

압력센서를 이용한 실시간 앉은 자세 모니터링 시스템

Real-time Sitting Posture Monitoring System using Pressure Sensor

정 화 영* · 지 준 근** · 민 세 동†
(Hwa-Young Jung · Jun-Keun Ji · Se Dong Min)

Abstract – A Sitting posture is a very important issue for moderns who is mostly sedentary. Also, a wrong sitting posture causes back-pain and spinal disease. Many researchers have been proposed numerous approaches that classifying and monitoring for a sitting posture. In this paper, we proposed a real-time sitting posture monitoring system that was developed to measure pressure distribution in the human body. The proposed system consists of a pressure sensing module (six pressure sensors), data acquisition and processing module, a communication module and a display module for an individual sitting posture monitoring. The developed monitoring system can classify into five sitting postures, such as a correct sitting, sitting on forward inclination, leaning back sitting, sitting with a right leg crossed and a left leg crossed. In addition, when a user deviates from the correct posture, an alarm function is activated. We selected two kinds of chairs, one is rigid material and fixed form, the other one is a soft material and can adjust the height of a chair. In the experiments, we observed appearance changes for subjects in consequence of a comparison between before the correction of posture and after the correction of posture when using the proposed system. The data from twenty four subjects has been classified with a proposed classifier, achieving an average accuracy of 83.85%, 94.56% when the rigid chair and the soft chair, respectively.

Key Words : Pressure sensor, Real-time monitoring, Sitting posture, Classification

1. 서 론

본 논문은 앉은 자세의 교정을 위한 새로운 접근 및 분석방법을 제안한다. 컴퓨터과학의 발달과 경제의 발전으로 작업 및 학업의 환경이 변화되면서 동적인 신체활동보다는 앉아서 생활하는 시간이 급격히 증가하게 되었다.

앉은 자세는 누워 있을 때보다 7 배, 서있을 때보다 3 배 이상 허리에 가해지는 부담이 크며, 이 때 잘못된 자세는 체중이 골고루 분산되지 않아 신체에 더욱 큰 무리를 초래한다. 따라서 올바른 자세로 오랜 시간 유지하게 되면 쉽게 피로를 느끼게 되고 요추에 스트레스를 증가시켜 요통이 발생하기 쉽다.[1-4] 2012년 건강보험심사평가원에 따르면 국내 척추 측만증 환자의 46.5%가 불안정하게 앉은 자세가 원인이었으며, 2014년 미국의 Steelcase사에서 11개국 2,000명의 직장인을 대상으로 조사하여 9가지 나쁜 자세를 소개하면서 올바른 앉은 자세의 중요

성을 강조했다. 이런 이유로 최근 척추 전문병원이 급격하게 늘어나고 이에 비례하여 척추 수술 비율이 증가하는 추세지만, 이러한 수술을 통한 치료는 요통의 근본적인 원인 해결에 한계점을 보이고 있다. 척추질환 환자들은 성인 때 발생하는 비율보다 10 대 때부터 통증이 시작되어 그 통증이 누적되면서 발병하는 경우가 많은데[5], 2000년 1월부터 2005년 12월까지 서울, 경기 지역의 초, 중등학교 학생 894,594명을 대상으로 검진을 시행한 결과 2000년. 1.66%, 2001년. 2.41%, 2002년. 1.35%, 2003년. 2.49%, 2004년. 3.53%, 2005년. 3.08%로, 지속적으로 증가하고 있어 문제점이 심각해지고 있다.[6] 척추의 만곡이 심각해지기 전까지는 직접적인 치료를 통한 회복보다는 자세를 교정하고 올바른 습관을 들이는 치료만으로도 충분히 완화되고 호전될 수 있다.[7] 이러한 이유로 최근 척추질환 예방을 위해 센서를 이용해 앉은 자세 교정을 목적으로 한 시스템 개발이 활발히 이루어지고 있으며, 나아가 언제 어디서나 질병의 진단적 피드백이 가능한 U-헬스케어가 접목 된 시스템의 개발이 필요한 시점이다. 기존연구에는 3축 가속도 센서를 이용하여 척추 측만도를 판별하기 위해 사용되는 Cobb's 각도를 3차원 상에서 연산하는 방법을 구현한 시스템[8], 근전도를 이용한 척추 주위 근육의 기능과 피로도를 분석하여 자세교정을 유도하는 시스템[9], 단안 카메라를 이용하여 올바른 자세일 때의 영상과 일정 간격을 두고 촬영되는 정면 영상의 비교를 통해 올바른 자세를 판단하는 시스템[10] 등 자세 교정을 위한 다양한 방법으로 진행되어 왔지만 이러한 시스템들

† Corresponding Author : Dept. of Medical IT Engineering, SoonChunHyang University, Korea.

E-mail: medi1223@gmail.com

* Dept. of Medical IT Engineering, SoonChunHyang University, Korea.

** Dept. of Electrical Engineering, SoonChunHyang University, Korea.

Received : May 26, 2015; Accepted : May 04, 2015

은 계측신호의 획득과 처리 알고리즘이 복잡할 뿐만 아니라 실시간으로 정확히 현재 취하고 있는 자세를 인지하고 판단하기에는 부족한 면이 있다.

