

침대에서 동작 식별을 위한 비침습식 센서 시스템의 구현

조 승 호*

Implementation of a Non-Invasive Sensor System for Differentiating Human Motions on a Bed

Seung Ho Cho*

요 약

본 논문에서는 아무런 불편함이 없이 사람이 하루 중 가장 많은 시간을 보내는 침대에서 사람 동작의 관찰을 가능하게 하는 비침습식 센서 시스템을 제안한다. 제안된 센서 시스템은 얇고 넓은 필름 형태의 압전센서, 신호처리 보드, 그리고 데이터 수집 프로그램으로 구성된다. 사람 동작에 따라 힘이 가해진 압전 센서는 전압 신호를 생성하게 되고, 이 신호는 제안 시스템에 의해 수집, 전처리, 변환된다. 최종 단계에서 FFT 결과는 k-NN 분류기에 의해 식별된다. 침대에서 10,000개 사람 동작을 식별하는 실험을 수행하였고, 약 89.4%의 정인식률을 달성하였다. 실험 결과는 제안된 시스템이 침대를 사용하는 사람이 정상인인지 중풍환자인지 식별할 능력이 있음을 시사한다. 본 논문의 성과는 침대 사용자의 동작을 지속적으로 관찰 가능하게 한다는 점이다. 이러한 지속적인 관찰은 동작 또는 수면 패턴에서 건강상 이상 징후를 탐지하는데 매우 유용하게 활용될 것이다.

▶ Keywords : u-헬스, 비침습식 센서, 동작 식별, 유비쿼터스 센서 시스템

Abstract

In this paper, we propose an efficient dynamic workload balancing strategy which improves the performance of high-performance computing system. The key idea of this dynamic workload balancing strategy is to minimize execution time of each job and to maximize the system throughput by effectively using system resource such as CPU, memory. Also, this strategy dynamically allocates job by considering demanded memory size of executing job and workload status of each node. If an overload node occurs due to allocated job, the proposed scheme migrates job, executing in overload nodes, to another free nodes and reduces the waiting time and execution

•제1저자 : 조승호 •교신저자 : 조승호

•투고일 : 2014. 1. 22., 심사일 : 2014. 2. 3, 게재확정일 : 2014. 2. 6.

* 강남대학교 컴퓨터미디어정보공학부(Division of Computer and Media Information Engineering, Kangnam University)

* 이 논문은 강남대학교 교내연구비 지원을 받아 연구된 것임

time of job by balancing workload of each node. Through simulation, we show that the proposed dynamic workload balancing strategy based on CPU, memory improves the performance of high-performance computing system compared to previous strategies.

▶ Keywords : u-Health, Noninvasive Sensor, Motion Recognition, Ubiquitous Sensor System

I. 서 론

유비쿼터스 컴퓨팅 기술에 보건의료 분야를 융합한 u-Health는 원격 환자 모니터링과 같이 유무선 네트워크를 이용하여 시간과 공간에 제약 없이 언제 어디서나 의료 관련 서비스를 제공하는 것을 의미한다. 이러한 u-Health 서비스의 등장에 따라 최근 보건의료 분야의 패러다임이 진단 치료 위주에서 예방 및 건강관리로 변모하고 있다[1].

사람들은 보통 하루의 약 3분의 1 시간동안 잠을 잔다. 잠은 사람이 하루 중 가장 많은 시간을 보내는 활동이라 할 수 있다. 이러한 수면은 보통 실내 침대에서 이루어진다. 이러한 관점에서 침대는 사람들이 하루 중 가장 많은 시간을 보내는 가구임에 틀림없다. 또한, 침습식 센서나 접촉식 센서를 사용하게 되면 사람들은 센서의 존재를 의식하게 되므로, 일상생활하는데 불편함을 감수해야 하는 단점이 있다. 따라서, 본 연구에서는 이러한 센서류 대신에 비침습식 센서를 활용하여 집안내 사용자가 아무런 불편함이 없이 가장 많은 시간을 보내는 침대에서 사용자의 동작을 관찰 가능한 비침습식 센서 시스템을 제안한다.

제안된 센서 시스템은 압전 센서, 신호처리 보드, 그리고 데이터 수집 프로그램으로 구성된다. 본 연구에서는 사용자에게 센서를 직접 부착시키는 접촉방식을 지양하고 있으므로, 일상생활하는 사용자의 동작 정보를 수집하기 위해 침대 매트리스 밑에 압전 센서를 설치한다. 제안된 비침습식 센서 시스템을 통해 수집된 센서 값을 분석하여 침대위 사람의 동작 또는 특성을 식별하고자 한다.

첫 번째 식별하고자 하는 침대 사용자 동작의 부류는 침대에서 사람이 주로 행하는 동작으로, 침대에서 일어나 앉기, 침대에 앉아 있다가 눕기, 누워있는 상태에서 뒤척이기 동작이다. 두 번째 식별하고자 하는 대상은 침대 사용자의 특성이다. 정상인이 침대를 사용하고 있는지 아니면, 가령 재활 환

자같은 환자가 사용하고 있는지 등을 구별하는 것이다.

