

# 용량성 결합 능동 전극의 공통 모드 구동 차폐

## A Study on common-mode-driven shield for capacitive coupling active electrode

임 용 규\*  
Yong-Gyu Lim\*

### 요약

간접접촉 심전도 측정(Indirect-Contact ECG)은 일상생활에서의 무구속 무자각 측정에 적합한 심전도 측정 방법이다. 본 연구는, 간접접촉 심전도 측정에서 크게 관측되는 60Hz 전원선 잡음을 줄이기 위한 새로운 방법으로, 공통모드 구동 차폐 방식을 제안하였다. 공통 모드 구동 차폐 방식은, 간접 접촉 심전도에서 사용되는 용량성 결합 능동 전극(Capacitive coupling active electrode)을 둘러싼 전기적 차폐 (electric shield)의 전압을 공통 모드 전압과 동일하게 유지하는 방법이다. 이 방법은 공통모드 전압의 크기는 그대로 유지하지만, 의복 임피던스 차에 의한 공통모드 전압의 차동 모드 전환에 의한 잡음은 효과적으로 줄일 수 있다. 따라서 두 전극 사이의 의복의 임피던스 차이가 커서 공통 모드 전압 잡음이 심각한 간접 접촉 심전도 측정에서, 효과적으로 공통 모드 잡음을 줄일 수 있다. 실제 간접 접촉 심전도 측정에 제안된 방법을 적용한 결과로, 이론적 예상보다는 60Hz 잡음 감소비가 적었지만, 60Hz 잡음이 크게 줄어드는 것을 확인할 수 있었다. 특히 의복 임피던스 차가 크게 발생하는 경우, 예상대로 잡음 감소비가 커짐을 볼 수 있었다. 제안된 방법은 접지 특성이 좋지 않은 측정 조건에서 전원 잡음을 줄이는데 유용할 것으로 기대된다.

### Abstract

The indirect-contact ECG measurement is a newly developed method for unconstrained and nonconscious measurement in daily life. This study introduced a new method of electrode circuit design developed for reducing the 60Hz power line noise observed at the indirect-contact ECG measurement. By the introduced common-mode-driven shielding, the voltage of the electrical shield surrounding the capacitive coupling electrode is maintained at the same as the common mode voltage. Though the method cannot reduce the level of common mode voltage itself, that reduces effectively the differential mode noise converted from the common mode voltage by the difference of cloth impedance between the two capacitive coupling electrode. The experiment results using the actual indirect-contact ECG showed that the 60Hz power line noise was reduced remarkably though the reduction ratio was smaller than the expected by the theory. Especially, the reduction ratio became large for the large difference of cloth impedance. It is expected that the introduced method is useful for reducing the power line noise under condition of poor electrical grounding.

**Keywords** : Indirect-contact ECG, Capacitive coupling active electrode, Common mode noise, Active shielding

## I. 서론

최근의 일상 생활에서의 건강에 대한 관심 증대와 질병의 조기 진단과 지속적인 질병의 진행 관찰에 대한 요구가 증가하는 상황에서, 기존의 병원이라는 한정된 공간에서 진단 목적으로만 시행

되던 생체신호 측정을 가정과 일상 생활에서 시행하고자 하는 요구가 증대하고 있다 [1]-[3]. 이에 따라 일상 생활에서의 생체신호 측정에 적용할 수 있는 여러 생체신호 측정 기술이 개발되고 있고 [4]-[6], 그 중에 간접 접촉 심전도 측정 (Indirect-contact ECG) 측정 기술도 개발 되었다[7][8]. 간접 접촉 심전도 측정 방법은 전극과 피부가 직접 접촉 해야만 했던 기존의 측정 방법과 달리, 전극과 피부가 옷 등을 통해 간접적으로 접촉해도 측정할 수 있는 기술이다. 이 측정 기술은 심전도를 일상생활, 일상 공간에서 쉽게 측정할 수 있게 한다.

간접 접촉 심전도 측정은 측정의 편리함에서는 기존 방법보다 좋지만, 신호의 질 측면에서는 여러 원인으로 기존 방법에 비해 떨어지는 상황이다. 이러한 단점을 개선하고자 다양한 연구가 진행되고 있다. 간접 접촉 심전도 측정의 단점 중의 하나인 큰

\* 상지대학교 한방의료공학과

투고 일자 : 2012. 7. 25 수정완료일자 : 2012. 10. 17

게재확정일자 : 2012. 11. 3

\* 이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임 (No. 2011-0020974).

60Hz 전원 잡음에 대해서도, [9]의 연구 등이 진행되면서 상당히 개선되고 있다.

