

Piezo Film Sensor를 이용한 생체 정보 검출

이 한 옥*, 서 환*, 정 원 근**, 장 두 봉*, 이 건 기*

Detection the Biomedical Information using the Piezo Film Sensor

H. W. Lee*, H. Seo*, W. G. Jeong**, D. B. Jang** and G. K. Lee*

요 약

유비쿼터스 헬스케어 환경을 위해서는 생체 정보를 실시간으로 정확하게 측정하는 것이 중요할 뿐만 아니라, 이러한 생체 정보 측정 장치는 저전력으로 설계되어야 한다. 본 논문에서는 지금까지 사용되어 오던 손가락 프로브의 불편함을 없애기 위해 피에조 필름 센서를 이용하여 손목의 요골 동맥으로부터 심장의 동기 신호인 맥파를 측정하였다. 본 논문에서는 두장의 피에조 필름 센서를 이용하여 맥파신호와 동잡음 참조 신호를 추출하여 적응 잡음 제거기에 적용함으로써, 동잡음 제거된 맥파 신호를 얻을 수 있었다. 동잡음 제거된 맥파 신호를 이용하여 생체 정보를 얻을 수 있었다.

ABSTRACT

For the ubiquitous healthcare environment, real-time measurement of biomedical signals and accuracy of the measured biomedical information are very important. In addition, it is important to develop a healthcare device with low power. In this paper, the synchronized pulse in a heartbeat was detected from the radial artery using the piezo film sensor, in order to eliminate inconvenience to wear a pulse detection finger probe. We can get a best output after applying the adaptive noise canceller using two piezo film sensor signals, pulse signal having motion artifacts and motion artifacts reference signal. To detect heartbeat, we use maximum point detection method from pulse removed motion artifacts.

Keywords : biomedical information, pulse, piezo film sensor, ubiquitous healthcare, healthcare environment

1. 서 론

최근 IT 기술의 급격한 발달로 인해 다양한 컴퓨터가 사람, 사물, 환경 속으로 스며들고 있으며, 언제 어디서든지 자신이 원하는 작업을 할 수 있도록

모든 장비들이 유선 또는 무선 네트워크화 되어 인간의 삶을 도와주는 유비쿼터스 컴퓨팅 환경이 급속하게 발달하고 있고, 이로 인해 의료서비스나 주

* 경상대학교 전자공학과 시스템 및 계측 연구실(hw0318@empal.com),

**교신저자 경상대학교 전자공학과 교수 (gklee@gnu.kr)

접수일자 : 2010년 6월 30일, 수정일자 : 2010년 7월 7일, 심사완료일자 : 2010년 7월 20일

거환경, 사무환경에 많은 변화를 가져오고 있다.[1][2] 유비쿼터스 컴퓨팅 환경의 대표적인 사례로 정보통신기술이 발전하고, 의료기술을 융합한 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 얘기할 수 있다. 고령화 사회의 진입과, 삶의 질 향상은 언제 어디서든 누구든지 의료서비스를 원하는 곳에서 제공받을 수 있는 유비쿼터스 헬스케어 시스템의 요구를 증가시키고 있다[3].

유비쿼터스 헬스케어는 시간, 장소, 대상에 구애받지 않고, 유·무선 인터넷을 이용하여 피 측정자의 건강 상태를 체크하고, 신속하고 적절하게 대처할 수 있도록 한 시스템을 말한다. 이러한 유비쿼터스 헬스케어 환경은 이러한 생체 정보의 측정 중에 피 측정자의 구속을 없애 일상생활에 불편함을 최소화하고, 실시간으로 생체 정보를 측정 및 모니터링 하는 것이 목적이라 할 수 있다[4]. 이를 위해 최근에는 생체 정보 측정 장비들이 휴대용, 의복형으로 개발되어지고 있다. 그리고 하나의 센서로 환자의 모든 상태를 측정하는 것보다 여러 개의 센서를 사용하여, 피 측정자의 상태를 정밀하게 측정할 필요가 있으며, 센서들에 의해 측정된 자료들을 서로 융합하고 필터링하여 피 측정자의 상태를 판단하는데 중요한 자료로 이용할 수 있다[5].

