

<http://dx.doi.org/10.7236/JIWIT.2012.12.6.57>

JIWIT 2012-6-7

PVDF를 이용한 청진 센서 및 심폐음 무선 전송이 가능한 전자 청진기

Electronic Stethoscope using PVDF Sensor for Wireless Transmission of Heart and Lung Sounds

임재중*, 임영철**

Jae Joong Im, Young chul Lim

요 약 심장질환과 호흡기계 질환이 증가하는 가운데 기초진료를 위한 청진기의 성능 및 효과적인 사용은 매우 중요한 과제로 적용되고 있다. 본 연구에서는 piezopolymer film을 사용하여 주위 소음을 최소화하고 5Hz까지의 저주파 대역을 수용할 수 있는 접촉형 진동센서를 개발하였고, 기존 전자청진기의 청진음보다 의사가 익숙해 있는 청진음에 가깝도록 신호처리 기술을 적용하였다. 특히 저주파수 대역의 심음을 왜곡 없이 검출하고, 대부분의 전자청진기에서 취약한 호흡음의 질적 수준을 향상시켰으며, 블루투스를 적용하여 무선으로 송수신함으로써 u-헬스케어 환경에 적용이 가능한 전자청진시스템을 개발하였다. 본 연구의 결과는 일상생활중의 건강관리에 원격진료를 통한 의료산업 및 정보통신 산업 간의 융합기술 활성화에 적용될 수 있을 것이다.

Abstract Effective use of stethoscope is very important for primary clinical diagnosis for the increasing cardiovascular and respiratory disease. This study developed the contact vibration sensor using piezopolymer film which minimizes the ambient noise, and signal processing algorithm was applied for providing better auscultation sounds compare to the existing electronic stethoscopes. Especially, low frequency heart sounds were acquired without distortion, and the quality of lung sounds were improved. Also, auscultating sounds could be transmitted using bluetooth, which made possible to be used for the u-healthcare environment. Results of this study, auscultation of heart and lung sounds, could be applied to the convergence industry of medical and information communication technology through remote diagnosis.

Key Words : Electronic Stethoscope, PVDF, heart sound, lung sound, bluetooth

1. 서론

관상동맥질환 및 심근경색 등의 심장질환 관련 질환은 지속적으로 증가하는 추세에 있으며, 최근 10년간 관

상동맥 심장병환자는 열 배정도 급증하고 있음이 보고되고 있다. 또한, 우리나라 사망원인 가운데 첫째가 순환기계 질환으로 암 질환을 능가하고 있으며, 사망원인 통계에 따르면 주요 사망원인 중 호흡기와 폐질환도 날이 갈

*정회원, 전북대학교 전자공학부

**준회원, 전북대학교 전자공학부

접수일자 : 2012년 11월 26일, 수정일자 : 2012년 12월 10일

계재확정일자 : 2012년 12월 14일

Received: 26 November 2012 / Received: 10 December 2012 /

Accepted: 14 December 2012 /

*Corresponding Author: jjim@jbnu.ac.kr

Division of Electronic Engineering, Chonbuk National University, Korea

수준 증가하고 있는 실정이다.^{[1][2]} 이러한 심장질환 및 폐 질환에 대해서는 오래 전부터 임상연구가 계속되고 있으나, 기초진료에 있어서는 대부분 청진기술에 의존한 주관적 판단에 의존하고 있는 상태이며, 청진기의 성능 및 효과적인 사용이 초기 진료의 질을 좌우한다고 해도 과언이 아님에는 의심할 여지가 없다.

