

3축 가속도 센서를 이용한 자세 교정 유도 시스템

논문

59-1-38

Correct Posture Guidance System using 3-axis Acceleration Sensor for Scoliosis Patient

안양수* · 김거식** · 서정환*** · 송철규†

(Yang-Soo An · Keo-Sik Kim · Jeong-Hwan Seo · Chul-Gyu Song)

Abstract - In this study, we designed a device for consecutively observing position, utilizing 3-axes acceleration sensor. This method offer to check his or her wrong position and developed could to help derived a position appliance. And, we developed a Cobb's angle value in three dimensional using 3-axes acceleration sensor. A proposed device with integrated accelerometers, which can detect postural changes in terms of curvature variation of the spine in the sagittal and coronal planes, has been developed with intention to facilitate posture training. The proposed device was evaluated with 3 normal subjects daily activities. We evaluated the performance of our designed device as calculating the correlation coefficients and mean errors between the angle measured by an electro-goniometer and that estimated by a gravity accelerometer and verified the accuracy and sensitivity. The results showed that the angle obtained from the proposed device revealed a linear characteristic at the range of $\pm 60^\circ$ (correlation coefficient 0.99, error range $\pm 2^\circ$). We demonstrated that our device could detect the changes of the motion in upper trunk accurately. Also, our device showed good potential for treatment of the patients with scoliosis and prevention of the unbalance position during a daily life.

Key Words : Scoliosis, 3-axis accelerometer, Posture guidance, Embedded system

1. 서론

현대인의 상당수가 고질적인 허리 질환을 가지고 있다. 체중 과다와 같은 신체적인 문제가 원인인지는 하지만, 실외 활동 보다는 실내 활동이 많아지고, 일정한 자세로 오랜 시간 업무를 처리 하는 과정에서 생성되는 잘못된 생활 습관에서도 원인을 찾을 수 있다. 특히 허리 질환 중에서 측면으로의 척추 변형으로 인해 발병하는 척추 측만증의 경우에는 잘못된 생활 습관 개선을 통해 상당부분 개선이 되는 질환이다. 척추 변형의 주류를 이루는 특발성 척추 측만증(idiopathic scoliosis)은 10세에서부터 성장이 완료되는 시기 사이에서 흔히 나타나는데, 12~16세 사이에 급속히 발전된다. 이러한 척추 측만증 진행을 억제하고 다른 합병증을 예방하기 위해서는 신체적 변화가 많이 일어나는 청소년 시기에 적절한 관리가 이루어져야 하며, 이 시기에 바른 자세를 갖도록 돕는 것이 무엇보다 중요하다고 할 수 있다[1].

척추 측만증 치료법은 척추 변형의 정도를 구분하여 자세 교정을 통한 보존적 재활 치료법과 수술적 치료법이 있다. 이 중 척추 측만증 환자 중 상당수는 30도 미만의 척추 변

형을 가진 것으로 수술적 방법이 필요 없이 자세 교정을 위한 재활 치료를 통해 완치가 가능한 것으로 알려져 있다[2]. 보존적 재활 치료법에 사용되는 재활기구로는 척추 교정을 위해 경추부에서 요추부에 이르는 범위를 딱딱한 틀로 압박하여 주는 경직성 보조기와 신축성 재질의 밴드를 이용한 압박하는 유동성 보조기가 있다. 최근 연구에 따르면, 경직성 보조기가 작용이 불편하고, 행동의 제약이 있어서 작용에 대한 거부감을 유발하며, 근육 약화를 초래하여 효율적인 치료가 어려운 한계점을 가지고 있는 반면에 유동성 보조기는 근육을 계속 활성화 시키며 신경 및 자세를 잘 유지하도록 하기 때문에 신경 활성화를 시키게 되며 척추의 비정상적인 커브를 줄이는데 일시적이 아닌 영구적으로 줄일 수 있는 효과를 가진다고 보고하였다[3].