지금까지 유비쿼터스 헬스케어 환경에서 심박수와 SpO₂ 등을 검출하기 위해 가장 많이 사용해 온 센서는 광센서이다. 수년간 광센서를 유비쿼터스 헬스케어 환경에 사용하기 위한 많은 연구가 진행되어 왔다.[6][7][8][9] 그러나 광센서는 LED 드라이빙을 위한 전력이 필요하고, 주변광의 영향에 취약하여 장시간 사용해야 하고, 야외에서 생활이 빈번한 유비쿼터스 헬스케어용 센서로서 문제점이 있다. 이에, 본 논문은 기존의 광학센서가 아닌 Piezo Film Sensor (PFS)를 적용하여 요골 동맥으로부터 심장 박동에 동기된 펄스 신호를 검출하고 신호 특징의 분석을 통해 생체 파라미터를 추출하였다. PFS는 금속판 사이에 얇은 압전 소자를 끼워 놓은 형태의 센서로 소리, 진동, 압력 등을 감지하여 외부 전원의 공급이 없어도 전기를 발생시키기 때문에 저전력이고, 매우 얇으며 소형화가 가능하다. 또 광학센서처럼 빛을 이용하지 않기 때문에 외부 광원으로 인한 잡음이 없다. 그러나, PFS 역시도 피 측정자의 움직임에 의한 동잡음의 영향에서는 자유롭지 못하

다. 따라서 이러한 동잡음을 효과적으로 제거하기 위한 동잡음 제거 알고리즘을 제안하고, 실험을 통하여 성능을 확인하였다.

II. 본 론

본 연구에서는 일상생활에서의 불편함을 줄이기 위하여 핑거 프로브를 없애고, 손목의 요골동맥으로부터 심장 박동에 동기된 펄스 신호를 검출하였다. 먼저 그림 1과 같이 손목에 위치한 요골동맥에 PFS를 위치시키고, 요골 동맥파에 의한 심장 박동 동기 신호인 펄스 신호를 검출하였다. 그림 2는 PFS로부터 검출한 펄스 신호이다. 검출한 펄스 신호를 이용하여 심박수와 HRV 등의 생체 정보 측정이 가능하다.

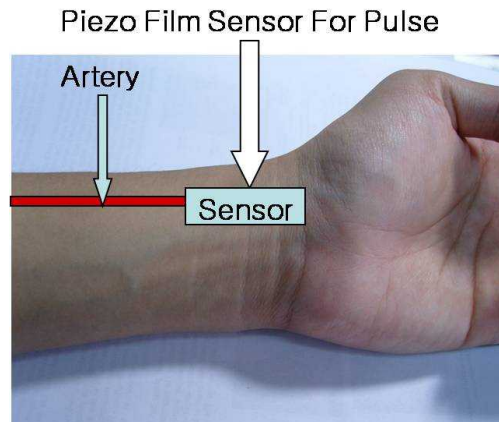


그림 1 피에조 필름 센서의 위치
Figure 1. Piezo Film Sensor position

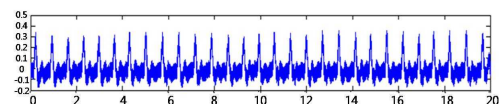


그림 2 PFS를 이용하여 획득한 펄스 신호
Figure 2. Pulse signal detection using the PFS

1. 제안된 동잡음 제거 방법

지금까지 펄스 신호의 동잡음 제거를 위해 적응 필터를 포함한 필터기술을 적용한 많은 연구가 진행되어 왔다.[10][11][12] 이러한 필터를 사용한 연구

에서 유사 주기 신호인 펄스 신호의 정확한 참조 신호를 검출하는 것이 쉽지 않았다.

본 논문에서 적응 잡음 제거기를 적용하여 동잡음을 제거하였다. 적응 알고리즘으로는 LMS를 적용하였다. LMS 알고리즘은 구현이 간단하고, 강한 성능을 지니고 있기 때문에 실제 문제에 있어서 적응 알고리즘으로 널리 사용된다. 적응 잡음 제거기를 사용하기 위해서 중요한 것은 정확한 참조 신호이다. 그림 3과 같이 같은 위치의 요골동맥에 맥파 검출용과 동잡음 참조 신호 검출용 PFS를 장착하여 펄스 신호와 동잡음 참조 신호를 추출할 경우,

위상차가 없는 펄스 신호와 동잡음 참조 신호를 검출할 수 있다. 이를 적응 잡음 제거기에 적용하여 필터링 함으로써 좋은 결과를 얻었다.