청진기는 의사에게 있어서는 환자의 진료에 가장 기본적이며 필수적인 장치이며, 최근 들어 기존의 튜브 방식에서 벗어나서 전자식으로 증폭된 음을 제공하는 다양한 방식의 디지털청진기가 보급되고 있는 추세이다.^{[3][4][5]} 그러나, 의사들이 기존의 청진기로 많은 환자를 대하다 보면 청진을 위해 귀에 삽입함으로써 인한 귀의 통증이 심각한 문제로 대두되어 왔으나 그에 대한 대처 방안이 마련되지 못하고 있으며, 또한 의사의 청진음에 대한 주관적이며 경험적인 판단으로 인한 문제점도 제기되고 있다.^[6] 국내에서는 심음측정에 관한 연구가 일부 진행 중이지만 단순한 모니터링 수준이며,^[7] 폐음의 측정 결과에 의한 질환분류는 임상학의 청진기술에만 의존하고 있을 뿐 이를 보조할 수 있는 장비는 현재 전무한 상황이다. 그리고, 해외에서도 심음도 측정 장비를 개발하였지만 단순한 심음계측장비로서의 기능만 가지고 있다.^{[8][9][10]} 심폐음 관련 연구는 생체신호가 가지고 있는 다양성으로 인해 분석이 쉽지 않다는 어려움이 있으며, 청진기술에 의존한 주관적 판단으로 심폐 관련 질환을 진단하고 있어서 심폐음에 관련된 객관적이고 정량적인 진단 정보를 제공하는 기기의 개발이 요구되고 있는 상황이다.^{[11][12][13]}

따라서 기존의 아날로그 방식 혹은 전자식 청진기들이 안고 있는 문제점들을 보완함으로써 청진을 통한 진료의 질적 향상을 도모하고 사용자에게 거부감이 없으며, 다가오는 u-헬스케어 환경에 적용이 가능한 무선 전자 청진시스템의 개발이 필요한 상황이다. IT 환경 및 패러다임이 유비쿼터스로 변함에 따라 의료서비스 및 의료기술의 패러다임도 함께 변하고 있으며^[14], 심폐음을 이용하여 순환기 및 호흡기 질환을 객관적으로 판단하는 진단기술의 수요가 증가할 것으로 전망된다. 디지털 청진기 개발 기술의 핵심은 청진 시 포함되어 함께 들릴 수 있는 주변의 소음을 제거함으로써 보다 깨끗하고 선명한 청진음을 제공하는 것이며, 특히 저주파의 심음과 고주파의 호흡음에 대한 분리가 정확하게 이루어져야 한다. 즉, 심음 및 호흡음의 검출을 위한 센서의 개발, 주위 잡음을 제거 하는 잡음 제거기술 개발, 검출된 청진음의 무

선 전송기술 개발, 청진음의 분석을 위한 신호처리 기술 개발 등이 포함되어야 한다.

본 연구에서는 PVDF(polyvinylidene fluoride)를 이용한 접촉형 마이크의 민감도를 최적화하고 주위 잡음을 최소화 하는 센서 모듈을 디자인하여 청진음의 질적 향상을 도모하였다. 또한 청진음 신호를 저장하고 분석하며 블루투스를 이용하여 무선으로 송수신 함으로써 u-헬스케어 사업과의 연결을 위해 무선 전송이 가능한 디지털 청진기를 개발하고자 수행하였다. 정확한 자가 진단을 통한 건강관리의 요구가 점차 증가하는 추세에 있는 현 시점에서 가정에서 일상생활 중에 상시적으로 관리가 필요한 청진음을 검사함으로써 지속적이고 적절한 건강관리가 이루어질 수 있도록 한다는데 큰 가치를 갖고 있다.

II. 방법

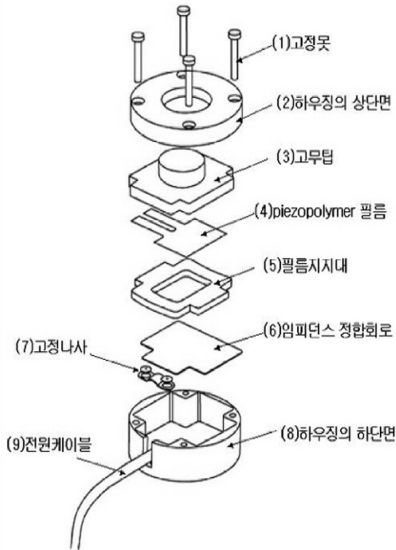
본 연구에서는 전자청진기에서 사용하는 센서를 설계하고, 센서 출력에 대한 아날로그 하드웨어 및 무선 전송을 위한 블루투스 기술을 적용하였으며, 청진음의 저장 및 분석을 위한 변수 추출 신호처리 알고리즘을 개발하였다.

