나타낸다. 기존에 사용되고 있는 평형보드의 하단에 가속도 센서를 부착하고 측정판 위에서 훈련하는 피험자의 평형 정도를 측정하였다. 측정판의 길이는 400mm, 넓이 400mm, 높이, 100mm 이다. 보통 성인의 발의 길이는 230~270mm, 넓이는 약 100mm 이다. 양발을 어깨 너비로 두고 서있을 때 양발 사이의 간격은 약 200mm 이다.



그림 4. 평형감각 측정판
Fig.4. Balance Board

구현된 평형감각 측정 시스템의 성능평가를 위하여 23~27세의 남자 대학생 5명을 대상으로 실험을 진행하였다.

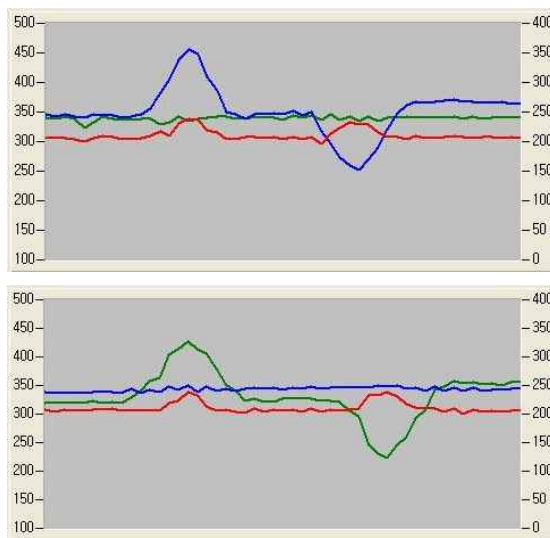
실험을 시작하기 전에 측정에 대한 동작과정과 주의 사항에 대해 알려주었다.

피험자는 평형감각 측정판 위에 올라서 평형을 유지하기 위하여 움직이며, 이 움직임에 의해 평형 정도가 측정된다. 검사 시작시에는, 자세를 잡는 초기 안정화 시기의 자료를 포함시키지 않기 위해 5초 동안 자세의 안정화 여부를 확인하고 측정을 시작하였다. 측정 방법은 전후좌우 이동의 변화에 대한 자세 균형의 제어 정도를 정성적으로 분석 비교하였다.

가속도 센서에 의해 평형보드의 기울어짐 정도를 측정하고 측정된 데이터를 컴퓨터에 저장하여 분석하였다. 평형보드의 앞뒤 최대 기울기 각도는 20°이고 좌우 최대 기울기 각도는 18° 이다.

가속도 센서에서 나오는 신호는 센서의 움직임에 의한 가속도 이외에 중력에 의한 가속도 성분도 포함된다. 이는 중력 방향에 대한 측정판의 자세에 의해서 달라지는 것으로 동작영역을 추출하는데 방해가 될 수 있다. 따라서 본 시스템에서는 전처리 과정으로 중력에 의한 가속도 성분을 제거하였다. 가속도 센서만으로 중력 성분을 추출하는 것을 불가능하므로 일정 기간 동안의 가속도의 성분이라고 판단해 중력 가속도 값으로 인식한다. 실제 사람의 움직임에서 일정시간 동안 등 가속도 운동을 하는 것을 불가능하므로 가정에 무리가 없다.

다음 그림 5는 움직임이 발생할 때, 각각의 축에 대한 가속도 센서의 출력을 나타내는 것으로 (a)는 x축 변화량을 (b)는 y축 변화량을 나타낸다.



(a) x축 변화량 (b) y축
그림 5. 가속도 센서의 출력
Fig.5. Output of Accelerometer Sensor

평형감각 모니터링 시스템은 크게 두 개의 프로그램으로 구성된다. 하나는 센서 데이터 출력 프로그램이며 다른 하나는 평형감각 훈련 프로그램이다. 다음 그림 6은 평형감각 측정판의 움직임에 대한 센서 데이터 출력 화면을 나타낸다.

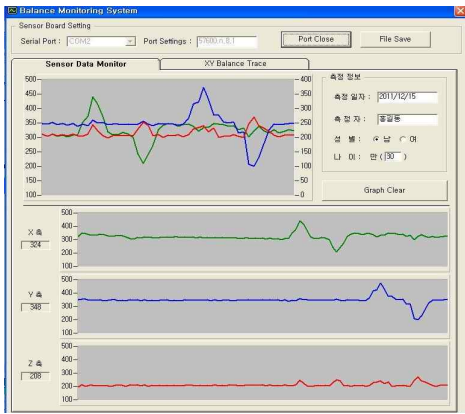
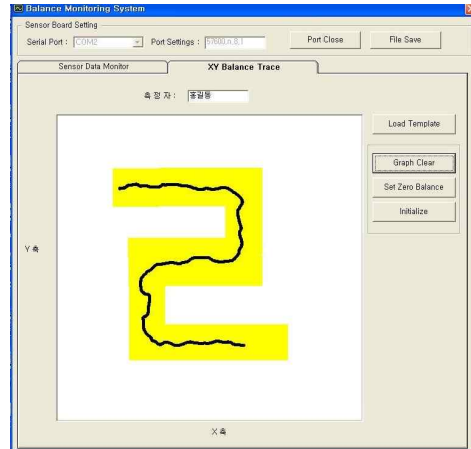


그림 6. 센서 데이터 출력 화면
Fig.6. Output Display of Sensor Data

화면의 상단에는 센서 보드 설정에 대한 내용이 있으며, 우측에는 측정을 시작하는 "Port Open" 버튼이 있다. 측정자의 정보로 측정일자, 측정자명, 성별, 나이 등을 입력하게 되어 있다. x, y, z 세 축에 대한 출력 값을 각각 나타내고 있으며 종합적으로도 나타내고 있다. 이 출력 값에 따라 측정판의 기울어진 정도를 파악하게 된다. 또한 측정값을 파일형태로 저장하여 추후 측정값을 비교하는데 사용할 수도 있도록 구성하였다.

