

섬유압력센서기반 다기능 수면모니터링 시스템의 개발

정화영, 왕창원, 호종갑, 나예지, 이해림, 민세동
 순천향대학교 의료IT공학과

Development of multi-functional sleep monitoring system based on textile pressure sensor

HwaYoung Jung, ChangWon Wang, JongGab Ho, YeJi Na, HaeLim Lee, Se Dong Min
 Dept. of Medical IT Eng., SoonChunHyang Univ.

Abstract - 본 논문은 최종적으로 수면 자세와 수면 중 발생 할 수 있는 무호흡증의 모니터링이 가능한 시스템 개발을 목적으로 하며, 이에 대한 기초연구로써 4가지 수면자세에 따른 압력분포를 분석으로 자세구분의 가능성을 확인하고 호흡신호의 검출을 위한 신호처리 알고리즘 개발 및 측정 범위 설정을 목적으로 한다.

시스템은 24 채널의 섬유압력센서 매트, 커패시턴스 측정 및 데이터 송, 수신 보드, 모니터링 어플리케이션으로 구성된다. 근접 센서의 원리를 이용해 섬유센서의 민감도를 조절하여 압력 측정이 가능하도록 구현하였으며, 커패시턴스 측정 및 데이터 송,수신 보드는 하나의 보드당 4 개의 채널 수용이 가능하고, 24개 채널의 입력을 위해 총 6개의 측정보드를 사용하였다. 통신방법으로는 Zigbee를 사용하였고 PC전용 모니터링 어플리케이션은 동시에 6개 포트로부터 전송되는 데이터의 모니터링이 가능하다. 신호처리 방법으로는 원신호로부터 Outlier를 제거한 후 대역통과필터를 사용하여 맥박 신호를 추출하고 정규화를 통해 전체 센서의 출력이 선형성을 갖도록 구현하였다.

호흡신호 측정의 유의성을 입증하기 위해 KTMED사의 E2KIT과 동시에 측정하여 데이터를 분석하였으며, 동시간대에서 동일한 호흡 주기가 검출되었다. 또한 수면자세를 판별하기 위한 분석으로 24개 채널의 압력 값의 분포를 Gray scale 이미지로 변환하여 각 자세의 윤곽을 시각적으로 확인 할 수 있었다.

1. 서 론

현재 오늘날 사회는 IT발전과 더불어 개인 건강에 대한 관심이 높아지면서 웰니스 및 헬스케어 관련 산업이 급속도로 발전하고 있다[1]. 더불어 기존의 치료 중심의 의료서비스에서 개인 맞춤형 건강관리를 통한 사전에 질병을 예방하는 새로운 패러다임으로 사람들의 인식이 변화하고 있다[2].

수면은 인간이 살아가면서 많은 시간을 할애하고 그만큼 중요하기에 수면의 질을 높이기 위한 연구들이 세계적으로 다양하게 진행되고 있다[3-5]. 그 중, 인체에 무해하고 다양한 분야에 접목할 수 있는 전도성 섬유를 활용하여 수면 시 자세 및 생체신호 등을 측정하는 연구가 진행되고 있다[6-8].

이에 본 연구에서는, 수면 자세 및 수면 중 발생 할 수 있는 무호흡증의 모니터링이 가능한 시스템 개발을 위한 선행연구로 수행하였다. 4가지 수면자세에 따른 압력분포를 분석하고 자세구분의 가능성을 확인하였고, 호흡신호의 검출을 위한 신호처리 알고리즘을 개발하였다.

2. 본 론

2.1 수면 모니터링 시스템

수면자세와 호흡을 측정하기 위한 모니터링 시스템은 24개의 섬유압력센서, 커패시턴스 측정 및 데이터의 송, 수신을 담당하는 모듈 6 세트, 24개 채널의 실시간 데이터 모니터링이 가능한 PC기반 어플리케이션 등으로 구성된다.

2.1.1 섬유압력센서의 구조

수면 시 인체의 압력 분포와 호흡 시 흉곽 및 복부의 움직임으로 발생하는 압력 신호의 측정을 위해 커패시턴스 섬유압력센서를 개발하였다.

센서 매트는 상체의 움직임을 측정하기 위해 폭 95cm, 높이 65cm로 제작하였고 각 센서의 크기를 폭과 높이가 10cm인 정사각형으로 총 24개의 센서를 부착하였다. Sensor와 Shield 층 등 총 2개의 층으로 구성되며 각 층 사이에 펠트지를 추가함으로써 인체와 센서 간 발생하는 전기장의 강도를 낮추어 커패시턴스 측정의 민감도 조절 및 수면 중 센서와 인체의 이질감을 줄일 수 있었다.