이 참조신호를 얻기 위해서 그림 3과 같은 형태의 펄스 완충 장치를 삽입하였다. 1.5cm의 스폰지에 얇은 고무판을 붙여 만든 제작하였다. 펄스 완충 장치는 동잡음 참조 신호를 검출할 때 펄스 신호가 동잡음 참조신호에 영향을 주지 않게 하기 위해 삽입하였다. 원 신호를 얻기 위한 PFS를 손목의 요골 동맥 위의 피부에 직접 접촉시켰다. 동잡음 유입된 펄스 파형과 본 논문에서 제안한 방법으로 검출한 동잡음 참조 신호 파형, 필터링 된 결과 파형을

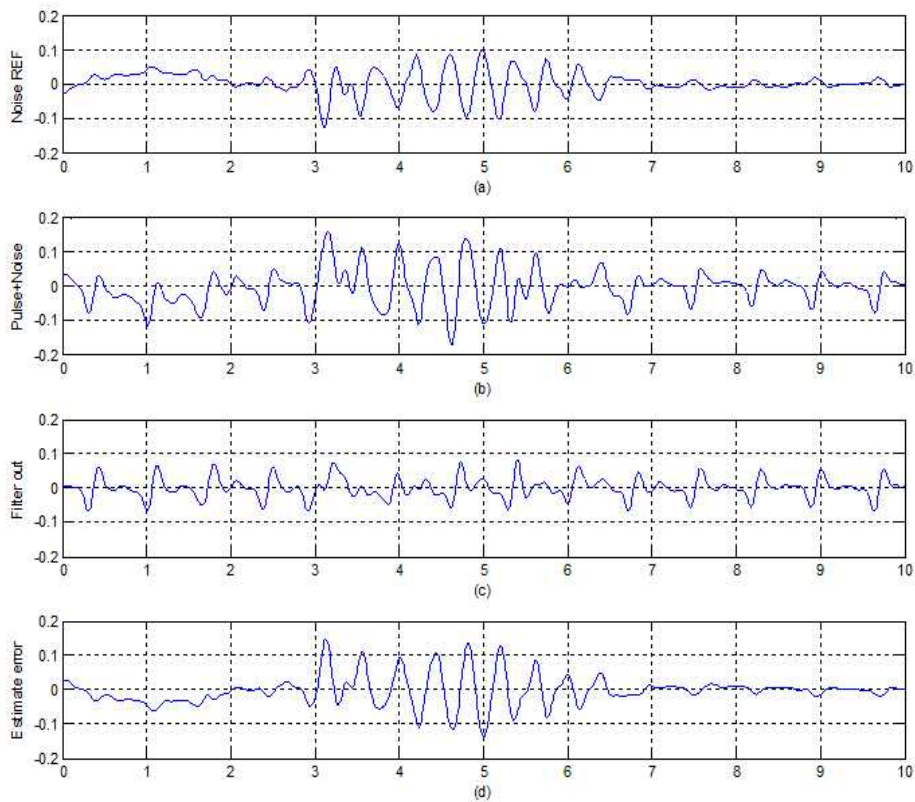


그림 3 제안된 방법에 의한 결과 (a) 동잡음 참조 신호 (b) 동잡음이 혼입된 신호 (c) 출력 신호 (d) 추정된 동잡음 신호
 Figure 3. Result of the proposed method. (a) Noise reference signal with motion artifacts (b) input signal(Pulse with motion artifacts) (c) Output of adaptive (d) Estimate signal

그림 4에 나타내었다.

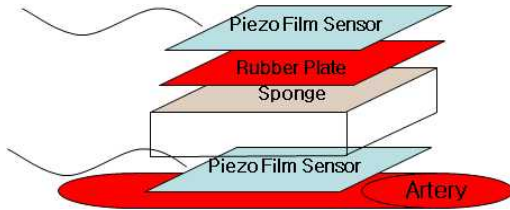


그림 4 펄스 신호와 동잡음 참조 신호를 얻기 위한 PFS의 구조

Figure 4. Structure for getting the Pulse signal and motion artifacts reference signal.

