수정된 바이폴라 전극을 갖는 착용형 심장활동 모니터링 시스템 구현 및 임상 심전도와의 상관관계 분석

論 文
57-6-30

Implementation of Wearable Heart Activity Monitoring System having Modified Bipolar Electrode and Correlation Analysis with Clinical Electrocardiograph (ECG)

李 康 輝* · 李 定 桓† · 李 映 在** · 金 敬 燮*** · 梁 熙 卿§ · 申 建 洙§§ · 李 明 鎬§§§
(Kang-Hwi Lee · Jeong-Whan Lee · Young-Jae Lee · Kyeong-Seop Kim · Heui-Koung Yang · Kun-Su Shin · Myoung-Ho Lee)

Abstract - Wearable physiological signal monitoring systems are regarded as an important sensing unit platforms in ubiquitous/mobile healthcare application. In this paper, we suggested the modified bipolar electrodes implemented on the portable heart activity monitoring system, which minimized the distance of electrodes formed on a attachable pad. The proposed electrode configuration is useful in mobile measurement environments, but has a disadvantage of reduced amplitude of the heart action potential. In order to overcome the shortcoming of the suggested electrode configuration, we implemented the amplifying circuit to increase the signal-gain and decrease the artifacts. For evaluations, we analyzed the specificity of measured cardiography using the proposed electrodes through the comparing of heart activity monitoring system with standard clinical ECG(lead2) by pearson correlation coefficients. The result showed that the average correlation coefficient is 0.903±0.036 , 0.873±0.072 at V3, V4 chest lead position, respectively. Thus, the modified bipolar electrode is quite suitable to monitor the electrical activity of the heart in the situation of the mobile environment, and could be considered having high similarity with standard clinical ECG.

Key Words - ECG, Electrical Activity of the Heart, Electrode ,Bio-signal Amplifier, Patch type ECG, Wearable ECG

1. 서 론

최근 식생활의 변화에 따라 운동 부족 및 고도 비만에 의해 심장 질환으로 인한 사망률이 지속적으로 증가 하고 있다. 그 중에서도 심근 경색과 같은 질환은 일상생활 중에 발생하여 응급 처치를 받지 못하여 사망하는 사례가 대부분이다[1]. 따라서 일상생활 중에 지속적으로 심장을 모니터링 할 수 있다면 심장 질환을 가지고 있는 환자뿐만 아니라 심장에 부하를 줄 수 있는 운동 중에도 사전에 급작스러운 심장의 병후를 예상할 수 있다. 또한 유비쿼터스 기술을 접목하여 측정자의 심장상태에 이상 징후가 발생했을 때 신속한 대처가 이루어 질 수 있다[2]. 따라서 이러한 심장활동의 모니터링을 위해서는 일상생활에서 사용이 가능한 소형, 저전력의 착용형 심전도 측정 방식은 매우 유용할 수 있다. 하지만 일반적인 심전도 측정은 1mV 이하의 심장의 미세한 전기 활동을 체표면에서 그 전위를 측정하는 방법으로써 측정되는 신호가 전원잡음, 호흡잡음, 근육잡음 등에 매우 취약하다[3][4]. 따라서 외부 잡음에 강하고 측정 방식이 편리한 일상생활에서 사용이 가능하며, 소형, 저전력 구동이 가능한 휴대용 심전도 측정 방식이 필요하다.

본 논문에서는 이동상황에서 다수의 전극 부착으로 인한 불편함을 줄이기 위해 흉부에 간편하게 부착할 수 있는 50mm*50mm 크기의 패드에 3개의 전극을 원형으로 배열한 수정된 바이폴라 전극을 제안하였다. 제안된 방법은 쌍극유도(Bipolar Lead System)측정 방식의 전극법을[5] 수정하여 전극간의 거리를 최소화 하여 하나의 패드에서 생체 신호를 측정할 수 있다. 이러한 전극 설계는 전극을 하나의 지점으로 모아 전극의 체표면과의 접착부위를 최소화하였지만 쌍극유도 측정에 있어서 두 지점간의 거리가 줄어들기 때문에 측정신호의 크기 또한 줄어드는 단점을 가지고 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 신호의 증폭률은 높이고 잡음을 제거하기 위한 필터단의 설계가 이루어져야 한다. 수정된 바이폴라 전극은 스냅(Snap)버튼을 통해 착용형 심장활동 측정 모듈과 탈착 되도록 설계되어 사용 시의 편리함뿐만 아니라 전극과 측정모듈 사이의 연결케이블의 제거로 인해 EMI간섭을 최소화 할 수 있었다. 심전도 파형 측정에 있어서 수정된 바이폴라 전극의 특성을 분석하기 위해 MP150 (Biopac Inc, 미국)을 통한 표준사지 리드 전극(Lead2) 신호와의 상관성 비교 측정 실험을 수행하였다. 이 실험에서는 그림 1에서와 같이, 제4늑간 흉골우연, 제4늑간 흉골좌연, V2와 V4를 연결하는 중간점, 제4늑간 좌중쇄골선상, V4와 동일수평면 좌전액와선상, V4와 동일수평면 좌중액와선상의

† 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 助教授
建國大 醫工學實用技術研究所 · 工博
E-mail : jwlee95@kku.ac.kr
* 學生會員 : 建國大學校 醫學工學部 博士課程
** 正 會 員 : 建國大學校 醫學工學部 助教授 · 工博
*** 學生會員 : 建國大學校 醫學工學部 碩士課程
§ 正 會 員 : 淸州大學校 電子正報工學部 教授 · 工博
§§ 正 會 員 : 三星綜合技術院
§§§ 正 會 員 : 延世大 工大 電氣電子工學科 教授 · 工博
接受日字 : 2008年 4月 16日
最終完了 : 2008年 5月 13日

