

---

# 흉부 심음을 기반한 u-헬스케어용 RF-Tag 설계

이주원\* · 이병로\*\*

Design of u-Healthcare RF-Tag Based on Heart Sounds of Chest

Ju-Won Lee\*, Byeong-Ro Lee\*\*

---

이 논문은 2008년도 진주산업대학교 기성회 연구비 지원에 의하여 연구되었음

---

## 요 약

본 논문은 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 위하여 생체 정보 단말기 개발에 있어 심음 신호를 기반한 RF-Tag의 하드웨어 구조와 신호처리 방법을 제안한 것이다. 본 연구에서의 RF-Tag는 체온 센서와 심음 검출을 위한 다이내믹 마이크로폰, 측정된 헬스정보를 전송하기 위한 블루투스 통신, 적응 이득제어기로 이루어진 심박 주기 검출 알고리즘으로 구성되어 있다. RF-Tag의 성능 분석을 위해 잡음환경에서 실험하였으며, 그 결과 우수한 성능을 보였다. 본 연구에서 제안한 방법을 u-헬스케어 단말기에 적용한다면, 모바일 환경에서도 실시간적으로 정확한 헬스 정보를 얻을 수 있을 것이라 사료된다.

## ABSTRACT

This paper is proposed the hardware structure and signal processing method of the RF-Tag based on heart sound to develop the mobile biomedical information device for the u-healthcare system. The RF-Tag in this study is consisted of a skin temperature sensor, a dynamic microphone for heart sound detection, Bluetooth communication to transmute healthcare data, and pulse period detection algorithm with adaptive gain controller. We experimented to evaluate performance of the RF-Tag in noisy environments. In addition, the RF-Tag has shown the good performance in the results of experiment. If the proposed methods in this study apply to design the u-healthcare device, we will be able to get the exact health data on real time in mobile environments.

## 키워드

u-Healthcare, Heart sound, Adaptive gain control, RF-Tag, Bluetooth

## I. 서 론

유비쿼터스 헬스케어 시스템은 인간의 건강과 행복을 지속적으로 추구하게하고 삶의 질을 높이는데 그 목

적이 있다. 이러한 유비쿼터스 헬스케어 시스템 또는 단말기는 심박수, 심전도, 혈압/혈당, 체온 등을 추출하여 중앙 감시 장치로 전송하거나 PDA 등과 같은 개인용 단말기에 생체 정보 데이터를 전송하는 시스템으로서,

---

\* 안동과학기술대학교 의료공학과

\*\* 진주산업대학교 전자공학과, 교신저자

현재 많은 연구 개발과 상품화가 진행되고 있다[1]~[3]. 그러나 이들 연구는 심전도, 광용적 맥파(PPG : photo-plethysmography)등을 이용한 단말기가 대부분이고, 심음(heart sound)을 기반한 u-헬스케어용 단말기에 관한 연구가 부족한 실정이다[1]. 한편으로는 전자청진기가 개발되어 상품화되고 있으나 이는 병원 의사용으로 국한되어 있으며, 이동중이거나, 자유로운 생활 중에 사용하기는 매우 어렵기 때문에 u-헬스케어용으로 적합하지 않다. 그 이유는 사용자의 생체 신호와 움직임에 의해 발생하는 잡음(motion artifacts)들의 주파수 대역이 중첩되어 있기 때문이다[1]~[3]. 따라서 본 연구에서는 흉부의 심장 부위에서 발생하는 심음과 Bluetooth 무선 통신을 기반한 헬스케어 RF-Tag의 하드웨어 구조와 신호 처리 방법을 제안하였다. 하드웨어 설계는 하나의 다이 나믹 마이크론(dynamic microphone)과 마이크로컨트롤러, Bluetooth 통신모듈 등을 이용하여 저전력의 소형화로 설계하였다. 신호처리 방법에서는 4단계의 처리 과정으로 구성하였으며, 첫 번째 단계에서는 마이크로컨트롤러에서 증폭된 심음 신호를 획득하고, 획득된 심음 신호에 포함된 고주파 잡음을 제거하기 위해 대역필터 처리한다음, Shannon의 에너지 연산[4]을 이용하여 심음 포락선을 추출하였다. 두 번째 단계에서는 RF-Tag의 인체 부착 위치와 사용자의 움직임, 자세에 따라 측정된 심음 신호의 진폭이 다르기 때문에 심박수 추출에서 성능 저하가 발생한다. 이를 개선하기 위해 적응 이득 제어(adaptive gain control) 처리를 하였다. 세 번째 단계에서는 정확한 심박수 추출을 위해서 비잡음 구간만을 검출하여 심박 주기를 추출하게 하였다. 마지막 단계에서는 추출된 심박수와 체온 정보를 Bluetooth 통신으로 헬스케어 모니터링 시스템에 전송하게 하였다. 본 연구에서 설계한 u-헬스케어용 RF-Tag의 성능 분석을 위해 실험자의 움직임과 음성 등의 잡음이 발생했을 경우와 잡음이 없을 경우 등의 조건을 설정하여 성능 평가를 하였다.