1. 센서 설계 및 제작

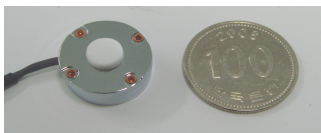
전자청진기는 마이크를 사용하여 심폐음을 검출하는 방법을 사용하는데 기존의 전자청진기에서 사용하는 콘덴서 마이크는 응답 주파수 대역이 대부분 50Hz 이상이므로 30Hz 주변 대역에서 나타나는 심음에 대한 검출에는 부적절함을 알 수 있다. 따라서 전자청진기에서 사용하는 마이크는 저가이면서 심음의 주파수 대역을 왜곡 없이 검출할 수 있는 특성을 가지고 있어야한다. 또한 가슴에 접촉되는 부분에서 마이크까지의 중간 공기층도 심폐음을 왜곡하게 되는 원인을 제공하게 되므로 가슴 표면의 진동을 체표면으로부터 직접 검출하는 것이 매우 중요하다.

본 연구에서는 심폐음 검출을 위한 마이크로폰으로 PVDF 필름이 내장된 진동 센서를 개발하였으며, 그림 1은 개발된 센서의 구조 및 외관을 나타내고 있다. PVDF는 압력이 가해지면 전하가 발생하게 되는 특성을 가지고 있으며, 심장의 운동 및 호흡이 기도 및 폐를 통과할 때 발생하는 진동을 전기에너지로 변환하여 검출할 수

있는 구조로 설계되었다. 황동 재질의 필름 지지대 상면에 필름이 놓이게 되고, 필름의 위쪽에는 고무팁이 놓이게 되며, 이들 구조물은 상하에 하우징으로 고정된다. 즉, 필름은 하우징 내부에 위치하고 고무팁에 진동이 인가되면 내부의 필름에 진동이 전달되고 이로 인한 출력을 감지하게 된다.



(a) PVDF 필름과 임피던스 정합회로를 내장하는 마이크론의 설계도
 (a) design of microphone including PVDF film and impedance matching circuit



(b) 접촉형 마이크로폰
 (b) contact microphone

그림 1. PVDF 필름 및 임피던스 정합회로를 내장한 접촉형 마이크로폰의 설계도 및 외관
 Fig 1. Design and picture of contact microphone including PVDF film and impedance matching circuit

2. 하드웨어 설계 및 무선전송

정확한 신호의 검출을 위한 하드웨어의 개발에는 전원부의 설계, 전기적 안전성, 심음/폐음/기관음/혈류음 등의 주파수 대역을 구분하여 미세한 소리도 감지가 가능하도록 정확성과 신뢰성 향상에 초점을 맞추어 설계하였으며 그림 2에 전체 하드웨어 시스템의 블록 다이어그

램이 나타나있다.

회로구동을 위한 전원은 3.3V 리튬이온 배터리를 사용하였으며 전기적 안전을 위한 전원분리부를 포함하고 있다. 신호의 증폭 및 주변 노이즈 제거를 위한 차동증폭 및 정확한 신호 추출 및 전원잡음 제거를 위한 60Hz 노치 필터를 포함하고 있다. 필터는 심음의 검출을 위한 벨(bell) 모드는 30Hz~100Hz 대역으로 설정하였고, 폐음의 검출을 위한 다이어프램(diaphragm) 모드는 100Hz~500Hz로 설정하였다.