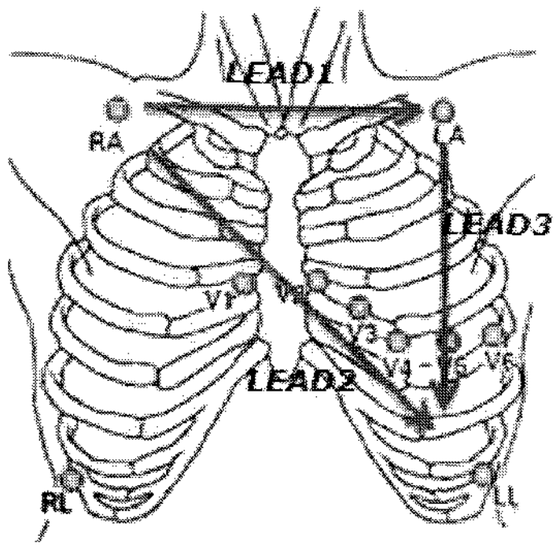


그림 1 표준사지 전극과 흉부유도 전극의 위치

Fig. 1 Electrode positions of clinical standard limb lead and chest lead.

해부학적 위치를[6] 가리키는 흉부유도 측정위치를 대상으로 신호레벨의 변화를 분석하여 수정된 바이폴라 전극이 가지는 심전도 파형의 임상학적 데이터를 수집하였다. 이 흉부유도 측정 위치별 데이터는 제안된 측정시스템을 다각적인 임상 시험에 적용하기위한 유의성을 검증하기 위한 목적으로 선택하였으며, 임상에서 사용빈도가 높은 기준위치를 비교하기 위하여 선택하였다.

2. 수정된 바이폴라 전극을 이용한 심장활동 측정 시스템

2.1 수정된 바이폴라 전극 구현

쌍극 유도 심전도 측정은 심장을 하나 또는 복수개의 전기쌍극자(Dipole) 소스로 간주하고, 소스로부터 떨어진 두 지점간의 전위를 구하는 방식이다. 일반적으로 심장을 하나의 전기쌍극자로 간주하면, 쌍극자 벡터$\vec{p}$ 에서 r_1, r_2 거리에 있는 두 지점 A, B 사이, 즉 이격된 측정 전극의 전위차는 식(1)과 같이 계산할 수 있다[7].

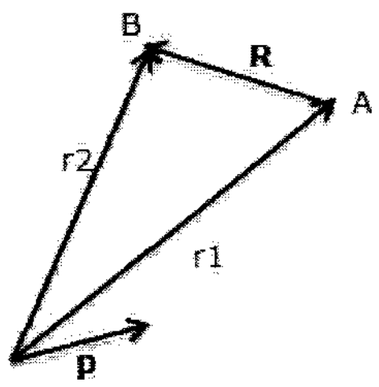


그림 2 A-B 구간의 전위차를 계산하기 위한 도식

Fig. 2 Calculation of electric potential difference A-B

$$v(r_2,r_1)=\frac{\vec{P}\bullet(r_2-r_1)}{4\pi\sigma_0 r^3} \tag{1}$$

측정 전극간 방향벡터 r_2-r_1 을 $\vec{R}$ 로 표시하면, 수식(1)은 다음과 같이 표시된다.

$$v=\frac{\vec{P}\bullet\vec{R}}{4\pi\sigma_0 r^3} \tag{2}$$

즉, 전극 간의 거리벡터 $\vec{R}$ 이 줄어들수록 신호의 크기가 감소하지만 심장과 측정전극과의 거리 r 또한 줄어 그 영향을 최소화 할 수 있다. 이를 통해 하나의 패드에 3개의 동일한 면적의 전극을 배열하고 스냅버튼을 사용하여 탈착이 가능하도록 한 수정된 바이폴라 전극을 제작하였다. 전극의 전체 크기는 가로 50mm, 세로 50mm 이며 3개의 전극이 직경 30mm의 같은 원형으로 설계하였다. 각각의 전극 중심간 거리는 20mm 이다. Ag/AgCl 코팅과 전해질로 구성되어 있는 전극을 통해 체표면에서 발생하는 전위가 전도성의 스냅버튼으로 전달되어 계측회로로 입력된다. 일상생활에서 발생하는 신체의 땀이나 이물질 때문에 전극이 피부에서 유탈되는 현상을 막기 위해 전극을 감싸고 있는 부직포에 무독성 실리콘 접착젤을 도포하여 흉근의 움직임에도 전극과 피부간의 임피던스 변화를 최소화 하였다. 제작된 수정 바이폴라 전극은 그림 3과 같다.