## II. 하드웨어 설계

본 연구에서의 RF-Tag는 심박수 변화와 체온 관리를 목적으로 체온 추출과 심박 주기 추출하여 Bluetooth 통신으로 추출된 헬스 정보를 전송하도록 하드웨어를 설계하였으며, 시스템의 구조를 그림 1에 나타내었다.

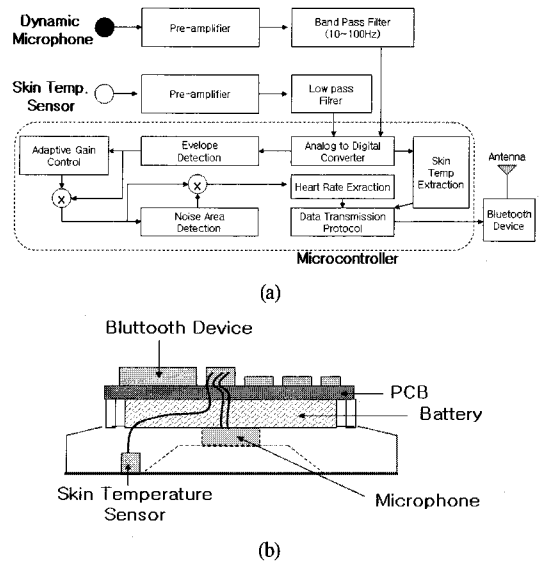


그림 1. u-헬스케어용 RF-Tag 시스템의 구조  
(a) 시스템의 블럭도, (b)기계적 구조  
Fig. 1 Structure of the RF-Tag for u-healthcare system, (a) block diagram, (b) mechanical structure

### 2.1 센서회로 및 아날로그 필터 설계

심음은 심장의 기계적인 움직임과 혈류의 흐름에 의해 발생하는 음향파로서 여러 낮은 주파수 요소가 복합된 신호이다(그림2). 심음 신호는 크게 심장 판막의 진동, 심근(myocardium)의 진동, 관련 기관의 진동 등에 의하여 발생 되는 정상적인 심음(normal heart sound)과 혈류의 난류와 심장 근육 또는 판막의 이상 진동에 의해 발생하는 심잡음(murmur)으로 구분할 수 있다[1]-[5].

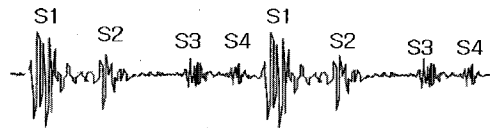


그림 2. 심음의 특징 파라미터 종류  
Fig. 2 characteristic parameters of heart sounds

그림 2를 토대로 세부적으로 설명하면, 심실 수축시 승모판의 폐쇄음인 S1과 심실 이완시 대동맥판막 폐쇄음인 S2, 심실 충만기와 이완기 초에 좌심방에서 좌심실로 혈액이 흐르면서 발생하는 음인 S3, 이완기 말에 심방 수축으로 혈액이 심실로 유입될 때 발생하는 음인 S4로 나누어진다. 심음을 측정할 때 다양한 음향이 나타나며,