[9]에서 제안된 오른발구동(driven-right-leg) 방식은 기존의 심전도 측정에서 사용되던 것을 간접 접촉 심전도에 적용한 것이다. 이 방식에 의해 60Hz 전원 잡음이 효과적으로 감소함을 볼 수 있지만, 이 방식은 접지를 위한 넓은 금속의 전도성 판이 필요한 제한이 있다. 간접 접촉 심전도 측정 기술이 초기에는 의자나 침대 등의 가구 등에 고정된 방식으로 적용되었으나, 점차 간접 접촉 심전도 측정을 착용형 심전도 측정에 적용하고자 하는 시도가 증가하고 있다[10]. 착용형 심전도 측정은 고정형에 비해 전극의 크기에 제한이 생기고 특히 접지판을 크게 할 수 없는 제한이 있다. 이러한 용도에서는 접지판을 통한 전원 잡음 감소 기술은 그 성능이 제한적으로 될 수밖에 없다.

본 연구에서는 용량성 결합 전극을 둘러싸는 차폐 (shield)의 전위를 공통 모드 전압에 연동시킴으로써 60Hz 전원 잡음을 줄이는 방식을 제안한다. 본 연구의 결과는 접지가 불량한 간접접촉 심전도 측정 상황에서 60Hz 잡음을 줄이는데 크게 기여할 것으로 기대한다.

## II. 간접접촉 심전도 측정

간접접촉 심전도 측정(Indirect-contact ECG, IDC-ECG)이란 전극과 인체의 피부간의 직접 접촉 없이 옷 위에서 심전도를 측정할 수 있는 측정 기술이다[7]. IDC-ECG는 높은 입력 저항의 용량성 결합 능동전극과 넓은 전도성 직물로 만든 접지판으로 구성된다. 그림 1은 의자에서 IDC-ECG를 측정하는 구성을 보여준다. 용량성 결합 능동전극은 의자의 등받이에 부착하고, 접지판은 의자의 좌석에 깔아서 심전도를 측정한다.

그림 2는 IDC-ECG 측정의 전기적 구성을 나타낸다. 두 개의 능동 전극은 인체의 피부와 옷을 사이에 두고 간접적으로 접촉하여, 피부와 각 전극 간에 용량성 결합 ( $Z_E$ )을 이룬다. 두 개의 능동 전극으로부터 측정된 두 신호에서, 차동 증폭기를 통해 차동 성분을 구하고, 이 차동성분을 증폭하고 필터링을 하여 심전도 파형을 얻게 된다. 여기서, 접지판은 인체의 피부와 직접 접촉 없이, 옷을 통한 용량성 결합 ( $Z_G$ )에 의해 인체를 접지시킨다.

이로서 용량성 결합 능동전극과 간접접촉 접지판에 의해, 인체와 측정 장비 간에 직접 접촉이 전혀 없이 심전도를 측정할 수 있게 되었다.

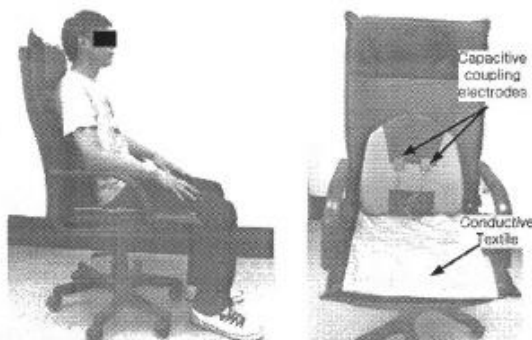


그림 1. 간접 접촉 심전도 측정의 전극과 접지판의 배치

Fig. 1. Placement of electrodes and ground plate in indirect-contact ECG

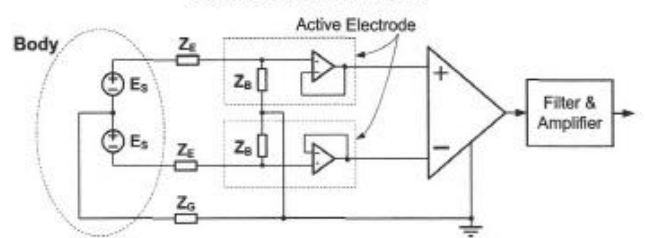


그림 2. 간접접촉 심전도 측정의 전기적 구성도

Fig. 2. Electrical diagram of Indirect-contact ECG

$E_s$ : Representation of ECG source

$Z_E$ : Impedance between the body and the electrode

$Z_B$ : Input impedance of the electrode

$Z_G$ : Ground impedance between the body and the ground plate

## III. 용량성 결합 능동 전극

본 연구의 대상인 용량성 결합 능동 전극은 그림 3과 그림 4에 나타난 바와 같이, 금속판으로 된 전극면과 그 전극면 뒤에 설치된 초단 증폭기 그리고 전극과 전극의 뒷면을 둘러싼 금속 shield로 구성되어 있다. 전극면은 4.5cm x 3.5cm 크기이고, shield의 높이는 0.5cm이다.

