

논문 2010-47SC-5-5

에어쿠션 및 주파수 영역 필터를 이용한 호흡 및 심박 신호 검출

(Detection of Heartbeat and Respiration Signal Using the Aircushion
and the Frequency Domain Filter)

김주한*, 조성필*, 신재연*, 이진**, 이경중***

(Joo-Han Kim, Sung-Pil Cho, Jae-Yeon Shin, Jeon Lee, and Kyoung-Joung Lee)

요약

본 연구에서는 주기적인 심장 박동과 호흡으로 인해 발생하는 인체의 미세한 변위를 기반으로 심폐활동을 모니터링 하는 방법을 제안하였다. 제안한 시스템은 에어쿠션과 센싱 하드웨어 및 신호처리 알고리즘으로 구성되어 있다. 에어쿠션은 피부의 표면에 센서의 부착없이 무구속적으로 심박과 호흡을 측정하는데 사용되며 에어쿠션 위에 피험자가 앉았을 때 쿠션내부에 작은 압력변화를 일으킨다. 에어쿠션 내부의 미세한 압력변화는 압력센서에 의해 전기적인 신호로 변환되고 아날로그 하드웨어에 의해 증폭되고 필터링 되어 출력된다. 압력센서에서 발생한 신호는 주파수 영역필터에 의해 심박과 호흡으로 분리되어 추출된다. 에어쿠션의 계측 성능을 평가하기 위해 기존의 계측방법인 심전도와 호흡신호를 동시에 측정 후 비교하였다. 에어쿠션을 이용한 호흡 및 심박 검출률의 평균 민감도는 각각 98.67%, 99.24% 이다. 이 결과를 통해 에어쿠션을 이용한 심폐 활동 측정 방법은 설치 과정이 간단하고 쉬우며 일상생활에서 무구속적으로 호흡 및 심박을 모니터링 하는데 사용할 수 있음을 알 수 있었다.

Abstract

In this study, we have proposed a simple cardiorespiratory monitoring method based on displacements of human body which occurs due to periodic heartbeat and breathing. The proposed system consists of an aircushion, pressure sensing hardware and heartbeat and respiration signals extraction algorithm. The aircushion was used for unconstrained measurement of the respiration and heartbeats without a sensor attached on the subject's skin surface. The displacements of subject sitting on the aircushion cause small pressure variations. These variations are amplified and filtered with the pressure sensing hardware. Finally, heart rate and respiration rate are extracted by signal processing algorithm based on frequency domain filter. To evaluate the performance, extracted respiration and heart rate from proposed system were compared with conventional methods. The average sensitivity of respiration and heart rate are 98.67% and 99.24%, respectively. These results show the proposed method has advantages of installing and processing simplicity so as to be used easily in unconstrained respiration and heart rate monitoring in daily life.

Keywords : aircushion, unconstrained, pressure, frequency domain filter

I. 서론

최근 인구의 고령화로 인한 노인 인구의 증대와 더불어 건강증진에 대한 욕구 증가로 인해 질병의 진단과 치료뿐만 아니라 질병을 예방하기 위한 건강관리의 중요성이 증가하고 있다. 이는 병원에서만 아니라 일상 생활에서도 지속적으로 건강을 확인하고 예방할 수 있

* 학생회원, *** 정회원-교신저자, 연세대학교 의공학과
(Dept. Biomedical Engineering, Yonsei University)

** 정회원, 대구 한의대학교 한방의공학과
(Department of Oriental Biomedical Engineering,
Daegu Hanny University)

※ 본 연구는 “지식경제부”, “한국산업기술진흥원”, “강원광역경제권 선도산업지원단”의 “광역경제권 선도 산업 육성사업”으로 수행된 연구결과입니다.

접수일자: 2010년5월18일, 수정완료일: 2010년9월14일

는 u-헬스케어(u-healthcare)의 필요성이 증가함으로 인해 생체신호를 좀 더 편안하고 무구속적으로 측정하기를 선호하게 되었다^[1]. 그러나 일반적인 생체신호 측정 방법은 신체에 직접 센서를 부착하기 때문에 피험자가 감정적으로 불편함을 느끼거나 거부감을 느낄 수 있으며 노약자나 거동이 불편한 사람들에게는 생체신호를 계속하기 어려운 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 생체신호를 비침습적, 무구속적으로 측정하기 위한 연구가 국내외적으로 진행 되고 있다. 대표적인 연구를 살펴보면 베개 밑에 물이 채워진 튜브를 압력센서와 연결하여 호흡과 심박신호 검출^[2], 에어메트리스를 이용한 호흡 검출^[3], 폴리비닐화 불소 압전중화물 필름(polyvinylidene fluoride piezopolymer film)센서를 이용한 수면 중 심폐기능을 모니터링^[4], 초음파 진동계를 이용한 심박 검출^[5], 로드셀을 이용한 수면 중 심박 검출^[6], 광용적 맥파(photoplethysmography, PPG)를 이용한 수면 중 심박 측정^[7] 등이 있다.

이 방법들은 피험자가 수면 중 안정된 상태에서 신호를 측정함으로써 수면 중 무호흡(sleep apnea) 검출에 사용될 수 있는 장점이 있는 반면, 피험자가 누워있는 상태에서 신호를 측정해야 하는 제약을 갖고 있다. 만성적 생활 습관병 질환자의 경우는 의료기관에서 검사를 받는 순간뿐만 아니라, 일상생활 중 생체 신호의 변화를 장기적으로 모니터링 할 필요가 있다^[8]. 그러므로 피험자가 누워있을 때뿐만 아니라, 일상생활 중에서도 생체신호를 측정할 수 있는 기술을 개발할 필요가 있다. 이에 본 논문에서는 에어쿠션을 이용한 생체 신호 측정 방법을 제안하였으며 측정된 신호를 바탕으로 호흡과 심박을 검출하는 신호처리 방법을 제안하였다.