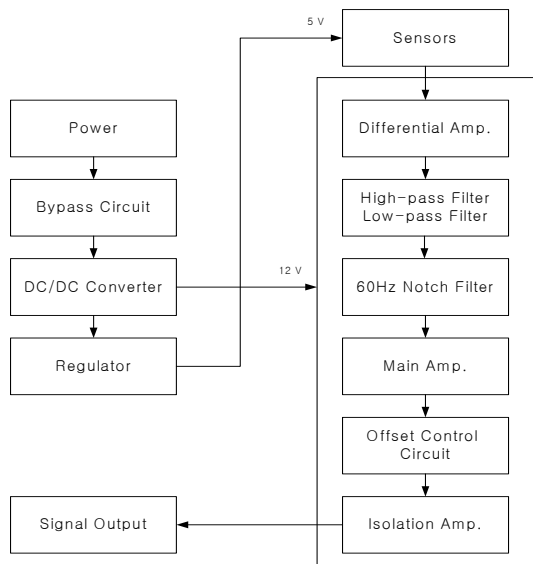


그림 2. 하드웨어 구성 블록 다이어그램
 Fig 2. Block diagram of hardware circuits

청진음의 무선전송을 위해서는 USB 기술과 호환이 되는 표준화 버전인 WUSB 1.0, Bluetooth 2.1을 채택하여 디지털 청진기의 본체 내부에 내장하였으며, 무선으로 연결해 음성과 데이터 통신을 할 수 있는 주파수대역은 2,400~2,483.5MHz으로 설정하였다. 확장된 inquiry 응답은 접속하기 전에 프로세스 동안 정보를 제공하며, 저 전력 모드일 경우, 특히 asymmetric data flows로 연결되어 있을 경우 전력소비를 줄일 수 있도록 sniff subrating 기술을 적용하여 설계하였다. 이는 최소 3배에서 최대 10배까지 배터리의 수명을 증가할 수 있으며, 보안의 강화와 사용 시간의 증가로 무선 USB장치 간의 공유 기술 향상할 수 있도록 하였다. 디지털 청진기는 컴퓨터 쪽에서는 음원을 입력 받는 마이크 형태의 프로파일인 hands-free unit으로 인식되게 된다.

3. 청진을 저장 및 분석

검출된 청진음을 저장하여 질환별로 분류되어 있는 데이터베이스와 비교하여 주관적인 진단뿐만 아니라 저장된 청진음으로부터 의미 있는 파형 특징점을 검출하여 정상/비정상의 판단을 할 수 있도록 신호를 정량화 하였다. 이를 위해 제 1심음과 제 2심음 시작점을 검출하였으며, 각 신호에 대하여 포락선 검출 및 적분, 그리고 주파수 스펙트럼 분석을 수행하였다.

III. 결과

본 연구에서는 소리의 민감도를 최적화하는 센싱 기술을 개발하여 청진음의 질적 향상을 도모하고, 청진음 신호를 블루투스를 이용하여 무선으로 송수신함으로써 사용자가 거부감 없이 편리하게 사용할 수 있는, u-헬스케어 환경에 적용이 가능한 전자 청진시스템을 개발하였다.

청진을 위한 접촉형 마이크로폰 내부에는 PVDF 필름과 임피던스 정합회로가 함께 내장되어 있으며, 센서는 잡음과 진동 변화에 대해 매우 우수한 특성을 가지고 있다. 그림 3에서 볼 수 있듯이 센서의 주파수 특성이 5Hz ~ 5KHz 대역에서 일정한 응답을 보이고 있으므로 심음이 나타나는 저주파 대역 20Hz 부분도 수용이 가능함으로써 왜곡에 강한 특성이 있다. 특히 대부분의 디지털청진기에서 취약한 호흡음의 크기와 질적 수준이 향상되었으며, 전자식으로 인한 백색잡음과 주변 소음에 대한 신호대 잡음비를 향상시켰다. 또한 대부분의 디지털청진기는 유선(cable 혹은 USB)으로 연결하여 사용하지만 본 기술은 블루투스를 적용하여 무선으로 사용이 가능함으로써 원격 진료가 가능하도록 설계하였다.