또한 척추 측만도를 판별하고 진단하기 위해 사용되는 Cobb's 각도는 X-ray와 MRI 같은 의료영상을 통해 측정해야 하므로, 자신의 현재 상태를 정량적으로 파악하기 힘들고, 데이터 획득 시점에서의 Cobb's 각만을 획득할 수 있으므로 척추 측만도를 연속적으로 모니터링 하는 데는 한계가 있다. 또한 검사를 위해 별도의 검사실로 이동해야 하며, 고가의 영상장비를 사용해야 하는 문제점이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 실시된 이전의 연구들로는 경직성 보조기가 사용자의 인체 특성을 정확히 반영하지 못하는 문제점을 개선하기 위해 보조기 내부에 공기 주머니를 삽입하여 정확한 교정이 가능하도록 도와주는 보조기 연구[4]와 가속도 센서나 자이로 센서와 같은 관성 센서를 이용해 기존의 의료 영상 장치에 비해 간편하게 연속적으로 자세를 추정하기 위한 연구[5-6]가 진행되었으며, 이러한 장치를 사용할

† 교신저자, 정회원 : 전북대 전기전자컴퓨터공학부, 영상정보신기술연구소 교수

E-mail : cgsong@jbnu.ac.kr

* 준 회원 : 전북대 대학원 전자정보공학부 석사과정

** 정 회원 : 전북대 대학원 전자정보공학부 박사과정

*** 비 회원 : 전북대 의학전문대학원 재활의학교실 교수

접수일자 : 2009년 10월 9일

최종완료 : 2009년 11월 24일

경우 사용자의 척추 측만증 진단과 치료에 유용하게 사용될 수 있음이 보고되었다.

본 논문에서는 관성 센서의 하나인 3축 가속도 센서만을 이용하여 척추 만곡의 정도를 정량적으로 평가하는 지표인 Cobb's 각도를 추정할 수 있으며, 사용자가 자신의 자세를 지속적으로 모니터링하고 올바른 자세를 취하도록 유도하는 기능을 가진 자세 교정 유도 장치를 제작하고 장치의 특성에 대해 고찰하였다.

2. 척추 측만증의 정의 및 치료법

척추 변형의 세 가지 기본적인 유형은 측만(scoliosis), 후만(kyphosis)과 전만(lordosis)이며 이들은 단독 또는 복합적으로 나타나게 된다. 이 중에서 측만은 크게 구조성 측만증(structural scoliosis)과 비구조성 측만증(nonstructural scoliosis)으로 나눌 수 있으며, 구조성 측만증에는 특발성(idiopathic), 신경 근육성(neuromuscular), 선천성(congenital) 등이 있으며, 비구조성 측만증에는 자세성(postural), 히스테리성(hysterical), 신경근 자극(nerve root irritation) 등이 있다. 선천성 측만증의 경우 척추 측만증에서는 여러 가지 진단적 검사에도 불구하고 척추가 흰 원인을 발견하기 어려운데 이와 같이 원인을 찾지 못하는 경우를 특발성 측만증(idiopathic scoliosis)으로 분류한다.

척추 측만증의 방사선학적 평가(X-ray, MRI)는, 후두에서 장골능선까지의 기립 전·후 사진 한 장이면 측만증 질환 환자의 첫 검사로는 충분하다. 척추 분리증이나 척추 전방전위증이 의심되면 요천추부의 측면 사진을 촬영한다. 측굴 사진은 구조적 만곡과 비구조적 만곡을 감별하기 위하여 촬영한다. 오른쪽으로 구부리면 우측흉추만곡이 풀리게 되고, 인대와 다른 연부조직들의 유연성을 알아 볼 수 있다. 왼쪽으로 구부리면 좌측 요추만곡이 풀리게 된다. 만곡은 방사선 사진에서 측만증 연구회(The Scoliosis Research Society)가 선호하는 콕스법을 사용한다. 콕스각(Cobb's angle)은 만곡이 발생된 상단의 끝 척추의 위 경계와 하단 척추 아래 경계로부터 수평선을 그린 후 수직선을 그려 수직선이 만나는 각을 측정한다. 척추 회전은 전·후방 방사선 사진에서 척추 경의 회전 정도를 측정하면 가장 정확히 측정할 수 있다[2].

