

유비쿼터스 헬스케어 를 위한 무구속 전자청진 하드웨어 시스템 개발

論 文

56-6-23

Development of Wearable Electro-Stethoscope Hardware System for the Ubiquitous Healthcare

金 東 浚[†]
(Dong-Jun Kim)

Abstract - For the possible application of monitoring or diagnosing heart sounds in an ubiquitous healthcare environment, a small and light electro-stethoscope that can be attached in human body should be exploited. With this aim, this study proposes a new style of electro-stethoscope device that is composed of four hardware modules in wearable style. For this ambulatory heart sound collecting device, the several tests must be performed to check portability and material capability for collecting heart sounds. It turned out to be that the multi-channel electro-stethoscope can detect heart sound signals well even if it is not pinpointed in the accurate stethoscope point on a heart. Consequently, our ambulatory electro-stethoscope hardware system can be applied to monitor or diagnose abnormal heart sounds in the ubiquitous healthcare system.

Key Words : Wearable Stethoscope, Electro-Stethoscope, Ubiquitous Healthcare

1. 서 론

의학의 발전에 비하여 의료기술을 공급하는 의료 서비스 전달의 문제는 아직도 완전하게 해결되지 않고 있어서 병원에서 멀리 떨어진 지역의 주민이 의료 서비스를 받기에는 많은 어려움이 있고, 일반인들도 의료 시스템과 떨어진 곳에서는 심각한 응급 상황 발생시 부상이나 사망을 당할 수도 있다. 원격의료(telemedicine)는 이러한 문제를 해결하는 하나의 대안으로 제시되어 1990년대부터 최근까지 여러 나라에서 활발하게 연구되었고, 시범적으로 실시하기도 했다. 그러나 원격의료는 여러 가지 제약으로 제한된 환경에서만 사용할 수 있고, 일반인들이 언제 어디서나 의료 서비스를 받을 수는 없다. 유비쿼터스 헬스케어(ubiquitous healthcare)는 유비쿼터스 컴퓨팅 기술을 건강관리 분야에 응용한 것으로, 유무선 통신 기술, 초소형 센서 및 컴퓨터 기술을 이용하여 언제 어디서나 개인에게 실시간으로 의료 정보나 의료 서비스를 제공하는 기술로 정의되며, 수년전부터 많은 연구가 진행되고 있다[1].

그러나 심전도(ECG: Electrocardiogram), 맥박(pulse), 혈중산소포화도(SpO2) 등의 신호에 대해서는 유비쿼터스 헬스케어를 위한 단말기로 개발하려는 연구가 많이 진행되고 있지만, 유비쿼터스용 청진기에 대한 연구는 별다르게 진행되고 있지 않는 실정이다[1,2]. 그 이유는 현재 병원에서 많이 이용되고 있는 청진기는 청진음을 음향 손실이 적은 튜브를

통해 들을 수 있게 제작된 기계적인 구조를 갖고 있으므로 전기적인 신호를 얻지 못하기 때문이다. 이에 따라 최근에는 전자식 청진기가 개발되어 청진음의 음량 조절, 작은 디스플레이 장치를 통한 시각적 확인 등이 가능한 청진 장치가 개발되었으나, 유비쿼터스 헬스케어에 적용할 수 있는 청진기는 아직 개발된 사례가 보고되지 않고 있다[3].

따라서 본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어를 위한 무구속 전자청진기(wearable electro-stethoscope)를 개발하기 위해 하드웨어 시스템을 설계하고, 집음기의 구조를 고안하고자 하였다. 이를 위해 소형, 경량의 전자청진 하드웨어를 설계하여 제작하였고, 집음기의 재질 및 크기에 따른 성능 실험을 수행하였고, 청진 위치를 알지 못하는 일반인의 사용을 고려하여 다중 채널로 제작하여 신체 부위에 따른 각 채널의 청진음 파형을 비교, 분석하였다.

2. 무구속 전자청진기용 하드웨어

본 연구에서 개발한 1채널용 무구속 전자청진 하드웨어의 구성은 그림 1과 같다.