본 논문의 2장에서는 본 연구와 관련된 기존의 연구 결과들을 비교하고, 3장에서는 제안된 시스템의 구성요소들에 대해 설명하고, 4장에서는 침대에서 사용자 동작 데이터를 수집하기 위한 실험 개요, 실험 환경 및 원시 데이터 수집에 대하여 서술하고, 5장에서는 센서 신호의 전처리, 수집된 센서 값 분석을 통한 동작 식별 실험 결과와 의미 등을 서술하고, 6장에서 결론을 맺는다.

II. 관련 연구

기존의 홈 모니터링 시스템에 지능형 침대를 추가하여 침대 위에 있는 환자가 행하는 행동들을 관찰하는 연구가 수행된 바 있다. 이 연구에서는 4개의 각 침대 다리 아래에 Tekscan사의 힘센서[2]를 부착하여 환자의 침대 사용 유무, 환자가 누워있는 위치, 몸무게를 측정하여 침대에 누워 있는 사용자를 구분하는 연구를 수행한 바 있다[3].

수면 패턴을 얻기 위해 침대 다리 아래에 힘센서를 부착하여 환자의 침대 사용 유무를 판단하고 장시간 모니터링 데이터를 수집하여 수면 규칙을 수립하였으며, 행동 규칙에서 벗어나면 위험 상황으로 간주하여 경보 메시지를 보내는 접근 방식을 취하였다. 이러한 비침습적 방식은 사생활 침해 없이 적은 비용으로 침대에서의 환자 상태에 대한 모니터링이 가능하지만, 침대의 사용 유무만으로는 수면 중 행동을 알아내기 어려울 뿐만 아니라, 침대에 오르내리는 시간을 근거로 한 수면시간을 판단 규칙은 정확한 수면시간을 얻는 데에 한계가 있다.

이 연구진이 수행한 수면의 질에 초점을 맞춘 또다른 연구 [4]에서는 힘 센서를 4개로 늘려 침대의 각 다리 밑에 설치하여 환자의 상태 정보를 더 상세하게 얻고자 시도하였다. 센서에 가해지는 압력에 따라 환자의 누워있는 위치를 파악하고, 몸무게를 측정하여 침대 위에 누워있는 사용자를 식별하고자

시도하였다. 또한 각 센서 신호의 패턴을 통해 침대에서 내려 오는 동작이나 떨림 증상 등 하나의 센서로는 탐지할 수 없었던 행동들을 인식하고자 시도하였다. 그러나, 침대에서의 여러 행동들을 분류하는 데에는 많은 제약을 나타내었다.

기존에 매트리스 위에 배치하였던 압력 센서를 매트리스 아래에 배치하여 사용자 편의를 도모하면서 불필요한 신호 간섭을 배제한 후 호흡 및 심장 박동 신호를 수집한 연구가 수행된 바 있다[5]. 이 연구에서는 압력센서를 매트리스 위나 아래에 설치하는지 여부, 매트리스 소재, 두께 등의 매개변수에 따른 센서 신호의 강도와 반응시간, SNR(signal to noise ratio)의 변화를 비교하였다.

이 연구의 기여는 비침습식 압력 센서를 매트리스 위에 설치하는 경우, 사용자에게 불편함을 끼치지 않으면서 사람의 생리 신호를 수집한 점이다. 다만, 매트리스 아래에 센서를 설치함으로써 신호 분산과 강도 감소는 불가피하기 때문에 매트리스 위에 설치할 경우에 비해 보다 정교한 신호 추출 알고리즘이 요구된다.

환자의 팔목에 조도센서와 3축 가속도 센서가 내장된 팔찌를 장기간 착용시켜 생체 정보와 수면패턴을 분류하는 연구가 시도된 바 있다[6]. 이 연구 결과에 의하면, 센서 데이터와 비디오 화면 캡처를 비교하는 작업을 거쳐 최종적으로 사용자의 수면 자세를 36가지로 분류하였고, 수면 주기와 가벼운 형태의 경련이나 간질 패턴을 식별하는 성과가 있었다. 그러나 조도계를 사용하여 밤낮을 구분하였기 때문에 실제 사용 환경에서는 손목이 이불 안에 들어있거나 바다를 향한 경우, 오류가 잦을 것으로 예상된다. 또한, 카메라를 사용하여 심각한 사생활 침해 문제를 갖고 있고, 사용자가 팔찌를 일상적으로 부착하고 생활하여야 되므로, 일상생활에 불편함을 야기하는 문제가 있다.

수면과 관련된 행동에 관심이 높은 관계로 침대에서 잠자는 동안 또는 잠들기 전후의 행동들을 분류하기 위한 연구가 수행된 바 있다[7]. 침대 주변에 무선 적외선 감지 및 진동 센서류를 설치하여 잠들기 위해 침대에 눕거나, 수면 중 뒤척임, 침대에 일어나 앉는 행동 등을 비침습적인 방식으로 관찰하였다. 이 연구에서는 피실험자군을 하나의 집단으로 설정하고 행동 분류를 시도한 방식과 개인별로 행동 분류를 시도한 방식, 이 두가지 방식을 비교하였고, 침대가 개인적 가구이라는 점에서 후자인 개인별 접근 방식의 유효성을 제시한 성과가 있었다. 이 연구는 침대에서 사람의 행동들을 모델링하고 분류를 시도한 것으로서는 의미가 크나, 사용된 진동 센서의 가변성이 커 안정적인 관찰 시스템을 유지하는데 어려운 한계가 있다.