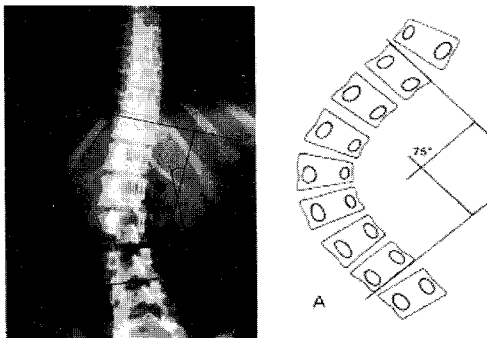


그림 1 Cobb's angle 측정법
Fig. 1 Measurement of Cobb's angle

특발성 측만증은 전체 척추 측만증의 약 85%를 차지하며, 치료방법은 수술적 방법과 보진적 방법이 있다. 보진적 치료는 이학적 검사 및 보조기를 사용함으로써 수행되는데, 보조기는 외형 틀의 압박 형태에 따라 경직성 보조기와 유동성 보조기로 나뉜다. 수술 후 교정된 측만도를 유지하기 위해 기존에 흔히 사용되었던 경직성 보조기는 그림 2와 같이 Milwaukee 보조기와 흉요천추(Thoracolumbosacral orthosis, TLSO)보조기로 분류할 수 있다. 거드랑이 밑으로 착용이 가능한 TLSO 보조기는 만곡의 정점이 제 8 흉추보다 아래인 만곡에서 사용되는 보조기로 Milwaukee 보조기보다 착용이 간편하며 보조기를 옷 속으로 감출 수 있어 착용에 따른 정신적인 문제도 훨씬 덜하다. 그리고 경직성 보조기 사용에 따른 사용자의 정신적 불편과, 보진적 치료의 효율성 측면, 척추 주변 근육의 약화 현상 등에 대한 연구가 진행되어 경직성 보조기가 지닌 문제점을 보완함으로써 사용자의 제약을 줄여주고, 사용자의 척추 주변 근육운동 능력을 향상시킬 수 있는 신축성 밴드를 활용한 유동성 보조기가 개발되었다. 또한 보조기는 통신 전자 기술들의 발전과 함께 지속적 모니터링이 가능한 형태의 보조기로 발전하고 있다. 이러한 추세에 따라 본 연구에서는 3축 가속도 센서를 활용하여 사용자가 자신의 자세를 지속적으로 모니터링하고 올바른 자세를 취하도록 유도할 수 있는 자세 교정 유도 장치를 개발했다.

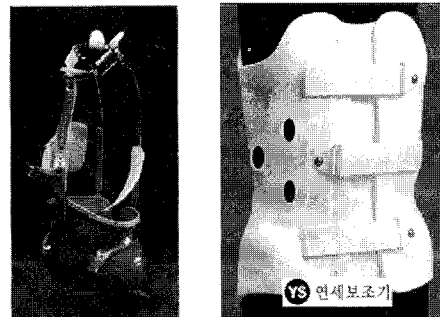


그림 2 밀워키 보조기(左)와 흉요천추 보조기(右)
Fig. 2 Milwaukee brace(left) and TLSO(right)