에어쿠션은 가정이나 직장에서 의자에 놓고 사용할 수 있으며 장시간 앉아 있거나 바닥이 딱딱한 의자의 불편함을 감소시키기 위해 사용하므로 심리적으로 거부감이 없으며 누구에게나 쉽게 사용할 수 있는 장점이 있다. 또한 일상생활에서 쉽게 구할 수 있으며 복잡한 설치과정이 필요 없이 사용할 수 있다.

II. 에어쿠션을 이용한 생체신호 측정원리

에어쿠션을 통해 전달되는 생체 신호는 심장박동으로 인한 인체의 미세한 떨림 신호인 심탄도(ballistocardiogram, BCG)로서, 심박동에 의해 발생하는 미세한 압력변화를 신호화 하여 측정하였다. 심탄도

는 심장의 혈류박출 속도와 밀접한 관련이 있으며^[9] 인체에서 심장과 인접한 부위와 말초 부위의 혈류 속도가 다르므로 측정위치에 따라 심탄도의 파형이 달라진다. 또한 혈류 박출 속도는 심장의 힘을 나타내며 신호크기를 결정하게 되므로 신호의 크기는 심박 출력을 나타내는 지표로 사용될 수 있다^[10]. 신호는 에어쿠션 내부 압력을 평균 9.8kPa을 유지한 상태에서 측정하였다. 측정된 신호는 인체의 움직임에 의한 정적(static) 성분과 호흡과 심박에 의한 동적(dynamic) 성분이 섞여서 나타나는데 신호의 잡음을 제거하고 동적 성분만을 얻기 위해 피험자의 움직임은 최대한 정적인 상태를 유지하도록 한 뒤 측정하였다.

III. 에어쿠션기반 측정 시스템 구성

본 논문에서 제안된 에어쿠션을 이용한 호흡 및 심박을 측정 시스템은 에어쿠션, 센서 및 아날로그 처리부, 디지털 하드웨어 및 신호 처리부로 구성된다. 에어쿠션으로부터 측정된 심박과 호흡 정보를 검증하기 위하여 별도의 사지유도 심전도 측정회로와 PPG회로 및 흉부 호흡 벨트를 통한 호흡 측정회로를 구성하였다. 그림 1은 전체 시스템의 블록도를 나타낸 것이다.

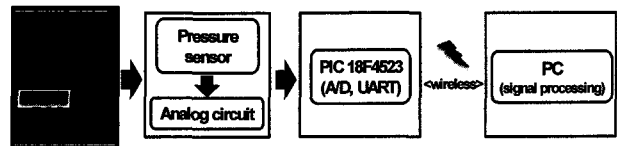


그림 1. 호흡 및 심박 측정 시스템 블록도

Fig. 1. The block diagram for the respiration and heart beat measuring system.

1. 에어쿠션 및 압력센서

측정에 사용된 에어쿠션(Airtex, Mantoo, Korea)은 $42 \times 36 \times 2 \text{cm}^3$ 의 크기를 가지며 최대 49kPa 까지 공기를 주입할 수 있다. 쿠션은 사용자가 내부 압력을 조절할 수 있도록 수동 주입식 펌프 및 가변 밸브가 일체형으로 연결되어 있으며 쿠션 내부의 압력을 센서로 전달하기 위해 에어쿠션의 공기 주입부와 압력센서 사이에 직경 3.5mm의 튜브를 연결하였다. 전달된 압력은 압전저항 스트레인 게이지(piezoresistive strain gage)형태의 압력센서(NPC1210, GE sensing, USA)에 의해 전기적인 신호로 변환 된다. 이 압력센서는 최대 245kPa까지의 절대압력을 측정할 수 있으며 0.1%의 정확도를 갖

고 있다.

2. 아날로그부 및 디지털부

압력센서에서 출력된 신호는 대역통과 필터, 증폭회로로 구성된 아날로그 회로를 통과하도록 하였다. 압력센서 출력신호에서 호흡 및 심박 정보를 추출하기 위한 대역통과필터의 통과 대역은 0.15~30Hz로 설정하였으며 필터를 통과한 신호는 67,000배의 이득으로 증폭하였다.

그림 2는 압력센서에서 출력된 신호의 아날로그처리 과정을 나타낸 블록도이다. 아날로그회로를 통과한 신호는 마이크로프로세서(PIC18F4523, Microchip, USA)에 의해 240Hz 샘플링율로 12bit 해상도를 갖도록 A/D 변환하였으며, 디지털값으로 변환된 신호는 블루투스 모듈(Promi_ESD200, SENA technology, USA)을 통해 PC로 전송하였다. 전송된 신호는 PC에서 Labview(National Instrument, USA)를 이용하여 디스플레이 및 저장이 가능하도록 하였다.

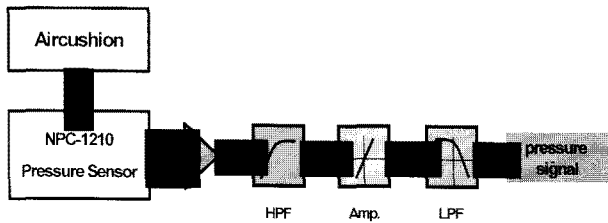


그림 2. 압력 신호의 아날로그 처리부
Fig. 2. The block diagram of analog signal processor for pressure signal.

3. 디지털 신호처리

획득된 신호는 PC에서 상용 프로그램인 Matlab(Mathworks, USA)을 사용하여 처리하였으며 전체적인 신호처리 블록도는 그림 3과 같다.