그림 1 무구속 전자청진 하드웨어의 구성도

Fig. 1 Schematic of wearable electro-stethoscope hardware

소형 마이크로폰을 통하여 전기적 신호로 바뀐 청진 신호는 계측 증폭기(instrumentation amplifier)를 통하여 큰 이

[†] 교신저자, 正會員 : 淸州大 工大 電子情報工學部 教授 · 工博

E-mail : djkim@cju.ac.kr

接受日字 : 2007年 4月 26日

最終完了 : 2007年 5月 9日

득으로 증폭되고, 증폭된 신호는 고주파 잡음을 제거하기 위한 저역통과 필터(Lowpass filter, LPF)를 거치게 된다. 저역통과 필터는 인접 회로와의 상관성, 전류소모량과 성능을 고려하여 적절한 차수로 구현된다. 이렇게 잡음 제거된 신호는 가변 이득의 전력 증폭기(power amplifier)로 입력되어 전력을 증폭한다. 본 연구의 실험을 위해 전력 증폭기 출력은 A/D 변환기 또는 PC의 사운드 카드와 연결하여 분석할 수 있게 제작하였다.

2.1 마이크로폰 회로부

본 연구에 사용된 마이크로폰은 휴대폰, 전화기 등에 사용되는 Knowles Acoustics사의 실리콘 마이크로폰(모델명: SPO103NC3-2)으로서, 전방향성, 높은 내충격성, 낮은 진동 감도 등의 특성을 갖는 표면 실장 마이크로폰이며, 주파수 범위는 100Hz ~ 10KHz이고, 이득은 0 ~ 20dB의 구간에서 선택할 수 있다[4]. 본 연구의 전자청진기용 증폭기 회로는 3V 전원에 의하여 동작하도록 설계되어 있으므로 아래의 회로도 및 같이 발광 다이오드(LED: Light Emitting Diode)와 저항을 사용하여 전압을 인가하였다. 여기서, 발광 다이오드는 실리콘 마이크로폰에 1.5V를 제공하고, 회로의 동작 상태를 나타내기 위해 사용하였다. 이득은 20dB가 되도록 구성하였다.

2.2 저역통과필터 회로부

본 연구에서는 마이크로폰 부착 부위의 마찰음, 기타 음향적 잡음 등의 고주파 잡음을 효과적으로 제거하기 위해 2차 능동 저역통과 필터의 2단 연결을 이용하여 본 연구의 차단 주파수 및 이득에 맞추도록 저항과 커패시터의 값을 결정하였다. 일반적인 2차 능동 저역통과 필터 회로의 형태는 그림 2와 같다.

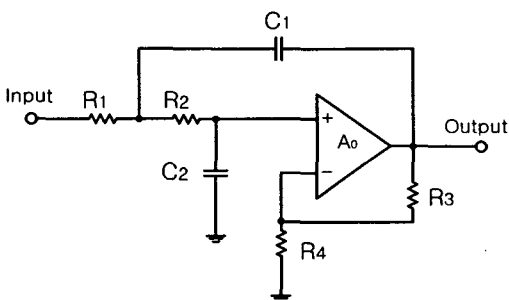


그림 2 일반적인 2차 능동 저역통과 필터
Fig. 2 General 2nd order active lowpass filter

이 회로의 이득과 위상의 주파수 특성은 식(1)과 같이 나타내는데, 커패시터와 저항 및 증폭기의 이득 A0의 조합을 변화시켜 a의 값을 선택함으로써 주파수 특성의 이득과 위상을 변화시킬 수 있다.

$$A(\omega) = \frac{A_0}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2 + 2a\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right) + 1} \quad (1)$$

여기서,

$$\omega_c = 2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 R_1 C_2 R_2}} \text{ 이고,}$$

$$2a = \{(1 - A_0)C_1 R_1 + C_2(R_1 + R_2)\} \omega_c \text{ 이다.}$$

그림 3은 2차 능동 저역통과 필터를 2단으로 구성하여 구현된 4차 능동 저역통과 필터의 회로 구성을 나타내고 있다.