3. 휴대형 자세교정 유도장치

3.1 장치 구성

자세 교정 유도 장치는 그림 3과 같이 표시 모듈과 센서 모듈로 구성이 되어 있다. 센서 모듈은 사용자의 자세 정보를 확인하기 위한 가속도 센서(LIS3LV02DQ)와 센서의 민감도를 조절하기 위한 40Hz 버터워스 고역 통과 필터, 그리고 센서와 통신, 표시 모듈과의 통신을 제어하는 2개의 MCU(ATmega128) 보드로 구성되어 있다. 본 장치에 활용된 가속도 센서는 3축 가속도 측정이 가능하며, 12비트 ADC를 내장하여 별 ADAD 변환 과정이 필요 없이 디지털 값을 출력할 수 있는 장점이 있다. 또한 SPI 또는 I2C 디지털 인터페이스를 지원하여 MCU를 통한 센서 제어가 용이하다. 표시 모듈은 장치의 analog-to-digital converting(ADC)과 장치의 시작/정지를 제어하며, 센서 모듈과의 통신 및 신호 처리를 담당하는 MCU 보드 1개와 터치 기능을 활용하여 입력이 가능한 TFT-LCD 모듈, 그리고 메모리 카드로 구성되어 있다.

또한 센서 모듈과 표시 모듈 간에는 블루투스 장치 (ACODE-300B)를 이용하여 Wireless USART 통신 프로토콜을, 센서 모듈의 2개의 MCU간의 통신은 Wire USART 통신 프로토콜을 사용하였고, 센서 모듈에서 각각의 가속도 센서와 MCU간의 통신은 SPI 통신 프로토콜을 사용하였다.

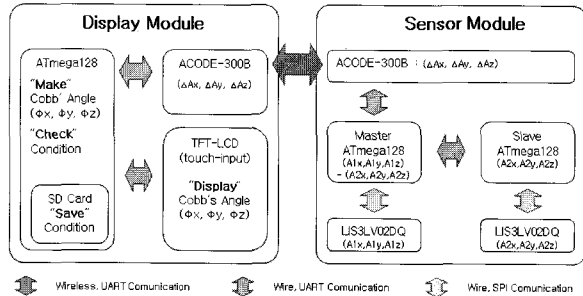


그림 3 자세 교정 유도 장치의 구성도
Fig. 3 Flow chart of devised system

3.2 동작 예시

자세 교정 유도 장치의 작동은 사용자의 초기 상태 정보를 입력 받는 “등록(Make)” 부분과, 입력된 초기 값과 비교를 통해 현재 사용자의 상태를 표시하고 올바른 자세를 취할 수 있도록 유도하는 “확인(Check)” 부분으로 나뉜다.

“등록” 단계에서는 사용자의 간단한 인적사항과, 현재 척추의 측만증이 발생한 부위와 측만각(Cobb’s Angle)을 입력하게 된다. 입력된 정보는 “확인” 단계에서 기준 값으로 활용하였다. 또한 X-ray나 MRI와 같은 영상 의료 장비를 통해 확인된 사용자의 측만각이 시작되는 위치와 끝나는 지점에 각각 가속도 센서를 위치하도록 부착하고, 해당 지점에 위치한 두 개의 가속도 센서들의 중력 가속도 차를 이용하여 계산된 측만각이 영상 의료 장비를 통해 측정된 값과 동일하도록 설정한다.

“확인” 단계는 표시모듈에서 블루투스 장치를 이용하여 센서 모듈과 통신을 통해 현재의 가속도 센서 간의 가속도 값의 차(ΔAx, ΔAy, ΔAz)를 요청한다. 가속도 센서들의 가속도 값의 차이를 요청받은 센서 모듈에서는 각 master MCU와 slave MCU를 통해 해당 가속도 센서의 현재 중력 가속도 값을 요청한다. 가속도 센서에서는 40Hz의 고역 통과 필터와 ADC 과정을 거쳐 디지털로 변환된 데이터 각각의 MCU에 전달한다. 센서 모듈의 Master MCU에서 각각의 값을 취합하여 펌웨어 연산을 통해 생성된 현재의 가속도 값(ΔAx, ΔAy, ΔAz)을 센서 모듈에 부착된 블루투스 장치를 통해 표시모듈로 전송한다. 표시 모듈에서는 전달된 가속도 값을 변위 각으로 변환하는 작업을 하게 된다. 이렇게 생성된 변위 각은 “등록” 단계에서 저장된 Cobb’s 각도와 비교를 통해 사용자의 현재 상태가 악화 되었는지, 개선되었는지에 대한 판단을 하게 된다.