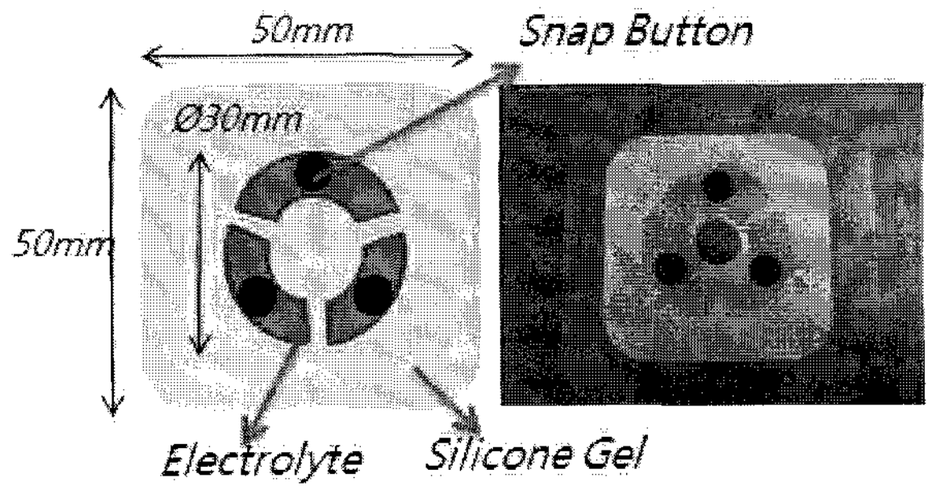


그림 3 수정된 바이폴라 전극 구현

Fig. 3 Implementation of the Modified Bipolar Electrode

2.2 생체 신호 측정 앰프 구현

생체신호를 측정하기 위한 시스템에서는 매우 작은 생체 전기 신호를 최대한 증폭하면서 동시에 잡음을 제거하기 위한 회로의 구성이 필요하다. 그림 4는 수정된 바이폴라 전극을 위한 생체신호 증폭 회로이다. 심장의 수축에 의해 발생하는 활동 전위는 체표면의 다른 두 지점으로 전달되어 사라지게 되므로 체외에서는 계장증폭기(Instrument Amplifier)의 반전(Vin-)단자와 비반전(Vin+단자의 차동 입력을 통해 심장의 활동 신호를 증폭할 수 있다. 그리고 공통모드 입력의 피드백을 통해 외부의 전원 잡음이나 호흡잡음 등을 반전시켜 다시 측정대상에 피드백[8]함으로서 신호 대 잡음비(SNR)를 높일 수 있으며 Rail-to-Rail 방식을 통해 증폭기가 가질 수 있는 최대 전압 범위를 증가시킴으로써 저전력 구동 회로에서도 신호의 효율을 최대한 높일 수 있다. 입력부에는 기저선 변동을 제거하기 위한 AC-Coupling회로가 설계되었다[9][10]. 일반적으로 AC-Coupling을 위한 회로는 Bypass 용 커패시터와 저항이 병렬로 연결되도록 설계 되나 이러한 방법은 접지를 통해 CMRR이 낮아지는 결과를 초래한다. 따라서 높은 CMRR을 유지하기 위해 브릿지(Bridge)형의 AC-Coupling 회로를 사용하였다.

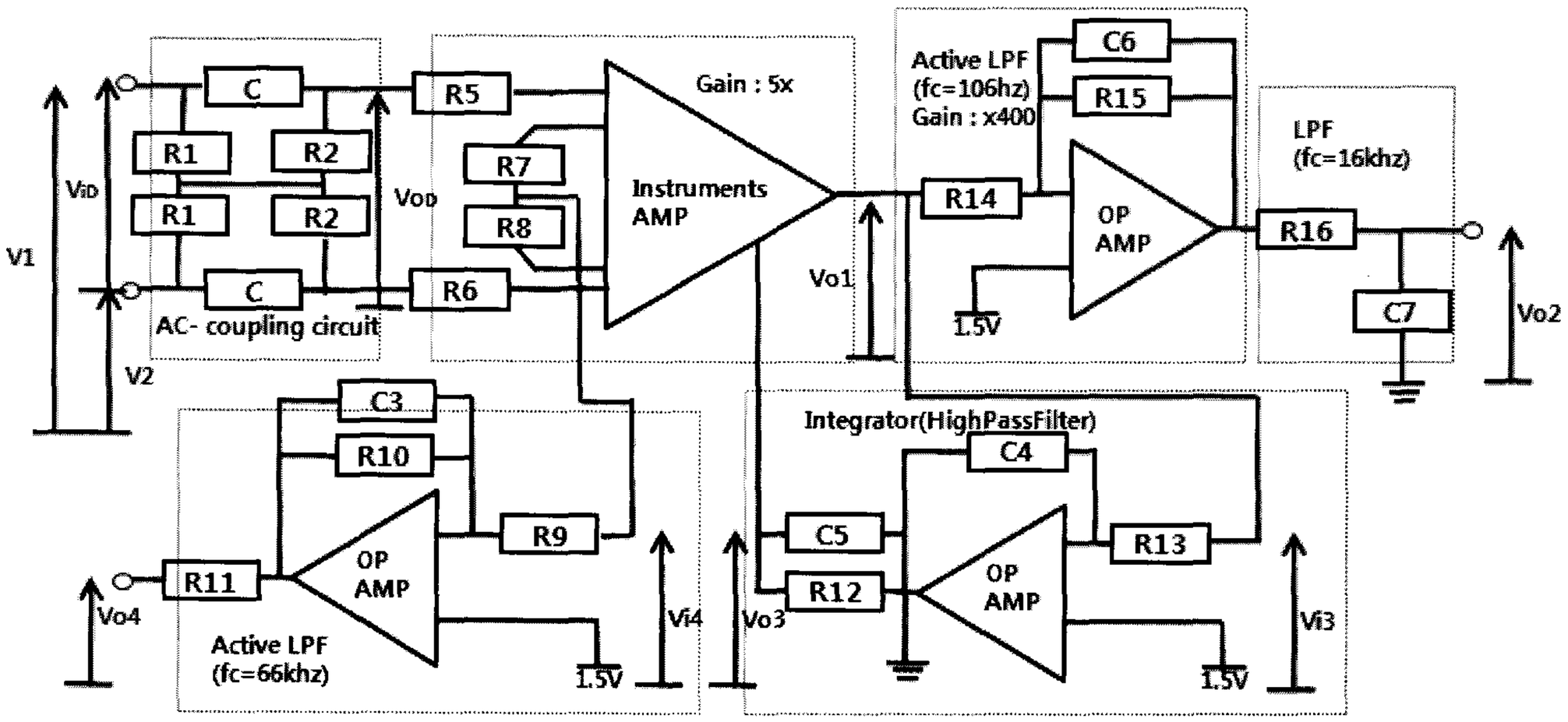


그림 4 수정된 바이폴라 전극을 위한 신호 증폭 회로도

Fig. 4 Schematic of Bio-Signal Amplifier for Modified Bipolar Electrode

AC-Coupling 회로의 전달함수 G_{dd} 는 차동 출력 Vod 와 차동 입력 Vid 의 라플라스 변환으로 수식 (3)과 같다.

