

비침습적 센서 시스템에서 전처리 연산

오현교**, 금효섭*, 조승호*, 김형태**, 문봉희***

*강남대학교 유비쿼터스 컴퓨팅 연구실, **팜웨어뱅크(주),

***숙명여대 컴퓨터학과

e-mail:ohkyo@naver.com, nd0904@nate.com, shcho@kangnam.ac.kr,

conan@firmwarebank.com, moon@sookmyung.ac.kr

Preprocessing in a Noninvasive Sensor System

Hyun-Kyo Oh**, Hyouseob Keum*, Seung-Ho Cho*, Heong-Tae Kim**,
Bong-Hee Moon***

*Lab. of Ubiquitous Computing, Kangnam University

Firmwarebank Co., Ltd., *Sookmyung Women's University

요 약

본 연구는 사용자가 센서를 의식하지 않고 편안하게 일상생활을 영위할 수 있는 비침습적 방식의 센서를 활용하여 향후 침대 위에 있는 사람의 움직임을 정량적으로 측정하고자 한다. 이러한 목적으로 필름 형태의 압전센서를 사용하는 센서 시스템을 구축하였으며, 본 논문에서는 구축된 시스템에서 필요한 전처리 과정을 제시한다. 본 연구에서 사용된 압전센서는 침대 매트리스 아래에 설치하였다. 사람의 움직임에 의한 압전센서의 출력 신호를 증폭하고 샘플링하여 PC로 전송하는 컨트롤러, 컨트롤러로부터 센서 데이터를 수신하고, 사용자에게 센서 데이터를 시각적으로 제시하는 모니터링 프로그램을 개발하였다. 본 연구에서는 컨트롤러에서의 노이즈 제거, 증폭, 샘플링 등의 전처리, 모니터링 프로그램에 의해 수집된 센서 데이터에 대한 이동 평균 필터, 불필요한 움직임이 없는 구간을 제거 후 움직임이 있는 구간 추출 등의 전처리 과정을 제시한다. 이러한 전처리 연산은 향후 침대 위 인체의 움직임을 정량적으로 측정하고, 행동유형을 식별하는데 기여하게 될 것이다.

키워드: 비침습적 방식, 전처리, 압전센서 시스템, 움직임 측정, 이동 평균 필터.

1. 서론

우리나라는 2000년 65세 이상 노인의 인구가 7% 이상인 고령화 사회에 진입하였다. 현재에도 노인의 인구는 빠르게 증가하고 있어 2026년에는 노인의 인구가 20% 이상인 초고령사회로의 진입이 예상된다[1]. 이에 따른 만성질환 환자 수와 노인의 월평균 진료비 역시 급증하고 있어 효율적인 u-Health 서비스를 이용해 보건의료비용을 경감시키려는 노력이 계속되고 있다. 특히 수면은 인생의 3분의 1을 차지하며 올바른 수면은 건강한 일상생활은 물론 질병 예방에도 도움을 줄 수 있는데, 통계에 따르면 전체 수면장애 환자 중 노인의 비율이 43.6%에 달하고 있어 노인 수면관리의 필요성이 증대되고 있다[2].

여러 센서들을 이용해 침대 위 사람의 행동을 모니터링하려는 연구는 전 세계적으로 많이 진행되었으며[3][4][5], 다양한 접근 방식을 통해 수면 시 행동정보를 모니터링할 수 있으나, 수면 시 센서를 착용해야 하는 불편함이나, 다양한 행동유형의 인식에서는 한계를 보이고 있다.

비침습적 센서를 통한 접근은 사용자가 센서의 존재를 의식하지 않음으로써 편안한 일상생활을 영위할 수 있으며, 이로 인하여 편리하게 일상생활에서 데이터를 장기적으로 수집할 수 있다는 장점이 있다. 따라서 본 연구에서

는 하루 동안 사람이 가장 많은 시간을 보내는 침대에 비침습적 방식의 센서를 설치하여 침대에서 사람의 행동 유형 분류 및 운동성 측정 등을 분류할 수 있는 센서 시스템에 적용될 수 있는 전처리 작업을 제시한다.