4. 실험 및 고찰

4.1 센서의 중력가속도-경사각 변환식 도출 실험

가속도 센서를 사용자의 자세를 추정할 수 있는 경사각 측정 센서로 활용하기 위해서는 중력 가속도와 경사각 사이

의 상관관계 분석을 통해 정확한 일반식을 도출하는 과정이 필요하다. 이를 위해서 자세 교정 유도 장치에서 사용된 가속도 센서의 특성과 경사각 변환을 위한 일반식 도출 실험을 실시하였다.

가속도 센서 모듈의 실제 출력되는 데이터를 확인하고 3축 방향별 회전 운동 시 출력 값의 변화량을 관찰하기 위하여 그림 4와 같은 실험 장비를 제작하였다. 제작된 장치는 고정된 위치에서 교차된 2개의 축이 축 방향으로 각각 회전 운동을 할 수 있으며, 가속도 센서는 2개의 축이 교차하는 지점에 위치하도록 하였으며, 정확한 경사각을 알기 위하여 각 축을 기준으로 원통형 각도계를 부착하였다. 중력가속도-경사각 변환식은 2개의 축이 고정된 상태에서 지정된 축 방향으로 회전운동을 실시하였을 때 획득한 데이터와 실제 각도간의 선형 회귀 분석을 통해 도출하였다.

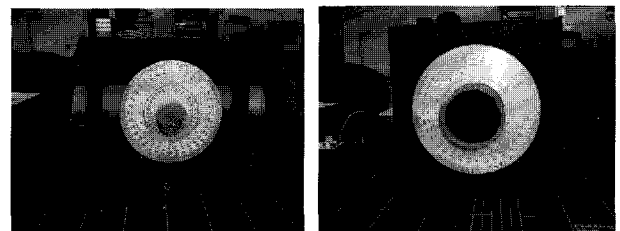


그림 4 중력가속도-각도 변환식 도출을 위해 제작된 장치
Fig. 4 Device for the measurement of the acceleration of gravity according to the angular displacement of each axis

본 실험에서 사용된 가속도 센서 모듈은 3축 방위 방향을 가지고 있으므로, 본 실험에서도 해당 방위 방향과 일치하도록 센서를 교차점에 고정시키고 실험을 실시하였다. 실험은 ATmega 128 프로세서를 이용하여 가속도 센서 모듈을 제어하고, USART 통신을 이용해 PC의 하이퍼 터미널에서 결과를 확인하였다. 하이퍼 터미널을 이용하여 가속도 센서의 출력 값을 2개의 축을 고정된 상태에서 한쪽 축방향의 회전 운동을 실시하고, 약 5° 간격으로 경사각을 변화시키며, 가속도 센서의 X축 데이터, Y축 데이터, Z축 데이터를 각각 수집하였다. 가속도 센서를 수평상태에서 왼쪽(정방향, +), 오른쪽(역방향, -)으로 각 90°의 범위 운동을 실시하였다.

실험 결과는 그림 5와 같이 고정된 2개의 축이 약간씩의 미세한 운동이 발생하는 것은 확인되었지만, 대체적으로 정적인 상태에서 운동을 실시한 한 개의 축 데이터가 약 60°의 범위에서는 선형성을 보였으며, 그 이상의 범위에서는 비선형적으로 변화하는 것을 확인할 수 있었다.