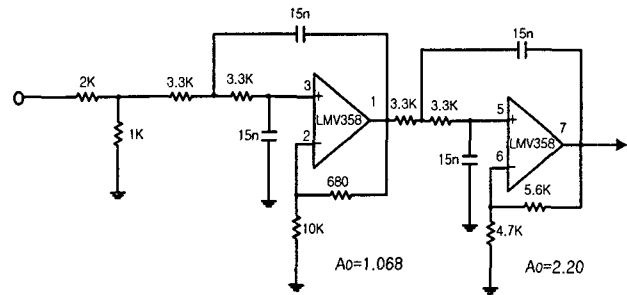


그림 3 구현된 4차 능동 저역통과 필터
Fig. 3 Implemented 4th order active lowpass filter

위의 회로도에서 사용된 OP 앰프는 저전압 구동 및 단일 전원 구동을 위해 National Semiconductor사의 LMV358이 사용되며, rail-to-rail 출력 기술이 적용되어 저전압으로 구동되며, CMRR(Common-mode Rejection Ratio)은 60dB이다. 또한 필터의 입력단에서 사용된 전압 분배회로는 전단증폭기를 지난 신호의 직류전압이 증폭이 되어 1.5V보다 높아지게 되므로 입력 직류전압을 1.5V로 낮추는 역할을 한다.

이와 같이 구현된 저역통과 필터의 전체 이득은 약 2.35(7.42dB)이다. 또한 주파수의 크기 특성과 위상 특성을 살펴보면 다음과 같다. 식(2)는 4차 저역통과 필터의 전달 함수를 나타낸다.

$$A(\omega) = \left[\frac{A_0}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2 + 2a\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right) + 1} \right] \cdot \left[\frac{B_0}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2 + 2b\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right) + 1} \right] \quad (2)$$

여기서, A0, B0는 2차 저역통과 필터 각 단의 이득이고, R1 = R2 = 3.3kΩ, C1 = C2 = 15nF이므로, 차단주파수는

$$f_c = \frac{159}{CR} \approx 3.21 \text{ (kHz) 이고,}$$

$$\omega_c = 2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 R_1 C_2 R_2}} = 20,202 \text{ rad 이며,}$$

$$2a = \{(1 - A_0)C_1 R_1 + C_2(R_1 + R_2)\} \omega_c = 1.932 \quad (A_0 = 1.068)$$

$$2b = \{(1 - A_0)C_1 R_1 + C_2(R_1 + R_2)\} \omega_c = 0.80 \quad (B_0 = 2.20)$$

의 값을 가지므로 구현된 저역통과 필터의 전달함수는 식 (3)과 같다.

$$A(\omega) = \left[\frac{1.068}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right)^2 + 1.932\left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \cdot \left[\frac{2.20}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right)^2 + 0.80\left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \quad (3)$$

여기서, 크기 특성 $|A(\omega)|$ 와 위상 특성 $r(\omega)$ 는

$$|A(\omega)| = \sqrt{[Im\{A(\omega)\}]^2 + [Re\{A(\omega)\}]^2}$$

$$r(\omega) = \tan^{-1} \left[\frac{Im\{A(\omega)\}}{Re\{A(\omega)\}} \right]$$

이다.

2.3 전력 증폭 회로부

잡음이 제거된 청진 신호를 듣거나, 녹음하거나, 디지털로 변환하기 위해서는 소리의 전력을 적절한 수준으로 증폭할 수 있는 전력 증폭기(power amplifier)가 필요하며, 이를 위하여 700mW 모노 저전압 음향 전력증폭기인 Texas Instruments사의 TPA751을 이용하여 전력 증폭 회로부를 제작하였다. TPA751은 3.3 ~ 5V가 규격 전압이지만, 2.5 ~ 5.5V에서도 폭넓게 동작이 가능하고, bridge-tied load(BTL) 구조로서, 대부분의 응용에서 필요한 외부 결합 커패시터(coupling capacitor)가 필요치 않다. TPA751의 응용회로는 다음 그림과 같다.

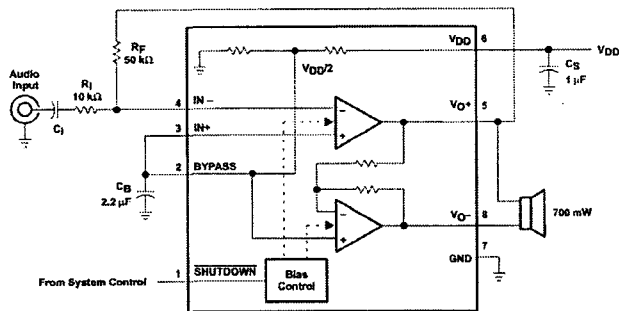


그림 4. TPA751의 응용회로
Fig. 4. Application circuit diagram of TPA751

증폭회로부의 이득은 식(4)와 같이 계산된다.