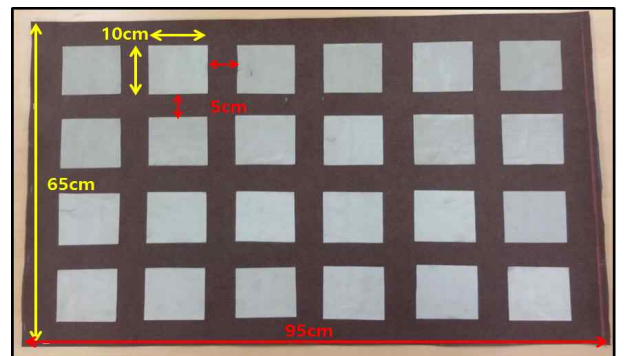


그림 1. 센서의 규격

2.1.2 시스템 구성

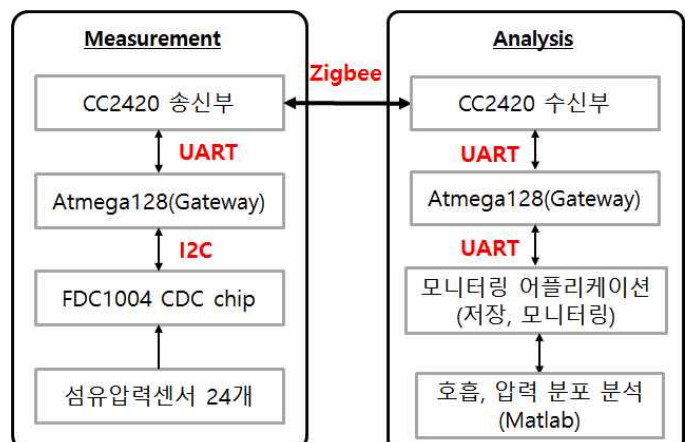


그림 2. 시스템 흐름

그림 2는 수면 모니터링 시스템의 전체 흐름을 나타낸다. 24개의 섬유압력센서로부터 출력되는 신호를 TI사의 FDC1004 칩을 이용하여 커패시턴스를 추출한다. 각 측정보드 당 4채널의 아날로그 입력의 수용이 가능한 FDC1004 칩이 하나씩 탑재되어 있기 때문에 24개의 출력을 수용하려면 6개의 측정보드를 사용해야한다. 디지털 신호로 변환된 커패시턴스 신호는 I2C통신을 통해 Atmel사의 Atmega128로 전달되며 UART 통신 모드 변환의 Gateway 역할을 담당한다. 다음 UART 통신을 통해 TI사의 CC2420 Zigbee 모듈로 전송되며 무선으로 PC에 연결된 수신 모듈로 데이터가 인가된다. 마이크로프로세서를 거친 24개 채널의 커패시턴스 데이터가 C#으로 구현된 어플리케이션을 통해 실시간으로 모니터링되며, 데이터의 저장, 측정보드의 sampling rate 및 boudrate의 재설정이 가능하다.

2.2 연구방법

수면 자세의 판별 가능성과 호흡 신호의 추출을 위해 민감한 커패시턴스 신호특성을 파악하여 실험프로토콜을 설정하고 측정된 신호로부터 호흡신호 추출 및 시각적인 압력분포를 표현하기 위한 신호처리 알고리즘을 설계하였다.

2.2.1 실험방법

데이터 수집을 위해 신체 건강한 남 3명, 여 1명을 대상으로 실험을 진행하였으며 평균 나이는 26.7 ± 2 세이고 상체의 움직임에 있어 제약이 있거나 수전증 등 동 잡음이 발생할 수 있는 피험자는 제외하였다.

본 연구에서는 안정적인 데이터 측정을 위해 먼저 주변 전기장에 민감한 커패시턴스 신호의 특성을 고려하여 해당 PC를 제외한 전자기기가 없는 방에서 실험을 진행하였으며, 수면자세 판별을 위해 그림 4에서 볼 수 있듯이 4가지(정면을 본 자세, 옆드린 자세, 왼쪽으로 누운 자세, 오른쪽으로 누운 자세)로 설정하였다. 또한 커패시턴스 신호는 센서와 측정보드 간 전선의 길이, 측정보드 간 미세한 간격 차이로도 신호의 offset 값이 변동하기 때문에 데이터 측정 시 눈을 감은 상태로 움직임을 최대한 제한하였다.