III. 제안 센서 시스템

3.1. 전체 시스템 구조

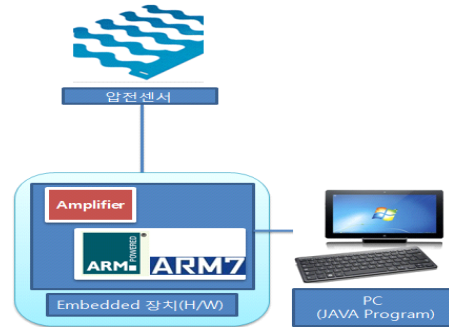


그림 1. 시스템 구조
Fig. 1. System Architecture

제안된 센서 시스템은 크게 압전 센서, 신호처리 보드, 데이터 수집 프로그램으로 구성된다. 침대 매트리스 위에 있는 사람의 동작에 의해 압전 센서에 힘이 가해지면, 압전 센서는 힘의 변화에 따른 전압 신호를 신호처리 보드로 출력한다. 출력 신호를 받은 신호 보드는 입력된 센서 신호를 증폭 및 필터링 후, 디지털로 변환된 센서 값을 UART 통신을 통해 PC로 전송한다. PC상의 데이터 수집 프로그램이 센서 값을 실시간으로 그래프로 제시하고, 파일에 저장한다.

3.2. 압전 효과

압전효과(piezoelectric effect)[8]란 압전 소자에 외부 응력이나 진동 변위 등이 가해지면 그 변화량에 따라 출력 전압이 발생하는 현상을 의미한다. 이러한 원리를 바탕으로 본 논문에서는 침대 매트리스 바로 밑에 얇고 넓은 필름 형태의 압전 센서를 설치하였다. 침대 위에 있는 사람의 움직임에 따라 센서에 가해지는 압력의 정도가 변하므로 센서에서 전압이 출력되고, 이를 통해, 침대 위에 있는 사람의 동작을 측정하고자 하였다.

본 연구에서 사용한 센서는 그림 2와 같이 얇고 넓은 필름 형태의 ferroelectret형 압전센서로서 EMFIT사의 L-4060SL 센서[9]를 선택하였다. 이 센서는 580×400×0.4 mm의 크기와 110g의 무게를 가지며, 매트리스 아래에 설치하여 비침습식 센서로 사용하기에 적합하다.

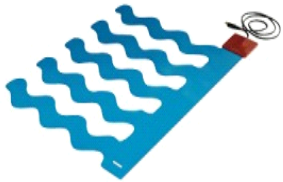


그림 2. 압전 센서(L-4060SL)
Fig. 2. Piezoelectric Sensor

3.3. 신호 처리 보드

이 보드에서는 압전 센서의 아날로그 신호를 증폭한 뒤, 디지털 값으로 변환하여 PC상의 데이터 수집 프로그램으로 전송한다. 그림 3은 이 보드에서 이루어지는 처리 과정을 보여준다.

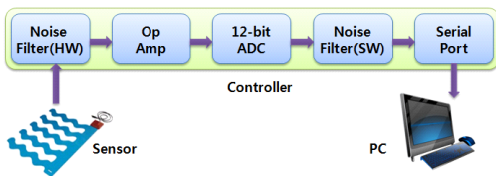


그림 3. 흐름도
Fig. 3. Flow Diagram

이 신호처리 보드에서 사용된 MCU는 32bit ARM7 코어를 내장한 Analog Devices사의 ADuC7026[10]로서 1 MSPS(Mega sampling per sec)의 처리 능력과 12 bit 해상도의 분해능을 가진 12개의 ADC 채널을 탑재하고 있고, 0~2.5V의 입력 범위를 갖는다. 그림 4는 제작된 신호처리 보드를 보여준다. 먼저 압전 센서의 출력신호에 대하여 고주파 잡음을 회로에서 제거하였고, 다음 단계에서 매트릭스에 의해 센서 신호가 대부분 흡수되어 매우 미세한 신호를 증폭하기 위해 Texas Instruments사의 Op Amp LM358[11]

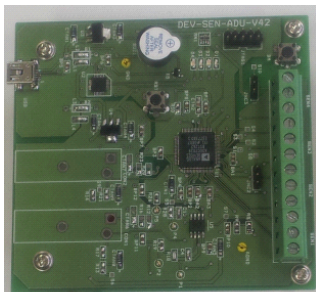


그림 4. 신호처리 보드
Fig. 4. Signal Processing Board

을 사용하여 출력 전압을 7배 증폭하였다.

마이크로컨트롤러는 내부 타이머를 이용해 정확히 1ms마다 압전센서 신호를 샘플링하도록 설정하였다. 펌웨어로 잡음을 제거하기 위해 10개의 양자화 데이터 중 상위 2개, 하위 2개의 데이터는 버리고, 나머지 6개 데이터에 대한 평균을 계산하는 질사평균을 취하였다. 이리하여 신호처리 보드는 100 Hz 주기로 평균이 취해진 16 비트의 양자화 데이터를 생성한다. 이렇게 생성된 양자화 데이터는 그림 5과 같이 4 바이트의 패킷으로 만들어져 UART 포트를 통해 115,200bps의 전송속도로 PC에게 전송한다. 이러한 펌웨어는 Keil uVision ARM 컴파일러[12]에 의해 개발되었다.