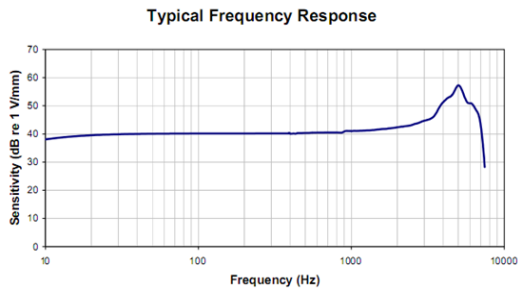
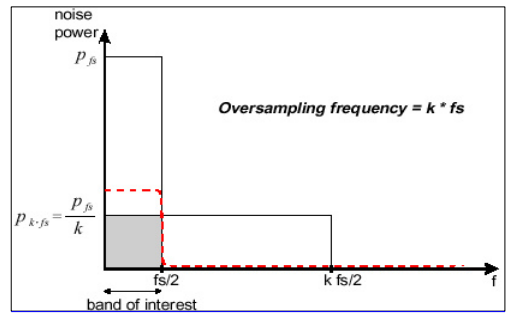
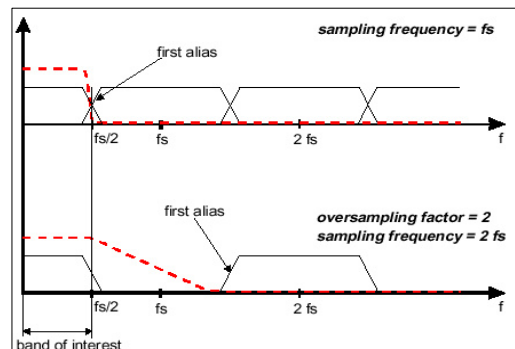


그림 3. PVDF 마이크로폰의 주파수 응답 특성
Fig 3. Frequency response characteristic of PVDF microphone

청진음을 디지털로 변환하는 과정에서 양자화 잡음이 발생하게 되는데 이를 효과적으로 제거하기 위해서는 오버샘플링과 디지털 필터가 필요하다. 오버샘플링은 나이퀴스트 주파수보다 훨씬 높은 주파수(4-8배 이상)로 샘플링을 하는 것으로 신호대 잡음비의 비약적 개선이 있게 된다. 신호의 대역폭이 n 배가 되면 잡음의 스펙트럼은 $1/n$ 이 되는 성질을 사용하는 것으로 오버샘플링 주파수가 나이퀴스트 주파수보다 n 배가 높게 되면 $10\log(n)$ [dB] 만큼의 신호대 잡음비의 개선이 있게 된다. 즉, 오버샘플링에 의해 anti-aliasing 필터의 대역폭이 넓어지기 때문에 필터 설계가 쉬워진다. 그림 4(a)와 4(b)는 샘플링 주파수와 양자화 잡음의 분포를 비교한 것으로서 오버샘플링에 의해 양자화 잡음의 폭이 넓어지게 되고 주파수마다 양자화 잡음의 레벨이 줄어들게 되며, 이러한 이유로 오버샘플링은 디지털 오디오 기술에서는 거의 필수적으로 사용되고 있다.

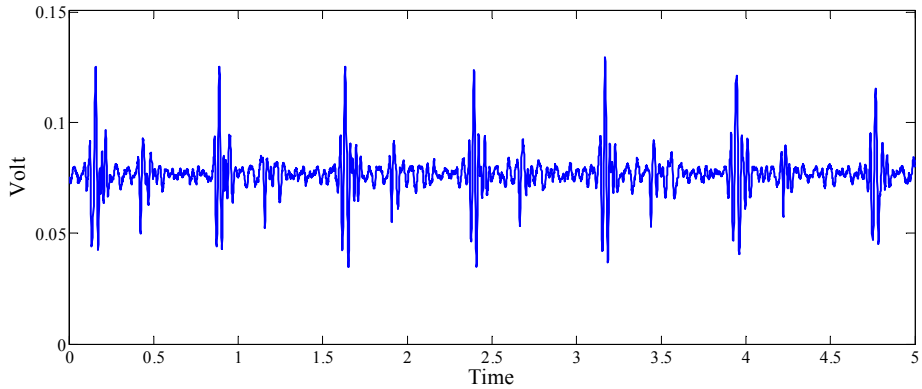


(a) 오버 샘플링에 의한 신호대 잡음비 개선.
(a) improvement of signal to noise ratio by over sampling