에어쿠션에서 측정된 신호는 호흡 신호에 심박신호가 섞여 있는 형태로 나타나며 이 신호에서 심박 및 호흡 신호를 검출하기 위해 자기상관(autocorrelation), 매디안 필터(median filter), 주파수 영역필터(frequency domain filter)를 이용한 디지털 신호처리 방법을 사용하였다. 자기상관은 신호가 가지고 있는 주기를 검출하는데 사용하였으며 압력센서에서 출력된 신호의 자기상관의 결과는 그림 4 (a)와 같다. 신호가 갖는 주기성으로 인하여 신호의 파형은 일정하게 진동하는 형태를 나타내는 것을 알 수 있다. 그림의 두 번째 피크가 신호의

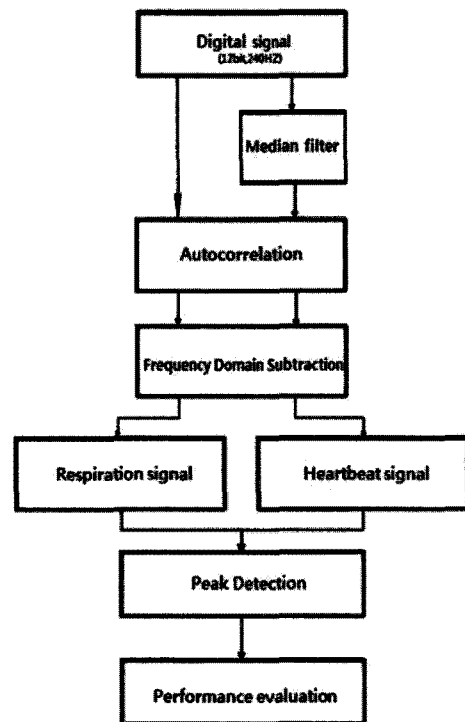


그림 3. 호흡과 심박신호를 추출하기 위한 신호처리 블록도

Fig. 3. The block diagram for extracting heartbeat and respiration signal.

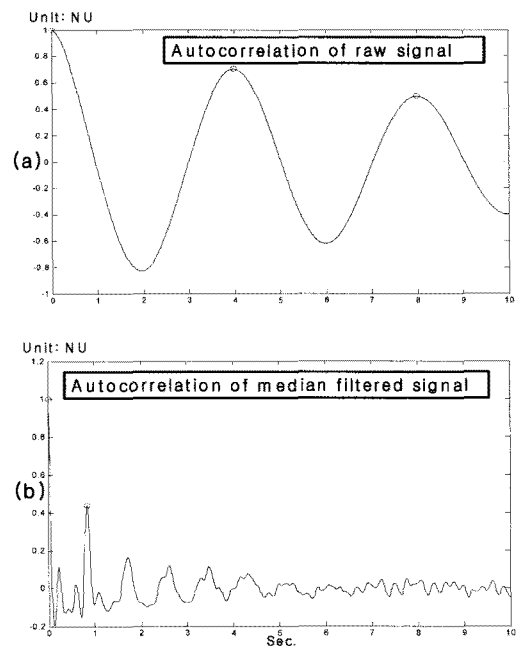


그림 4. 압력센서 출력신호와 매디안 필터링 된 신호의 자기상관 및 피크검출:
(a) 호흡주기 검출, (b) 심박주기 검출

Fig. 4. The autocorrelation and peak detection for output signal of sensor and median filtered signal: (a) Respiration rate detection, (b) Heart rate detection.

주기를 나타내며 이 지점의 시간정보를 이용하면 호흡 주기를 구할 수 있다. 메디안 필터는 압력센서 신호에서 나타나는 호흡 신호를 제거하기 위해 사용하였으며, 메디안 필터를 거친 신호의 자기상관 결과는 그림 4 (b)와 같으며 호흡 신호가 제거되기 때문에 심박 주기를 추출할 수 있다. 한편 자기 상관을 이용한 방법은 심박 변이(heart rate variability, HRV)를 얻을 수 없기 때문에 주파수 영역에서 심박 주파수 대역만을 추출한 후 다시 역푸리에 변환된 신호로부터 심박 신호 검출을 시도하였다. 이때 메디안 필터를 통과하여 호흡신호를 제거 한 후 푸리에 변환하였으며 자기상관의 결과로 검출된 심박 주파수의 $\pm 0.2\text{Hz}$ 대역만을 추출한 후 다시 역푸리에 변환하였다. 그림 5는 압력센서의 출력신호와 메디안 필터를 통과한 신호의 주파수 대역((a), (b)의 위)으로 부터 자기상관방법에 의해 검출된 호흡 및 심박 주파수를 근거로 호흡 및 심박 주파수 대역을 추출한 결과((a), (b)의 아래)를 나타낸 것이다. 시간 영역의 신호로 역푸리에 변환된 신호에서 호흡수, 심박수를 계산하기 위해 신호의 피크를 검출하였으며 피크 검출을 위해 신호의 미분 값과 문턱치를 사용하였다. 기준 신호로 사용된 PPG와 벨트로 측정된 호흡신호 역시 같은 피크 검출 방법이 사용되었으며 심전도 신호는 대역통과 필터링 후 신호를 미분하여 신호의 1차 미분 값의

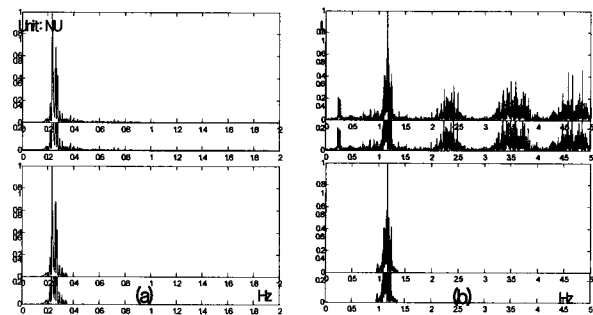


그림 5. 압력센서의 출력신호와 메디안 필터를 통과한 신호의 푸리에 변환 결과와 호흡 및 심박 주파수 대역 추출 결과: (a) 압력센서 출력신호의 푸리에 변환 결과(위)와 호흡대역을 추출한 결과(아래), (b) 메디안 필터링 된 신호의 푸리에 변환 결과(위)와 심박대역을 추출한 결과(아래)

Fig. 5. Comparison of Fourier Transformed results of raw signal and median filtered signal with those processed by frequency domain subtraction: (a) The Fourier Transformed pressure signal(upper) and the extracted respiration band(lower), (b) The Fourier Transformed median filtered signal(upper) and the extracted heart beat band(lower).