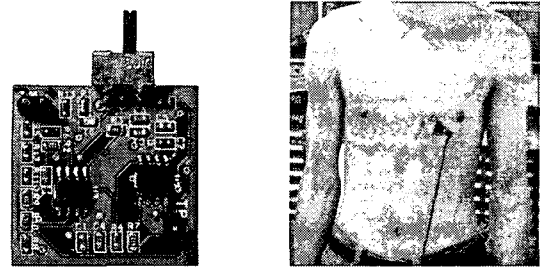
$$A_p = -2 \left(\frac{R_F}{R_i} \right) \quad (4)$$

3. 결과 및 고찰

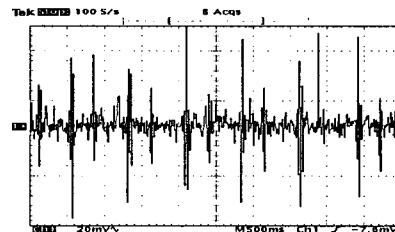
본 연구에서 설계한 1채널 전자청진 하드웨어의 제작된 모습 및 이를 패치형으로 부착한 모습 및 검출된 심음 신호

유비쿼터스 헬스케어 위한 무구속 전자청진 하드웨어 시스템 개발

를 그림 5에 나타내었다. 제작된 하드웨어의 PCB 크기는 24.64×25.40mm²이다.



(a) 1채널 전자청진회로 (b) 부착한 상태
(a) 1 channel electro-stethoscope circuit (b) Patched state



(c) 취득한 심음 신호
(c) Acquired heart sound

그림 5 1채널 전자청진회로의 프로토타입 및 검출된 심음
Fig. 5 A prototype electro-stethoscope circuit and acquired heart sound

1채널로 구현된 전자청진기에 집음기를 작은 원과 큰 원의 원기둥 모양으로 세 가지 크기와 두 가지 재질로 제작하여 성능 테스트를 실시했으며, 그 결과는 표 1과 같다.

표 1 집음기 재질과 크기에 따른 청진성능
Table 1 Performances of the sound collector according to several sizes and materials

구분	집음기 1	집음기 2	집음기 3
크기 (작은원/큰원)	5mm/7mm	7mm/10mm	30mm/32mm
재질	플라스틱	고무	플라스틱
성능	신호 미약하나 심음 들림	집음기 1보다 미약하여 거의 들리지 않음	신호 양호하고, 잘 들림

또한 1채널 전자청진 회로를 여러 위치에서 청진음을 검출할 수 있게 하기 위해 전자청진 회로를 4채널로 제작하였으며, 제작된 기판의 크기는 약 64.5×61.2mm²이고, PCB 기판의 모습은 그림 6과 같다.

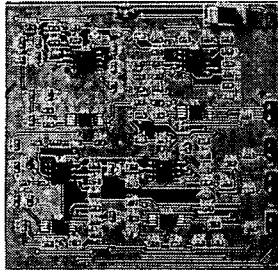
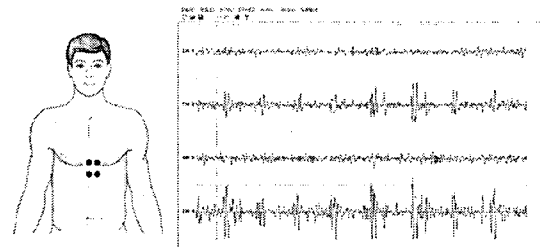
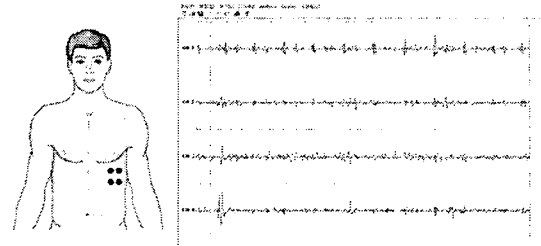


그림 6 4채널 전자청진기의 프로토타입 회로기판
 Fig. 6 Prototype circuit board of 4-channel electro-stetho scope