초단 증폭기는 op-amp로 구성하였다. 그리고 op-amp 증폭기의 bias 전류를 흘려주어 증폭기를 안정화하기 위해서 초단 증폭기의 입력 단자와 접지 사이에 저항 ( $R_B$ )을 연결하였다. 간접 접촉 심전도 측정에서는 증폭기 입력 임피던스를 크게 하기 위해 보통 2G $\Omega$ 이상의 높은 저항을 사용하였다. 전극면과 접지 간에는 표유 정전용량 (stray capacitance)  $C_B$ 가 존재한다.

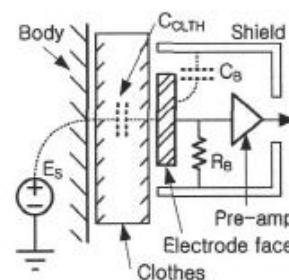


그림 3. 용량성 결합 능동 전극의 구성

Fig. 3. Profile of capacitively coupled active electrode

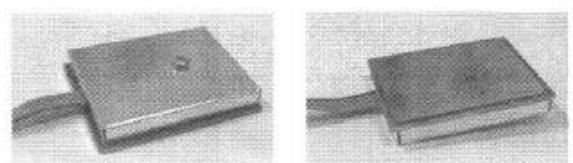


그림 4. 용량성 결합 능동 전극 사진

Fig.4. Picture of capacitively coupled active electrode

그림 5는 간접접촉 심전도 측정용 용량성 결합 능동 전극의 전기적 모델을 나타낸다.  $E_S$ 는 신호원으로서 심전도 측정 시에는 심전도 발생원을 의미하며,  $Z_E$ 는 전극과 인체 피부 사이에 있는 옷의 임피던스를 나타낸다[11].

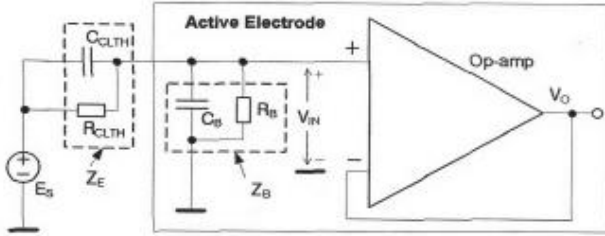


그림 5. 용량성 결합 능동전극의 전기적 모델  
Fig. 5. Electrical model of capacitively coupled electrode

#### IV. 공통모드 구동 차폐

기존의 간접접촉 심전도 측정 시스템에서는, 앞의 그림2에 나타낸 것과 같이 차폐는 간접접촉심전도 측정 장치의 접지와 연결되어 있다. 그리고 저항  $R_B$ 는 차폐에 연결되어 있으므로, 마찬가지로 접지에 연결된다(그림3). 본 연구에서 제안하는 공통모드 구동 차폐 (common-mode-driven shield)는 공통모드 잡음을 줄이기 위해, 차폐 전위를 공통모드 입력 전압에 연동하여 변동시키는 방식이다. 편의상 기존의 차폐 방식을 접지 차폐 (grounded shield)라 부르기로 한다.

그림 6에 공통모드 구동 차폐를 적용한 간접접촉 심전도 측정 장치의 구성도를 나타내었다. 차폐 전압  $V_{SHIELD}$ 는 전극의 두 출력 간의 평균 전압으로 연동된다. 두 출력의 평균 전압은 근사적으로 두 전극에 공통적으로 가해지는 공통 모드 전압 신호로 볼 수 있다. 그림에서 공통모드 전압은  $E_{CM}$ 으로 나타내었다. 공통모드 전압원과 인체간의 coupling impedance는  $Z_N$ 으로 표현하였다. 공통모드 전압원을 일반적인 220V 전원선 간섭으로 본다면, 일반적으로  $Z_N$ 은 용량성으로 인체와 전원선 간의 capacitance가 된다.