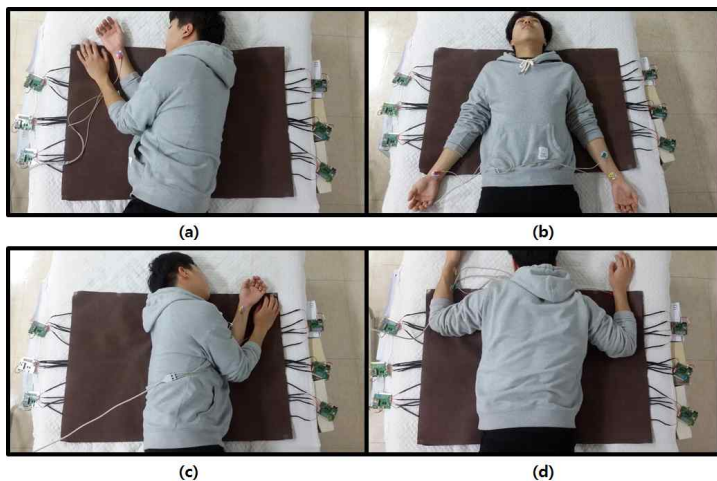


그림 3. 4가지 수면자세(a-왼쪽으로 누운 자세, b-정면을 본 자세, c-오른쪽으로 누운 자세, d-옆드린 자세)

데이터 측정 시 센서의 offset변동에 대한 영향 감소 및 압력의 증감을 판단하기 위해 각 자세 별 측정을 진행하기 전 1분간 압력이 없는 상태에서 reference 압력을 측정하였다. 또한 추출한 호흡신호의 유의성을 검증하기 위해 E2KIT의 호흡 신호와 동시에 측정을 하였으

며, 자세 별 2분 동안 압력 데이터를 측정하였다.

그림 4는 실험환경으로서 센서 매트와 E2KIT의 위치, PC와 수신 모듈의 interface인 허브연결 및 실시간 데이터 모니터링 어플리케이션을 보여준다.

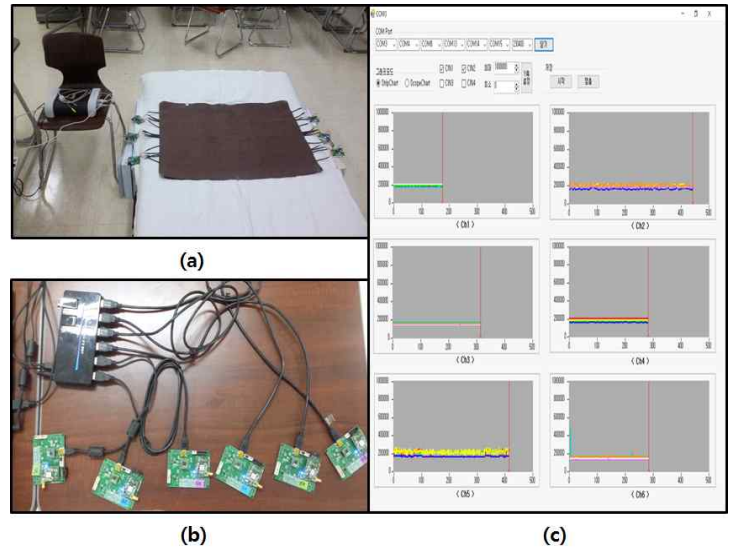


그림 4. 실험환경(a-E2KIT 및 센서매트와 측정 보드, b-수신용 측정보드, c-모니터링 어플리케이션)