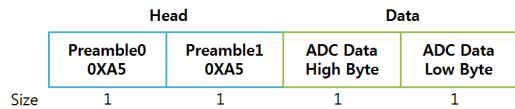


그림 5. 데이터 패킷 구조
Fig. 5. Structure of a Data Packet

3.4. 센서 데이터 수집

압전 센서의 파형을 화면에 출력하고 데이터를 저장하기 위한 GUI 기반의 프로그램을 개발하였다. 신호처리 보드로부터 실시간으로 수신되는 센서 값을 그림 6과 같이 그래프 형태로 출력하고, 파일에 저장한다.

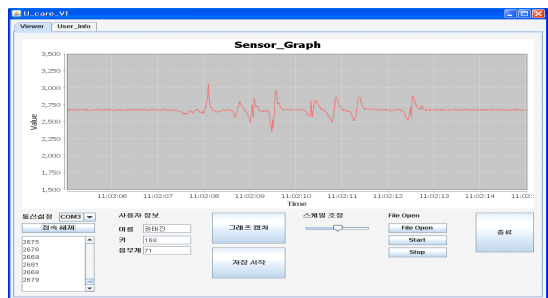


그림 6. 데이터 수집용 GUI 화면
Fig. 6. GUI Snapshot for Data Collection

그림 6 하단부의 설정창에서 시리얼 포트를 지정하고 신호처리 보드와 연결하면, 압전센서 신호가 오실로스코프에서 측정되는 것처럼 실시간으로 표시된다. 여기서 x축은 시, 분, 초의 시간을 나타내며, y축은 ADC 양자화 값이다. 보드의 12bit ADC는 2.5V 이상의 입력전압에 대해 4095 크기의 양수로 변환한다. 따라서 무부하 상태에서 출력되는 2670 정도의 양수는 약1.68V의 출력 전압에 해당한다.

이 데이터 수집 프로그램은 표 1과 같은 기능을 제공한다. JAVA 공개 API Java Communication의 Java Comm 2.0(window version)을 이용하여 시리얼 통신을 구현하였다. 여러 포트를 사용하여 통신할 수 있도록 통신 포트를 검색하는 UI를 구성하였고, 윈도우 장치관리자를 확인하여 연결된 해당 포트를 선택 후 접속버튼을 사용하면 PC와 보드간 접속이 이루어진다. 이 시각화 도구는 Java로 개발되었고, 유틸리티 라이브러리인 JFreeChart와 Javacomm을 사용하였다[13].

표 1. 데이터 수집 프로그램 기능
Table 1. Function of a Data Collection Program

기능	내용
장치관리자	시리얼 포트 번호를 찾기 쉽도록 장치관리자를 관리한다.
접속시작/종료	시리얼 포트에 접속/접속 해제한다.
사용자 정보	사용자 이름, 키, 몸무게를 입력하면 파일명으로 저장된다.
그래프 캡처	현재 그래프 화면을 JPEG 파일로 캡처하여 저장한다.
저장시작	센서 데이터를 텍스트 파일에 저장하기 시작한다.
스케일 조절	그래프 Y축의 범위를 조정한다.
File Open	저장된 데이터 파일을 불러온다.
Start/Stop	저장된 데이터 파일의 데이터를 그래프로 재생 또는 중지한다.

IV. 실험 환경

4.1 실험 개요

본 연구에서는 침대 매트리스 아래에 설치한 압전 센서를 활용하여 누워 있다가 일어나는 사람의 동작을 분류하고자 한다. 침대에서 일어나는 동작이 사람마다 천차만별이지만, 몸을 먼저 옆으로 돌리고 팔꿈치를 사용하여 일어나는 동작을 주된 분류 대상으로 삼았다. 재활 전문가[14]에 따르면, 이렇게 일어나는 동작이 주로 중풍을 경험한 환자들에 의해 행해지는 동작이라 한다. 표 2에서 보는 바와 같이 실험에 참여한 피실험자는 건강한 정상인들로, 피실험자가 중풍환자를 모방하여 실험하는 경우는 재활 전문가로부터 중풍환자가 침대에서 일어나는 동작에 대한 사전 안내에 따라 실시하였다. 본 연구의 실험은 주로 정상인과 중풍 환자의 동작을 식별하고자 시도하였다.

표 2. 피실험자 관련 정보
Table 2. Information Related to Subject Group

피실험자	키(cm)	몸무게(kg)	성별	비고
A	178	73	남	
B	174	75	남	
C	167	71	남	
D	167	73	남	
E	172	72	남	

그림 7은 본 연구에 의해 구현된 비침습적 센서 시스템을 보여준다. 실험을 위해 매트리스와 침대 철제 프레임 사이에 압전 센서를 설치하고, 신호처리 보드와 노트북을 연결한 모습을 볼 수 있다.