공통모드 잡음을 제거하기 위해, 간접접촉 심전도 측정에서도 일반적인 심전도 측정과 같이 두 전극 신호의 차동 측정 방식을 사용한다. 차동 측정 방식을 사용함에도 불구하고, 이미 잘 알려진 이유로 공통 모드 잡음이 완전히 제거 되지 않는다. 첫 번째 이유로, 차동 증폭기의 공통모드 성분 제거비 (CMRR)가 유한하다는 점이다. 두 번째 이유는 두 전극의 임피던스에 차이가 생겨서 공통모드 전압이 일부분 차동 모드로 전환되기 때문이다. 심전도 측정에서는 두 번째 이유에 의한 잡음이 매우 커서, 사실상 첫 번째 이유에 의한 잡음은 무시할 수 있을 정도이다. 특히 간

접접촉 심전도 측정에서는 옷을 통한 간접 접촉 특성상 두 전극 간의 옷의 임피던스 차이에 의한 전위 잡음이 심각한 상태이다.

먼저 기존의 접지 차폐 ( $V_{SHIELD} = 0$ )를 기반으로 공통모드 잡음 성분을 검토해보기로 한다. 접지 차폐는 그림 6에서  $V_{SHIELD}$ 가 0인 경우 또는 그림 2와 같은 구성인 경우이다. 두 전극의 임피던스와 두 전극에 대한 의복의 임피던스가 각각 서로 동일하다면 차동 증폭기 입력단에서 관찰되는 차동 성분은 식 (1)과 같이 된다. 이 식에서는 공통 모드 잡음 성분이 나타나지 않는다. 하지만 두 전극의 임피던스 특히 의복의 임피던스가 동일할 수는 없으므로, 한쪽 의복 임피던스  $Z_E$ 가  $Z_E + \nabla Z_E$ 로 변화한다면, 차동 증폭기 입력단의 차동 성분은 식 (2)와 같이 근사시킬 수 있다. 이 근사에는  $Z_E \gg \nabla Z_E$  라는 가정을 적용하였다. 식 (2)에서 우리는 공통모드 전압원  $E_{CM}$ 에 의한 차동 성분도 나타남을 볼 수 있다. 그리고 이 성분의 크기는 두 전극의 의복 임피던스의 차  $\nabla Z_E$ 에 비례하는 것도 볼 수 있다.

$$V_1 - V_2 = 2E_S \frac{Z_B}{Z_B + Z_E} \quad (1)$$

$$V_1 - V_2 \approx E_{CM} \frac{\Delta Z_E Z_B Z_G}{(Z_B + Z_E)^2 Z_N} + 2E_S \frac{Z_B}{Z_B + Z_E} \quad (2)$$

본 연구에서 제안하는 공통모드 구동 차폐의 동작에 대해 알아본다. 그림 6의 공통 모드 구동 차폐 구성에서 차폐 전압으로서 두 전극의 평균 전압을 식 (3)과 같이  $G_{SHIELD}$ 로 증폭하여 인가한다고 일반화하여 가정한다.

$$V_{SHIELD} = G_{SHIELD}(V_1 + V_2) \quad (3)$$

이 경우, 그림6에서 회로 해석을 통해, 두 전극의 차동 전압은 식 (4)와 같이 구할 수 있다. 식 (4)에서  $G_{SHIELD}$ 를 1/2 즉  $V_{SHIELD}$ 를 두 전극 출력 ( $V_1, V_2$ )의 평균값으로 설정하면, 공통모드 성분에 의한 차동 잡음 성분이 0이 됨을 볼 수 있다.

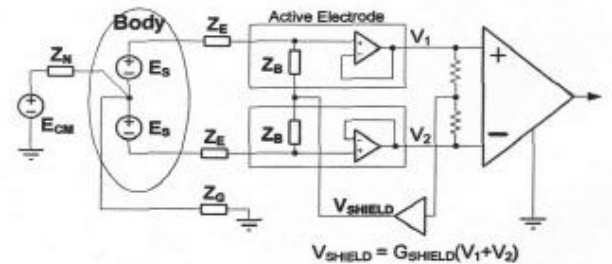


그림 6. 공통모드 구동 차폐가 적용된 간접접촉 심전도 시스템 구성도

Fig. 6. Diagram of indirect-contact ECG system to which common-mode-driven shield is applied.

$$V_1 - V_2 = \frac{\Delta Z_E E_{CM} (-1 + 2G_{SHIELD}) Z_B Z_G - 2E_S Z_B ((1 - 2G_{SHIELD}) (\Delta Z_E + Z_E)(Z_G + Z_N) + 2Z_G Z_N) + Z_B (Z_G + Z_N)}{-Z_B (\Delta Z_E (1 - G_{SHIELD}) + Z_B + Z_E)(Z_G + Z_N) - (1 - 2G_{SHIELD}) (\Delta Z_E (Z_G Z_N + Z_E (Z_G + Z_N)) + (Z_B + Z_E)(2Z_G Z_N + Z_E (Z_G + Z_N)))} \quad (4)$$

$$\frac{V_1 + V_2}{2} = \frac{E_{CM} Z_B Z_G (\Delta Z_E + 2(Z_B + Z_E)) + 2E_S Z_B (Z_G + Z_N) (\Delta Z_E + Z_E + Z_B)}{-Z_B (\Delta Z_E (1 - G_{SHIELD}) + Z_B + Z_E)(Z_G + Z_N) - (1 - 2G_{SHIELD}) (\Delta Z_E (Z_G Z_N + Z_E (Z_G + Z_N)) + (Z_B + Z_E)(2Z_G Z_N + Z_E (Z_G + Z_N)))} \quad (5)$$