$$Gdd(s) = \frac{sR2C}{1+sR2C} \tag{3}$$

AC-Coupling 회로에 의해 DC 성분이 제거된 신호는 차동 전압 및 동상신호 반전 모드를 동시에 수행하는 계장증폭기(TI,INA326)에서 5배 증폭된다. 낮은 오프셋(Offset)과 드리프트(Drift)를 가지는 계장증폭기는 크기가 MSOP-8 타입이면서 단일전원(+3.3V)에서 동작이 가능하여 소형의 저전력 생체 신호 증폭회로로 적합하다. 계장증폭기를 통과한 차동 신호는 5배 종폭이 되어 후단 증폭부로 이어지고 동상신호는 반전이 되어 다시 공통 모드에 입력이 가해진다. 반전된 동상신호의 공통모드 입력과 출력에 대한 전달 함수는 수식(4)와 같다.

$$\frac{Vo4(s)}{Vi4(s)} = -\frac{R10 \parallel (\frac{1}{C3s})}{R9} = -\frac{R10}{R9} \times \frac{1}{1+R10 \times C3s} \tag{4}$$

적분회로로 구성된 High-Pass Filter는 0.1Hz 미만의 호흡 잡음과 같은 낮은 주파수 성분을 제거하고 연산 증폭기에서 400배의 증폭을 거친 신호는 Active Low Pass Filter를 통과하여 전원 잡음 및 근육 잡음 등 높은 영역의 주파수 성분을 걸러낸다. 증폭부에서 생성되는 전달함수는 수식(5)와 같다.

$$\frac{Vo2(s)}{Vo1(s)} = -\frac{R15 \parallel (\frac{1}{C6s})}{R14} = -\frac{R15}{R14} \times \frac{1}{1+R15 \times C6s} \tag{5}$$

1mV 안팎의 심장의 전기 활동 신호는 전체 이득 2000배의 증폭회로를 거치면서 약 2Vp-p 의 신호로 증폭이 되어 최종 출력 단자로 신호가 전달되며 단일전원에서의 신호레벨을 나타내기 위해 1.5V의 오프셋 전위를 가져 0.5V~2.5V의 전압 출력 범위를 가진다. 전체 이득 전달 함수는 수식(6) 와 같다.

$$\frac{Vo3}{Vi3} = -\frac{\frac{1}{sC4}}{R13} = -\frac{1}{R13 \times C4s} \tag{6}$$

최종 증폭회로에서 출력되는 아날로그 신호는 신호처리 및 데이터 처리를 위해 마이크로프로세서의 A/D 변환을 통해 양자화 된다. 마이크로프로세서(TI MSP430F149)는 3.3V의 저 전력 구동이 가능하여 1MHz에서 300㎂의 저 전력을 소비하며 16비트 RISC 코어로 구성되어 있고, 혼합 처리 프로세서로의 기능으로서 내부에 8채널의 12비트 A/D 변환기를 탑재하고 있어, 생체신호의 양자화에 적합한 성능을 가지고 있다. 또한 내부에 60KB의 플래시 메모리와 2KB의 메인 메모리를 가지고 있어 간단한 디지털 필터 및 R-Peak 검출과 같은 신호처리의 구현도 가능하다.