2. 파라미터 추출

PFS에 의해 검출된 펄스 신호에 유입된 동잡음을 제거하여 심장박동에 동기된 신호인 맥파 신호를 얻을 수 있었다. 동잡음을 제거하여 심장박동에 정확히 동기된 맥파를 검출하면 이 맥파를 이용하여 심박수와 HRV를 추정할 수 있다.

본 연구에서 검출한 맥파를 이용하여 심박수를 검출하기 위해 다음과 같은 알고리즘을 적용하였다. 먼저 식(1)과 같이 threshold를 결정한 후, threshold 이상의 값 중에서 식(2)와 같이 n번째 샘플과 n-1번째 샘플을 비교해 가면서 최대값을 결정하였다.

$$T(n) = \left(\frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} P(k) \right) \cdot 80\% \quad (1)$$

$$\Delta S(n) = S(n) - S(n-1) \quad (2)$$

$$D(n) = Cal(\Delta S(n)) \quad (3)$$

최대값과 다음 최대값 사이의 간격을 결정한 후, Heart Rate H(n)은 식 (4)와 같이 구하였다.

$$H(n) = 60 \cdot D(n)^{-1} \quad (4)$$

위의 알고리즘을 통해 얻은 심박수를 이용하여 식 (5)에 의해 HRV를 계산하였다.

$$HRV = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} (|HR_{Avg} - HR(l)|) \quad (5)$$

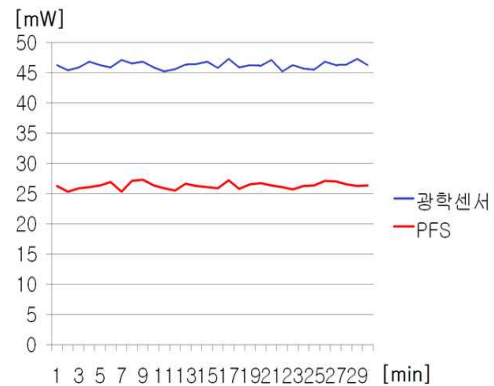
HRV: 심박수 변이도(단위 : beats/min)

HR_{Avg} : 심박수 평균 (단위 : beats/min)

HR(l) : l번째 주기의 심박수 (단위 : beats/min)

III. 실험 및 결과

LED를 사용하는 장치도 상당히 저전력임에도 불구하고, PFS는 자체 전압 발생 센서로서 저전력 센서이므로 모바일 장치에 적용하기에 더욱 유리한 센서이다. 광학센서와 PFS의 전력 사용량을 비교를 위해 같은 장치에 광학센서와 PFS를 각각 설치하여 전류 사용량을 측정하여 전력 소비량을 계산해 보았다.



(C)

그림 5 피에조 필름센서와 광학센서의 전력비교
Figure 5. Comparison power between Optical Sensor and Piezo film Sensor

광학센서와 PFS의 전력 사용량 비교를 위해 같은 전압을 공급하였을 때, 그림 5에서 LED를 사용하는 광학센서를 장착한 장치는 평균 소모 전력이 46.4mW이며, PFS를 적용한 장치는 평균 소모 전력이 26.2mW이다. 따라서 광학센서에 비해 PFS가 저전력 센서로서 유비쿼터스 헬스케어 환경에 더 적합한 센서라 할 수 있겠다.

본 연구에서 제안한 동잡음 제거 알고리즘의 성능 평가를 위해 일상생활에서 가장 빈번히 발생할

수 있고, 손목에 착용한 생체 정보 감시 장치에 직접적인 영향을 미치는 동잡음을 유발시켜 실험하였다. 실험에서 유발한 동잡음의 유형은 손가락 움직임에 의한 동잡음, 손바닥 움직임에 의한 동잡음, 손목 움직임에 의한 동잡음이다.