차동 증폭기 입력단에서 관측되는 공통모드 성분의 크기는 식 (5)와 같이 나타낼 수 있다.  $V_{SHIELD} = (V_1 + V_2)/2$  일 때, 공통 모드 성분은 오히려 증가하는 것을 알 수 있다. 식 (4)와 (5)에서, 공통 모드 구동 차폐는 공통 모드 성분의 절대 크기는 줄이지 않지만, 전극 임피던스 차에 의한 공통모드의 차동 모드 전환 성분을 획기적으로 줄일 수 있음을 볼 수 있다.

식 (4)와 (5)에서, 접지 임피던스  $Z_G$  가 줄어들면 공통모드 잡음의 크기가 줄어드는 것을 확인할 수 있으며, 이것은 이미 널리 알려진 사항이다. 공통 모드 구동 차폐 방식은 접지 임피던스와 무관하게 동작한다. 따라서 측정 상황에 따라,  $Z_G$ 가 커져서 공통 모드 잡음이 커지는 경우에 공통모드 구동 차폐에 의해 공통모드 잡음을 줄이는 것이 가능하다.

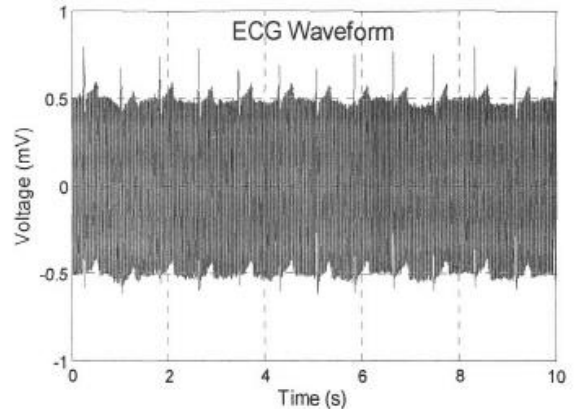
V. 실험 방법

공통모드 구동 차폐에 의한 전원 잡음 감소 효과를 알아보기 위해, 간접 접촉 심전도 측정을 수행하였다. 이 때 사용된 간접 접촉 심전도 증폭기는 차단 주파수가 0.1Hz인 고역통과필터와 200Hz인 저역통과필터가 내장되었고, 증폭기의 통과대역 이득은 1000이었다. 60Hz 전원 잡음 감소 효과를 확인하고자 하는 본 연구의 목적을 위해, 심전도 증폭기에 일반적으로 내장되는 60Hz 노치 필터를 본 실험에서 사용된 증폭기에서는 제거하였다. 증폭기의 아날로그 출력은 NI사의 DAQPad-6015를 이용하여 16bit 5kHz로 샘플링하였으며, 측정값을 증폭기의 이득인 1000으로 나누어 심전도 전압으로 환산한 후 분석을 진행했다. 용량성 결합 전극은 4.5cm X 3.5cm X 0.5cm 크기이며, 전극의 초단 증폭기 입력단의 저항  $R_B$ 는 2GΩ이 연결되었다. 전극을 보조 등받이에 부착하여 측정하였고, 접지용 금속판으로서 전도성 직물 (conductive textile)을 사용하여, 의자의 좌석에 깔았다.

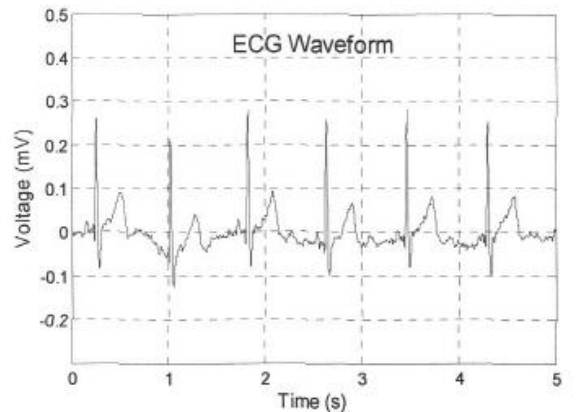
피측정자는 상의로 먼 내복과 티셔츠 (두께 0.4mm, Mitutoyo micrometer 103-137)를 입었고, 하의로 청바지를 입었다. 측정 장소는 일반 전자 실험실이며, 증폭기와 DAQ는 모두 220V 전원에서 어댑터를 통해 전원을 공급받았으며, 전원 잡음 감소를 위한 별도의 조치는 취하지 않았다.