청진법(stethoscopy)은 의사들이 시행할 수 있는 의료행위로서, 심장 주의에서 전형적인 청진 위치가 있으나, 일반인들은 청진 위치를 제대로 감지하지 못하여, 경우에 따라서는 심음조차도 들을 수 없는 경우도 있다. 그러나 심음만이라도 제대로 기록이 가능하다면 심장 관련 이상유무를 조기에 검출하는 것이 가능할 것이다. 따라서 본 연구에서는 심음 검출을 위한 정확한 청진 위치를 모르는 일반인이 청진기를 가슴에 부착하는 경우를 가정하여 심장 주변 4곳의 위치에서 4채널 청진기를 부착하였을 경우의 심음 검출 성능을 확인하는 실험을 수행하였고, 그 결과는 그림 7과 같다. 그림 7 (a)에서 4개의 원에 표시된 번호는 4개의 청진 모듈의 구분을 위한 것이고, 파형은 위로부터 4개의 청진 모듈의 파형을 나타낸다. 그림 7 (a)에서는 아래쪽인 3, 4번 청진기가 신호를 잘 검출하고, 그림 7 (b)에서는 위쪽인 1, 2 청진기의 신호가 잘 검출되며, 특히 1 부위에서 신호가 강하여 그 부분이 심장과 가까운 부분일 것으로 예상된다. 청진 위치를 중앙 쪽으로 약간 이동한 그림 7 (c)에서는 심장 부위에서 멀어지는 1, 3번보다는 2, 4번의 신호가 양호하게 검출되고, 좌측으로 더 이동한 그림 7 (d)에서는 1번 청진 모듈



(c) 중앙좌측하부
 (c) Central left lower part

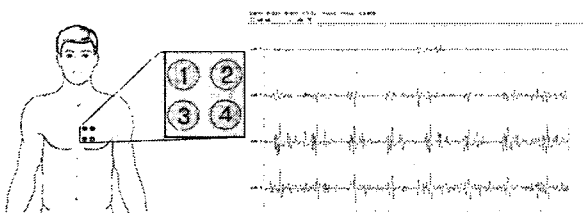


(d) 극좌측하부
 (d) Leftmost lower part

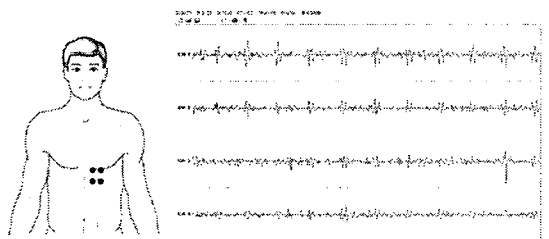
그림 7 4채널 전자청진기의 심음 검출 성능
 Fig. 7 Heart sound detection of 4-channel electro-stetho scope

만 신호의 검출이 양호한 상태를 나타내었다. 이상의 결과를 볼 때, 청진 모듈을 다중 채널로 제작하여 활용하면 청진 위치를 알지 못하는 일반인들이 청진 장치를 부착하여도 심음을 검출할 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

사람에 따라 심음 검출 위치가 다른지를 확인하기 위해 동일한 청진 위치(그림 7(c)의 중앙좌측하부)에서 심음 검출 성능을 비교해 보았으며, 결과는 그림 8에 나타내었다.



(a) 좌측상부
 (a) Left upper part



(b) 좌측하부
 (b) Left lower part

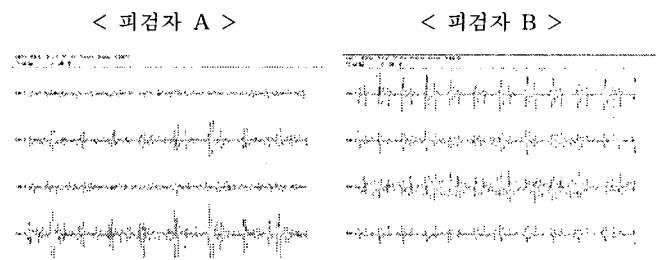


그림 8 두 피검자의 동일 위치 심음 파형 비교
 Fig. 8 Heart sound signal comparison at the same points of two subjects

그림에서 알 수 있듯이, 피검자 A는 4번 청진 모듈이 가장 검출이 잘 되고, 피검자 B는 1번에서 가장 큰 심음이 검출되었다. 따라서 사람에 따라서 심음의 검출 위치는 다르다는 것을 확인할 수 있다.