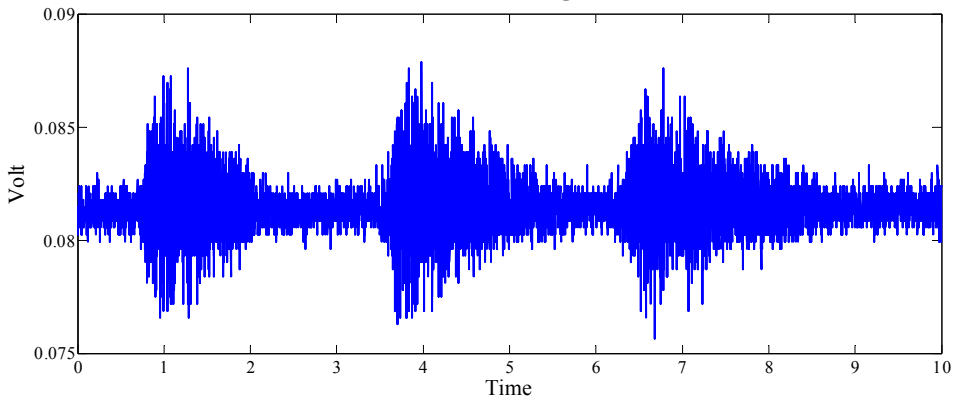


(b) 샘플링 주파수와 양자화 잡음의 비교
(b) comparison of sampling frequency and quantization noise
그림 4. 샘플링 주파수와 오버샘플링에 의한 신호대 잡음비 개선 및 양자화 잡음

Fig 4. Improvement of signal to noise ratio and quantization noise by over sampling



(a) 심음 신호
(a) heart sound signals



(b) 호흡음 신호
(b) lung sound signals

그림 5. 접촉형 마이크폰을 이용하여 검출된 심음 및 호흡음 신호
Fig 5. Heart and lung sounds acquired from contact microphone

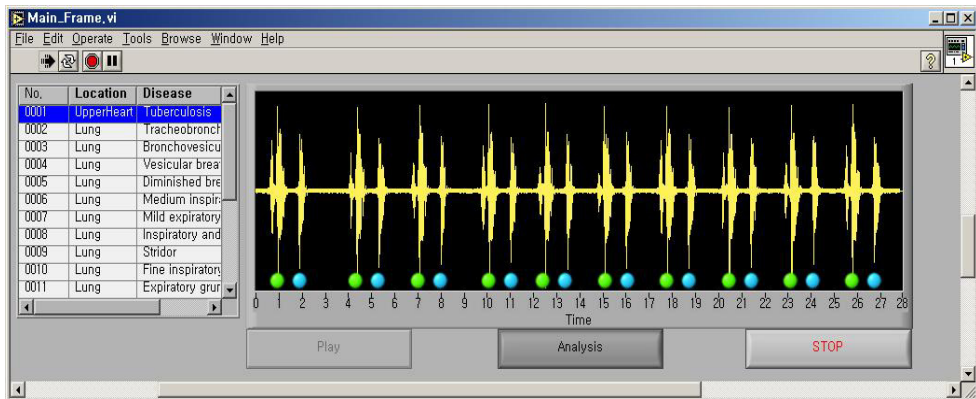


그림 6. 제 1심음과 제 2심음 검출 알고리즘을 적용한 프로그램의 예
Fig 6. Sample program for detecting first and second heart sounds

접촉형 마이크로폰의 출력에 대한 아날로그 신호처리 및 디지털 변환을 수행하는 전자청진기를 이용하여 검출된 심음과 호흡음의 예가 그림 5에 나타나 있다. 샘플링 주파수는 1KHz로 설정되었으며, 5초 동안의 심음과 10초 동안의 호흡음 파형을 나타내고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 심음은 제 1심음과 제 2심음의 구분이 확실히 나타나고 있으며, 호흡음에서는 흡기와 호기의 신호가 검출되고 있음을 알 수 있다.