부호 변화 구간을 통해 R 피크를 검출하였다^[11].

상기의 과정에 의해 처리된 호흡 신호와 심박 신호는 기준 신호인 심전도(ECG), 벨트로 측정된 기준 호흡 신호와 비교를 통해 호흡 및 심박 검출 성능을 평가하였다. 또한 압력센서 출력신호를 필터링하여 얻은 심박 신호의 심박변이도 전력 스펙트럼과 심전도 신호의 심박변이도 전력 스펙트럼 비교를 통해 두 신호의 상관성을 분석하였다.

IV. 실험 및 결과고찰

1. 실험 대상 및 데이터 획득

본 연구에서는 심장 병력이 없는 건강한 6명(남 5, 여 1명, 나이: 26.6 ± 2.3 세, 키: $171.3\pm 6.5\text{cm}$, 몸무게: $67.2\pm 11.1\text{kg}$)의 피험자가 참여하였다. 피험자는 에어쿠션이 놓인 의자에 앉아 정적인 상태를 5분간 유지하도록 한 후 압력센서를 통해 측정된 신호와 함께 기준 신호인 심전도, PPG, 호흡 신호를 6분 동안 측정하였다. 심전도는 팔에 전극을 붙인 후 심전도 리드를 연결하여 측정하였으며 PPG는 왼쪽 손가락에 센서를 부착하여 측정하였다. 호흡은 벨트를 흉부에 감아 측정하였다. 그림 6에는 측정된 신호의 예를 나타내었다.

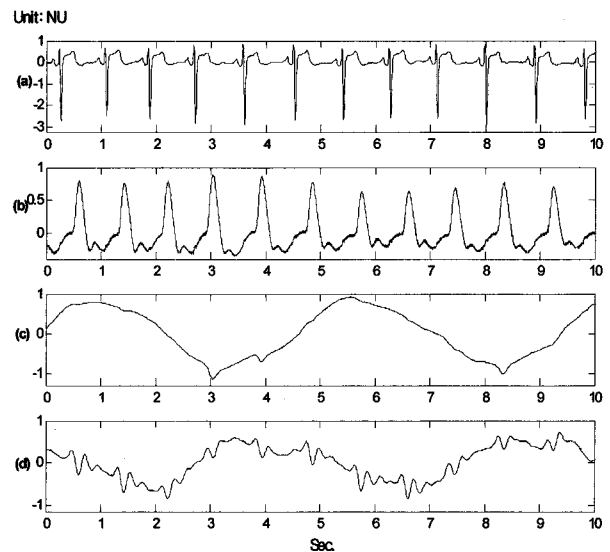


그림 6. 기준 신호 및 압력센서의 출력 신호: (a) 심전도 신호, (b) PPG 신호, (c) 호흡신호, (d) 압력 센서 출력신호

Fig. 6. Reference signals and output signal of pressure sensor: (a) ECG signal, (b) PPG signal, (c) Respiration signal, (d) Output signal of pressure sensor.

2. 디지털 신호처리 결과

디지털 신호처리에서는 총 6분 길이의 데이터를 사용하여 호흡 및 심박 정보를 추출하였다. 압력센서에서 출력된 신호로부터 필터링 된 결과를 그림 7, 8에 나타

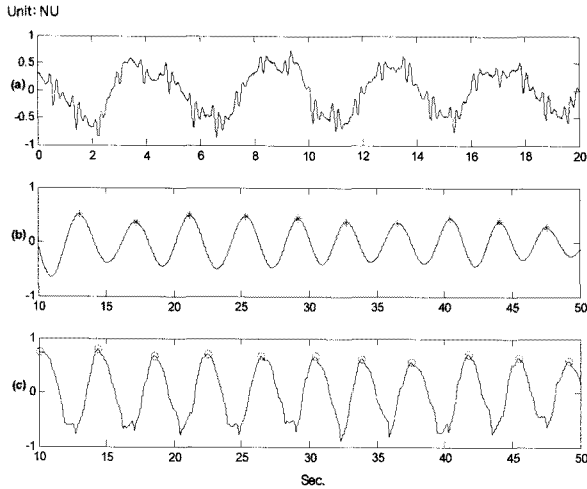


그림 7. 압력센서출력 신호의 호흡 필터링 결과 및 기준 호흡신호: (a) 압력센서 출력신호, (b) 호흡신호를 얻기 위해 필터링된 신호, (c) 기준 호흡신호

Fig. 7. The filtered signal and the reference respiratory signal: (a) Output signal of pressure sensor, (b) Filtered respiration signal from pressure sensor, (c) Respiration signal as reference.

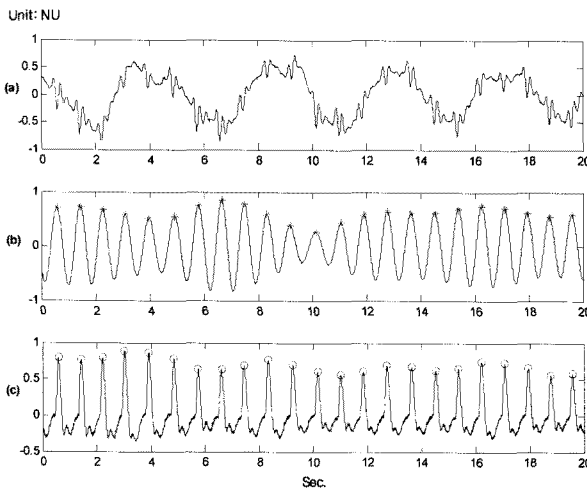


그림 8. 압력센서 출력 신호의 심박 필터링 결과 및 PPG 신호: (a) 압력센서 출력신호, (b) 심박신호를 얻기 위한 필터링 결과신호, (c) PPG 신호

Fig. 8. The filtered signal and the reference PPG signal: (a) Output signal of pressure sensor, (b) Filtered heartbeat signal from pressure sensor, (c) PPG signal as reference.