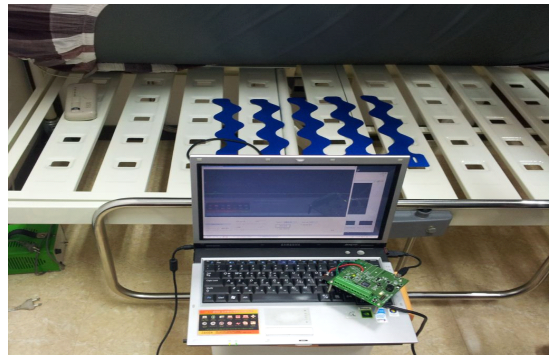


그림 7. 제안된 센서 시스템 설치
Fig. 7. Installation of a Proposed Sensor System

4.2 센서 데이터 수집

침대에서 사람의 동작을 식별하기 위하여 피실험자가 매트리스 위에서 누웠다 일어나는 동작을 반복하는 동안 구현된 센서 시스템에 의해 센서 값들이 수집된다. 매트리스의 흡수력을 고려하여 일반 매트리스와 병원용 매트리스에서 실험을 수행하였다. 병원용 매트리스의 경우 사람 동작에 의한 압력이 센서까지 잘 전달되어 양호한 출력 신호를 나타냈지만, 스프링 타입의 일반 매트리스는 눌러지는 압력을 대부분 흡수하는 관계로 출력 신호가 매우 미약하였다. 따라서 본 연구에서는 병원용 매트리스를 사용하여 실험을 수행하였다. 표 3은 이러한 실험 방법을 정리한 것이다.

표 3. 실험 방법
Table 3. Experimental Method

구분	내용
매트리스 종류	병원용 매트리스(딱딱한 재질)
대상 동작	침대에서 누워있다가 일어나 앉는 동작, 앉아있다가 눕는 동작, 뒤척임 동작
센서 위치	신체의 팔 뒤통치 아래
데이터 저장방법	파일 및 동영상으로 저장

표 4와 같이 피실험자들은 침대에서 세가지 동작-일어나 앉기, 눕기, 뒤척임-을 수행하였고, 중풍환자의 동작과 비교하기 위하여 중풍환자를 모방하여 신체에서 마비된 쪽의 팔꿈치에 기대어 일어나 앉는 동작을 실험하였다. 그림 8은 피실험자가 침대에서 일어나 앉는 동작 실험을 하는 동안, 노트북 화면에는 데이터 수집 프로그램에 의해 동작이 측정되어 그래프로 나타나는 것을 볼 수 있다.

표 4. 실험 동작 종류
Table 4. Experimental Motion Types

번호	사람 유형	동작
동작1 (일어나남)	정상인	팔꿈치에 기대어 침대에 일어나 앉기
동작2 (눕기)	정상인	침대에 앉아있다가 눕기
동작3 (뒤척임)	정상인	침대에서 누워 뒤척임
동작4 (일어나남)	중풍환자	마비된 쪽의 팔꿈치에 기대어 침대에서 일어나 앉기

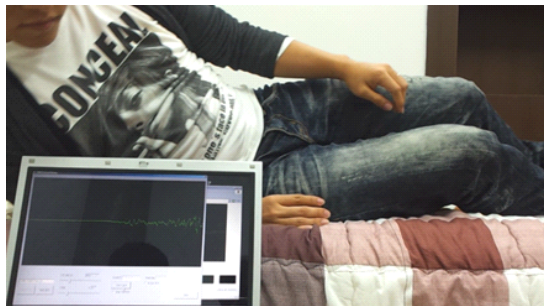


그림 8. 일어나는 동작의 실험 모습
Fig. 8. Experiment of a Getting-up Motion

그림 9는 데이터 수집 프로그램이 정상인 피실험자 A가 누운 상태에서 팔꿈치를 딛고 침대에 일어나는 동안 측정된 센서 값들을 그래프로 제시한다. 파형은 오른쪽에서 왼쪽으로 진행하므로 그림의 왼쪽에서 (-)의 전압으로 떨어지는 시점이 동작의 시작 시점이다. 파형이 기준선 위로 올라가면 압전센서에서 (+) 전압이 출력된 것이고, 기준선 아래로 내려가면 (-) 전압이 출력된 것이다.

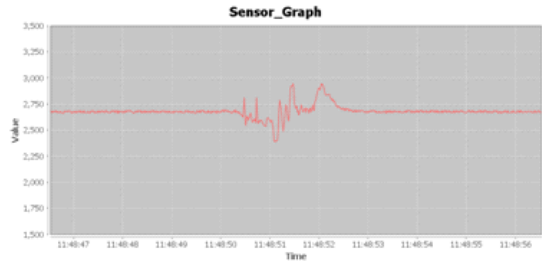


그림 9. 일어나 앉는 동작의 파형(정상인)
Fig. 9. Waveform of a Getting-up Motion(Normal Person)

피실험자가 처음 일어나고자 하는 순간 팔꿈치에 강한 힘이 주어지고 이 힘이 매트리스를 누르면서 몸을 지탱하기 때문에 압전 센서로부터 큰 (-) 전압이 출력되는 현상을 관찰할 수 있다. 곧이어 압전 센서의 탄성에 의해 (+) 전압이 중간 시점, 즉 일어나기 시작하여 약 1초 정도 경과한 시점 부근에서 나타나는 것을 관찰할 수 있다. 동작의 중반 시점 이후에 일어나려고 하는 힘이 팔꿈치 다음에 손바닥으로 옮겨지면서 두 번째 파형이 나타났다. 신호가 중간 값으로 안정된 시점, 즉 그림 9에서 약 2초가 조금 더 경과한 시점이 피실험자가 완전히 일어나 앉음으로써 일어나는 동작이 완료된 시점이다.