따라서 본 논문에서는 6개의 압력센서를 이용해 사용자가 의자에 앉아 있을 때 의자와 접촉하는 부분의 압력 분포와 현재 자세를 예측하는 기능을 보편적인 기기인 스마트폰을 통해 모니터링함으로써, 사용자가 실시간으로 올바른 자세를 유지할 수 있도록 안내해주는 스마트 자세 모니터링 시스템을 구현하고자 한다.

2. 본 론

2.1 시스템 설계

2.1.1 시스템 구성

제안된 스마트 자세 모니터링 시스템은 크게 계측부의 압력센서(FSR-406)부터 신호증폭을 담당하는 OP-AMP, 회로 소자 및 MCU에 전원을 공급하는 전원부, 아날로그 신호 처리 및 디지털 신호의 전송기능을 수행하는 MCU(MSP430G2553, TI, USA), 스마트폰과 MCU간 무선통신을 위한 Bluetooth Module 및 압력분포를 실시간 모니터링 할 수 있는 Andoroid Application으로 구성되어 있다.

그림 1은 시스템 전체 전압공급의 흐름을 보여주며, 모든 전원 공급은 병렬형태로 이루어진다. 9 V건전지를 통해 전체전원이 공급되고 LM7805 레귤레이터 2개를 거쳐 각각 5 V로 전압강하 시킨 후 MCU 및 LM1117 레귤레이터의 전원공급으로 사용하였다. 3개의 LM1117 레귤레이터를 이용해 공급된 5 V를 다시 3 V로 전압강하 시킨 후 TL032CP OPAMP(2개의 입, 출력 가능) 3개의 전원으로 입력되어 센서로부터 측정되는 6개의 압력센서 출력을 극대화시킨다. 또한 MCU로 공급된 5 V는 MCU동작 뿐 아니라 MCU 외부 3.3 V VOUT PIN을 이용해 Bluetooth module의 전원공급 기능을 수행한다.

[TL032CP] [MCU] [LM1117] [9V 전지]
[LM7805]

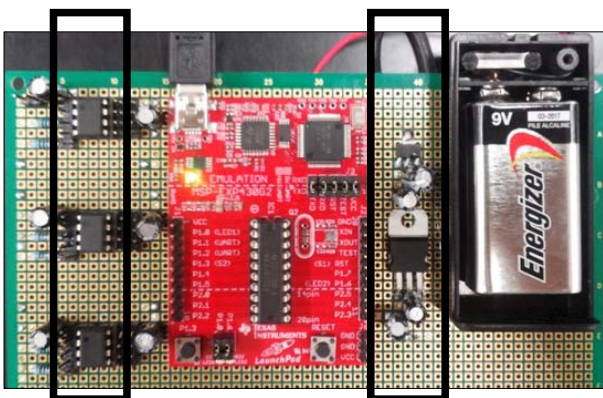


그림 1 전원부
Fig. 1 Power supply

본 시스템에 활용된 압력 센서인 InterLink사의 FSR-406을 사용하였다. 센서의 동작원리는 Active area와 FSR(Force Sensing Resistor) Layer 사이에 Spacer Adhesive로 인한 공간이 존재하여 누르는 힘의 강도에 따른 저항 값의 변화를 측정하는 원리이다. 이를 통해 압력의 유, 무 와 크기를 측정할 수 있고 sensitivity는 1 ~ 10 Kg 까지의 무게를 압력으로 표현이 가능하다. 데이터시트에 있는 계측 회로를 이용하여 본 논문에 적합한 voltage divider를 사용하기 위해 RM(Resistance Multiplier)값을 변화시켜 실험을 진행하였다. 그림2의 왼쪽 그래프는 RM저항 값이 각각 200, 300, 510 ohm 일 경우 100 g ~ 10 kg 의 무게를 가진 분동을 이용하여 압력을 가했을 때 압력센서 출력을 나타낸 그래프이다. MSP430G2553은 10 bit의 ADC(Analog to Digital Converter)해상도를 가지며, 최대 출력전압 3 V와 표현가능범위인 0~1023 까지 최대 해상도를 만족시키는 RM저항 값이 300 ohm이라는 것을 도출하여 voltage divider를 설계하였다. 또한 압력센서의 선형성 확인을 위해 각 센서 당 1~10 Kg까지 1 Kg 씩 무게를 증가시켜 출력변화를 관찰하였다. 총 5회 반복수행 하였으며, sensor 1~6 까지 편차평균은 0.045이고, 분산평균은 0.002로 나타났다. 그림 2 그래프는 각 센서 별 출력의 평균값을 나타내며, sensor 1~6 에서 모두 유사한 출력이 나타남을 볼 수 있다.