내었다. 그림 7 (b)에서 볼 수 있는 바와 같이 압력센서 출력 신호를 필터링 하여 얻은 호흡신호는 실제 호흡신호와 유사한 파형의 형태를 보이며 기준 호흡신호와 비교시 일정한 시간차를 가짐을 알 수 있다.

그림 8은 압력센서의 출력신호로부터 필터링된 심박 신호 결과이며 그림 8 (b)의 결과와 같이 필터링을 통해 얻은 심박신호는 일정한 형태의 파형을 나타내었으나 PPG 신호의 피크와 미세한 위상 차이를 가지는 것을 알 수 있다. PPG 신호와 같이 압력센서 출력신호에서 나타나는 심박신호는 인체의 혈류 흐름에 의해 발생하며 PPG 신호와의 위상차가 심전도의 R 피크와의 위상차에 비해 작으므로 PPG를 같이 나타내었다.

3. 에어쿠션 신호에서 심박신호의 특징 및 필터링 결과 비교

실험결과 압력센서 출력 신호와 PPG 신호는 매우 잘 동기화되어 나타나지만 압력센서 출력 신호를 필터링한 결과의 피크 위치가 PPG 신호와 정확히 일치하지 않으며 자세에 따라 파형의 모양도 다르게 나타나는 것으로 확인 되었다. 이에 앉은, 양와위, 복와위 자세로 달리하여 측정을 실시해 보았다. 앉은 자세는 의자의 바닥면에 에어쿠션을 위치시킨 후 실시하였으며 누운 자세는 테이블(240×122×72cm³)의 바닥면에 에어쿠션을 두고 피험자를 양와위 및 복와위 자세로 변화시키며 실시하였다.

PPG 신호와 압력센서의 출력신호를 필터링한 시간 위상차와 파형의 형태를 비교하기 위해 PPG 신호의 피크를 기준으로 전후 각각 100 샘플의 신호를 이용하여 각 심박 파형의 앙상블 평균(ensemble average)을 계산하였으며 그 결과를 그림 9에 나타내었다. 그림 9 (a),(c)의 결과와 같이 에어쿠션에 앉았을 때와 복와위 자세의 신호는 PPG 신호 피크 위치에서 신호의 파형이 반대로 내려가는 형태를 나타내었다. 반면 그림 9 (b)와 같이 양와위 자세로 누웠을 때 획득된 에어쿠션 신호의 피크 위치는 PPG 신호의 피크와 시간차이가 나타나는 것을 알 수 있었다. 이 결과는 인체의 부위별로 측정되는 심탄도 신호의 모양이 다르다는 것을 보여주고 있으며 에어쿠션의 크기가 적절히 커진다면 기존의 에어매트리스를 이용한 방법처럼 수면 상태의 무호흡 검출이나 호흡 측정에 사용될 수 있다.

본 논문에서 사용된 신호처리 방법의 성능 비교를 위해 이산 웨이블릿 변환(discrete wavelet transform,

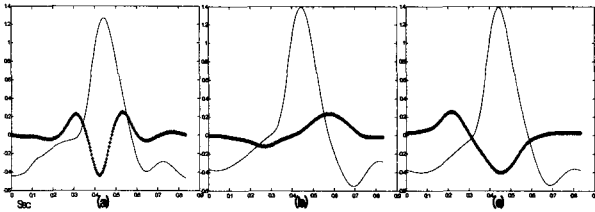


그림 9. 압력센서 출력신호의 앙상블 평균 신호와 PPG 신호: (a) 앉은 자세, (b) 앙와위, (c) 복와위
 Fig. 9. The ensemble averages of the pressure sensor signal and the PPG signal: (a) Seated position, (b) Supine position, (c) Prone position.

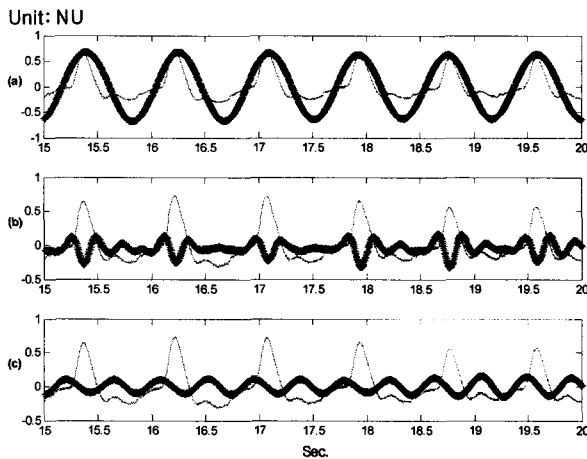


그림 10. 압력센서 출력신호를 필터링한 신호와 PPG 신호: (a) 주파수영역에서 필터링 된 신호와 PPG 신호, (b) DWT 필터링 된 신호와 PPG 신호, (c) IIR 필터링 된 신호와 PPG 신호
 Fig. 10. The filtered signals from pressure sensor and PPG signal: (a) Frequency domain filtered signal and PPG signal, (b) DWT filtered signal and PPG signal, (c) IIR filtered signal and PPG signal.

DWT)과 무한 임펄스 응답(IIR)필터를 사용하였다. DWT에 쓰인 모웨이블렛으로는 Daubechies를 사용하였으며 신호는 레벨 12까지 분해하였다. 분해된 신호의 레벨 7~12는 압력센서 출력 신호의 호흡 리듬과 일치하며, 이를 제거 후 신호를 재합성하였다. IIR 필터는 4차 Chebyshev 필터를 사용하였으며 통과 대역은 2~10Hz로 설정하였다. 그림 10은 PPG 신호와 각각의 방법에 의해 필터링 된 신호의 예를 나타내었다. 그림 10 (a)는 본 논문에서 제안된 신호처리방법을 이용한 필터링 결과로서 신호의 모양이 일정한 형태인 사인파 형태를 나타내고 있다. 이는 그림 10 (c)의 IIR 대역통과 필터링 된 신호와 유사하지만 IIR 필터링 신호에 비해 더 작은 위상 오차를 가지며 피크가 보다 뚜렷하게 나타나

는 것을 알 수 있다. 그림 10 (b)는 DWT로 필터링 된 신호와 PPG 신호를 동시에 나타내었으며 필터링 된 신호의 피크가 밑으로 내려간 것을 볼 수 있다. 피크의 위치는 PPG의 신호와 위상차가 작게 나타나지만 파형의 형태는 피크를 기준으로 진동하며, 만약 이 진동의 변동률이 피크의 신호 보다 커지면 심박을 검출하는데 제약이 따르게 된다. 따라서 제안된 신호처리 방법을 통한 심박 검출이 보다 용이함을 알 수 있다.