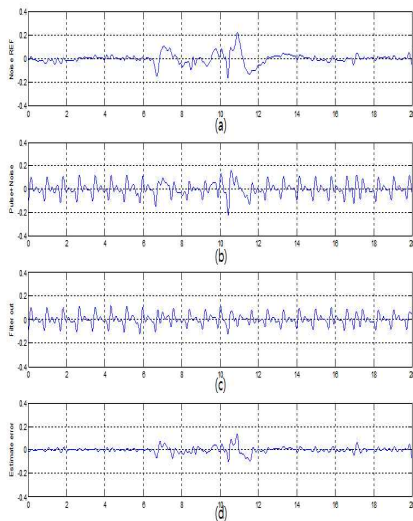


그림 6 손가락 움직임에 의한 동잡음의 제거 (a) 동잡음 참조신호 (b) 입력신호 (c) 출력신호 (d) 동잡음 추정신호
 Figure 6. Result of the proposed method(finger movement) (a) Noise reference signal with motion artifacts (b) input signal(Pulse with motion artifacts) (c) Output of adaptive (d) Estimate signal

실험을 위하여 Yokogawa DL750 장비의 DAQ 기능을 이용하여 신호를 추출하고 MathWorks사의 Matlab으로 시뮬레이션하였다. 실험 데이터를 얻기 위해 Piezo Film Sensor 중 SDT-028K를 사용하였고 OP-Amp인 LM324를 이용하여 50배 증폭한 후, 직류성분과 0.25Hz이하의 동잡음을 제거하기 위해 1차 고역 필터와 4Hz의 1차 저역 필터를 통과시킨 후, 샘플링 하였다. 피시험자는 28세 남성이고, 샘플링 주파수는 100Hz, 데이터 추출 구간은 20초로 하였다. 샘플링된 신호는 4Hz-10차 Butterworth 저역 통과 필터로 고주파 잡음을 제거한 후, 적응 필터를 적용하였다. 적응 필터의 차수는 35차로 하였고, 수렴율은 0.25로 하였다.

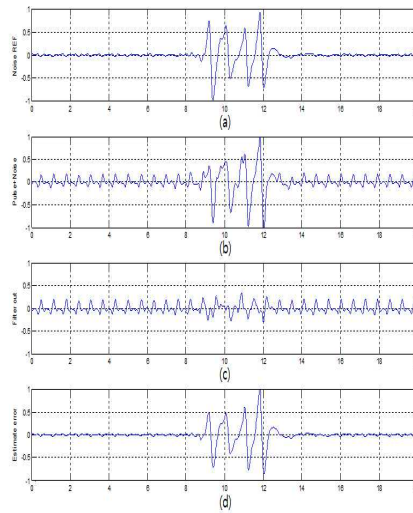


그림 7 손 움직임에 의한 동잡음의 제거 (a) 동잡음 참조신호 (b) 입력신호 (c) 출력신호 (d) 동잡음 추정신호
 Figure 7. Result of the proposed method(hand movement) (a) Noise reference signal with motion artifacts (b) input signal(Pulse with motion artifacts) (c) Output of adaptive (d) Estimate signal

그림 6은 손가락, 그림 7은 손, 그림 8은 손목을 움직여 만든 신호이다. 각 부분을 움직였을 때의 동잡음은 진폭이 클뿐 아니라, 손 부위의 움직이는 속도 및 형태에 따라서 다양한 주파수 영역에 분포한다.

그림 6, 7, 8의 (b) 신호가 피부에 밀착시킨 PFS로부터의 신호 즉, 펄스 신호와 동잡음 신호가 섞여 있는 신호이며, (a)의 신호가 펄스 완충 장치 즉 스펀지를 한겹 댄 후 설치한 PFS로부터의 동잡음 참조 신호이다. 펄스 성분은 거의 발생하지 않는 것을 확인할 수 있다. 본 연구에서 제안한 알고리즘을 적용하여 (c)의 출력 파형을 얻었다. (d)는 추정된 동잡음 신호이다.

본 논문에서 제안한 방법에 의한 필터 출력에 심박수 추정 알고리즘을 적용하여 심박수를 계산하였다. 그리고 성능 비교를 위해 동잡음을 혼입시키지 않고 취득한 맥파신호를 참조 신호로 하는 적응 필터와 비교하였다. 그림 9에서 빨간 실선이 본 논문에서 제안한 적응 잡음 제거기를 적용한 심박수 변화 파형으로서 심박수가 70~100사이의 안정된 것을

볼 수 있다.