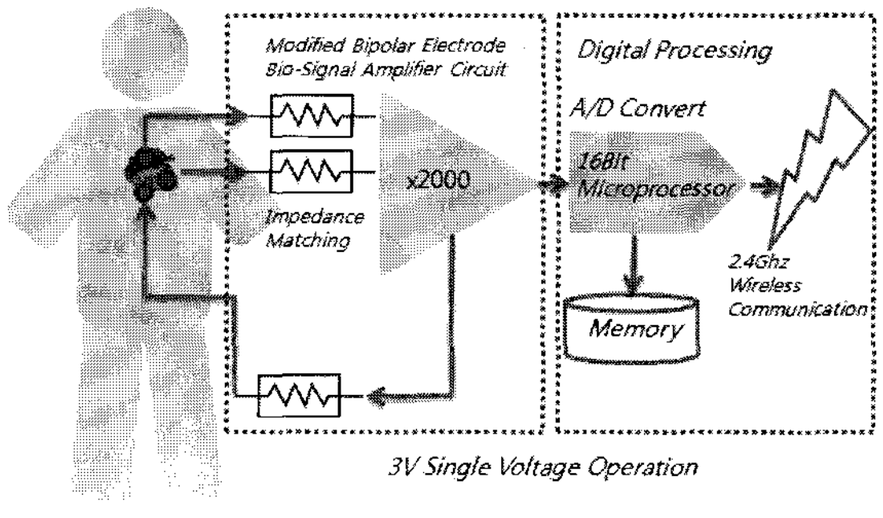


그림 5 심장활동 모니터링 시스템의 다이어그램

Fig. 5 Diagram of Heart Activity Monitoring System

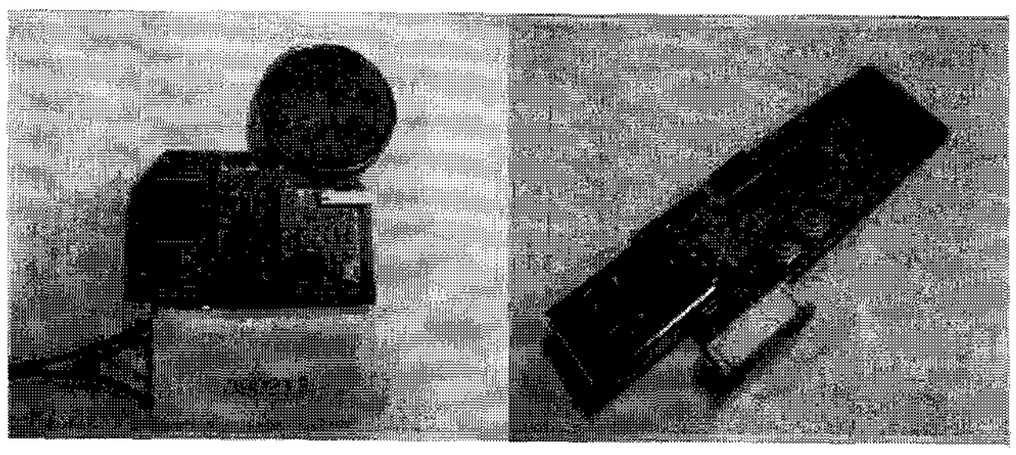


그림 6 착용형 심장 활동 모니터링 모듈의 프로토타입

Fig. 6 Prototype of Wearable Heart Activity Monitoring Module

연속적인 데이터 저장 및 분석을 위해 근거리 무선 데이터 송수신 프로토콜을 사용하였으며 24-시간 홀터 모니터링과 같이 장시간 기기를 사용하기 위하여 저전력의 무선 통신 칩셋(Nordic Semiconductor, nRF24L01)을 사용하였다. 이 칩셋은 GFSK 방식의 2.4GHz ISM 무선 통신 대역주파수 밴드를 제공한다. 또한 0dBm 의 출력에서 11.3 mA의 낮은 전류를 소모함으로써 소형의 무선 Portable 장치에서 제한된 배터리의 수명을 보다 연장 하였으며, 무선 송수신 효율을 높이기 위하여 안테나까지의 전송송로에 대한 임피던스 매칭을 Microstrip 구성을 통하여 설계하였다. 수정된 바이폴라 전극을 이용한 심장활동 모니터링 시스템의 전체 구성도 는 그림 5와 같다. 제작된 시스템은 생체 신호를 증폭회로와 프로세서가 탑재된 심장 활동 측정 및 송신 모듈과 이로부터 데이터를 무선 전송 받아 PC의 USB Port로 연결해주는 수신 모듈로 구성되어 있다. 송신 모듈의 전원으로는 3.7V 리튬 폴리머 충전 배터리를 사용하였으며 완전 충전시 약 20시간 동작한다. 이 시스템의 프로토타입은 그림 6와 같다.

2.3 실 험

표준사지 리드(Lead2) 전극 측정법에 의한 심전도 파형과 수정된 바이폴라 전극을 이용한 심장 활동 측정 파형을 비교하기 위해 오른 어깨와 왼 복부, 오른 복부에 전극을 붙이고 Lead2 방향으로 Biopac사의 MP150 심전도 측정 모듈을 사용하여 심전도 파형을 측정하였다. 이와 동시에 수정된 바이폴라 전극을 표준 임상 12-LEAD 측정 위치 중 흉부 V1,V2,V3,V4,V5,V6 위치에 각각 부착하여 흉부위치에 따른 심장 활동 신호의 변화를 측정하였다.

심전도 데이터는 125Hz의 샘플 레이트(Sample Rate)로 수집하였다. 측정은 성인 남성 11명(23±1세)을 대상으로 흉부 위치별로 각각 5분간 데이터를 저장하였으며 125Hz 의 샘플레이트로 저장된 데이터는 컴퓨터의 MATLAB 프로그램을 통해 정규화(Normalization) 과정을 거친 뒤 Pearson 상관 계수(Correlation Coefficient)를 구하였다. 비교 실험을 위해 심장 활동 모니터링 기기와 표준 심전도 전극을 부착한 모습은 그림 7와 같다.