그림 10은 정상인 피실험자가 중풍 환자를 가정한 일어나는 동작시 압전센서의 출력 파형을 보여준다. 중풍 환자인 경우에는 팔에 힘을 주기가 어려워, 일어나기 위한 시도를 반복하는 행동 특성이 있다. 그림 10은 이러한 행동 특성에 의해 반복적으로 팔로 일어나고자 시도하는 동작에 의해 작은 파형들이 긴 시간동안 계속적으로 나타나는 현상을 관찰할 수 있다. 이 실험에서 중풍 환자의 경우에는 약 6초의 긴 동작 시간과 반복적인 파형이 특징으로 관찰되었다.

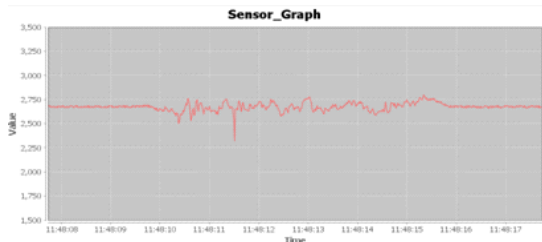


그림 10. 일어나 앉는 동작의 파형(중풍환자)
Fig. 10. Waveform of a Getting-up Motion(Stroke Patient)

V. 동작 식별

5.1 전처리

본 연구에서는 고주파 잡음을 제거하기 위한 방법으로 데이터를 평활화하는 이동 평균 필터(Moving Average Filter) 방법을 사용하였다[15]. 시간 t 시점에서 데이터 N 개의 평균을 단순이동평균으로 사용하였는데, 다양한 N 에 대해 실험한 결과, 15가 가장 적절하였으므로 이후 분석에 이 값을 적용하였다.

고주파 잡음을 제거한 다음, 파형중에서 동작이 없는 구간을 제거하고 동작 영역만을 추출한다. 그림 9와 10에서 입력된 센서 값들이 별다른 변화가 없는 구간은 동작이 없는 구간이고, 어떠한 크기 이상의 변화가 일어나면 동작이 시작된 것이다. 이후에 다시 변화가 없는 파형이 지속적으로 나타나면 동작이 종료된 시점으로 판단하여 동작이 진행된 구간만을 추출한다. 일정 기간동안 벡터들의 분산을 계산한 실험 결과에 의하면 분산값 20이 적정하여, 이를 기준으로 동작의 개시 및 종료 시점을 추출하였다. 그림 11(a)(c)는 정상인과 중풍환자가 침대에서 일어나 앉는 동작 구간만을 추출한 결과를 보여준다[16].

정상인과 중풍환자가 침대에서 일어나 앉는 신호를 관찰하면, 진폭이 큰 정현파는 두 행동에서 많은 차이를 보이므로 분별력이 우수한 특징이라 할 수 있다. 반면 주파수가 높고 진폭이 작은 정현파의 경우에는 모든 동작 데이터에서 나타나고 있으므로 별로 유용하지 않는 특징이라 할 수 있다. 본 연구에서는 그림 11(b)(d)와 같이 FFT(Fast Fourier Transformation)[17]를 이용하여 시간 영역의 신호를 주파수 대역으로 변환하였고, 이후 FFT 결과는 k -최근접이웃(Nearest Neighbor) 분류기의 입력으로 받아 동작 패턴들을 식별하였다.

k -NN[18]은 특징 공간 내에서 학습 데이터에 기반하여 입력 신호 s 를 분류하는 방법으로, s 와 가장 가까운 k 개의 이웃 샘플을 찾아 과반의 표를 얻은 클래스로 분류한다. k 가 1인 경우 가장 가까운 학습 샘플의 클래스를 s 의 클래스로 정하는 방법으로, 최근접 이웃 알고리즘 중에서 가장 간단한 분류 방법이다. 본 연구에서는 전처리시 N 값, k -NN에서의 k , 정인식률(correct recognition rate), 수행시간 등의 관계를 분석한 결과, $N=16$, $k=1$ 일 때 정인식률과 수행시간 면에서 최적의 성능을 발휘하였다. 따라서, 표 5와 같이 N 을 16

으로, k -NN에서는 k 를 1로 하여 인식률을 도출하였다.

표 5. 실험 매개변수
Table 5. Experimental Parameters

항목	내용
원시 데이터 이동 평균 계산 데이터 양	16
원시 데이터 앞, 뒤 cut-off 분산	20
k -NN 분류기 계수	1

5.2 동작 식별 실험

표 6. 1회 실험 분석 개요
Table 6. Overview of One Experimental Analysis

항 목	내용
피실험자 수	5명
동작 종류 갯수	4개
동작별 피실험자의 실험 횟수	8회
동작별 총 실험 횟수	40회
총 동작 실험 수	160개
학습 동작 갯수	140개
검증 동작 갯수	20개

표 6은 1회 동작 실험 데이터 분석시 수행된 내용을 정리한 것이다. 각 동작마다 피실험자 5명에 의해 수집된 40개 실험 동작 중에서 임의적으로 35개 실험 동작을 선정하여 k -NN 분류기의 학습용으로 사용하였고, 나머지 각 동작마다 5개 실험 동작에 대해 검증을 시도하였다. 이렇게 실험 데이터에 대한 분석을 한번 실시하면, k -NN에 의해 20개 실험 동작의 식별 결과를 얻는다. 이러한 실험을 총 500회 반복 수행하여 총 10,000개 실험 동작의 식별 결과에서 약 89.4%의 정인식률을 얻었다.