2.2.2 분석방법

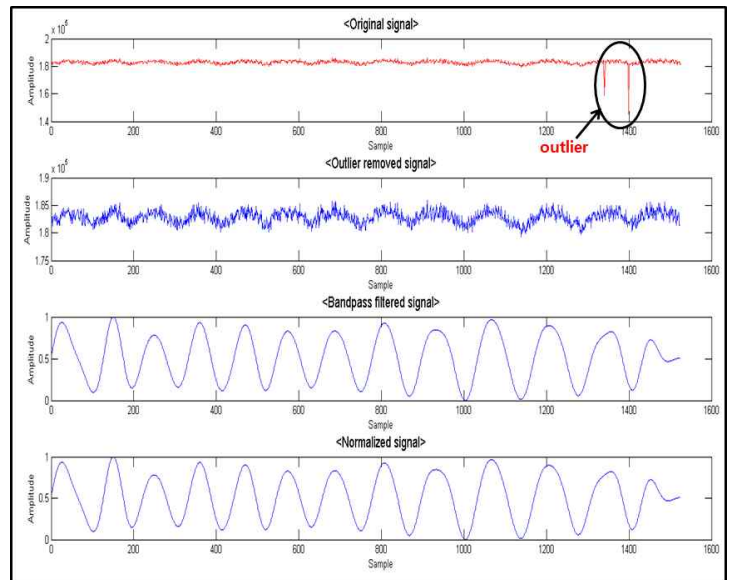


그림 5. 신호처리 과정

호흡신호 추출 및 압력 분포 분석에 대한 신호처리를 위해 matlab을 사용하였다. 먼저, 그림 5의 원신호에 표시된 부분인 outlier를 제거하여야 한다. outlier는 신호특성에 큰 영향을 미치기 때문에 제거하지 않고 신호처리를 할 경우 예상과 전혀 다른 결과를 초래할 수 있다. outlier가 제거된 신호를 butterworth 4차 필터를 이용해 대역통과 필터를 구현하여 필터링 과정을 수행하였다. 이 때 cutoff frequency는 인간의 평균 호흡수를 고려하여 0.15~0.3 Hz 로 설정하였다.

대역통과필터를 통해 필터링을 거친 신호는 고주파가 제거되어 호흡 신호가 나타남을 볼 수 있다. 그러나 각 센서는 offset 값이 모두 다르기 때문에 Y축에 대한 scaling이 필요하다. 정규화 과정은 평균화 방식을 사용하여 0과 1 구간에 맞게 scaling 되도록 구현하였다.

수면자세분석을 위한 신호처리로는 outlier제거와 notch filter를 통한 전원노이즈(60 Hz)제거 및

window size가 3인 이동평균필터로 smoothing과정을 거친다. 각 자세별 reference 압력과의 편차를 구하고 편차의 평균인 표준편차를 도출한다. 또한 Gray scale의 압력분포를 시각적으로 표현하기 위해 센서 별 신호의 표준편차를 0~255 구간으로 정규화 하였다.

2.3 결과

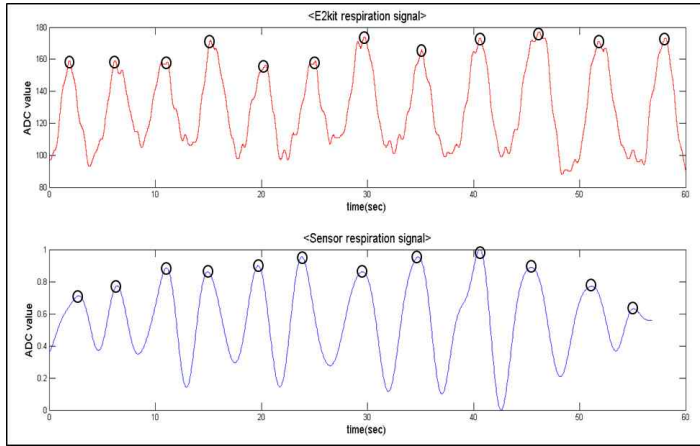


그림 6. 호흡신호 유의성 검증

그림 6은 앞서 언급한 압력센서의 호흡신호에 대한 유의성을 검증한 결과이다. E2KIT과 섬유압력센서를 동시에 측정된 데이터의 일부로써 60초 동안의 신호를 나타낸다. E2KIT 신호와 섬유압력센서의 호흡신호에 대한 peak 검출을 실행하여 표기한 것을 볼 수 있다. 두 센서 모두 1분에 12회의 호흡수를 측정하였고 호흡 신호의 주기가 같은 시간대에 측정되었음을 확인할 수 있다.

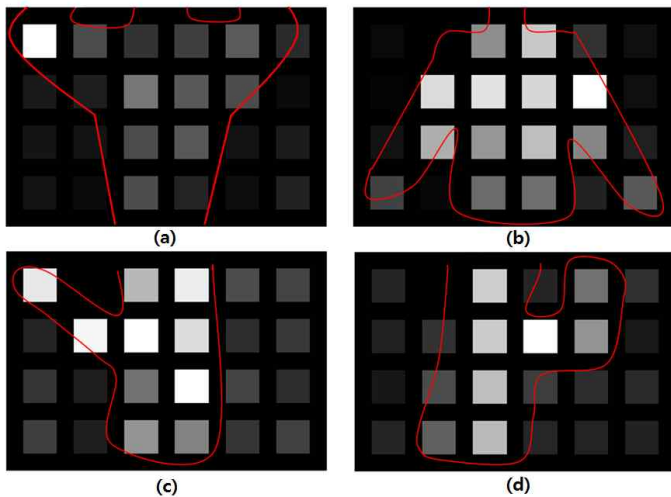


그림 7. Gray scale image를 이용한 압력분포 출력 (a- 엎드린 자세, b- 정면을 바라본 자세, c-오른쪽으로 누운 자세, d- 왼쪽으로 누운 자세)

0~255의 구간으로 정규화 된 24개의 압력 분포를 gray scale image를 이용하여 표현하였다. 또한 빨간 선으로 압력분포에 따른 윤곽선을 추출하면 4가지 자세와 동일한 압력 분포를 확인할 수 있다.