다음 그림 7은 평형감각 훈련기 화면을 나타낸다. 화면에 보이는 창에는 "U"형 과 "ㄱ"형 패턴을 나타내었다. 이 외에도 다양한 패턴을 훈련에 사용할 수 있다



(a) U형 패턴 (b) ㄱ형 패턴
그림 7. 평형감각 훈련시스템의 화면표시
Fig.7. Display of Balance Training System

측정자 칸에는 센서 데이터 출력 프로그램 상에서 입력한 측정자의 이름이 자동으로 나타나게 되어 있다. "Load Template" 기능은 재활 훈련에 사용하기 위한 패턴을 불러 오기 위한 것이다. 피험자의 상태에 따라 다양한 패턴 중에 가장 적합한 패턴을 사용할 수 있어, 훈련의 효과를 높일 수 있다. 제시되는 패턴을 이용하여 훈련에 참여한 피험자의 결과를 검은색으로 표시하여 훈련에 대한 정도를 파악하게 된다. 평형감각이 우수한 피험자에게는 제시된 패턴의 형태와 유사한 궤적이 나타나며, 평형감각이 다소 떨어지는 피험자에게는 패턴의 형태와 상이한 궤적이 나타남을 알 수 있다. 이를 통해 본 시스템이 평형감각 분석 및 훈련용 제어장치로의 유용함을 확인할 수 있었다.

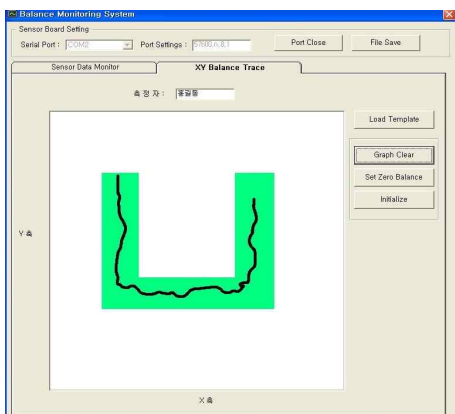
IV. 결 론

신체는 균형 조절을 위해 다양한 자극을 받아들이고 이를 처리하는 작업을 끊임없이 반복한다. 본 논문에서는 평형감각 측정 및 훈련시스템을 구현하였으며, 측정 실험에 의해 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 널리 사용되고 있는 평형보드에 가속도 센서를 부착하여 평형감각의 측정 및 훈련이 가능한 모니터링 시스템을 개발하였다.

(2) 본 시스템은 평형감각의 정도를 측정하고 저장하여 분석을 위한 용도에 사용이 가능하며, 실험에 의해 유용성을 확인하였다.

(3) 다양한 형태의 훈련 패턴을 용이하게 설계하고 훈련에



적용시킬 수 있어, 피험자의 상태에 따라 적합한 훈련 프로그램을 작성할 수 있다.

추후 재활훈련에 대한 효과를 객관적으로 검증하기 위하여 사용시간에 대한 훈련결과를 나타내는 실험이 추가되어야 할 것이다.

참고문헌

[1] Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL, "A study of clinical test of sensory interaction and balance," Phys. Ther., Vol. 76, pp. 576-585, 1993

[2] Soichiro Matsushita, "Signal Processing Algorithm and Health Care Application for Wearable Sense of Balance Monitoring Headphones," IEEE International Symposium on Wearable Computers, pp.115-122, 2009

[3] Yelnik A, Bonan I, "Clinical tools for assessing balance disorders," Neurophysiol. Clin., Vol. 38, pp. 439-445, 2008

[4] C R Kim, M H Chun, G A Lee, "Assessment of Balance Control Using Tetra-ataxiometric Posturography," J Korean Acad. Rehab. Med., Vol. 33, No. 4, 2009, pp.429-435, 2009

[5] G S Kim, "Development of an Equilibrium Sensation Measuring System for Human Being," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 26, No. 11, pp. 62-69, 2009

[6] Y J Piao, M Yu, T K kwon, C U Hong, N G Kim, "Development of the Training System for Equilibrium Sense Using the Unstable Platform," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 22, No. 8, pp. 192-198, 2005

[7] Soichiro Matsushita, "Signal Processing Algorithm and Health Care Application for Wearable Sense of Balance Monitoring Headphones," 2009 International Symposium on Wearable Computer, pp. 115-122, 2009

[8] MMA 7260Q Three Axis Accelerometer, Datasheet, Freescale Semiconductor, 2008

저자 소개



한영환

1989년 2월: 인하대학교 전자공학과 공학사.
 1991년 2월: 인하대학교 전자공학과 공학 석사.
 1995년 8월: 인하대학교 전자공학과 공학 박사
 1996년 3월 - 현재: 상지대학교 컴퓨터 정보공학부 교수
 관심분야: 영상처리, 생체 신호처리, 임베디드 시스템
 Email : yhhan@sangji.ac.kr