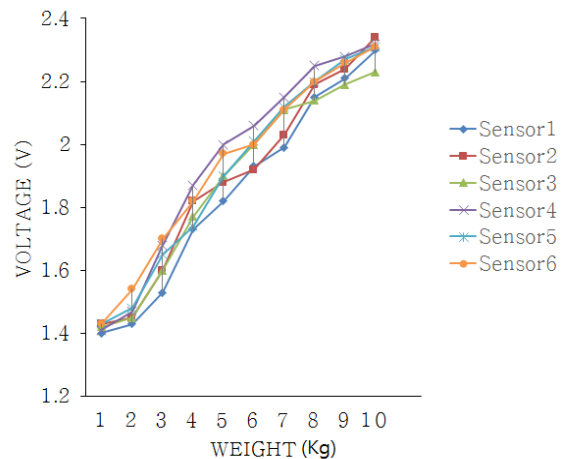


그림 2 Weight(Kg)에 따른 Voltage변화 그래프
Fig. 2 Voltage variation graphs for Weight(Kg)

그림 3은 전체 시스템의 흐름도를 나타낸다. 의자에 부착된 6개의 FSR-406 센서(척추 2개, 둔부 2개, 다리/대퇴부 2개)에 사람이 앉게 되면 가해진 압력에 따라 전압이 발생하는데, 이 아날로그 신호는 MCU ADC의 입력이 된다. ADC를 통해 아날로그 신호는 디지털 신호로 변환 되고 변환된 디지털 신호는 UART(Universal Asynchronous Receiver Transmitter)를 이용해 블루투스 모듈의 수신부로 전송된다. 이후 MCU에 연결된 블루투스 모듈과 스마트폰에 내장된 블루투스 모듈 간 페어링 과정을 거쳐 데이터는 무선으로 스마트폰에 전송된다. 이 때 블루투스는 Master-Slave 구조를 가지고 있으므로 MCU와 연결된 모듈을 Master로 설정하고 스마트폰 내부의 모듈을 Slave로 설정

하였고 개발 소프트웨어는 Java 기반의 안드로이드 bluetooth library를 이용해 통신 Architecture를 구현하였다. 최종적으로 사용자는 스마트폰 어플리케이션을 통해 자신의 앉은 자세를 예측하고 압력분포를 시각적으로 확인하면서 올바른 자세를 실시간으로 확인 및 교정할 수 있다.

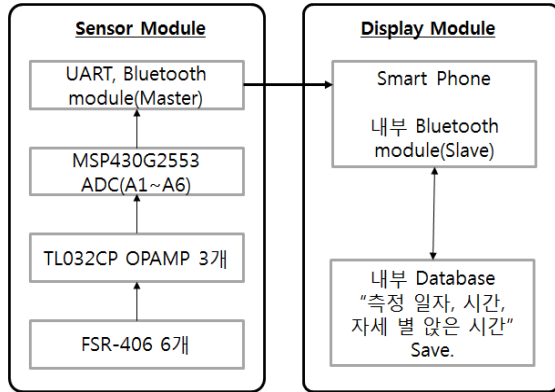


그림 3 시스템 흐름도
Fig. 3 System flow chart

2.2 System Design
2.2.1 Hardware Design

시스템 구성 중 가장 중요한 요소인 의자선택에 있어서 보편성에 중점을 두어 2가지(하이팩, 듀오백) 의자를 선정하였다. 하이팩 의자는 크기가 정형화 되고 단단한 재질을 통해 압력센서의 출력이 선형적으로 측정 될 수 있으며 학교 및 공공기관에 보편화 되어있는 의자이고 듀오백 의자는 회사나 연구기관 등 사무용으로 주로 사용되는 의자로서 재질의 특성상 하이팩의자에 비해 센서출력의 선형성은 조금 떨어지지만 의자의 높낮이 조절 및 허리받침의 유동성을 통해 개인 별 신체적 특성을 고려하여 올바른 앉은 자세를 조정할 수 있다. 그림 4는 센서 및 전원부와 신호처리부, 통신부를 연결한 메인보드의 부착 위치를 나타낸다. 메인보드의 위치는 의자의 형태에 적합하도록 하이팩 의자는 의자 후면에, 듀오백은 의자 하단에 부착하였다.



그림 4 하이팩(a) 및 듀오백(b) 스마트체어의 구조
Fig. 4 Hipack(a) and Duoback(b) smart chair structure

2.2.2 Software Design

의자 선정 및 하드웨어적 구조를 갖춘 후 각 압력센서의 출력 데이터를 시각적으로 보여주는 스마트폰 어플리케이션에서 부위별 압력 분포의 조합을 통해 자세를 구분하는 과정이 필요하다. 따라서 그림 5와 같이 의사결정트리를 이용하여 자세구분 분류기를 설계하였다. 먼저 왼쪽과 오른쪽 대퇴부의 분포를 통해 다리를 쫘 자세와 그렇지 않은 자세를 구분하고 그 중 왼 다리와 오른다리의 압력분포로 P1(왼다리를 쫘았을 때)과 P2(오른다리를 쫘았을 때)자세를 구분하였다. P3(둔부를 앞으로 내밀 때)자세는 둔부가 앞으로 내밀어 지면서 다리/대퇴부 부위의 압력센서에 둔부가 위치하게 되고 이로 인한 둔부의 압력소실의 조건을 통해 구분하였고, 이 중에서 P4(상체를 숙일 때)자세는 상체를 숙일 때 척추부위의 압력이 가해지지 않는 원리를 이용해 올바른 자세인 P5와 구분하도록 설계하였다.