4. 호흡 및 심박 신호 검출률

압력센서 출력신호를 필터링한 신호를 이용하여 호흡 및 심박 검출 성능을 평가하였다. 성능 평가를 위하여 기존의 연구^[2]에서 사용한 방법을 이용하였다.

이는 호흡과 심박검출 성능평가에서 적용되는 샘플 (sample)단위의 계산이 아닌 펄스(pulse)단위를 이용하였으며 다음과 같은 과정을 통해 펄스 민감도(pulse sensitivity, PSE), 펄스 양성 예측도(pulse positive predictivity, PP')를 정의하여 계산하였다.

- 가. 전체 6분간 측정된 심전도 신호 및 기준호흡 신호에서 1분마다 R 피크 수와 호흡 신호의 피크 수를 검출한다. 이 값을 실제 펄스수(real pulse beat number, RPBN)로 간주한다.
- 나. 압력센서 출력신호를 필터링하여 얻은 호흡 및 심박 신호에서 1분마다 펄스수를 각각 계산하여 추정된 호흡수 및 심박수(estimated pulse beat number, EPBN)를 계산한다.
- 다. EPBN이 RPBN보다 크면 그 차이를 거짓양성수(false positive number, FPN)라고 정의하고 EPBN-RPBN으로 계산한다. RPBN이 EPBN보다 크면 그 차이를 false negative number(FNN)라고 정의하고 RPBN-EPBN으로 계산한다.
- 라. (다)의 과정에서 1분마다 추정된 FPN의 숫자를 모두 더한 total false positive number(TFPN)을 계산하고 total false negative number(TFNN)도 같은 방법으로 계산한다.
- 마. (나)의 과정에서 1분마다 검출된 EPBN을 모두 더한 것과 (라)의 과정에서 구한 TFPN의 차이를 total true positive number(TTPN)으로 계산한다.
- 바. 위의 결과를 이용하여 펄스 민감도, 펄스 양성 예측도를 식 (1), (2)와 같이 계산하였으며 기존의

샘플단위 계산과정에서 발생하는 true negative number(TNN)가 존재 하지 않는다.

$$PSE(\%) = \frac{TTPN}{TTPN + TFNN} \times 100 \quad (1)$$

$$PP^+(\%) = \frac{TTPN}{TTPN + TFPN} \times 100 \quad (2)$$

표 1은 위의 과정을 통해 계산된 호흡 검출 결과와 기준 호흡 신호를 비교하여 펄스 민감도, 펄스 양성 예측도를 정리하여 나타낸 것이다. 호흡률 검출의 펄스 민감도는 평균값이 98.67%이었으며, 이는 기존의 연구 결과^[2]인 에어배개의 호흡률 펄스 민감도인 95%에 비해 더 향상된 결과이다. 이로써 에어쿠션을 이용한 호흡검출은 높은 정확성을 갖는다는 것을 알 수 있었다.

표 2에는 압력센서의 출력 신호로부터 계산된 심박

표 1. 압력센서의 출력신호를 필터링하여 얻은 호흡 신호의 펄스 민감도 및 펄스 양성 예측도
Table 1. The pulse sensitivity(PSE.) and pulse positive predictivity(PP⁺) obtained from the filtered respiratory signal.

Subjects	TTPN	TFPN	TFNN	PSE.(%)	PP ⁺ (%)
1	88	0	0	100.00	100.00
2	84	0	4	95.45	100.00
3	55	3	1	98.21	94.82
4	104	3	0	100.00	97.19
5	143	0	1	99.31	100.00
6	104	3	1	99.04	97.19
Total	578	9	7	98.67	98.20

표 2. 압력센서 출력신호를 필터링하여 얻은 심박신호의 펄스 민감도 및 펄스 양성 예측도
Table 2. The PSE. and PP⁺ obtained from the filtered heartbeat signal.

Subjects	TTPN	TFPN	TFNN	PSE.(%)	PP ⁺ (%)
1	407	0	3	99.27	100.00
2	452	2	4	99.12	99.56
3	239	12	0	100.00	95.22
4	432	5	3	99.31	98.86
5	441	1	7	98.44	99.77
6	419	5	3	99.29	98.82
Total	2390	25	20	99.24	98.70

표 3. PPG 신호의 펄스 민감도 및 펄스 양성 예측도
Table 3. The PSE. and PP⁺ obtained from PPG signal.

Subjects	TTPN	TFPN	TFNN	PSE.(%)	PP ⁺ (%)
1	407	0	3	99.27	100.00
2	453	1	1	99.78	99.78
3	250	1	1	99.60	99.60
4	435	2	0	100.00	99.54
5	442	0	0	100.00	100.00
6	421	3	3	99.29	99.29
Total	2408	7	8	99.65	99.70

검출률을 정리하여 나타내었으며, 표 3에는 PPG 신호 역시 위와 같은 과정을 통해 도출된 심박 검출률을 정리하여 나타내었다. 이때 심박 검출률을 비교하기 위한 기준신호는 심전도가 사용되었다. 압력센서로부터 출력된 신호를 필터링한 심박 신호는 PPG에 비해 낮은 펄스 민감도를 보이지만 비교적 높은 수치가 도출되었음을 알 수 있다. 펄스 양성 예측도는 압력센서에서 측정된 결과가 PPG에 비해 더 높은 값을 보이기도 하였다. 이는 필터링 된 파형의 형태는 비교적 일정하며 구간내의 피크를 모두 검출하기 때문으로 판단된다. 표 2의 피험자 1과 같이 압력센서 신호를 필터링 한 신호의 양성예측도가 PPG와 같은 경우도 있었으며 전체 피험자에 있어 평균 1%의 차이를 보였다. 또한 기존의 연구결 과인 에어배개의 심박검출 펄스 민감도 값 99.17%에 비하여 거의 차이가 없으며 이로부터 에어쿠션을 이용한 심박검출의 정확도가 매우 높은 수준임을 알 수 있었다.