표 7. 혼동 행렬
Table 7. Confusion Matrix

구분	동작1	동작2	동작3	동작4	소계	인식률 (%)
동작1	2454	45	0	1	2500	98.16
동작2	194	2046	252	8	2500	81.84
동작3	0	166	2001	333	2500	80.04
동작4	0	0	61	2439	2500	97.56
소계					10000	89.4

표 7의 혼동행렬은 각 동작별 정인식률을 정리한 것으로, 이 결과에 의하면, 정상인이 행한 세 가지 동작 중 다른 두 동

작인 침대에 눕는 동작2와 뒤척이는 동작3의 경우에는 인식률이 각각 81.84%, 80.04%를 나타냈다. 오류가 발생하는 경우는, 정상인이 침대에서 일어나는 동작과 뒤척임 동작에서 주로 발생하였다. 뒤척임 동작의 경우에는, 침대에서 중풍환자가 일어나는 동작으로 오인식되는 비율이 정상인이 침대에 눕는 동작으로 오인식되는 비율보다 2배정도 높게 나타났다. 이것은 정상인의 뒤척임 동작이 중풍환자가 일어나는 동작과 유사도가 상대적으로 높다는 것을 시사한다.

정상인과 중풍환자가 일어나는 동작인 동작1과 동작4간 식별은 정인식률이 98.16%, 97.56%로 매우 우수하였다. 이것이 의미하는 바는 서로 다른 특성을 가진 집단의 사용자들에 의한 일어나는 동작은, 본 연구에 의해 매우 잘 식별될 수 있다는 것을 뜻한다. 즉, 제안 시스템에 의해 이 침대를 사용하는 사람이 정상인인지 아닌지를 잘 구별할 수 있다는 가능성을 제시한다.

VI. 결 론

본 연구에서는 침습식 또는 접촉식 센서류 대신에 비침습식 센서를 활용하여 집안내 사용자가 아무런 불편함이 없이 가장 많은 시간을 보내는 침대에서 사용자가 주로 행하는 동작들에 대해 관찰 가능하게 하는 비침습식 센서 시스템을 제안하였다. 제안된 센서 시스템은 얇고 넓은 필름 형태의 압전 센서, 신호처리 보드, 그리고 데이터 수집 프로그램으로 구현되었다. 본 연구에서는 사용자에게 센서를 직접 부착시키는 접촉방식을 지양하고 있으므로, 일상생활하는 사용자의 동작 정보를 수집하기 위해 침대 매트리스 밑에 압전 센서를 설치하였다.

제안된 센서 시스템상에서 침대 위 사람의 동작에 따라 수집된 센서 값들에 대한 전처리가 이루어진 다음, FFT 및 k-NN 분류 단계를 거쳐 사람의 동작이 어떠한 동작이었는지 또는 어떠한 특성을 가진 사람이 침대를 사용하고 있는지 등에 대해 동작 식별 실험을 실시하였다. 총 10,000개 실험 동작에 대한 식별 결과, 약 89.4%의 정인식률을 얻었다.

정상인이 행한 세 가지 동작 중 다른 두 동작인 침대에 눕는 동작과 뒤척임 동작의 경우에는 정인식률이 각각 81.84%, 80.04%를 나타냈고, 정상인과 중풍환자가 일어나는 동작의 식별은 정인식률이 98.16%, 97.56%로 매우 우수하게 나타났다. 이것은 본 연구에 의해 서로 다른 특성을 가진 집단의 사용자들이 잘 구별될 수 있다는 점을 시사한다. 즉, 제안 시스템에 의해 이 침대를 사용하는 사용자가 정상인인지 아닌지를 잘 구별할 수 있다는 가능성을 제시하였다.

본 연구의 성과는 제안 시스템에 의해 침대 사용자의 누적된 관찰이 가능해진다는 점이다. 이러한 누적된 관찰 결과는 향후 침대 사용자의 동작 패턴이나 수면 패턴 등의 분석을 가능하게 하여 건강상의 이상 징후를 파악하는데 활용될 수 있을 것이다. 이러한 사용자의 동작 패턴이나 수면 패턴 분석은 특히 병원과 멀리 떨어진 지역에 거주하는 재활환자들의 경우, 병원에 가지 않고서도 건강관리 서비스를 제공받는 것을 가능하게 할 것이다.

더 나아가, 전세계적으로 사람의 일상생활 능력을 평가하는 기준인 Activity of Daily Living(ADL)[19]의 관점에서 본 연구 결과를 바라보면, 본 연구의 의미는 더욱 크다고 할 수 있다. ADL의 기능 독립 척도 중 침대 이동성(Bed Mobility)[20] 항목이 있는데, 현재는 의사들이 환자들을 눈으로 보고 환자가 침대에서 행하는 운동 역량을 정성적으로 평가하고 있다. 정성적인 평가인 관계로 의사의 주관이 개입될 가능성이 있어 객관적인 평가로는 미흡하다. 본 연구 결과는 현재 의사들이 수행하는 정성 평가를 정량 평가로 대체하는 연구로 나아갈 수 있다. 정량 평가 기준의 수립에 관한 연구는 세계 표준인 ADL의 새로운 표준을 확립하는 것과 관계된 것으로 우리나라가 선도적인 위치에서 세계 표준을 이끌어갈 수 있다는 것을 뜻한다. 향후 이 연구 분야에 보다 적극적인 후속 연구가 수행될 필요가 있다.