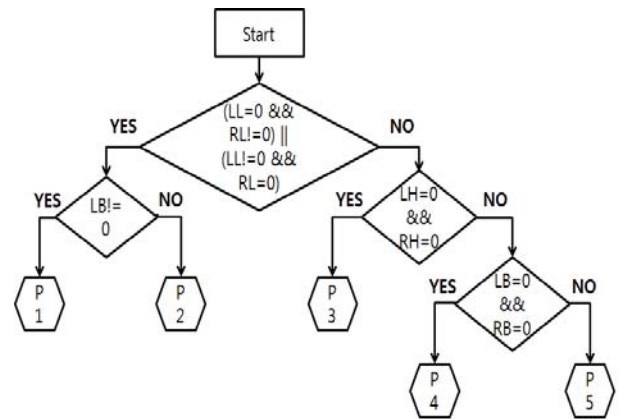


그림 5 의사결정트리를 이용한 분류기
Fig. 5 Classifier with decision tree

표 1 분류기 기호 의미

Tabl 1 Symbol Meaning for classifier

RL	오른쪽 허벅지 압력	LL	왼쪽 허벅지 압력
RB	오른쪽 등 압력	LB	왼쪽 등 압력
RH	오른쪽 둔부 압력	LH	왼쪽 둔부압력
P1	왼다리 쫘 자세	P4	허리를 숙인 자세
P2	오른다리 쫘 자세	P5	올바른 자세
P3	둔부를 내민 자세		

압력측정 및 자세구분 과정을 거친 최종 데이터를 이용해 실시간 모니터링하기 위한 모듈로 스마트폰 어플리케이션을 구현하였다. 어플리케이션 구현 시 사용자가 자세교정을 좀 더 쉽게 하기 위해 직관적으로 압력분포가 보이도록 실제 의자 이미지와 함께 부위 별 센서위치를 표현하였고, 자세예측 기능으로 현재 자세를 다시 한 번 인식시켜줌으로써 자세교정에 도움이 되도록 하였다. 그림 6은 사용자의 앉은 자세와 대표 되는 올바른지 못한 4가지 자세 및 올바른 자세를 미리 입력된 이미지와 매칭 하여

스마트폰 화면에 예측되는 현재 자세를 디스플레이 하고, 3가지 색(초록색: 압력X / 노란색: 압력부족 / 빨간색: 정상 압력)으로 표현한 압력분포를 시각적으로 보여줌으로써 부족한 압력의 위치를 쉽게 파악할 수 있도록 설계하였다. 또한 사용자가 올바른 앉은 자세를 벗어날 경우 알림기능을 이용해 올바르지 않은 자세일 경우 각성하고 다시 자세를 교정함으로써 실시간 자세교정에 도움이 되도록 구현하였다.



그림 6 스마트폰 어플리케이션
Fig. 6 Smartphone application

2.2.3 실험 방법

본 시스템의 평가를 위해 중요한 여러 요소가 있지만 가장 근본적으로 데이터의 유의성을 위해서는 센서의 부착위치가 매우 중요하다. 따라서 작업치료 전문가와의 자문과 여러 임상실험을 통해 진행하였으며 검증된 올바른 자세의 기준에 기초하여 위치를 설정하였다.[11-12]

- 첫째, 어깨는 등과 일직선을 이루며, 앞으로 구부러지지 않는다.
- 둘째, 허리는 의자의 등받이에 의해 확고히 지지된다.
- 셋째, 둔부는 바닥과 평행한다.
- 넷째, 다리는 꼬지 않고, 대퇴부는 바닥과 평행한다.

이 4가지 기준으로 올바른 자세일 때 필수적으로 압력이 가해지는 부위를 판별해 압력센서의 위치를 각각 허리 2개, 둔부 2개, 다리/대퇴부 2개로 총 6개로 설정하였다.[13-14]

시스템 기능을 평가하기 위해 신체 건강한 남 14명, 여 10명을 대상으로 실행하였으며 평균나이는 23.2±1.8세이고 하지에 선천적인 기형, 심각한 외과적 혹은 신경학적 질환, 지난 6개월 동안 하지의 외상, 발이나 허리부위의 통증을 경험했던 대상자는 제외하였다.

시스템에서 지정한 자세 5가지(올바른 앉은 자세, 오른다리 꼰 자세, 왼다리 꼰 자세, 둔부를 내민 자세, 상체를 숙인 자세)를 실행하였을 때 부위별 압력 임계값 기준설정을 위한 실험, 시스템 착용 전/후 외관변화, 자세 예측 정확도 산출 등의 세 가지 실험을 진행하였다. 모든 데이터는 안드로이드 내부 데이터 베이스를 이용하여 추출한다. 먼저, 임계 값 설정을 위해 본 시스템에 기초한 올바른 자세로 앉은 후 10초 간격으로 5가지 자세를 변경하며 데이터를 추출하였다. 스마트폰으로

전송된 데이터는 디지털 데이터이므로 식 (1)을 이용해 전송된 디지털신호 값을 NADC에 대입하여 그림 7의 세로축인 Vin을 역으로 도출하였다.

$$N_{ADC} = 1023 \times \frac{V_{IN} - V_{R-}}{V_{R+} - V_{R-}} \quad (1)$$

실제 앉은 자세를 시스템이 얼마나 정확히 예측하는지에 대한 정확도 평가를 위해 언어학, 컴퓨터 공학, 음성공학 등의 분야에서 시스템 및 프로그램의 정확도 측정에 활발하게 사용되고 있는 Confusion matrix를 이용하였다.[15-17] 피험자가 취한 자세가 시스템이 예측을 목표로 한 자세일 경우 자세예측을 정확히 하였을 때(TP)와 예측하지 못한 경우(FN)을 구분하고, 현재 앉은 자세가 예측을 목표로 한 자세가 아닐 경우에 자세를 정확히 예측하는 경우(FP)와 예측하지 못하는 경우(TN)를 이용하여 민감도, FP Rate, 특이도, 정확도 등 총 4가지 요소를 아래의 수식으로 산출하였다.