3. 결 론

본 논문은 섬유압력센서를 이용한 다기능 수면모니터링 시스템의 기초연구로써 상체 부분을 포함하는 센서 매트리를 이용해 호흡신호의 추출과 수면 자세 판단의 가능성을 보는 것을 목적으로 하였다. 현재 결과로 호흡신호추출과 자세 별 압력분포가 뚜렷이 나타남을 확인하였다. 그러나 커패시턴스 측정 자세가 전선의 길이, 주변

전기장의 영향, 움직임에 인한 영향 등 민감한 신호이기 때문에 현재 수면모니터링 시스템은 다수의 문제점이 있다. 먼저 측정 보드의 채널 수용한계가 4개 이므로 24개의 센서를 측정하는데 6 세트의 측정보드가 필요하고 이로 인해 6 측정보드의 무선통신 중 데이터 손실 및 지연이 발생하게 되고 신호의 신뢰성이 낮아진다. 따라서 추후에는 측정보드의 수용가능 채널수 추가와 차폐환경 구축 및 Sensor calibration을 통해 더욱 안정적인 측정 시스템을 구현할 것이다. 또한 측정부위를 상체가 아닌 전신으로 하여 좀 더 자세하고 다양한 수면자세를 예측할 수 있도록 구현할 것이다.

[참 고 문 헌]

- [1] V. Misra, B. Calhoun, S. Bhansali, J. Lach, S. Datta, M. Ozturk, A. Bozkurt, O. Oralkan, J. Strohmaier, "Self-Powered Wearable Sensor Platform for Wellness", Compilers, Architecture and Synthesis for Embedded System(CASES), 2015 International Conf., pp.187, Amsterdam, 2015.
- [2] 윤지민, 임채영, 김경호, "가속도 센서를 이용한 아기 수면자세 감지 및 안전밴드에 관한 연구", 한국컴퓨터정보학회논문지, 제15권 6호, pp.11-18, 2010.
- [3] Kevin T. Sweeney, Edmond Mitchell, Jennifer Goughran, Thomas Kane, Richard Costello, Shirley Coyne, Noel E. O'Connor, and Dermot Diamond, "Identification of Sleep Apnea Events using Discrete Wavelet Transform of Respiration, ECG and Accelerometer Signals", Body Sensor Networks(BSN), 2013 IEEE International Conf. on, pp.1-6, Cambridge, 2013.
- [4] Xin Zhu, Wenxi Chen, Tetsu Nemoto, Yumi Kanemitsu, Kei-ichiro Kitamura, Ken-ichi Yamakoshi, and Daming Wei, "Real-Time Monitoring of Respiration Rhythm and Pulse Rate During Sleep", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, Vol.53, No.12, pp.2553-2563, 2006.
- [5] MARK BRINK, CHRISTOPHER H. MULLER, and CHRISTOPH SCHIERZ, "Contact-free measurement of heart rate, respiration rate, and body movements during sleep", Behavior Research Methods, Vol.38, No.3, pp.511-521, 2006.
- [6] Sandrine Devot, Anna M. Bianchi, Elke Naujokat, Martin O. Mendez, Andreas Brauers, and Sergio Cerutti, "Sleep Monitoring Through a Textile Recording System", Proc. of the 29th Annual International Conf. of the IEEE EMBS, pp.2560-2563, Lyon, 2007.
- [7] Se dong Min, Jin Kwon Kim, Hang Sik Shin, Yong Hyeon Yun, Chung Keun Lee, and Myounggho Lee, "Noncontact Respiration Rate Measurement System Using an Ultrasonic Proximity Sensor", IEEE SENSORS JOURNAL, Vol.10, No.11, pp.1732-1739, 2010.
- [8] C. Bruser, A. Kerekes, S. Winter, S. Leonhardt, "Multi-channel optical sensor-array for measuring ballistocardiograms and respiratory activity in bed", Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual Conf., pp.5042-5045, San Diego, 2012.