본 논문의 2절에서는 연구에 사용된 압전센서 및 컨트롤러에 대해 설명하고, 3절에서 모니터링 프로그램을, 4절에서 센서 데이터의 전처리 과정을 설명하며, 5절에서 결론을 맺는다.

2. 압전 센서 및 컨트롤러

2.1 압전 센서

비침습적 방식은 센서를 사람의 피부에 삽입하거나 의식하지 않기 때문에 센서가 설치되더라도 사람이 일상생활을 하는데 불편을 초래하지 않으면서 필요한 정보를 획득하는 장점이 있다[6]. 본 연구에서는 침대 위에 있는 사람의 움직임을 정량적으로 관찰하는데 목적이 있으므로, 센서를 침대 매트리스 아래에 쉽게 설치할 수 있으면서 또한 수면에 방해되지 않는 필름의 형태 압전센서를 사용한다.

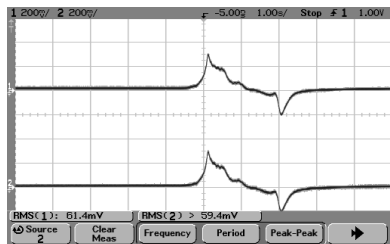
압전효과(piezoelectric effect)[7]란 압전 소자에 외부 응력, 진동 변위 등을 가하게 되면 출력단에 그 힘에 대응되

는 전기 신호가 발생하는 현상을 의미한다.

센서를 휘거나 힘을 주어 누르면 필름 내부의 알루미늄 (Al) 전극에 의해 전기적 분극이 일어나 힘의 세기에 대응하는 전압이 출력된다. 동일한 힘을 센서의 서로 다른 부위에 가한다하더라도, 동일한 전압이 출력되는 장점이 있다.

본 연구에서는 얇고 넓은 필름 형태의 압전센서로 핀란드 EMFIT사의 L-4060SL[8] 센서를 선택하였다. 이 센서는 580×400×0.4mm의 크기와 110g의 무게를 가지며, 매트리스 아래에 설치하여 비침습적 센서로 사용하기에 적합하다.

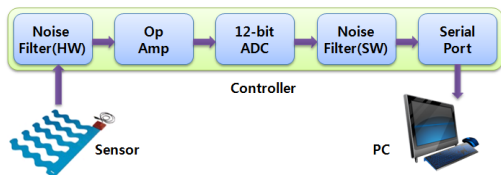
이 센서를 의자 위에 올려놓고, 사람이 의자에 앉았다가 일어날 때의 출력 신호를 오실로스코프로 측정하였다. 그림 1은 이의 출력 파형을 보여준다. 출력 파형을 보면 무부하 상태에서는 약 0V의 전압이 측정된다. 이후 앉은 자세에서 엉덩이가 압전센서에 힘을 가하게 되고 이때 가해진 힘의 정도에 의해 250mV까지 신호 레벨이 상승하였다. 이후 일어날 때 눌러졌던 필름이 탄성에 의해 원래 모양으로 돌아가면서 -200mV까지 출력 전압이 하강하는 것을 볼 수 있다. 센서의 출력 신호는 오디오 잭을 통해 외부의 컨트롤러에게 연결된다.



(그림 1) 의자에서 일어나는 움직임의 파형

2.2 컨트롤러

컨트롤러는 그림 2의 블록도와 같이 압전 센서가 출력하는 아날로그 신호를 증폭한 뒤 디지털 값으로 변환하고 PC로 전송하는 기능을 수행한다.



(그림 2) 컨트롤러 블록도

이를 위해 Analog Device사의 32bit ARM7 마이크로컨트롤러 ADuC7026을 탑재한 PCB를 제작하였다. 먼저 회로도 C4에 10pF의 콘덴서를 연결하여 고주파 노이즈를 하드웨어적으로 제거하였다. 다음 단계로 매트리스에 의해 흡수된 압전센서의 신호는 매우 미세하므로 이를 증폭시키기 위해 Texas Instruments사의 Op Amp LM358[9]을 사용하여 증폭회로를 설계하였다. ADuC7026 마이크로컨

트롤러의 ADC(Analog Digital Converter)는 12bit 해상도와 0~2.5V의 입력 범위를 갖는다. 따라서, 센서로부터 들어오는 신호가 이 범위내로 조정되어야 한다.