위의 실험결과를 토대로 총 10회 걸쳐 수집된 가속도 변화추이 데이터 중 경사각 ±60°의 범위의 값을 이용하여 각 축 방향별 변환식을 도출하였으며 도출된 결과는 아래의 식 (1)과 같다. XL, YL, ZL은 변환된 각도이며, xg, yg, zg는 측정된 중력가속도이다.

$$\begin{aligned} X_L &= 0.0601x_g + 0.2849 & (1) \\ Y_L &= 0.0581y_g + 1.8421 \\ Z_L &= -0.0595z_g + 0.6852 \end{aligned}$$

위의 변환식을 이용하여, 실험을 통해 수집된 가속도 변

화량을 실제 경사각으로 변환한 결과는 그림 6과 같다. 각 축 방향별 중력가속도와 경사각($\pm 60^\circ$)의 상관계수 0.99이며, 해당 각도에 대한 최대 오차를 $\pm 2^\circ$ 이었다.

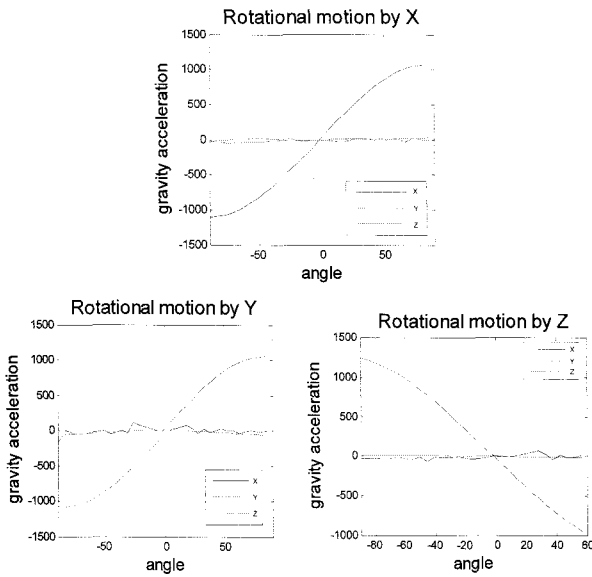


그림 5 각 회전운동 시 측정된 중력가속도의 변화
 Fig. 5 Changes of acceleration of gravity according to the rotational motion of X, Y and Z axis

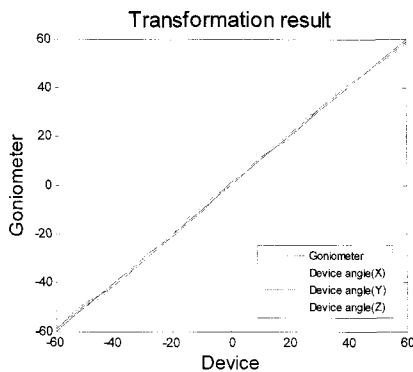


그림 6 축 방향별 중력가속도와 측정된 경사각 비교
 Fig. 6 Comparison of the data obtained by goniometer and that by 3-axis accelerometer

4.2 자세 교정 모의실험

4.1절의 실험을 통해 도출된 변환식을 제작된 장치에 포팅한 후, 실제 사용자에게 착용하여 자세 교정 모의실험을 실시하였다. 정상인 3명(남자 3명, 나이 : 26.7 ± 1.2 세)을 대상으로 장치 성능을 평가하였으며, 모의된 자세는 상체를 “전후로 구부리는 행동”, “좌우로 구부리는 행동”, “어깨 틀기”, “앉았다 일어나기” 등이다.

센서 모듈의 가속도 센서는 신축성 밴드를 이용하여 척추의 만곡점에 위치하도록 고정하였으며, 센서 모듈은 하의 벨트 부분에 고정 시키고 실험을 진행하였다. 또한 센서 모듈의 가속도 센서는 척추의 만곡점에 고정 시 센서의 외형을 고려하여 Z축 방향은 전방 혹은 후방의 자세 변화량을 측정

하였으며, Y축은 좌측 혹은 우측 방향의 자세 변화량을 측정하였다. 그림 7은 장치를 착용한 상태에서 착용자의 상체 전후, 좌우 운동 시 LCD창에 출력되는 정보를 나타낸 것이다. 초록색 사각형은 착용자의 자세가 올바른 상태이며, 빨간색 사각형은 정상 범위를 벗어났음을 알리는 것이며, 연속적으로 각 축 방향별 Cobb’s 각을 수치로 나타나도록 하였다.