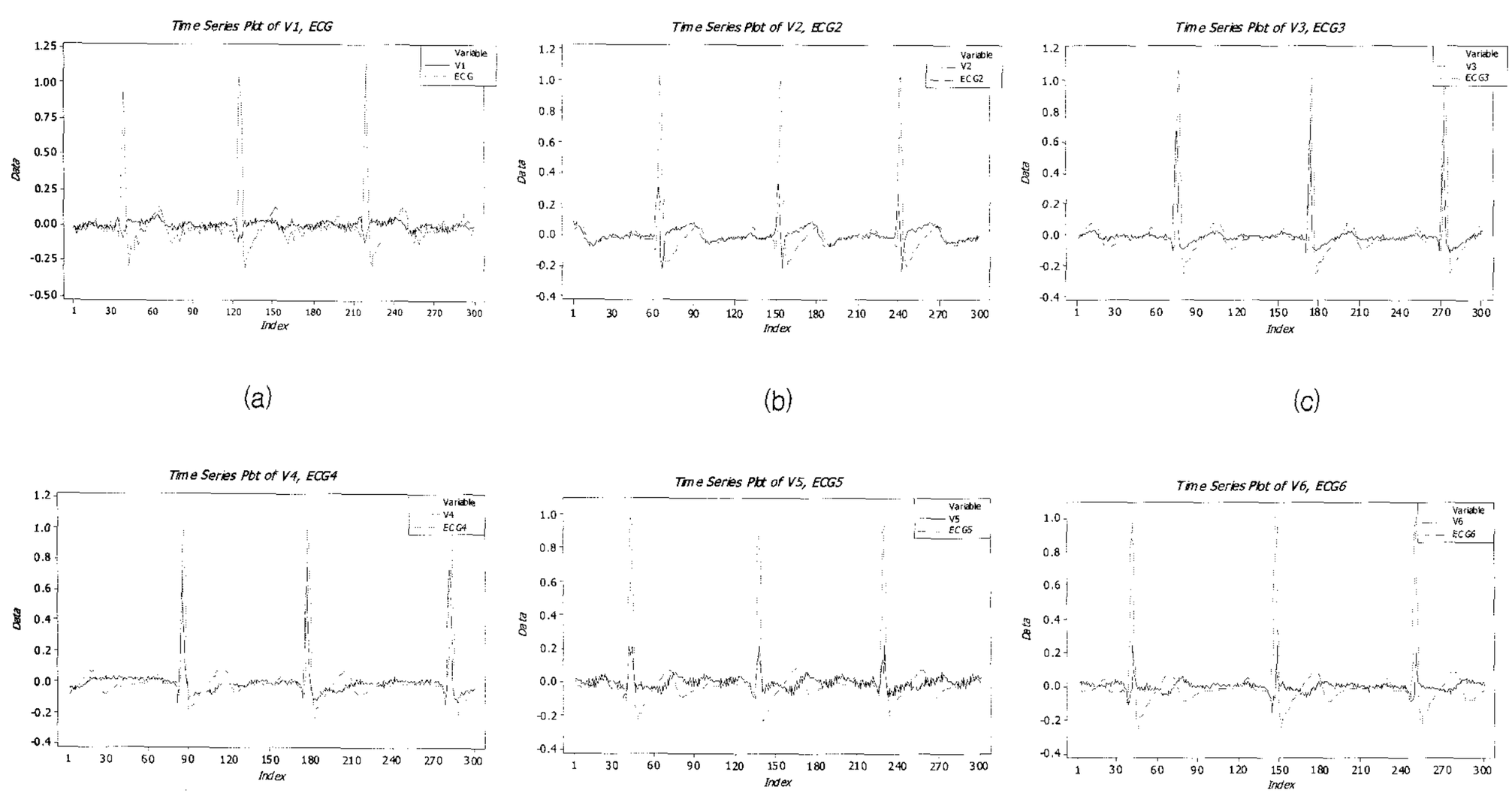


그림 8 흉부 유도 측정위치에 따른 표준사지 리드 측정과 수정된 바이폴라 전극을 통한 심장활동 측정 비교

Fig. 8 Modified Bipolar Electrode Heart Activity Compared with Standard Clinical ECG(Lead2) as position of precordial chest lead.