VI. 결과

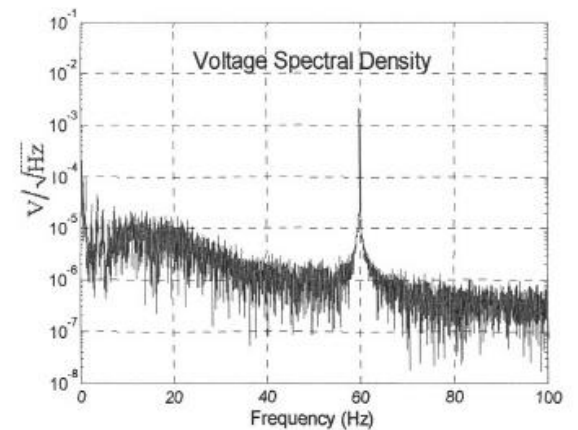
그림 7은 기존의 접지 차폐를 사용한 전극으로 측정된 심전도 파형이다. 0.1Hz~200Hz 대역의 아날로그 필터를 통과한 신호를 디지털로 변환하여, 디지털 필터를 이용하여 0.5Hz~100Hz의 대역폭을 갖도록 하였다. 디지털 필터는 100초간의 측정 데이터 전체를 FFT 한 후에, 차단 대역의 주파수 성분을 0으로 한 후, 다시 역 FFT하는 방법을 사용하였다. 그림 7의 (a)는 60Hz 잡음이 포함된 심전도 파형을 나타내며, (b)는 다시 디지털 필터 (0.5Hz~40Hz)를 통과시켜 60Hz 잡음을 제거한 파형을 나타낸다.



(a)



(b)



(c)

그림 7. 기존의 접지 차폐가 적용된 용량성 결합 전극으로 얻은 심전도 파형.

Fig. 7. ECG waveform acquired by the capacitive coupling electrode with conventional grounded shield. (a) Waveform (frequency band: 0.5Hz~100Hz) (b) Waveform (frequency band: 0.5Hz~40Hz) (c) FFT graph of the waveform (a)



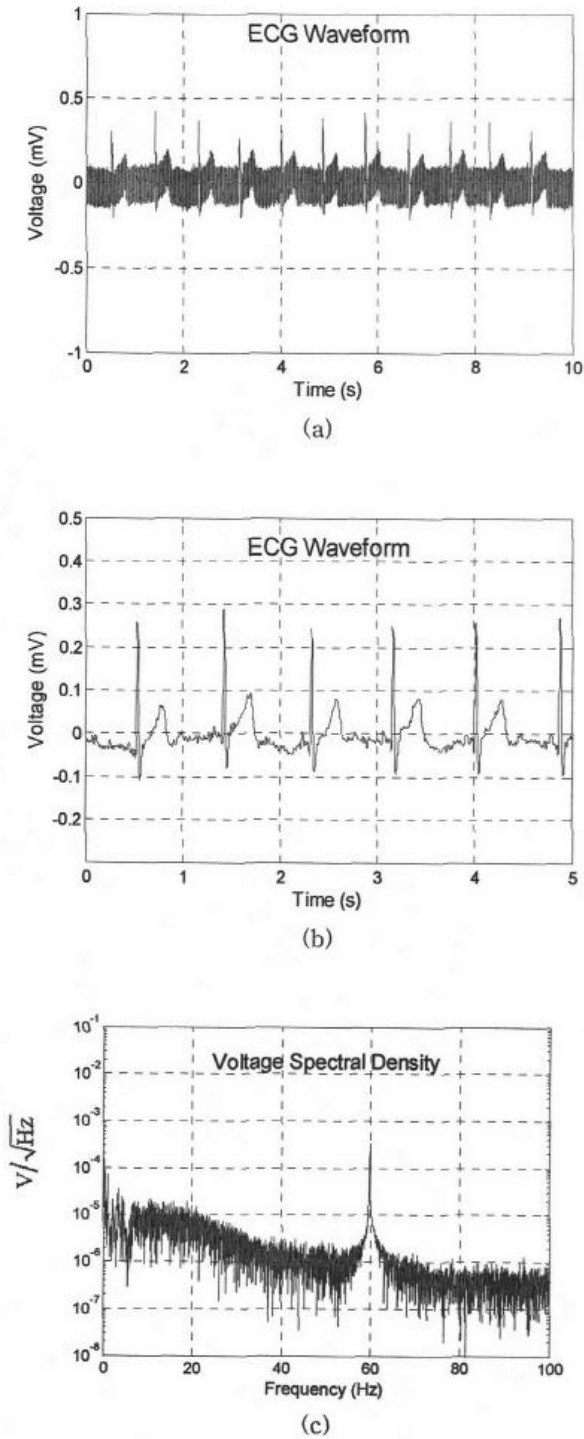


그림 8. 공통모드 구동 차폐가 적용된 용량성 결합 전극으로 얻은 심전도 파형.