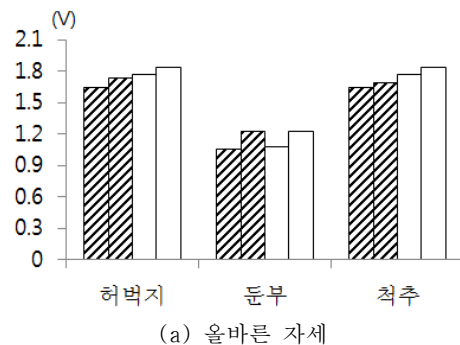
- Sensitivity(민감도) = TP / (TP + FN)
- FP Rate = FP / (FP + TN)
- Specificity(특이도) = TN / (FP + TN)(1)
- Accuracy(정확도) = (TP + TN) / (TP + FP + FN + TN)

2.3 결과

2.3.1 시스템 성능 평가

그림 7은 피험자1로부터 얻어낸 듀오백과 하이팩의자의 압력분포 그래프로써 0~2.2 V 이내의 출력을 나타낸다. 올바른 자세의 경우 대퇴부와 척추의 압력은 거의 동등하며 둔부의 압력은 다른 부위보다 낮은 압력분포를 보였으며, 하이팩과 듀오백의 의자재질이 상이하게 다름에도 불구하고 근사한 출력을 나타냄을 알 수 있다. 또한 실험을 통해 부위 별 압력평균을 산출한 뒤 상위 임계값은 출력의 80%, 하위 임계값은 출력의 20%로 설정하였다.

또한 피험자의 체중 및 체형에 따라 압력의 차이가 존재하는 것을 고려하여 스마트폰 어플리케이션 내부에 각 위치 별 임계값 조정기능을 추가함으로써 피험자 별 시스템 인식률을 높이도록 구현하였다. 그래프에서 왼쪽부터 차례대로 크게 듀오백과 하이팩으로 구분되며 세부적으로는 왼쪽과 오른쪽으로 구분된다.



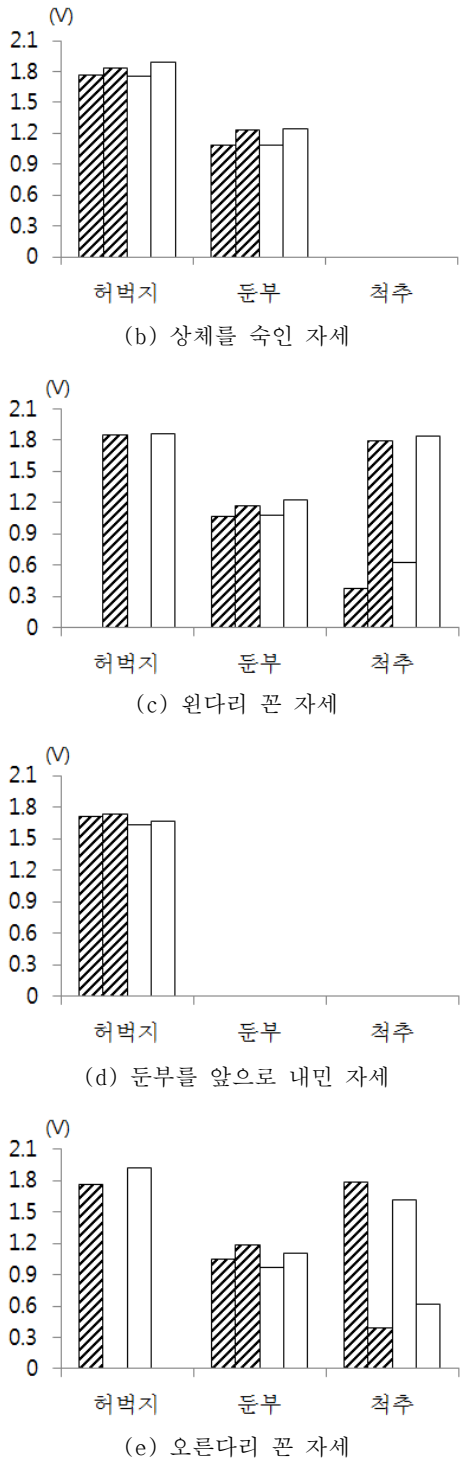


그림 7 자세에 따른 부위 별 압력정도
 Fig. 7 Pressure in each position by Posture

그림 8은 스마트 체어에 앉은 자세에 따른 스마트폰 실시간 화면을 나타내고 있다. 대표 피험자의 자세와 오른쪽 실시간 모니터링 결과를 비교해보면 올바른 자세 포함 5가지 자세(왼, 오른쪽 다리를 곧 자세, 허리를 앞으로 숙인자세, 둔부를 앞으로 내민 자세, 올바른 자세)를 모두 정확히 예측하였고 압력분포 또한 확인할 수 있음을 알 수 있다.