실험 결과 본 연구를 통해 제작된 자세 교정 유도 장치는 사용자가 전방을 향하여 몸을 구부리거나(Y축 방향 변화), 측면으로 몸을 구부릴 경우(Z축 방향 변화)에 “빨간색” 표시창과 함께 해당 축방향의 Cobb’s Angle값이 증가하거나 감소하는 것을 확인할 수 있었다(그림 8). 또한 “어깨 틀기”나 “앉았다 일어나기”, “제자리걸음”, “회전”과 같은 Y축이나 Z축으로 경사각 변화가 없을 경우에는 그림 7과 8에 보이는 바와 같이 표시가 “녹색”으로 유지되는 것을 확인하였다.

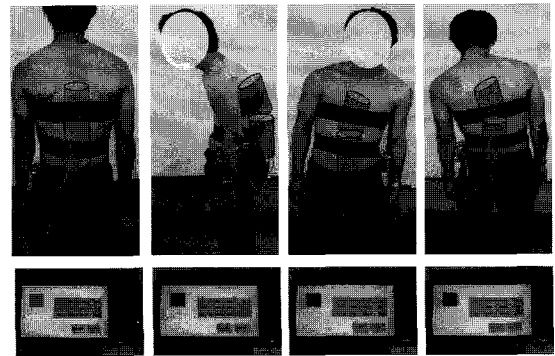


그림 7 착용자의 자세에 따른 장치 작동 예시
 Fig. 7 Examples of graphical alarms and Cobb’s angle during the simulated postures

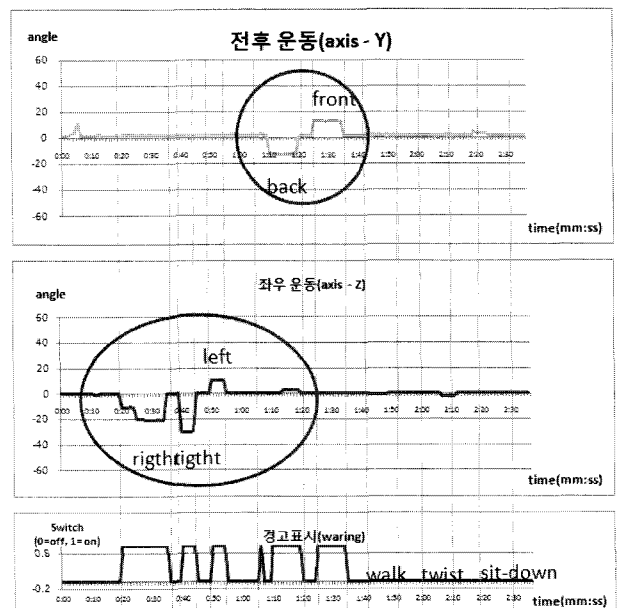


그림 8 자세 변화에 따른 장치 동작상태 변화
 Fig. 8 Data stream of device according to posture changes

4.3 추후 연구 과제

추후 연구 과제로는 잘못된 자세 감지 시 이를 착용자에게 전달할 수 있는 청각적 또는 촉각적 경고 장치의 추가가 필요할 것으로 생각된다. 또한 $\pm 60^\circ$ 이상의 각도에서는 3축 가속도에서 측정된 값과 실제 각도 간의 비선형적인 특성이 보였는데, 별도의 관성센서(자이로 센서나 기울기 센서)를 함께 사용하여 이를 보완할 수 있는 신호처리 방법의 개발이 필요하다. 또한 제작된 장치를 척추 측만증 환자 및 일반인에 적용하여 자세 교정 유도 장치로서의 유용성과 치료 효과에 대한 정량적 평가를 실시할 계획이다.