Fig. 8. ECG waveform acquired by the capacitive coupling electrode with common-mode-driven shield.

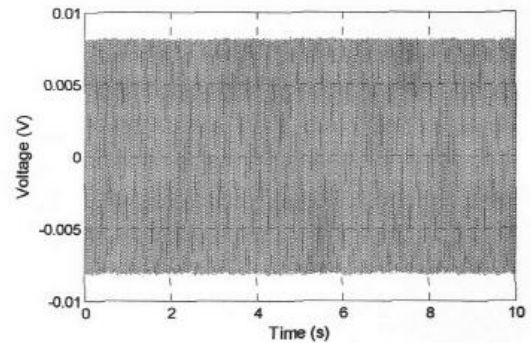
(a) Waveform (frequency band: 0.5Hz~100Hz)

(b) Waveform (frequency band: 0.5Hz~40Hz)

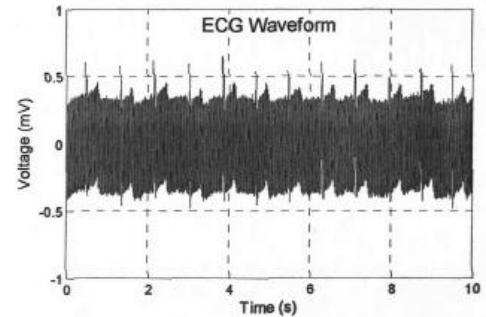
(c) FFT graph of the waveform (a)



(a)



(b)



(c)

그림9. 두 전극 간에 옷의 두께 차이가 있는 경우의 심전도 파형

Fig. 9. ECG waveforms with the difference in cloth thickness between the two electrodes

(a) The setup of the experiment.

(b) ECG with grounded shield. The output was saturated owing to the large 60Hz power line noise.

(c) ECG of common-mode-driven shield.

그림 8은 본 연구에서 제안한 공통모드 구동 차폐 전극으로 측정된 심전도를 보여준다. 공통 모드 구동 차폐는 60Hz 전원 잡음을 전압비로 약 5분의 1 이하로 줄였음을 보여준다. 앞의 식 (4)에 의해, 공통모드 구동 차폐에 의해 전원 잡음을 0에 가깝게 완전히 제거할 수 있음을 예상할 수 있지만, 실제 측정은 5분의 1이하의 감소 결과를 보여주었다. 이런 결과가 나온 이유는 60Hz 잡음 중에 적잖은 성분이 원래부터 차동 모드 잡음으로 유입되었을 것으로 생각할 수 있다. 전극 케이블과 증폭기의 전원부 등으로 차동성분의 전원 잡음이 유입될 경우, 본 연구에서 제

안한 방법으로는 그 성분을 제거할 수 없기 때문이다

그림 9는 두 전극간의 옷의 임피던스 차에 의해 발생하는 전원 잡음의 감소 효과를 알아보기 위해, 두 전극 간에 옷의 두께 차이를 인위적으로 만든 후에, 측정된 심전도 파형을 보여준다. 한쪽 전극만 옷 (T-shirt)으로 덮은 후에, 심전도를 측정하였다. 두 전극 중 한쪽은, 피검자의 내복과 입은 티셔츠를 통과하여 심전도를 측정하게 되고, 다른 한 쪽은 전극을 덮은 티셔츠와 피검자의 내복과 티셔츠를 통과해서 심전도를 측정하게 된다. 이 실험은 앞의 그림 6에서 두 전극의  $Z_E$  에 차이가 발생한 상황이다.

이 실험에서 접지 차폐 전극을 사용한 경우는, 심전도 증폭기의 출력이 큰 전원 잡음에 의해 포화된 상태가 되어 정상적인 심전도가 출력되지 않았다. 한쪽의 포화에 의해 정확한 비교는 불가능하지만, 공통모드 구동 차폐에 의해 약 30분의 1 이하의 수준으로 전원 잡음이 줄어든 것을 볼 수 있다. 앞 장에서, 공통모드 구동 차폐는 공통 모드 잡음의 크기 자체를 줄이지 않고, 의복 임피던스 차에 의한 공통 모드 잡음의 차동 모드 잡음 전환을 줄이는 것으로 분석되었는데, 의복의 임피던스 차가 커짐에 따라, 공통모드 구동 차폐에 의한 전원 잡음 감소 비가 커지는 결과는 앞의 분석과 일치한다.