반전증폭기(inverting amplifier)는 키르히호프 법칙과 폐 루프 이득(Closed-loop Gain)에 의하여 수식과 같은 이득 $Acl(I)$ 을 얻을 수 있다. 여기에서 (-) 부호는 신호가 반전됨을 뜻한다. 이 회로에서는 R18과 R19의 비율에 따라 증폭 정도를 조절할 수 있는데, R18에 560kΩ, R19에 82kΩ을 연결함으로써 신호를 반전하고 약 7배로 증폭 효과를 얻었다.

증폭된 신호는 마이크로컨트롤러의 ADC 포트에 입력된다. 또한 ADC에서 0V 이하의 (-)전압은 모두 0으로 양자화 되기 때문에 R12와 R16에 각각 1kΩ, 4.7kΩ의 저항을 연결하여 무부하 상태에서 약 1.6V가 유지되도록 전압을 끌어올려 레벨 천이(Level shift)를 구현하였다.

마이크로컨트롤러는 내부 타이머를 이용해 정확히 1ms마다 샘플링하도록 설정하였다. 펌웨어로 노이즈를 제거하기 위해 10개의 양자화 데이터 중 상위 2개, 하위 2개의 데이터는 버리고 나머지 6개 데이터에 대한 평균을 계산하는 질사평균을 취하였다. 이리하여 컨트롤러는 100Hz 주기로 평균이 취해진 16bit의 양자화 데이터를 생성한다. 이렇게 생성된 양자화 데이터는 그림 3과 같이 간단한 4바이트의 패키지로 만들어져 UART 포트를 통해 115,200bps의 속도로 PC로 전송된다.

	Head		Data	
	Preamble0 0xA5	Preamble1 0xA5	ADC Data High Byte	ADC Data Low Byte
Size	1	1	1	1

(그림 3) PC로 전송되는 데이터 패키지

3. 모니터링 프로그램

센서로부터 수집된 파형을 실시간으로 모니터에 출력하고 데이터를 저장하는 GUI 기반의 모니터링 프로그램을 그림 4와 같이 개발하였다.



(그림 4) PC 프로그램 실행 화면

시리얼 포트를 지정하고 컨트롤러와 접속하면 압전센서의 신호를 오실로스코프와 같이 실시간 그래프로 표시한다. 여기서 x축은 시, 분, 초를 나타내는 시간이며, y축은 ADC 양자화 값이다.

컨트롤러의 12bit ADC는 2.5V 이상의 입력전압에 대해

4095의 양자값으로 변환한다. 따라서 무부하 상태에서 출력되는 2670 정도의 양자값은 1.68V의 전압에 해당한다. 이 모니터링 프로그램은 표 1과 같은 기능들을 제공한다. 이러한 시각화 도구는 Java로 개발되었고, 유틸리티 라이브러리인 jfreechart와 javacomm을 사용하였다.

<표 1> 모니터링 프로그램 기능

기능	내용
장치관리자	시리얼 포트 번호를 찾기 쉽도록 장치관리자를 연다.
접속시작/종료	시리얼 포트에 접속/접속해제 한다.
사용자 정보	사용자 이름, 키, 몸무게를 입력하면 파일명으로 저장된다.
그래프 캡처	현재 그래프 화면을 JPEG 파일로 캡처한다.
저장시작	센서 데이터를 텍스트 파일에 저장하기 시작한다.
스케일 조절	그래프 Y축상의 범위를 조절한다.
File Open	저장된 데이터 파일을 연다.
Start/Stop	저장된 데이터를 그래프로 재생하거나 중지한다.

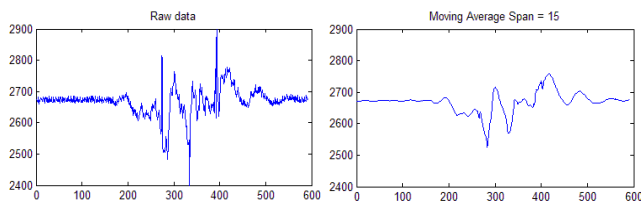
4. 전처리

컨트롤러로부터 수신된 센서 데이터는 고주파의 노이즈가 많고, 실제 움직임의 앞, 뒤에는 움직임이 이루어지기 전의 불필요한 데이터들이 나타난다. 이러한 신호들을 제거하여야만, 제대로 움직임을 식별할 수 있기 때문에 데이터의 전처리는 필요하다.