5. 결 론

본 논문에서는 3축 가속도 센서를 이용한 척추 측만증 환자용 자세 교정 유도 장치 개발하였다. 경사각의 변화에 따른 가속도 센서의 출력 데이터 변화추이를 관찰하여 가속도 센서의 출력 값의 특성상 단일 센서로 활용할 경우 약 $\pm 60^\circ$ 의 범위 내에서는 선형성이 보장되는 것을 확인하였고, 이러한 특성을 이용하여 3축 방향에 해당되는 변환식을 도출하였다. 또한 모의실험을 통해 연속적인 Cobb's 각 측정이 가능함을 확인하였으며, 이를 이용해 착용자의 비정상적인 자세 감지 시 경고 메시지를 전달함으로써 측만증을 예방할 수 있는 장치로서의 적용 가능성을 확인하였다. 본 장치를 활용할 경우 척추 측만증 치료는 물론, 자세 불균형을 호소하는 청소년들과 일반인들의 척추 측만증 예방을 위한 보조 장치로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] 최승욱, "12주간의 척추교정운동 프로그램이 척추측만 청소년의 신체조성, 체력 및 Cobb각에 미치는 영향," 한국체육과학회지, 3호, 제 17권, pp. 1045-1052, 2008.
- [2] 권재환, "특발성 척추측만증 Cobb각 개선을 위한 교정 운동 프로그램의 효과에 관한 연구," 명지대학교, 2002.
- [3] M. C. Hawes and J. P. Brien, "The transformation of spinal curvature into spinal deformity : pathological processes and implications for treatment," BioMed. Central Scoliosis, vol. 1, pp. 3, 2006.
- [4] E. Lou, C. Chan, V. J. Raso, D. L. Moreau, J. K. Mahood, and A. Donauer, "A smart orthosis for the treatment of scoliosis," Proc. IEEE EMBS 27th Ann. Int. Conf., pp. 1008-1011, 2006.
- [5] W. Y. Wong and M. S. Wong, "Smart garment for trunk posture monitoring: A preliminary study," BioMed. Central Scoliosis, vol. 3, pp. 7, 2008.
- [6] M. Bazzarelli, N. Durdle, E. Lou and J. Raso, "A low power portable electromagnetic posture monitoring system," Proc. IEEE IMTC 2001, pp. 619-623, 2001.

저 자 소 개



안 양 수 (安 洋 洙)

1981년 5월 29일생
 2007년 전북대학교 전자정보공학부 졸업
 2007년~현재 동 대학원 석사과정
 Tel : 063-270-4317
 Fax : 063-270-4317
 E-mail : yangsu@jbnu.ac.kr



김 거 식 (金 巨 植)

1978년 7월 5일생
 2004년 전북대학교 전자정보공학부 졸업
 2006년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사)
 2006년~현재 동 대학원 박사과정
 Tel : 063-270-4317
 Fax : 063-270-4317
 E-mail : keosikis@jbnu.ac.kr



서 정 환 (徐 廷 煥)

1962년 11월 11일생
 1987년 연세대학교 의대 의학과 졸업
 1991년/1994년 동대학원 의학과 졸업
 (석사, 박사)
 2004~2006년 대한재활의학회 감사
 1996년~현재 전북대 재활의학과 교수
 Tel : 063-250-1797
 Fax : 063-250-1797
 E-mail : vivaseo@jbnu.ac.kr



송 철 규 (宋 哲 奎)

1962년 11월 10일생
 1987년 연세대학교 의용전자공학과 졸업
 1991년/1998년 동대학원 전기공학과 졸업
 (석사, 박사)
 1994~1999년 삼성종합기술원 전문연구원
 1999년~현재 전북대 전자정보공학부 부
 교수
 Tel : 063-270-4282
 Fax : 063-270-4282
 E-mail : cgsong@jbnu.ac.kr