(a) V1-제4늑간 흉골우연 (b) V2-제4늑간 흉골좌연 (c) V3-V2와 V4를 연결하는 중간점

(d) V4-제4늑간 좌중쇄골선상 (e) V5-V4와 동일수평면 좌전액와선상 (f) V6-V4와 동일수평면 좌중액와선상

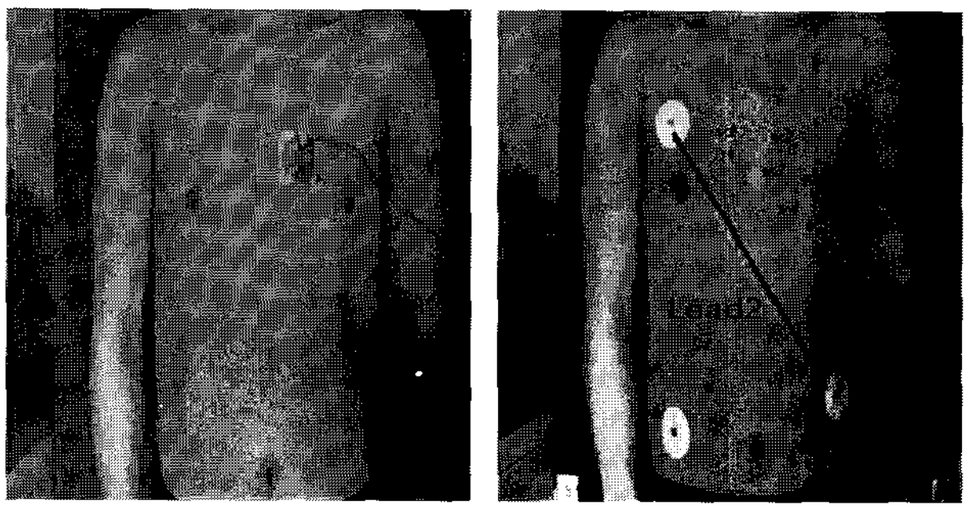


그림 7 심장 활동 모니터링 기기를 착용한 모습

Fig. 7 Heart Activity Monitoring Module in Precordial Chest

3. 결 과

그림 8은 각 흉부위치에 따른 표준사지 리드 심전도 파형과 수정된 바이폴라 전극을 사용한 심장활동 측정 데이터를 샘플링 하여 도시화한 그래프이다. 아래 표 1은 표준사지 리드 측정 데이터와 수정된 바이폴라 전극의 심전도 파형을 정규화 시켜 피어슨 상관 계수를 구하고 평균과 표준편차를 나타내었다. 제4늑간 흉골우연 지점인 V1에서는 신호의 크기도 작고 R-Peak 를 찾기 힘들다. 평균 상관계수 또한 0.525±0.041로 심전도 신호와 의 유사도가 떨어진다. V2지점인 제4늑간 흉골좌연에서는 신호의 크기는 작으나 P,Q,R,S,T 파형을 구분할 수 있으며 0.659±0.074의 상관 계수를 가져 비교적 표준사지 리드 심전도 파형과 유사한 신호를 나타내었다. V2와 V4를 연결하는 중간점인 V3와 제4늑간 좌중쇄골선상 V4지점에서는 신호의 크기와 P,Q,R,S,T의 파형이 임상 심전도 파형과 매우 유사하며 각각 0.903±0.036와 0.873±0.072의 높은 평균 유사도를 보인다. 하지만 V4와 동일수평면 좌전액와선상인 V5와 V4와 동일수평면 좌중액와선상인 V6지점에서 다시 유사도가 낮아지며 편차도 크게 발생하였다. 그림 9에서 수정된 바이폴라 전극을 이용한 심전도 측정 데이터와 임상 심전도 데이터의 평균 유사도와 편차를 그래프로 나타내었다. 이를 통해 결과적으로 적절한 신호 측정 위치를 통해 심장 활동을 측정한다면 수정된 바이폴라 전극으로도 심박 측정, R-R 간격을 이용한 HRV 와 같은 심장 활동모니터링 할 수 있지만 임상학적 심전도 신호를 추출하기 위해서는 V1,V2,V5,V6 와 같이 심장에서 멀어질수록 유사도가 많이 떨어지는 위치에서는 측정이 부적절할 것으로 사료된다.

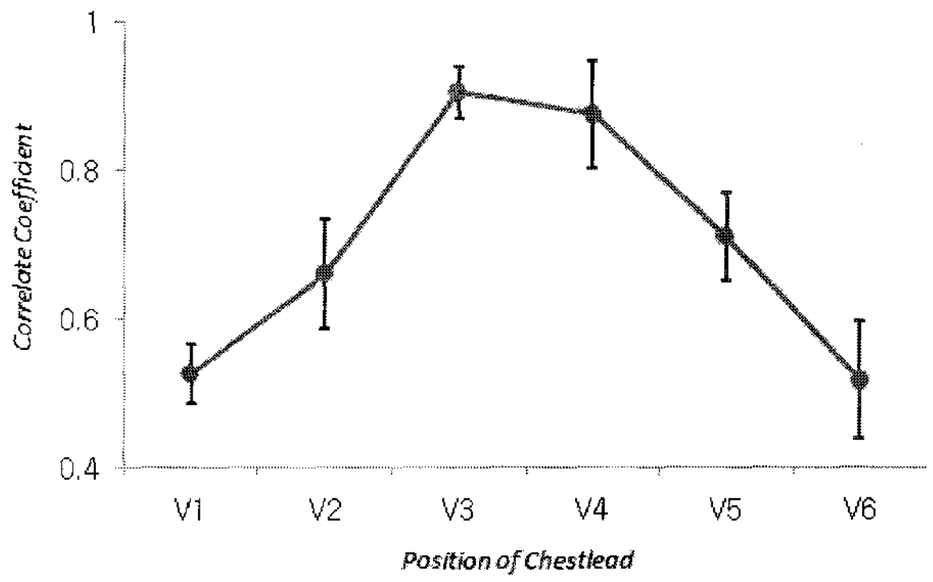


그림 8 수정된 바이폴라 전극을 이용한 심전도 측정 데이터와 임상 심전도와의 유사도

Fig. 8 Correlation of Modified Bipolar Electrode ECG Data with Clinical ECG Data

4. 결 론

본 논문에서는 기존의 휴대용 심전도 측정 시스템이 가지고 있는 이동상황에서의 측정문제를 최소화하기 위해 수정된 바이폴라 전극을 제안하고 이 전극을 사용한 심장활동 신호의 유의성을 판단하기 위해 표준 심전도 신호와 동시에 심장활동을 측정하여 이를 비교 분석을 수행 하였다. 제안한 수정 바이폴라 전극을 사용한 측정 시스템은 기존의 표준사지 유도 측정에서 사용하던 전극을 하나의 패드(Pad)에 일정한 간격으로 배열 하여 최소한의 활동 전위차를 이용하여 신호를 측정한 방법으로 전위벡터가 줄어 임상학적 심전도 신호와는 상관성이 적다는 단점이 있다. 하지만 전극과 모듈간의 케이블을 없애 EMI 간섭을 줄이고 AC-Coupling 회로와 필터를 이용하여 호흡잡음과 전원잡음을 제거 하였다. 실험 결과 흉부리드(Chest Lead)에 따른 위치별 심장 활동 신호를 피어슨 상관관계(Correlation)를 통해 분석하여 심장에

표 1 표준사지 리드 전극과 수정된 바이폴라 전극의 상관 계수

Table 1 Pearson Correlation Coefficient between Standard Lead Electrode and Modified bipolar Electrode

Lead Position	subjects	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	Average (Avr±STD)
V1	Cor	0.53	0.54	0.5	0.48	0.57	0.6	0.51	0.55	0.53	0.52	0.45	0.525±0.041
V2	Cor	0.55	0.65	0.61	0.72	0.73	0.55	0.73	0.65	0.78	0.64	0.64	0.659±0.074
V3	Cor	0.89	0.92	0.94	0.82	0.95	0.92	0.89	0.88	0.89	0.94	0.9	0.903±0.036
V4	Cor	0.75	0.8	0.88	0.85	0.76	0.94	0.92	0.93	0.95	0.91	0.92	0.873±0.072
V5	Cor	0.67	0.66	0.65	0.68	0.69	0.7	0.75	0.78	0.83	0.65	0.74	0.709±0.058
V6	Cor	0.52	0.51	0.54	0.56	0.43	0.63	0.45	0.64	0.5	0.52	0.38	0.516±0.078