검출된 청진 신호로부터 의미 있는 파형 특징점을 검출하고, 구축된 데이터베이스와 비교함으로써 정상 및 비정상 파형의 판단을 할 수 있도록 신호를 정량화하고자 하였다. 신호 특징점 검출로는 제 1심음과 제 2심음의 시작점을 검출한 후 각 심음의 포락선 검출과 적분 과정을 거쳤으며, 호흡음의 경우에는 주파수 스펙트럼 분석을 통해 정량화 지표를 수립하였다. 그림 6은 심음의 경우 제 1심음과 제 2심음의 검출에 대한 프로그램 결과 화면을 나타내고 있으며, 본 연구를 통하여 개발된 전자청진기의 성능 및 규격이 표 1에 요약되어 있다.

표 1. 디지털 청진기의 성능 및 규격
Table 1. Functions and specifications for the digital stethoscope

기능	규격
Sensor (microphone)	Piezoelectric sound transducer
Power	Li-polymer battery
Bluetooth 2.0	2,400 ~ 2483.5MHz (83.5MHz band)
Electric current supply	15mA Max
Frequency bands (microphone)	5Hz ~ 5KHz
Frequency bands (filters)	50Hz ~ 2KHz
LCD	1인치 Mono LCD
Power saving	Automatic power off after 3 minutes
Battery life	150 hours under continuous power on
Amplifier	Analog amplification
Volume	8-level digital volume control

IV. 결론

본 연구에서는 소리의 민감도를 최적화하는 센싱 기술

을 개발하여 청진음의 질적 향상을 도모하고, 청진음 신호를 블루투스를 이용하여 무선으로 송수신함으로써 사용자가 거부감 없이 편리하게 사용할 수 있는, u-헬스케어 환경에 적용이 가능한 전자 청진시스템을 개발하였다.

우선 기존의 전자청진기는 공기층을 거치는 acoustic 마이크로폰을 사용하지만 본 기술에서는 PVDF를 이용한 접촉형 마이크로폰을 적용하였다. 이는 일반적으로 저렴한 가격의 acoustic 마이크로폰은 저주파 대역 특성이 50-60Hz 이상이지만 본 연구에서 개발한 접촉형 마이크로폰은 저주파 대역 5Hz까지 수용이 가능하여 정확한 심음의 검출에 강한 특성이 있다. 그리고, 기존 전자청진기의 청진음의 질적 수준은 기계음의 형태로서 의사들이 교육받은 소리와는 질적 차이가 있으나 본 기술의 청진음은 의사들이 익숙해 있는 청진음에 가장 가깝도록 신호처리 기술을 적용하였다. 특히 대부분의 전자청진기에서 취약한 호흡음의 크기와 질적 수준이 향상되었으며, 전자식으로 인한 백색잡음과 주변 소음에 대한 신호대 잡음비를 향상시켰다. 또한 블루투스를 적용하여 무선으로 사용이 가능함으로써 휴대가 간편하고 조작하기가 용이하도록 설계 되었다.

본 연구를 통해 개발된 전자청진기는 원격 진료 산업의 발전에 따라 의료산업 및 정보통신산업, 기타 산업 간의 시너지 효과 증대에 활용될 수 있을 것이며, 건강관리 신기술 분야의 선도적 위치를 확보할 수 있을 것이다. 특히, 일상생활 중에 지속적인 질병의 예방, 관리를 통하여 활동적인 생활환경을 제공함으로써 정보통신 인프라 및 홈네트워크 시스템에 헬스케어 서비스를 연동하는 기술에 적극적으로 활용될 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] KF. Rabe, S. Hurd, A. Anzeuto, PJ. Barnes, SA. Buist, P. Calverley, Y. Fukuchi, C. Jenkins, R. Rodriguez-Roisin, C. van Weel, J. Zielinski, "Global strategy for the diagnosis, management and prevention of chronic obstructive pulmonary disease", American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, vol. 176, no. 6, pp. 532 - 555, 2007.