본 연구에서는 고주파 노이즈를 제거하는 방법으로 데이터를 평활화하는 이동 평균 필터(Moving Average Filter) 방법을 사용하였다[10]. 본 연구에서는 시간 t 동안에 N 기간 동안의 평균을 구하는 단순이동평균을 사용하였다. 이를 수식화하면 다음과 같다.

$$M_t = \frac{1}{N}(X_t + X_{t-1} + \dots + X_{t-N+1})$$

N을 어떻게 적용하느냐에 따라 원본 데이터의 평활화 정도가 달라지는데, N을 짧게 적용할수록 원본 데이터의 손상은 적지만 그에 따라 노이즈 제거 역시 적어진다. 반대로 N을 길게 적용하면 노이즈는 확실하게 제거되지만 의미 있는 데이터까지 손상될 가능성이 있다. 따라서 데이터 손상을 최소화하면서 가능한 많은 노이즈를 제거함으로써 최종적으로 행동 분류에 가장 적합한 N 값을 찾는 것이 중요하다.



(그림 5) 이동평균 필터링 결과

그림 5의 왼쪽은 원본 센서 데이터를, 오른쪽은 N을 15로 적용한 이동평균필터 결과를 보여주고 있다. 이러한 이동 평균 필터 후의 결과는 수집된 센서 데이터의 경향을 잘 보여준다.

5. 결론

본 논문에서는 사람이 가장 많은 시간을 보내는 침대에 비침습적 센서를 설치하고, 침대 위 사람의 행동 데이터를 수집할 수 있는 센서 시스템에서 필요한 센서 데이터 전처리 과정을 제시하였다. 이 시스템을 이용하면 자연스럽게 편안한 상태에서 피실험자에 대하여 신호 측정이 가능하며 일상생활 속에서 피실험자를 장기간 모니터링할 수 있다는 장점이 있다.

비침습적 측정에 용이한 필름 형태의 압전센서를 사용하였고, 미세한 센서 신호의 출력을 증폭하고 양자화하여 PC로 전달할 수 있는 컨트롤러를 개발하였다. 모니터링 프로그램은 GUI 기반으로 수집된 데이터를 저장하여 이후 필요한 전처리 과정을 수행하였다. 이러한 전처리를 통해 향후 침대 위 사람의 행동 유형 분류 및 운동성 측정 등을 분류할 수 있는 센서 시스템에 적용될 수 있다.

참고문헌

- [1] 통계청 “장래인구추계 : 2010년~2060년”, 2012.
- [2] 통계청 “2012 상반기 건강보험주요통계 개요”, 2012.
- [3] Marko Borazio, Kristof Van Laerhoven. “Combining Wearable and Environmental Sensing into an Unobtrusive Tool for Long-Term Sleep Studies,” IHI '12 Proceedings of the 2nd ACM SIGHT International Health Informatics Symposium, pp. 71-80, Jan. 2012.
- [4] A. Gaddam, SC. Mukhopadhyay, ed. “Necessity of a Bed-sensor in a Smart Digital Home to Care for Elder-People,” Sensors, 2008 IEEE. pp. 1340-1343. Oct. 2008.
- [5] S. Cho, B. Phillips, R. Sankar and B. Moon, “A state preserving approach to recognizing human behavior using wireless infrared and vibration sensors,” Southeastcon, 2012 Proceedings of IEEE, pp.1-6, Mar., 2012
- [6] Nava S., “Opening minds to non-invasive ventilation,” C.A.R.E. 2006; 1
- [7] G. Gautschi, “Piezoelectric sensorics,” Springer, June. 2002.
- [8] Emfit. http://www.emfit.com/en/sensors/products_sensors/l-series/
- [9] Texas Instruments, <http://www.ti.com/product/lm358>
- [10] Ya-lun Chou. “Statistical Analysis,” Holt International, section 17.9. 1975.