## VII. 결론

본 연구에서는 간접접촉 심전도 측정에서 문제가 되는 공통모드 잡음을 줄이는 것을 목적으로 하여 공통모드 구동 차폐방식을 제안하였다. 기존의 접지 차폐 방식에 비해, 제안한 방식은 공통모드 잡음을 수분의 1 이하로 줄이는 것을 확인하였다. 공통모드 차폐 방식은 공통모드 잡음의 자체 크기를 줄이는 것이 아니고, 의복의 임피던스 차에 의한 공통모드의 차동 전환 성분을 줄이는 역할을 수행한다. 따라서 인위적으로 두 전극의 옷의 임피던스 차를 크게 했을 때, 60Hz 잡음의 감소비가 훨씬 커지는 것을 볼 수 있었다.

제안된 공통모드 구동 차폐 방식은 구현을 위한 별도의 전극이나 인체와의 접촉이 필요 없고, 기존의 접지를 그대로 사용한다. 따라서 착용형 간접접촉 심전도 측정 장치처럼, 접지 면적의 제약이 클 경우에, 공통 모드 잡음을 줄이는 추가의 보완 기능으로 유용할 것으로 기대된다.

본 연구에서 이론적으로 예측한 것에 비해 잡음 감소비가 작았다. 앞으로의 추가 연구를 통해, 공통모드 구동 차폐의 잡음 감소비의 증대 연구를 진행할 계획이다.

## 참고 문헌

[1] M. Ogawa and T. Togawa, "Attempts at Monitoring Health Status in the Home," in *1st Annu. Int. IEEE-EMBS Special Topic Conf. on Microtechnologies in Medicine & Biology*, 2000, pp. 552-556.

[2] A. Kawarada, et al., "Fully Automated Monitoring System of Health Status in Daily Life," in *Proc. 22nd Annu. EMBS Int. Conf.*, July 2000, pp. 531-533.

[3] W. W. Flemons, et al., "Home Diagnosis of Sleep Apnea: A Systematic Review of the Literature," *Chest*, 124, pp. 1543-1579, 2003

[4] Y. J. Chee, J. M. Han, et al. "Air mattress sensor system with balancing tube for unconstrained measurement of respiration and heart beat movements," *J. Physiological Measurement*, Vol.26, pp.413-422, 2005.

[5] Y. G. Lim, K. H. Hong, et al., "A Non-intrusive Pre-ejection Period Measurement Utilizing Mechanocardiogram on a Chair," in 2006 Proc. BioCAS

[6] J. S. Kim, J. W. Park, et al. "Development of a Noninvasive Blood Pressure Estimation System for Computer Users," *J. Telemedicine and e-Health*, Vol. 13(1), pp.57-64, 2007

[7] Y. G. Lim, K. K. Kim, K. S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact." *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 53, pp. 956-959, 2006.

[8] Y. G. Lim, K. K. Kim, K. S. Park, "ECG Recording on a Bed during Sleep without Direct Skin-Contact," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.54, No.4, pp.718-725, 2007

[9] 임용규, 김고근, 박광석, "간접접촉 심전도 측정에서의 간접 접촉 오른발 구동 접지 성능에 대한 연구," *신호처리 시스템 학회 논문지*, 제9권, 4호, pp 280-287, 2008.

[10] S. M. Lee, K. S. Sim, K. K. Kim, Y. G. Lim, and K. S. Park, "Thin and flexible active electrodes with shield for capacitive electrocardiogram measurement," *Med. Biol. Eng. Comput.* Vol. 48, pp. 447-457, 2010.

[11] D. K. Swanson and J. G. Webster, "A model for skin-electrode impedance," *Biomedical Electrode Technology--Theory and Practice*, ed. Harry A. Miller and Donald C. Harrison, New York: Academic Press Inc., 1974, pp. 117-128.



임용규(Yong-Gyu Lim)

正會員

1988년 2월 서울대 제어계측(공학사)

1990년 2월 서울대 제어계측(공학석사)

2006년 2월 서울대 의공학협동과정(공학박사)

1990년 2월 ~ 1995년 4월 삼성중공업 주임연구원

1995년 5월 ~ 2001년 1월 삼성종합기술원 선임연구원

2007년 2월 ~ 현재 상지대학교 한방의료공학과 조교수

※주관심분야 : 의용계측, MRI 시스템