가장 가까운 V3,V4 지점에서 임상 심전도와의 유사도가 각각 90±0.03%, 87±0.07%에 가까운 것을 볼 수 있었다. 이는 다양한 전극 위치에 따른 파형 측정실험이나 전극간의 간격 조절 등을 통해 보다 표준 심전도와 유사도가 높은 파형을 얻을 수 있으며, 수정된 바이폴라 전극을 이용해서 심장 활동을 측정 하는 방법이 이동시 발생하는 심전도 측정의 단점을 해결하면서 심장활동을 모니터링 할 수 있는 가능성을 의미한다. 본 실험에서의 심전도 측정은 안정 상태에서 데이터를 수집 하였다. 따라서 비교적 동잡음이 적어 신호가 안정적이었으나 일상생활 중에 심장 활동을 모니터링 한다면 동적 외부잡음이 유입될 가능성이 높다. 이러한 동적잡음은 호흡으로 인한 기저선 변동, 이동시 발생하는 근전위의 증가 또는 땀이나 수분으로 인해 전극과 피부와의 접착력이 약화되어 발생하는 임피던스의 불균형이 그 원인이다. 따라서 패드의 접착력을 높이고 생체 신호 처리 기법을 이용하여 필터 수행 능력을 보강하여 측정 실험을 수행하면 더욱 신뢰성 있는 심전도 신호를 측정, 비교 분석 할 수 있을 것이다. 또한, 보다 신뢰성 있는 착용형 심장활동 모니터링 기능을 수행하기 위해서는 다양한 생체 신호 처리 기법을 적용하여 외부 잡음을 최소화 시키고 실제 임상 실험을 통해 많은 데이터를 수집하여 통계적인 수치로 환산하여 정규화 된 심전도 데이터베이스를 구축해야 할 것으로 사료된다.[11]

감사의 글

본 연구는 정보통신부 및 정보통신 연구진흥원의 정보통신 선도 기반기술 개발사업의 연구결과로 수행되었습니다.

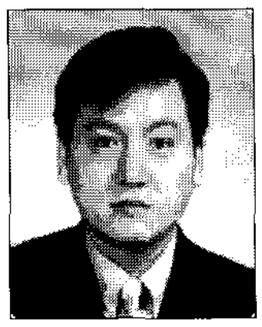
참 고 문 헌

[1] 지경용 외 14인, “유비쿼터스 시대의 보건의료”, u-Health 서비스와 솔루션, 35p-84p, 2005.
[2] John G. Webster, "Medical Instrumentation: Application and Design," Wiley, 1998.
[3] James C. Huhta and John G. Webster, "60-Hz Interference in Electrocardiography", IEEE, Trans.Biomed.Eng 20, Vol 2, pp.91-101,1973.
[4] P.Zipp and H.Ahrens, "A Model of Bioelectrode Motion Artefact and Reduction of Artefact By Amplifier Input Stage Design", J.Biomed Eng, Vol1, pp.273-276, 1979.
[5] George E.Bergey, Russell D.Squires and William C.Sipple, "Electrocardiogram Recording with Pasteless Electrodes", IEEE, Trans,Biomed.Eng, Vol1 BME-18, No.3, pp.206-211, 1971.
[6] 김경호 외 2인, "의용기기개론", 문운당, 85p-90p, 2007.
[7] Russel K.Hobbie, "생명과학을 위한 의학물리", 청문각, 3rd, 213p-241p
[8] Brusce B.Winter and John G Webster, "Dreven-Right Leg Circuit Design", IEEE, Trans.Biomed.Eng, Voll, pp.62-66, 1983.
[9] Enrique Mario Spinelli and Ramon Palls-Areny, " AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements", IEEE, Trans.Biomed.Eng, Vol50, No3, pp.391-395, 2003.
[10] M.P.Wattts and D.B.Shoat, "Trends in electrocardiograph design", Journal of the Institution of electronic and Radio Eng, Vol57, No.4, pp.140-150, 1987.
[11] Willis j. Tompkins, "Biomedical Digital Signal Processing", Prentice-Hall International, 1993.

저 자 소 개

이 강 휘 (李 康 輝)

2007년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2007년~현재 동대학원 석사과정 재학중.

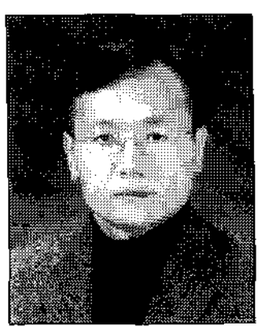


이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 조교수.

이 영 재 (李 映 在)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2008년~현재 동대학원 석사과정 재학중.



김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, USA, Ph.D. (1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.

양 희 경 (梁 熙 卿)

1992년 인제대학교 의용공학과 졸업.
가나자와대학 대학원 석사(1995), 동대학원 박사(2001)
현재 청주대학교 이공대학 전자정보공학부 강의전담교수

신 건 수 (申 建 洙)

연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1984). 동대학원 박사(1992). Keio University Ph.D.(1996) 2003년~현재 삼성종합기술원 Bio & Health Lab.

이 명 호 (李 明 鎬)

1972년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1975). 동대학원 박사(1978). Wisconsin Madison University 객원교수(1984)
1980년~현재 연세대학교 전기전자공학과 정교수