5. 호흡 및 심박 검출의 평균 제공근 편차

본 논문에서 제안된 신호처리 방법으로 필터링한 신호를 이용하여 분당 호흡률(respiration rate), 및 심박률(heart rate)을 계산한 뒤, 계산된 값의 오차를 구하기 위해 평균 제공근 편차(root mean square deviation, RMSD)를 계산하였다^[12]. 압력센서의 출력신호로부터 계산된 호흡률과 벨트에서 측정된 분당 호흡수간의 편

표 4. 분당 호흡률 및 심박률의 평균제공근 편차
Table 4. Root mean square deviation of filtered respiration rate and heart rate.

	Respiration-pr essure sensor	ECG vs PPG	ECG vs pressure sensor
Average	0.85	0.56	1.76

차를 표 4에 계산하여 나타내었으며 호흡률의 평균제곱근 편차의 평균은 0.85이었다. 이는 평균 분당 호흡수가 17.6(회/분)이었던 것을 고려하면 4.8%의 오차를 갖는다는 것을 의미하며 이를 통해 에어쿠션을 이용한 호흡 신호 측정이 신뢰할 만한 수준임을 알 수 있었다. 심박 신호의 평균제곱근 편차 값은 심전도로부터 계산된 심박을 기준으로 압력센서 출력신호로부터 계산한 심박률과 PPG로부터 구한 심박률을 비교하였다. 그 결과를 표 4에 정리하였으며 압력센서 출력신호를 필터링한 신호는 PPG에 비하여 심박률 편차의 평균값이 크다는 것을 알 수 있다. 이는 에어쿠션에서 측정된 신호는 피험자의 미세한 움직임에도 신호의 왜곡이 크게 발생했기 때문이다.

6. 심박 변동률 스펙트럼

심전도, PPG, 압력센서의 출력신호 각각에 대하여 심박 변동률 신호의 전력 스펙트럼을 구하여 비교하였다. 각각의 심박 변동률 신호는 등간격으로 보간한 뒤 4Hz로 재샘플링 하였다. 전력 스펙트럼을 얻기 위해 Burg method를 사용하였으며 0~2Hz 대역을 이용하여 심전도와 PPG 각각으로부터 계산된 심박변동 신호의 전력 스펙트럼간 상관계수와 심전도와 압력센서 출력신호로부터 계산된 전력 스펙트럼간 상관계수를 구하여 비교하였다. 그림 11과 같이 심전도, PPG, 압력센서 출력신호의 심박변도 전력 스펙트럼을 구하였다. 표 6에 심전도와 PPG 신호의 심박변동률 전력 스펙트럼과 심전도와 압력센서 출력신호의 전력 스펙트럼 상관계수를 나타내었다.

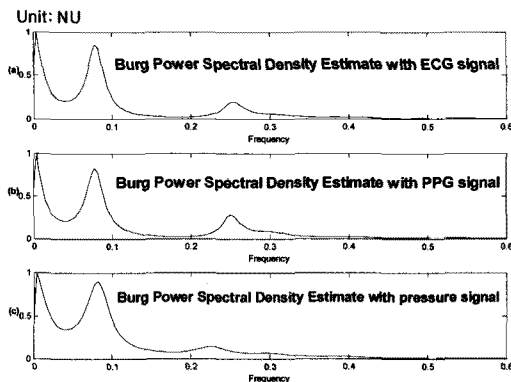


그림 11. 심박변동률 전력 스펙트럼 결과:
(a) 심전도, (b) PPG, (c) 압력센서
Fig. 11. The result of HRV power spectrum:
(a) ECG, (b) PPG, (c) Pressure sensor.

표 6. 심전도와 PPG의 심박변동률 전력 스펙트럼 상관 계수 및 심전도와 압력센서 출력신호를 필터링한 신호의 전력 스펙트럼 상관계수

Table 6. HRV correlation with ECG vs PPG and ECG vs filtered signal from pressure sensor.

	Subjects	ECG vs PPG	ECG vs Pressure sensor
HRV correlation	1	1.00	0.92
	2	0.98	0.28
	3	0.91	0.78
	4	1.00	0.39
	5	0.99	0.83
	6	0.94	-0.10
	Average	0.97	0.52
	Standard deviation	0.04	0.39

압력센서의 출력 신호를 필터링한 신호는 PPG 신호에 비해 낮은 상관계수 값을 갖는다는 것을 알 수 있는데 이는 역퓨리에 변환에 의해 신호가 복원되었을 때 위상이 변화하였기 때문이며 이로 인해 심박변동률을 구하기 위해 필요한 피크 간격에 왜곡이 발생하게 되므로 PPG신호에 비해 낮은 상관계수가 도출되었다. 또한 압력센서 출력신호를 필터링한 신호와 심전도의 상관계수 값은 심전도와 PPG의 상관계수 값에 비해 표준편차 값이 약 10배 크다는 것을 알 수 있다. 이는 신호 측정 시 심박이 잘 나타나는 피험자와 심박이 잘 나타나지 않는 피험자간의 심박변동률 상관계수 값의 편차가 크기 때문이며 심박이 잘 검출된 피험자 일수록 심전도 신호의 R peak와 위상의 오차가 작아지는 결과를 보였다. 그러나 피험자 6은 심박이 잘 검출되었지만 가장 낮은 심박 변동률 전력스펙트럼 상관관계를 보였는데 이는 위상의 오차가 신호 전체에 걸쳐서 일정하였기 때문이었다. 따라서 에어쿠션으로부터 심박 측정이 잘 이루어지고 신호처리 과정에서 위상 왜곡이 적을수록 높은 상관성을 보일 수 있을 것으로 판단된다.