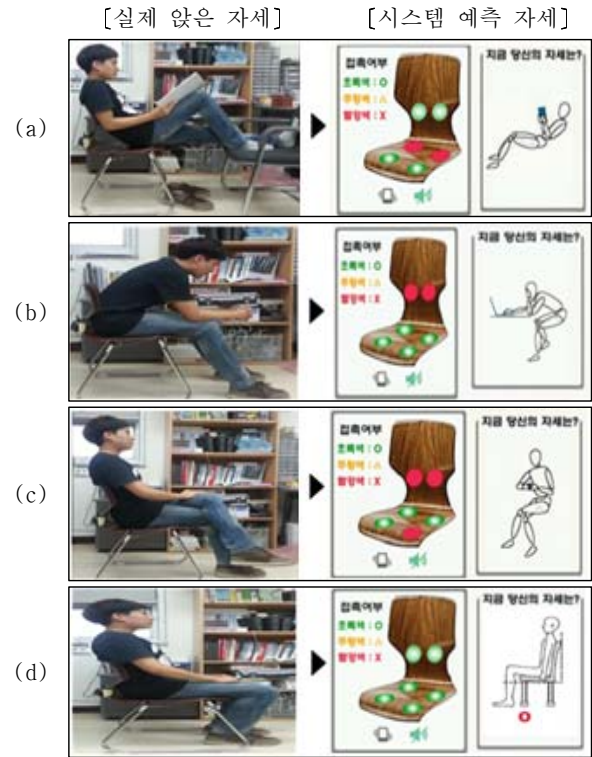


그림 8 실시간 자세예측 - (a) 둔부를 내민 자세, (b) 상체를 숙인 자세, (c)다리를 곧 자세, (d) 올바른 자세

Fig. 8 Real-time Pose estimation - (a) Stretching a hip, (b) Bending upper body, (c) Twisting a leg, (d) Correct posture

다음으로 하이팩 스마트체어에 대한 성능을 평가 위해 평소 앉는 자세에서 본 시스템이 요구하는 올바른 자세를 취할 경우 외관상 어떻게 차이가 나는지에 대해 실험하였다. 먼저, 피험자가 평소에 취하는 편한 앉은 모습을 측면 카메라를 이용해 촬영하고 그때의 압력분포 및 예측 자세를 기록한다. 다음으로, 시스템이 요구하는 올바른 자세(모든 부위의 압력이 빨간색으로 변하도록)를 취하도록 한 후 동일하게 측면 카메라를 통해 외관변화를 촬영하고 압력분포 및 예측자세를 기록한다. 이를 통해 얻어진 결과로 그림 9는 24명 중 외관상 변화가 큰 3명의 피험자들의 외관상 앉은 자세의 변화를 보여준다. 평소 편하게 앉는 자세를 보면 둔부를 앞으로 내민 자세, 상체가 뒤로 처진 자세, 상체가 앞으로 굽어진 자세 등을 볼 수 있는데, 시스템이 요구하는 올바른 자세로 교정하였을 경우 모두 곧은 자세로 외관상의 변화가 확연히 드러남을 볼 수 있다.

[평소 앉는 자세] [교정 후 자세]



그림 9 시스템 적용 전/후 앉은 자세
Fig. 9 System applied before / after sitting posture

표 2와 3은 각각 하이팩과 듀오백 스마트체어가 얼마나 정확히 자세를 예측하는지 평가하기 위한 실험 결과표로써 각 자세별 정확도를 산출한 confusion matrix를 보여준다. 먼저, 시스템이 요구하는 올바른 자세를 취한 뒤(모든 부위의 센서에 임계 값 이상의 압력이 가해졌을 경우) 왼 다리 곧 자세, 오른다리 곧 자세, 둔부를 앞으로 내민 자세, 상체를 숙인 자세 등 총 4가지 올바른 자세를 기준으로 목표자세와 피험자의 현재 자세를 육안으로 비교한다. 한 피험자 당 각 자세 별로 5번씩 실행하였으며, 총 480개의 표본(피험자 24명 × 자세 4가지 × 자세별 5번)을 통해 TP, TN, FP, FN를 도출하여 정확도를 산출하였다. 표 2는 하이팩 의자로 실험을 한 결과로 각각 왼 다리 곧 자세 81.9%, 오른다리 곧 자세 80%, 반 누운 자세 81.9%, 상체를 숙인 자세 91.6%로 나타났다. 시스템 오류에는 피험자의 자세를 목표자세(4가지)로 인식하지 못한 경우가 존재하였으며, 다른 자세로 잘못 예측한 경우도 발생하였다. 결과적으로 하이팩의자를 이용한 시스템의 정확성은 평균 83.85%로 도출되었다. 표 2와 3에서 자세 1은 왼다리를 곧 자세, 자세 2는 오른다리 곧 자세, 자세 3은 둔부를 내민 자세, 자세 4는 상체를 숙인 자세를 의미한다.