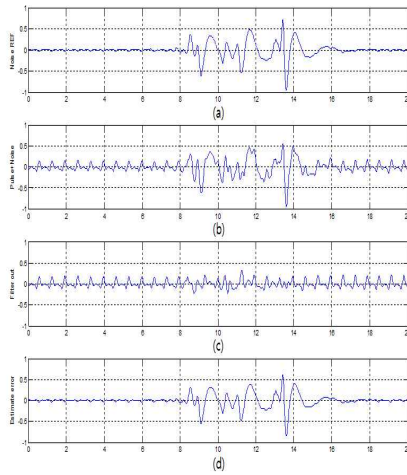


그림 8 손목 움직임에 의한 동잡음의 제거 (a) 동잡음 참조신호 (b) 입력신호 (c) 출력신호 (d) 동잡음 추정신호

Figure 8. Result of the proposed method(wrist movement) (a) Noise reference signal with motion artifacts (b) input signal(Pulse with motion artifacts) (c) Output of adaptive (d) Estimate signal

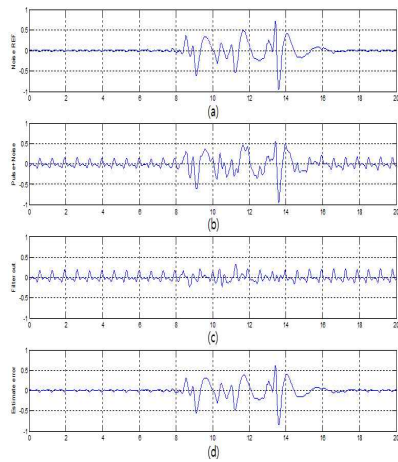


그림 9 손목 움직임에 의한 동잡음의 제거 (a) 동잡음 참조신호 (b) 입력신호 (c) 출력신호 (d) 동잡음 추정신호

Figure 8. Result of the proposed method(wrist movement) (a) Noise reference signal with motion artifacts (b) input signal(Pulse with motion artifacts) (c) Output of adaptive (d) Estimate signal

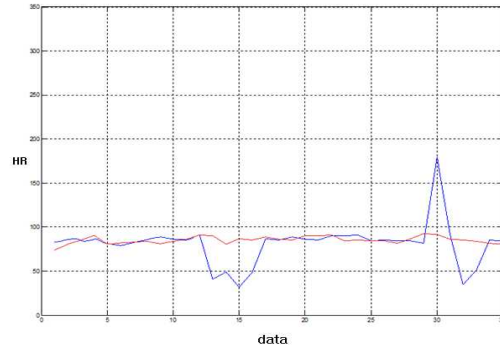


그림 10. 제안된 방법과 적응 필터의 비교

Figure 9. Comparison between proposed method and adaptive filter.

하지만 적응 필터를 적용한 파형은 심박수의 오차가 생김을 볼 수 있다. 따라서 본 논문에서 제안한 방법의 파형이 더 안정됨을 볼 수 있다.

V. 결론

본 논문에서는 Piezo Film Sensor를 이용하여 맥파 검출을 하였으며, 검출한 맥파의 동잡음 제거 알고리즘을 제안하고, 검출된 맥파로부터 생체 파라미터 추출하였다. 본 연구 결과는 기존의 광학 중심적이고 손가락에 착용하는 핑거프로브 형태의 심박수 검출 방법을 탈피하여 유비쿼터스 헬스케어 환경에 적합한 생체 정보 모니터링 장치 개발에 좋은 솔루션이 될 것으로 사료된다.