이들 음향의 주파수 특징을 살펴보면 20~200[Hz]의 심장음과 100~1[kHz]의 폐호흡음, 20~2[kHz]의 소화기음, 기타 음성신호 등이 있다[3]~[5]. 본 연구에서는 심박수 측정을 목적으로 둔 것이기 때문에 20~100Hz의 주파수 대역의 심음을 측정하는 하드웨어를 그림 3과 같이 설계하였으며, 그림 3의 (a)는 동작전압이 2.0[V]이상이고, -44[dB]의 감도를 갖는 BSE사의 OB-27S44 마이크로폰[6]과 LM358 연산증폭기를 이용하여 이득이 50배인 전치 증폭회로와 아날로그 대역통과 필터를 설계하였다. 그리고 그림 3의 (b)와 같이 체온을 측정하기 위해 회로의 동작전압 3.3[V]이하에서도 온도 측정이 가능한 온도 1[°C]당 10[mV] 전압 출력을 제공하는 마이크로칩사(Microchip Co.)의 TC1047AVNB 소자[7]를 이용하였으며, 마이크로컨트롤러의 2.56[V] 기준전압과 10bit AD 변환기로 ±0.1[°C] 정밀도를 갖도록 4배 증폭하여 설계하였다.

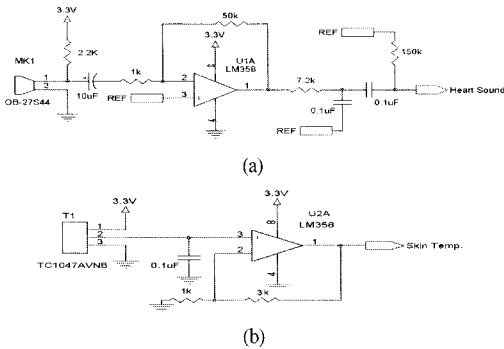


그림 3. RF-Tag의 센서회로

(a)마이크 전치 증폭회로, (b) 체온 센서회로

Fig. 3 Sensor circuits of RF-Tag, (a) pre-amplifier for microphone, (b) skin temperature sensor's circuit

### 2.2 심음의 S1점 및 주기 검출

RF-Tag에서 심음 검출을 위한 5단계로 신호처리를 하였다. 첫 번째 단계는 전치 증폭기의 출력 신호에 포함된 고주파 잡음과 전원 잡음을 제거함과 동시에 심박 주기 추출을 위하여 버터워스(butterworth) 필터를 이용하여 20~50Hz 대역의 20차 IIR 필터를 설계하여 필터링을 하였다. 이는 심음 신호의 파라미터 중의 S1 신호의 진폭을 크게 하고 S2 신호의 진폭을 작게 하여 심박 주기 추출을 효과적으로 처리하기 위한 것이다. 두 번째 단계에서는 대역 통과된 심음 신호  $x(n)$ 에서 심박 주기를

검출하기 위해 식(1)와 같이 Shanon의 에너지 함수를 적용하여 심음의 포락선을 추출하였다.

$$S_P(n) = \frac{1}{N_E} \left| \sum_{k=0}^{N_E-1} x(n-k)^2 \log(x(n-k)^2) \right| \quad (1)$$

식(1)에서  $x(n)$ 는 IIR 대역통과 필터의 출력 신호이며,  $N_E$ 는 포락선 추출을 위한 윈도우(window)의 크기이다. 이 윈도우 크기는 심음 신호 S1의 최대 주기  $T_S$  이 약 150[ms]이므로 샘플링 주기  $T_S$ 와의 관계를 구하면  $N_E = T_S / T_S$ 와 같이 된다. 세 번째 단계에서는 포락선이 추출된 신호  $S_P(n)$ 가 사용자의 체중과 신장, 사용자의 발생, 사용 환경 등에 따라 신호의 진폭이 다르게 때문에 심박 주기 추출의 오류를 최소화기 위해 식(2)와 같이 적응 이득제어 처리를 하였다.

$$S_A(n) = \frac{S_P(n)}{\max\{S_P(n), \dots, S_P(n-Q), S_P(n-Q-1)\}} \quad (2)$$

적응 이득 제어는 샘플링 주파수  $f_s$ 의 1/2의 차수  $Q$ 를 갖는  $Z^{-1}$ 버퍼를 이용하여 신호의 최대값을 구하여 포락선 신호에 되먹임 제어를 하게 한 것이며, 제어 출력은 최대 1의 크기를 갖게 하였다. 네 번째 단계에서는 정확한 심박 주기를 추출하기 위해 잡음 구간을 제거하는 단계이며, 최대 심박 주기와 샘플링 주기  $T_S$ 의 비  $R$ 의 관계를 이용하여 식(3)와 같이 잡음 구간을 검출 하였다.