V. 결 론

본 논문은 에어쿠션을 이용하여 호흡 및 심박신호를 검출하는 방법을 제안하였다. 기존의 측정 방법인 접촉식 방법으로 심전도와 PPG 및 호흡 신호를 측정하였으며 압력센서로 전달된 신호를 필터링하여 검출한 심박 및 호흡 신호와 비교하여 그 성능을 평가 하였다. 제안된 방법에 의해 호흡 및 심박 검출을 쉽게 할 수 있을

뿐만 아니라 검출률 또한 신뢰할 만한 결과를 보임으로써 기존의 에어매트리스, 침대를 이용한 연구의 단점을 보완할 수 있다.

반면 기존의 시스템들처럼 몸의 움직임에 의한 동잡음에 신호 왜곡이 크게 발생하게 된다. 동잡음 문제는 에어쿠션 기반 시스템뿐만 아니라 현재 사용 중인 모든 생체 계측 장비에서 발생하는 문제이다. 또한 본 논문에서 제안된 방법은 향후 DSP프로세서를 이용하여 실시간으로 구현해야 하는 과제를 안고 있다.

에어쿠션에서 압력센서로 전달된 신호를 필터링한 신호가 원신호와 갖는 위상차로 인해 심전도 전력 스펙트럼과 낮은 상관성을 보였지만 에어쿠션에서 심박 신호가 잘 검출 될수록 이를 이용한 HRV 전력 스펙트럼은 심전도 신호로 측정된 HRV 전력 스펙트럼과 유사한 결과를 보였다.

향후 에어쿠션에서 측정되는 심탄도 신호의 측정 방법이 향상되고 신호처리를 보완하여 HRV를 정확히 구한다면 인체의 자율신경 활동 평가의 지표로 사용될 수 있을 뿐만 아니라 u-헬스케어에 널리 활용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Y. J. Chee and J. M. Han, "Air mattress sensor system with balancing tube for unconstrained measurement of respiration and heart beat movements," *Physiol. Meas.* Vol. 26 pp. 413-422, April, 2005.
- [2] X. Zhu, W. Chen, T. Nemoto, Y. Kanemitsu, K.-I. Kittamura, and Daming W, "Real-Time Monitoring of Respiration Rhythm and Pulse Rate During Sleep," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 53, pp.2553-2563, December, 2006.
- [3] L. Hernandez, "A new non-invasive approach for monitoring respiratory movements of sleeping subjects," *Physiol. Meas.* Vol. 16, pp. 161-167, April, 1995.
- [4] F. Wang, M. Tanaka and S. Chonan, "Development of a PVDF Piezopolymer Sensor for Unconstrained In-Sleep Cardiorespiratory Monitoring," *Journal of intelligent Material Systems and Structure*, Vol. 14, pp. 185, March, 2003.
- [5] K. Nagamune, S. Kobashi, K. Kondo, Y. HATA, K. Taniguchi, and T. Sawayama, "Unconstrained Evaluation System for Heart rate using Ultrasonic Vibrograph," *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 43, pp. 3237-3238, May, 2004.
- [6] G. S. Chung and B. H. Choi, "Unconstrained Heart Rate Estimation System in Bed," in Proc. *IEEE ICCIT*, pp. 2363-2367, Gyeongju, Korea, November, 2007.
- [7] J. Y. Cha, H. S. Choi, J. Y. Shin, K. J. Lee, "Development of PPG Pillow System for Unconstrained Respiration and Heart Rate Monitoring during Sleep," *30th IEEE EMBS conf.*, pp. 20-24. Vancouver, Canada, August, 2008.
- [8] 지영준, 박광석, "무구속 생체 신호 측정기술의 현황과 전망," *전자공학회지* 제32권 제12호, 12월, 2005
- [9] I. Starr, "The relation of the ballistocardiogram to cardiac function," *Am J. Cardiol.*, Vol. 2, pp. 737-747, 1958.
- [10] P. Pollock, "Ballistocardiography: A clinical review," *Canad. M. A. J.*, Vol. 76, pp. 763-783, May, 1957.
- [11] G. M. Friesen, T. C. Jannett, "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 37, pp. 85-98, Jan., 1990.
- [12] E. Pinheiro, O. Postolache, P. Girao, "Blood Pressure and Heart rate variabilities estimation using ballistocardiography," *7th conf. on Telecommunications*, no. 94, Lisboa, Portugal, May, 2009.

저 자 소 개



김 주 한(학생회원)
 2009년 연세대학교 의공학부
 학사 졸업.
 2009년~현재 연세대학교
 의공학과 석사과정.
 <주관심분야 : 생체계측, 생체신호
 처리>



조 성 필(학생회원)
 2001년 연세대학교 의공학과
 학사 졸업.
 2004년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2004년~현재 연세대학교
 의공학과 박사과정.
 <주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리>



신 재 연(학생회원)
 2005년 연세대학교 의공학부
 학사 졸업.
 2009년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2009년~현재 연세대학교
 의공학과 박사과정

<주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리>



이 전(정회원)
 1997년 연세대학교 의용전자
 공학과 학사 졸업.
 1999년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2006년 연세대학교 의공학과
 박사 졸업.

2006년~2008년 한국한의학연구원 선임연구원.
 2009년~2010년 대구한의대학교 한방의공학과
 전임강사.

<주관심분야 : 심전도신호처리, 생체계측, 생체
 모델링, 한방의료기기 개발>



이 경 중(정회원)
 1982년 연세대학교 전기공학과
 학사 졸업.
 1983년 연세대학교 전자공학과
 석사 졸업.
 1988년 연세대학교 전자공학과
 박사 졸업.

1993년 미국 Case Western Reserve Univ.
 객원교수

1989년~현재 연세대학교 의공학과 교수

<주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리, 생체 모
 델링>