이상의 결과를 종합해 볼 때, 본 연구에서 4채널로 개발한 다중채널 전자청진 하드웨어는 청진 위치를 잘 모르는 일반인들이 사용하여도 항상 심음을 양호하게 검출할 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어에 이용될 수 있는 다중 채널의 무구속 전자청진기를 개발하고자 하였다. 전자청진 하드웨어는 소형, 경량으로 설계하여 제작하였고, 집음기의 재질 및 크기에 따른 성능 실험을 수행하였고, 다중 채널 청진기를 이용한 신체 부위에 따른 각 채널의 청진음 파형을 비교하여 성능을 확인하였다.

양호한 성능을 나타내도록 개발된 1채널 전자청진 증폭기에 집음기를 재질과 크기를 달리 하여 부착하였을 때, 무른 재질의 고무는 청진음의 감쇠가 심해 성능이 매우 떨어지며, 딱딱한 플라스틱은 양호한 성능을 나타내며, 크기가 아주 작은 것(5mm 내외)보다는 큰 것(약 30mm 정도)이 우수한 성능을 나타냄을 알 수 있었다. 부착 위치를 달리한 4채널 전자청진기의 성능 실험에서는 정확한 심음 측정 위치가 아니더라도 근처에만 부착되면 가장 가까운 청진 모듈이 청진음을 검출하므로 일반인도 쉽게 심음을 검출할 수 있다는 것임을 확인할 수 있었다. 또한 동일한 위치에 부착하더라도 피검자에 따라 심음 검출 위치가 다르게 나타났지만, 본 연구에서 개발된 다중채널 전자청진 하드웨어는 청진 위치를 잘 모르는 일반인들이 사용하여도 항상 심음을 검출할 수 있음을 확인할 수 있었다. 개발된 전자청진 장치는 작고, 가볍게 제작되어 패치형으로 가슴에 부착할 수 있으므로 향후 유비쿼터스 헬스케어 시스템에 적용하면 정기적으로 청진음을 저장하여 병원이나 의료용 서버에 전송함으로써 시간과 장소에 무관하게 지속적인 건강관리가 가능할 것이다.

참 고 문 헌

[1] 지경용 외, 유비쿼터스 시대의 보건의료, Jinhan M&B, 2006.
 [2] M. Braecklein, I. Tchoudovski, C. Moor, K. Egorouchki na, L. Pang, A. Bolz, "Wireless telecardiological monitoring system for the homecare area", Proceeding of 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Sep. 2005.
 [3] 손명하, 우승진, 김동준, 이정환, 이주신, "Wearable 전자 청진 장치를 위한 하드웨어의 개발", 대한전자공학회/대한 전기학회/한국통신학회충북지부합동추계학술대 회논문집, pp.135-138, 2005. 11.
 [4] Knowles Acoustics: Sisonic Surface Mount Micro-phones, Technical notes, 2003.

[5] R. J. Lehner, R. M. Rangayyan, "A three-channel micro-computer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 34, no. 6, pp.485-489, June 1987.
 [6] R. M. Rangayyan, "Phonocardiogram signal analysis : a review", CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 15, issue 3, pp.211-236, 1988.
 [7] S. Lukkarinen, P. Korhonen, and A. Angerla, "Multi-media personal computer based phonocardiography", IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996.
 [8] S. Lukkarinen, A-L Noponen, K. Sikio, and A. Angerla, "A new phonocardiographic recording system", Computers in Cardiology, 1997.
 [9] A. J. Zuckerwar, R. A. Pretlow, and J. W. Stoughton, "Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor", IEEE Trans. on Bio- medical Engineering, vol. 40, no. 9, pp.963-969, Sept. 1993.
 [10] K. Hung, Y. Zhang, "Usage of Bluetooth™ in wireless sensors for tele-healthcare", Proceeding of the Second Joint EMBS/EMES Conference, 2002 IEEE, pp.1881-1882, 2002.

저 자 소 개



김 동 준 (金 東 浚)

1963년 4월 14일 생. 1988년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1990년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1994년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박). 현재 청주대학교 이공대학 전자정보공학부 교수
 Tel : 043-229-8460
 Fax : 043-229-8460
 E-mail : djkim@cju.ac.kr