$$N_P(n) = \sum_{r=0}^{R-1} S_A(n-r), \quad R = T_H / T_S \quad (3)$$

마지막 단계는 심박주기 추출을 위해 식(4)과 같이 잡음 신호 강도  $N_P(n)$ 가 40%(=0.4) 이하이고, 자동 이득제어 출력 신호의 강도가 90%(=0.9) 이상일 경우만을 선택하여 식(5)~(6)과 같이 심박 주기  $T_H$ 를 검출하는 단계이다.

$$H_P(n) = \begin{cases} 1, & S_A(n) > 0.9 \text{ and } N_P(n) > 0.4 \\ 0, & \text{other} \end{cases} \quad (4)$$

$$P(n) = \begin{cases} 1, & H_P(n) - H_P(n-1) > 0 \\ 0, & \text{other} \end{cases} \quad (5)$$

$$T_H = \text{interval} \{P(n), P(n-1)\} \quad (6)$$

2.3 체온 검출

체온 측정시 고주파 잡음(전원잡음, 열잡음, 쇼트(short) 잡음 등)에 의한 측정값 변동을 방지하기 위해 0.1 초 샘플링과 10차 이동평균 필터 처리하여 체온 측정값을 안정화 하였다.

2.4 데이터 프레임 설계

본 연구에서는 Bluetooth 통신을 위하여 펌테크사의 ACODE-300 통신 모듈[8]을 이용하여 헬스 정보를 9600[bps]로 전송하게 하였으며, 헬스 정보는 심박수와 체온 정보로 한정하였다.

표 1. 헬스 정보 전송을 위한 데이터 프레임 구조  
Table 1. Structure of data frame to transmit the health data

데이터 송신 요구 프레임								
Stx	기기 정보	사용자 ID	전송 일자	전송 시간	전송 코드	송신 횟수	오류 코드	ETX
1byte 'S'	2byte 'MS'	2byte	3byte	3byte	2byte 'R'	3byte	1byte	1byte 'E'
데이터 송신 프레임								
Stx	기기 정보	사용자 ID	전송 일자	전송 시간	심박 수	체온	오류 코드	ETX
1byte 'S'	2byte 'SL'	2byte	3byte	3byte	2byte	3byte	1byte	1byte 'E'

측정된 헬스 정보는 중앙 감시 장치와 RF-Tag간에 접속 상태로 이루어지면, 표1과 같이 데이터 송신 요구 프레임을 수신한 후, Stx 문자, 기기정보, 사용자 ID, 전송 일자, 전송시간, 심박수, 체온, 오류코드(check sum), EtX 문자 등을 데이터 프레임 구조로 헬스 정보를 전송하게 하였다. 표 1에서 데이터 요구 프레임 중 송신 횟수는 송신할 때 마다 값이 증가하며, RF-Tag로부터 데이터 수신이 이루어지면 이 값은 0으로 초기화 되게 하였다. 이 값은 Bluetooth 무선 통신의 전송 가능한 영역에 RF-Tag가 존재하는지 또는 단말기 오류가 있는지를 판별하기 위해 설정한 것이다. 오류코드는 체크섬(check sum) 방식으로 송신 데이터의 모든 바이트 합의 하위 8bit 데이터로 설정하여 오류 검사를 한 것이며, 데이터 오류시 재송하도록 하였다.

III. 구현 및 성능 분석

본 연구에서 제안하고 설계한 u-헬스케어용 RF-Tag를 그림 4와 같이 하드웨어로 구현하여 그 성능을 분석하였다.

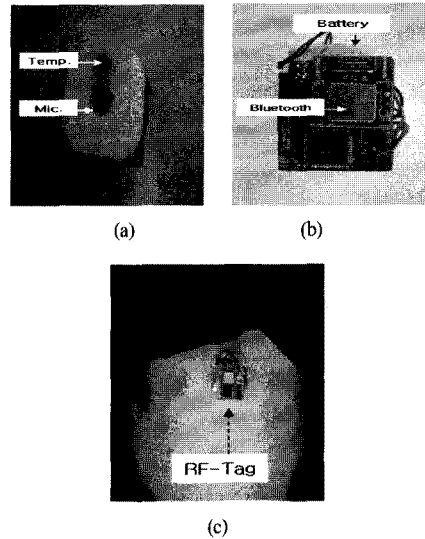


그림 4. 구현된 RF-Tag, (a) 센서 부 (b) 신호처리 및 통신부, (c) RF-Tag의 부착 위치  
Fig. 4 Implemented RF-Tag, (a) sensor part (b) signal processing and communication parts (c) contacted position of RF-Tag