본 연구에서 제안한 맥파 검출용 센서와 맥파 검출 방법, 동잡음 제거 방법 등을 생체 정보 모니터링 장치에 적용하고, 이 장치를 유비쿼터스 헬스케어 네트워크에 적용한다면 기존 의료 서비스의 패러다임을 질병의 진단과 치료에서 예방과 관리로 바뀔 수 있을 것이다. 향후, 본 연구 결과를 통신 시스템과의 연결을 통해 일반주택, 아파트, 빌라, 원룸, 오피스텔, 상가, 사무실 등의 홈 네트워크 장치에 적용이 가능할 것이고, 홀로 집을 지키는 자녀, 독거노인, 치매환자 등의 헬스케어 감독/관리 장치로도 적용 가능할 것으로 생각된다. 찹질방, 헬스클럽, 골프장, 요양원, 실버타운 등에 본 개발의 응용도 가능할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

[1] 한국전산원, 2004, 유비쿼터스 환경구축에 대한 국내외 동향 분석, u-Korea 추진을 위한 국내외 동향 분석

[2] 한국전산원 정보화기획단 u-전략팀, 2006 “유비쿼터스사회 새로운 희망과 도전”, 한국전산원 pp225-240

[3] 정병주, 2006, 유비쿼터스사회연구시리즈 제17호-유비쿼터스 사회의 의료, 보건 비즈니스 트렌드, 2006

[4] M. Coen, 1999, The future of human-computer interaction or how I learned to stop worrying and love my Intelligent Room, IEEE Intelligent Systems, vol.14, no. 2, 8-10.

[5] 이한욱, 이주원, 정원근, 전제철, 이건기, 2008, U-헬스케어 시스템을 위한 개선된 PMAF 기반의 PPG 신호의 동잡음 제거, 전자공학회 논문지 제 45권 28-34

[6] H.W. Lee, J.W. Lee, W.G.Jung, and G.K. Lee, “ The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals”, Internal Journal of Control, Automation, and System vol. 5, no. 6, pp. 701-706, December 2007

[7] J.G. Webster, Design of pulse oximeters, Taylor & Francis Group, New York, 1997.

[8] C.M. Lee and Y.T.Zhang, “Reduction of motion artifacts from photoethysmographic recordings using a wavelet denoising approach,” in Proc.IEEE EMBS Asian-Pacific Conf. on Biomed. Engg., pp. 194-195, 20-22, Oct. 2003.

[9] Jong Yong A. Foo, “Comparison of wavelet transformation and adaptive filtering in restoring artifact-induced time-related measurement”, Biomedical signal processing and control, vol. 1, issue1, pp. 93-98, 2006.

[10] H. W. Lee, J. W. Lee, W. G. Jung, and G.K.

Lee, “ The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals”, Internal Journal of Control, Automation, and System vol. 5, no. 6, pp. 701-706, December 2007

[11] J.G. Webster, Design of pulse oximeters, Taylor & Francis Group, New York, 1997.

[12] 이한욱 외, “U-헬스케어 시스템을 위한 개선된 PMAF 기반의 PPG 신호의 동잡음 제거”, 전자공학회 논문지, 제45권 SC편 제5호, 2008년 9월.

저자약력

이 한 욱(Lee Hanwook) **정회원**



1999년 경상대학교 전자공학과 공학사.
2001년 경상대학교 전자공학과 공학석사.
2009년 경상대학교 전자공학과 공학박사

<관심분야> 생체신호처리, HCI

정 원 근(Jeong Wongeun) **정회원**



1997년 진주산업대학교 전자공학과 공학사.
2000년 경상대학교 전자공학과 공학석사.
2004년 경상대학교 전자공학과 공학박사
현재 경남도립남해대학 로봇항공전자과 교수

<주관심분야 : 신호처리, 시스템>

서 환(Seo Hwan) **정회원**



2008년 경상대학교 전자공학과
공학사.
2010년 경상대학교 전자공학과
공학석사

<주관심분야 : 신호처리, 임베디드 프로그래밍>

장 두 봉(Jang Dubong) **정회원**



1982년 동아대학교 전자공학과
공학사.
1980년 동아대학교 전자공학과
공학석사.
1990년 경상대학교 전자공학과
공학박사.
현재 경남도립남해대학 로봇
항공전자과 교수

<주관심분야 : 신호처리, 이동통신>

이 건 기(Lee Gunki) **정회원**



1978년 연세대학교 전기공학과
공학사.
1980년 연세대학교 전기공학과
공학석사.
1990년 연세대학교 의용공학과
공학박사
현재 경상대학교 전자공학과
교수

<주관심분야 : 신호처리, 의용전자>