[2] AD. Lopez, K. Shibuya, C. Rao, CD. Mathers, AL. Hansell, LS. Held, V. Schmid, S. Buist, "Chronic obstructive pulmonary disease: current burden and

- future projections.” European Respiratory Journal, Vol. 27, No. 2, pp. 397-412, 2006.
- [3] C. McMechan, So Poman, “Design and implementation of a low cost electronic stethoscope”, Communications, Computers and Signal Processing (PacRim), 2011 IEEE Pacific Rim Conference on, pp. 714 - 718, 2011.
- [4] AW. Hahn, “On stethoscope design: A challenge for biomedical circuit designers”, Biomedical Sciences Instrumentation, Vol. 37, pp. 499-503, 2001.
- [5] J. A. Park, Y. E. An, J. M. Lee, Y. S. Kim, H. J. Lim, “Visual radio stethoscope system development”, Korean Institute Of Information Technology, Vo. 5, pp. 653-656, 2011.
- [6] MZ. Lam, TJ. Lee, PY. Boey, WF. Ng, HW. Hey, KY. Ho, PY. Cheong, “Factors influencing cardiac auscultation proficiency in physician trainees.” Singapore Medical Journal, Vol. 46, No. 1, pp. 11-14, 2005.
- [7] J. Y. Shin, S. P. Cho, B. J. Jang, H. D. Park, Y. S. Lee, K. J. Lee, “A Study of Noncontact Heartbeat and Respiration Detection Using the Doppler Radar”, Journal of The Institute of Electronics Engineers of Korea, Vol. 46-SC, No. 1, 2009.
- [8] A. Yadollahi, Z. Moussavi, “A robust method for heart sounds localization using lung sounds entropy”, IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 53, no. 3, pp. 497 - 502, Mar 2006.
- [9] C. Ahlstrom, T. Lanne, P. Ask, A. Johansson, “A method for accurate localization of the first heart sound and possible applications”, Physiological Measurement, vol. 29, no. 3, pp. 417 - 428, 2008.
- [10] D. D. Kadam Patil, R. K. Shastri, “DESIGN OF WIRELESS ELECTRONIC STETHOSCOPE BASED ON ZIGBEE”, International Journal of Distributed and Parallel Systems (IJDPS), Vol. 3, No. 1, pp. 351-359, 2012.
- [11] A. Vena, C. Rylander, G. Perchiazzi, R. Giuliani, G. Hedenstierna, “Lung sound analysis correlates to injury and recruitment as identified by computed tomography: an experimental study”, Intensive Care Medicine, Vol. 37, No. 8, pp. 1378-1383, 2011.
- [12] Z. Wang, S. Jean, T. Bartter, “Lung Sound Analysis in the Diagnosis of Obstructive Airway Disease”, Respiration, International journal of Thoracic Medicine, Vol. 77, No. 2, pp. 134-138, 2009.
- [13] AC. Mehta, M. Gat, S. Mann, JM. Madison, “Accuracy of gray-scale coding in lung sound mapping”, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 34, No. 5, pp. 362 - 369, 2010.
- [14] J. K. Hong, D. C. Son, K. H. Kim, “Implementation of Care Model for management of U-Health”, Proceedings of the KAIS Fall Conference, pp. 498-502, 2006.

저자 소개

임재중(정회원)



- 1983년 : 건국대학교 전자공학과 (학사)
- 1988년 : Texas A&M대학교 의용공학과 (석사)
- 1991년 : Texas A&M대학교 의공학과 (박사)
- 1992년 ~ 1998년 : 인제대학교 의용공학과 조교수

• 1998년 ~ 현재 : 전북대학교 전자공학부 교수
 <관심분야 : 생체계측, 신호처리, 의료기기>
 • e-mail : jjim@jbnu.ac.kr

임영철



- 2012년 : 전북대학교 전자공학부 (학사)
- 2012년 ~ 현재 : 전북대학교대학원 전자공학과 (석사)
- <관심분야 : 생체계측, 신호처리,>
- e-mail : lyc951@nate.com