표 2. 심음 신호처리를 위한 파라미터  
Table 2. Parameters for signal processing of heart sounds

파라미터	설정값
IIR 필터의 차수	20차
샘플링 주파수, $f_s$	200Hz
포락선 윈도우의 크기, $N_E$	30차
적용 이득 제어기의 차수, $Q$	100
잡음구간 검출 윈도우의 크기,	100
체온 샘플링 주파수	10Hz

사용된 마이크로컨트롤러는 Atmel사의 Atme -ga32L 과 회로의 동작을 위해 3.7[V] 정격의 리튬 폴리머 배터리를 사용하였으며, RF-Tag를 흉부 중앙의 명치 상단 좌측으로 심장과 가까운 위치에 부착하여 실험하였다. 심음 신호와 체온 센싱은 마이크로컨트롤러에 내장된 10bit

AD변환기와 내부 기준 전압 2.56[V] 발생기, 신호 샘플링을 위한 타이머 인터럽트 등을 이용하여 표 2의 파라미터로 신호처리를 하였다. 심음 신호 처리의 알고리즘을 평가하기 위해 25세(체중 62kg), 32세(체중 83kg)의 건강한 사람을 대상으로 실시간으로 심음 신호 처리한 결과 데이터를 19200[bps]로 수신하여 그림 5와 그림 6에 나타내었다.

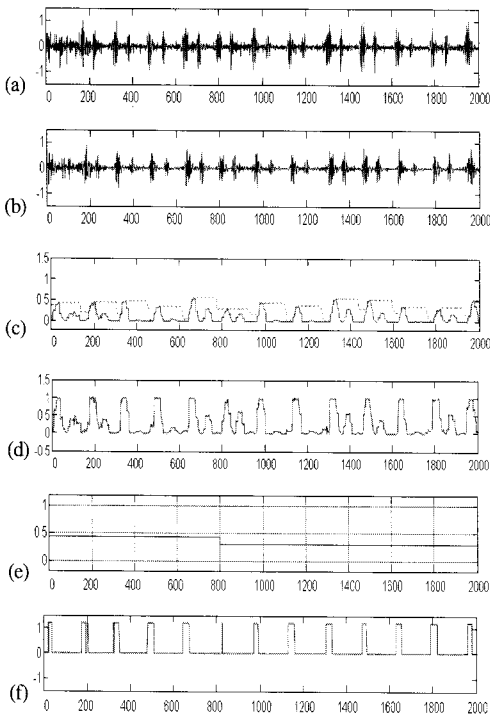


그림 5. 심음 신호처리 결과, (a) AD변환된 심음 신호  $x_{ADC}(n)$ , (b) IIR BPF의 출력  $x(n)$ , (c) 포락선 추출 결과 ( $S_F(n)$ ; -, 최대값:  $\cdots$ ), (d) 적응 이득제어의 출력  $S_A(n)$ , (e) 신호 강도  $N_F(n)$ , (f) 심음 S1점 검출  $H_F(k)$

Fig. 5 Results of heart sound processing

특히, 심음 신호처리에 대한 성능 평가 실험에서, 주변 잡음이 없는 조용한 환경의 경우와 사용자의 움직임, 음성 신호 등이 존재 경우 등의 2가지 경우를 설정하여 실험하였으며, 그 결과를 그림 5에 나이 25세 사용자를 대상으로 조용한 환경[ $\approx 30\text{dB}$  이하]에서 실험 결과를 나타내고, 그림 6에는 나이 32세 사용자를 대상으로 잡음[ $\approx 55\text{dB}$ ] 존재할 경우의 실험결과를 나타내었다. 그림

5의 결과에서 측정된 심음 신호에 그림 5의 (a)와 같이 고주파 잡음이 포함된 것을 그림 5의 (b)와 같이 대역 통과 필터에 의해 제거됨을 알 수 있었고, 그림 5의 (c)~(f), 와 같이 포락선 추출과 적응 이득 제어 출력, 심음 S1점 검출 등의 기능이 원활하게 이루어짐을 확인하였다.