연구 및 사무용으로 주로 사용되는 듀오백의자에 대한 자세 예측 정확성은 표 3의 결과로 각각 왼 다리 곧 자세 93.06%, 오른 다리 곧 자세 94.4%, 반 누운 자세 97.2%, 상체를 숙인 자세 97.2%로 평균 95.46%로 하이팩 의자의 정확도(약 83.85%)보다 평균 10%이상의 좋은 성능을 보여준다. 하지만 왼 다리 곧 자세와 오른다리 곧 자세에서 왜곡(예측을 못한 경우)된 경우가 6.94%, 5.6%로 높게 나온 것을 볼 수 있는데, 이는 임상실험결과 다리를 곧 자세의 분류가 좌우로 치우칠 때와 정자세로 곧 자세

표 2 하이팩 스마트체어의 Confusion matrix
Table 2 Confusion matrix of Hipack smartchair

입력 \ 출력	자세 1	자세 2	자세 3	자세 4
자세 1	81.9		2.7	
자세 2		80	1.38	2.7
자세 3			81.9	
자세 4	6.94	9.72		91.6
왜곡	11.16	10.28	14.02	5.7

등 여러 자세로 분류되기 때문인 것으로 추정된다. 본 시스템의 목적은 자세 교정에 기반 하므로 시스템이 요구하는 올바른 자세를 취한 후 이후의 잘못된 앉은 자세 판별에 대한 정확도를 평가하였으며 모든 자세 예측에서 평균 94.56%의 결과를 도출하였다.

표 3 듀오백 스마트체어의 Confusion matrix
Table 3 Confusion matrix of Duoback smartchair

입력 \ 출력	자세 1	자세 2	자세 3	자세 4
자세 1	93.06			1.39
자세 2		94.4		1.41
자세 3			97.2	
자세 4				97.2
왜곡	6.94	5.6	1.4	

하이팩 의자보다 듀오백의자의 성능이 10%이상 차이가 보이는 것은 하이팩 의자는 단단한 재질특성으로 인체가 센서에 접촉하였을 때 압력이 잘 전달되는 반면 신장(다리길이)이 큰 피험자들은 하이팩 의자의 규격화 된 크기로 인해 앉은 자세에서 허벅지가 들리게 되어 다리/대퇴부 부위 압력센서에 압력이 제대로 전달되지 않는 현상이 발생하였고, 두 번째로 메인보드와 압력센서 부착 시 외관상의 문제와 더불어 압력센서가 노출된 상태이기 때문에 시스템 착용 시에 센서가 피험자의 움직임에 의해 위치가 이동되거나 훼손되는 경우가 발생하였다. 듀오백 의자는 센서와 인체 접촉 시 재질특성상 압력이 흡수되는 경향을 보였으나 그림 4에서 볼 수 있듯이 메인보드를 의자 아래에 부착함으로써 착용 시 거부감을 줄이고 의자를 감싸는 가죽내부에 압력센서를 부착함으로써 훼손 및 피험자의 움직임에 대한 위치 이동을 방지할 수 있었고, 높낮이 조절 및 등받이의 유동성으로 시스템의 정확성 또한 상승됨을 볼 수 있었다.

3. 결 론

본 논문은 현대인들에게 올바른 자세의 중요성이 강조되고 있다는 것에 착안하여 사용자가 앉아 있을 때 의자와 접촉하는 부분의 압력 분포를 안드로이드 기반의 스마트폰을 통하여 손

쉽게 모니터링 하고 올바르게 앉는 자세를 취하도록 도와주는 시스템을 설계 및 제작하였다. 제안된 시스템은 기존 자세교정기 및 진단, 치료과정보다 간편하고 시각적일 뿐 아니라 Confusion matrix를 이용한 시스템의 자세예측 정확도 분석을 통해 모든 자세에서 93%이상의 정확성을 보였고 측면 촬영 실험으로 평소 앉은 자세와 시스템을 이용해 교정한 자세가 외관상으로도 분명한 차이를 확인함으로써 효율적인 자세교정 장치로 사용 가능함을 보여주었다.

하지만 앉은 자세에서 부위 별 압력에 대한 압력정도 표현(강, 중, 약)에 있어 개인 별 역치 값 설정에 미흡한 부분이 존재한다. 이 문제는 시스템 정확도에도 영향을 미치기 때문에 추후 자동임계 값 설정 기능 및 체중 별 학습 및 인식 시스템을 구현하여 자동으로 개인 별 임계값 설정이 이루어지고, 체중 또한 가능할 수 있도록 구현 할 것이다. 현재 안드로이드 내부 데이터베이스를 이용해 간단한 자가진단이 가능하지만 클라우드 환경이 조성된다면 전문가들이 원격으로 환자의 교정실태 및 상태를 확인하고 즉각적인 피드백이 가능할 것이다. 추가적으로, 보드의 소형화와 저전력 시스템 구현에 미비한 부분을 보강하는 PCB제작 및 프로그램 최적화에 관한 기술적 연구가 필요한 것으로 판단된다.

스마트 자세 모니터링 시스템은 오랜 시간 앉아서 생활하는 현대인들에게 발생 할 수 있는 잘못된 자세들을 스스로 교정하고 예방함으로써 자세교정 및 작업환경 개선에 큰 역할을 할 것으로 예상된다. 앞으로도 지속적인 연구를 통해 사람들의 앉은 자세 데이터를 수집하고 분석함으로써 스마트 체어를 수정 보완하여 상용화 시킬 수 있는 방법을 모색할 것이다.

감사의 글

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 ICT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2015-H8601-15-1009).