참고문헌

- [1] Taemin Song, "u-Health: Current Status and Policy," Korea Institute of Health and Social Affairs(KIHASA), Republic of Korea, 2011.
- [2] <http://www.tekscan.com/force-sensitive-bed-monitoring>
- [3] A Gaddam, S. C. Mukhopadhyay and G. Sen Gupta. "Necessity of a Bed-sensor in a Smart Digital Home to Care for Elder-People", Sensors, IEEE, pp.1340-1343. Oct. 2008.
- [4] A. Gaddam, K. Kaur, G. Sen Gupta and S. C. Mukhopadhyay, "Determination of Sleep Quality of Inhabitant in a Smart Home using an Intelligent Bed Sensing System," IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference(I2MTC), 2010.
- [5] M. Holtzman, D. Townsend, R. Goubran and F. Knoefel, "Validation of Pressure Sensors for

Physiological Monitoring in Home Environments”, 2010 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications Proceedings(MeMeA), pp.38-42, Canada, 2010.

[6] 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 SIGHIT International Health Informatics Symposium, 2012.

[7] Seung Ho Cho, Phillips, W.D., Ravi Sankar and Bonghee Moon. “A State Preserving Approach to Recognizing Human Behavior using Wireless Infrared and Vibration Sensors,” Proc. of IEEE Southeastcon, pp.1~6, Mar. 2012.

[8] Gautschi, G. “Piezoelectric sensorics”, Springer Berlin, Heidelberg, New York. 2002.

[9] EMFIT, <http://www.emfit.com/>

[10] <http://www.analog.com/en/processors-dsp/ analog-microcontrollers/aduc7026/products/product.html>

[11] <http://www.ti.com/product/lm358>

[12] <http://www.keil.com/arm/mdk.asp>

[13] <http://www.oracle.com/technetwork/java/index-jsp-141752.html> and <http://www.jfree.org/jfreechart/>

[14] Private communication

[15] Ya-lun Chou, “Statistical Analysis”, Holt International, section 17.9, 1975.

[16] Hyounkyo Oh, et. al., “Preprocessing in a Non-invasive Sensor System,” Proc. of KIPS Spring Conference, 20(1), pp.83-85, Republic of Korea, 2013.

[17] J. W. Cooley and J. W. Tukey, “An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series,” Mathematics of Computation, 19, pp.297-301, 1965.

[18] T. Cover and P. Hart, “Nearest Neighbor Pattern Classification,” IEEE Transactions on Information Theory 13(1), pp. 21-27, Jan. 1967.

[19] Katz S, et al., “Studies of Illness in the Aged. The Index of ADL: A standardized measure of biological and psychosocial function,” JAMA 185(12), pp. 914-919, Sep. 1963.

[20] Hamilton BB, Granger CV, Sherwin FS et al., “A uniform national data system for medical rehabilitation,” Rehabilitation Outcomes: analysis and measurement, Brookes Pub., pp.137-147, 1987.

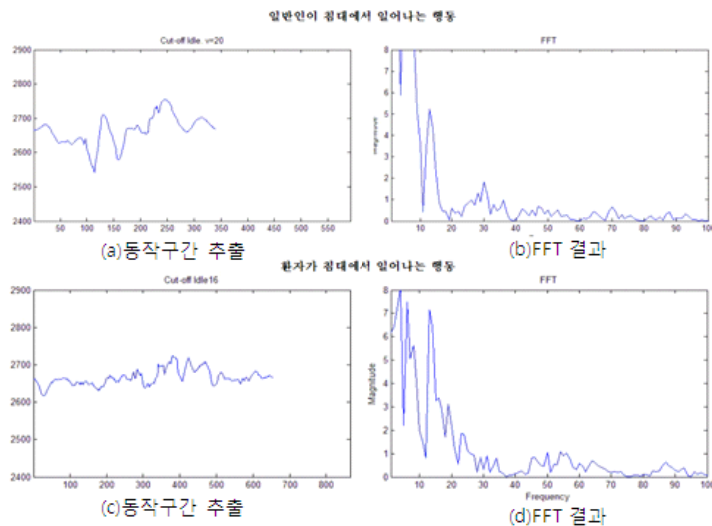


그림 11. 동작구간 추출 및 FFT(정상인, 중풍환자)
 Fig. 11. Extraction of a Motion Period and FFT(a Normal Person and a Stroke Patient)

저 자 소 개



조 승 호

1985: 서울대학교
전자계산기공학과 공학사.

1989: 서울대학교
전산과학과 이학석사.

1993: 서울대학교
전산과학과 이학박사

1985~1987년: 삼성전자
컴퓨터부문 연구원

1993년~현재: 강남대학교
컴퓨터미디어정보공학부
교수

관심분야: 유비쿼터스 컴퓨팅,
센서 네트워크, 동작인식,
임베디드 시스템.

Email : shcho@kangnam.ac.kr