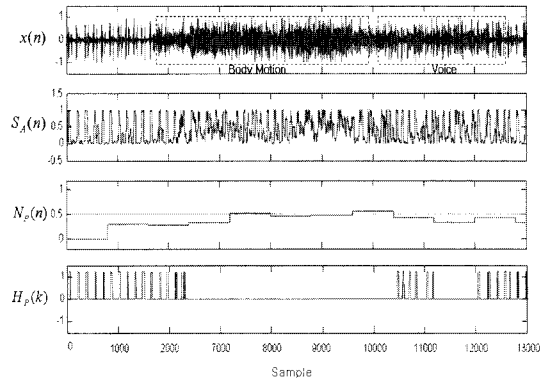


그림 6. 잡음 구간 및 심박 S1점 검출 결과  
Fig. 6 Results of noise area and S1 points of heart sounds

그림 6에서는 잡음이 존재한 구간에서 심음 S1점 검출을 제한하는 성능을 양호하게 나타남을 보였다. 종합적으로 구현된 RF-Tag의 전체적인 성능을 살펴본 결과를 표3과 같이 비잡음 구간에서의 99% 성능과 잡음 구간에서의 92%의 검출 성능을 보였다. 특히 잡음이 존재할 경우에 잡음이 시작되는 부분과 끝나는 부분에서 검출 에러가 발생하였으며, 체온 오차는 AD변환의 양자화 오차로 인하여 정밀도가 설계 값보다 높게 나타났다. 이러한 에러들은 잡음 검출처리의 역치값 설정과 AD변환기의 양자화 수를 증가시키므로 해서 개선될 것으로 사료된다.

표 3. 구현한 RF-Tag의 성능 분석  
Table 3. performance analysis of the implemented RF-Tag

항목		오차율
비잡음시 심음 S1점 검출	에러수	1
	검출수	99
잡음 구간 검출에 의한 S1점 검출 에러	에러수	7
심음 S1점 검출 평균 정확도		92%
체온 센서의 평균 오차 (5분 측정)		$\pm 0.12[^\circ\text{C}]$

### V. 결 론

본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 위한 생체 정보 단말기 개발에 있어 심음 신호를 기반한 RF-Tag 구조와 신호처리 방법을 제안하고 구현하여 그 성능을 평가하였다. 성능 평가에서 비잡음 환경에서는 우수한 성능을 보였으며, 잡음이 존재하는 구간에서도 양호한 성능을 보였다. 따라서 이와 같이 본 연구의 결과를 유비쿼터스 헬스케어의 단말기 개발에 적용한다면, 자유로운 생활환경에서 실시간으로 생체 건강 정보를 측정함이 가능할 것이며, 응급 상황이 발생시 원활한 대처가 이루어질 것이다. 향후, 심음의 특징을 추출하여 심장 질환의 이상 유무를 판단하는 알고리즘 개발이 연구되어야 할 것으로 사료된다.

### 참고문헌

[1] 김동준, 유비쿼터스 헬스케어를 위한 무구속 전자청진 하드웨어 시스템 개발, 한국전기학회논문지, 제56권 6호, 2007.

[2] Friedman, H. H., Diagnostic Electrocardiography and Vectorcardiography, McGraw Hill Inc., 2nd ed., 1977.

[3] L. G. Durand, P. Pibarot, Digital Signal Processing of the phonocardiogram - Review of the most recent advancements, CRC Critical Reviews Biomedical Engineering, Vol 23, No. 3, 1995.

[4] K. Phua, T. H. Dat, J. Chen. L. Shue, Human identification using heart sound, Second International Workshop on Multimodal User Authentication, ISCA, ERASIP, May 11-12, Toulouse, FRANCE, 2006.

[5] D. Kumar, P. Carvalho, Detection of S1 and S2 Heart Sounds by High Frequency Signatures, In Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, pp. 1410-1416, 2006.

[6] <http://www.unigroup.co.kr/coding/product/spec/OB-27S44-C33.pdf>

[7] <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devi-cedoc/21498c.pdf>

[8] <http://www.comfile.co.kr/download/wireless/acode.pdf>

### 저자소개



이주원(Ju-Won Lee)

2003년 2월 경상대학교  
전자공학과(공학박사)  
2008년~현재 :안동과학대학 의료  
공학과 전임강사

※관심분야: u-헬스케어, 지능 신호처리



이병로(Byeong-Ro Lee)

1998년 2월 : 경상대학교  
전자공학과(공학박사)  
현재 : 진주산업대학교  
전자공학과 부교수

※관심분야: 신호처리, 멀티미디어 이동통신, 전자응용 시스템.