References

[1] Dong-hyun Kim, Jeong-keun Jang, Sun-taag Choe, We-duke Cho "A Study on the Pressure for Gluteal Region and the Movement of the Spine Measure System in Accordance with Sitting Posture on the Chair" The Institute of Electronics and Information Engineers Conference, pp. 1547-1549, July 2013.

[2] Sun-young Kang." A Comparison of Pelvic, Spine Angle and Buttock Pressure in Various Cross-legged Sitting Posture", KAUTPT. 2012. vol. 19 No. 1, pp. 1-9.

[3] Raffle PAB, Adams PH, Baxitet PJ, Lee WR. "Hunter's diseases of Occupations", 8th Ed: Edward Arnold, pp. 515-529, 1994.

[4] D.W. Kim, S.H. Joo, S.E. Paek, B.L. Kim, S.T. Kwon "The evaluation of the Sitting posture using EMG frequency analysis," The Institute of Electronics Engineers of Korea, pp. 2175-2176. July 2006.

[5] Choi Seung-Wook "Effect of a 12 weeks of posture exercise program on body composition, physical fitness and cobb's angle of spinal of middle school students" The Korea Journal of Sports Science, vol. 17, No. 3, pp. 1045~1052, 2008.

[6] Jung Guk-Jin, "Prevalence of Adolescent Idiopathic Scoliosis through School Screnning" Doctorate thesis, Korea university Graduate school, 2007.

[7] M. Bazzarelli, N. Durdle, E. Lou, J. Raso, "A Wearable Computer for Physiotherapeutic Scoliosis Treatment", IEEE IMTC vol. 52, pp. 126-129, 2003.

[8] SY. S An, K. S. Kim, C. G. Song "Posture guidance system using 3-axis accelerometer for scoliosis patient", Information and Control Symposium, pp. 396-398, May, 2009.

[9] Jong Hyun Ryu, Sung Chan Hong, Seung Hwa Beack, Seung Eun Peak "The Evaluation of The Back Muscle's Tension for The Revision of The Sitting Posture" The transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, vol. 53, no.4, pp. 300-308, April 2004.

[10] Ji-In Jun, Jong-Il Park "Posture-Correction-Guidance System Using Monocular Camera" The Korean Society of Broadcast Engineers, pp. 344-345, Nov. 2011.

[11] Ministry of Labor, "The video display terminal (VDT) handling worker task management guidelines" No.50, 2004.

[12] A. M. Alvero, K. Rost, and J. Austin, "he safety observer effect: The effects of conducting safety observations" Journal of Safety Research, vol. 39, No. 4, pp.365-373, 2008.

[13] R. Fante, N. Gravina, and J. Austin, "brief pre-intervention analysis and demonstration of the effects of a behavioral safety package on postural behaviors of pharmacy employees" Journal of Organizational Behavior Management, vol. 27, No. 2, pp. 15-25, 2007.

[14] E. J. Yu, K. S. Moon, and S. Oah, "n Examination of the Effectiveness of Immediate and Delayed Feedback on the Sitting Posture in VDT Working Environment" A paper presented at the Annual conference of the Association for Behavior Analysis, Chicago, Illinois, 2008.

[15] Youngmee Lee, JeeEun Sung, HyunSub Sim, "Consonant Confusions Matrices in Adults with Dysarthria Associated with Cerebral Palsy" ISSN, pp. 47-54, 2005.

[16] Kwang-jin Hong, Chul-han Lee, Kee-chul Jung,

Kyoung-su Oh "Real-time 3D Feature Extraction Combined with 3D Reconstruction" Korean Institute of Information Scientists and Engineers, pp 789-799, Dec 2008.

- [17] Woo-seok Song, Young-gi Byun, Yong-min Kim, Ki yun Yu "A Comparartive Analysis on Techniques of Shadow Extraction in a Single high Resolution Image" Korean Society for Geospatial Information System , pp. 127-132, June 2007.
- [18] Texas Instruments, "Getting Started with the MSP430 LaunchPad"
- [19] Hwa-Young Jung, Chang-Won Wang, Se-Dong Min, "Real-time position monitoring system using pressure sensor" Biomedical Systems and Smart Care Conference, pp. 73-75, Feb 2014.



민 세 동(Se Dong Min)

2001년 2월 : 고려대학교 응용전자공학과 공학사
 2004년 2월 : 연세대학교 생체공학협동과정 공학석사
 2010년 2월 : 연세대학교 전기전자공학과 공학박사
 현 재 : 순천향대학교 의료IT공학과 교수
 <관심분야> 생체신호처리, 스마트케어, 의료 영상시스템

저 자 소 개



정 화 영(Hwa-Young Jung)

2014년 2월 : 순천향대학교 의료 IT 공학과 졸업 (학사)
 2014년~현재 : 순천향대학교 의료 IT 공학과 석사과정
 <관심분야> 생체신호처리, 패턴분석, 재활시스템



지 준 근(Jun-Keun Ji)

1986년 2월 : 서울대학교 전기공학과 (공학사)
 1988년 2월 : 서울대학교 대학원 전기공학과 (공학석사)
 1994년 2월 : 서울대학교 대학원 전기공학과 (공학박사)
 1994년 9월~현재 : 순천향대학교 전기공학과 교수
 <관심분야> 전력변환, 전동기 제어, 전원장치, 전력품질제어, 모션제어, 제어응용