

간접접촉 심전도 측정에서의 간접접촉 오른발 구동 접지 성능에 대한 연구

A Study on Performance of Indirect-contact Driven-right-leg Ground in Indirect-contact ECG Measurement

임용규, 김고근, 박광석

Yong-Gyu Lim, Ko-Keun Kim, Kwang-Suk Park

요약

간접접촉 심전도(IDC-ECG) 측정에 공통 모드 잡음을 줄이기 위해 오른발 구동(Driven-right-leg) 접지 방법을 적용하고 그 접지의 성능을 조사하였다. 최근에 소개된 간접접촉 심전도 측정 기술은 전극과 인체 피부간의 직접 접촉이 필요하지 않기 때문에, 최근에 필요성이 대두되고 있는 가정에서의 장기간 무구속 심전도 측정에 적합한 측정방법으로서 현재 다양한 응용이 연구되고 있다. 그렇지만 간접접촉 심전도는 전원선에 의한 60Hz 잡음이 기존 측정 방법보다 크게 발생하여, 응용 범위의 확대에 제약 조건이 되고 있다. 본 연구에서는, 기존의 심전도 측정 방법에 사용되는 오른발 구동 접지 방법을 간접접촉 심전도 측정 방법에도 적용하여, 공통모드 잡음 성분을 반전 증폭하여 의자 좌판(seat)에 깔린 전도성 직물을 통해 인체에 feedback하였다. 이로써 피부와 직접 접촉이 없는 간접 접촉 방식의 오른발 구동 접지를 구현하였으며, 이 접지가 안정적으로 동작되고, 오른발 구동 이득이 약 1000정도에서 40dB 수준의 전원 잡음 감소 됨을 확인할 수 있었다. 이 연구의 결과로 간접접촉 심전도의 주파수 대역을 기존의 30Hz이하에서 100Hz 수준까지 높일 수 있게 되었으며, 접지 임피던스를 높일 수 있게 되어 간접접촉 심전도의 응용 분야를 더욱 넓힐 수 있게 되었다.

Abstract

For the reduction of common-mode noise level in Indirect-contact ECG (IDC-ECG) measurement, a driven-right-leg grounding method was applied to the IDC-ECG. Because the IDC-ECG does not require any direct contact between the electrodes and the human skin, it is adequate for un-constraining long-term ECG measurement at home and its various applications are now under development. However, larger 60 Hz noise induced by power line appears in IDC-ECG than in conventional ECG, that is a restriction of IDC-ECG application. In this study, the driven-right-leg ground which has been used in conventional direct-contact ECG, was adapted to the IDC-ECG measurement, by feedback of the inversion of amplified common-mode noise to the body through the conductive textile laid on the chair seat. By this study, indirect-contact driven-right-leg ground was developed and it was shown to work stably. It was shown that the level of 60Hz power line noise was reduced to about -40 dB when the driven-right-leg gain was 1000. This study shows that we can extend the upper limit of the frequency band of IDC-ECG to 100Hz from 30Hz which is conventional upper limit in IDC-ECG, and we can raise the ground impedance between the body and conductive textile. So it is expected that the application area of the IDC-ECG will be extended by the results of this study.

Keywords : Indirect-contact ECG, Capacitive Electrode, Driven-right-leg, Common-mode Noise, Power Line Interference, IDC-ECG

I. 서론

최근에는 질병의 조기 진단 및 예방의 비중이 높아지면서 가정에서의 일상적 진단의 필요성이 대두되고 있으며,

또한 건강한 상태의 유지를 목적으로 하는 가정에서의 건강 모니터링도 주목 받고 있다. 이러한 가정 내의 진단과 건강 모니터링을 실현하기 위해서는, 가정에서 장기간 무구속으로 생체 신호를 측정하는 기술의 발전이 필요하며, 이 필요성에 의해 현재 많은 연구 단체들이, 가정에서 피검자의 행동 구속을 최소화하면서 장기간 생체신호를 측정하는 방법에 대한 연구를 진행하고 있다[1][2][3][4].

심전도는 기존에는 병원에서 심혈관 진단 목적으로 측정되었는데, 최근에는 자율신경 활동도 지표를 얻기 위한 연구[5]와 집에서 일상적으로 측정하여 건강 모니터링에 사용

* 상지대학교

접수일자: 2008. 6. 15 수정 완료: 2008. 10. 19

게재확정일자: 2008. 10. 29

※본 연구는 한국과학재단의 우수연구센터 사업으로 지원된 생체계측 신기술 연구센터의 연구 지원에 의하여 수행되었습니다.

하고자 하는 연구[3][6]들이 진행되고 있다. 이러한 용도로 일상생활에서 장기간 심전도 측정이 요구되지만, 심전도를 측정하기 위해서는 전극과 인체 피부간의 직접 접촉이 필요하다는 조건 때문에 일상생활에서의 장기간 심전도 측정이 아직은 제한적으로 이루어지고 있는 상황이다.

전극과 피부간의 직접 접촉이 필요 없어서, 일상생활에서의 장기간 심전도 측정에 적합한 심전도 측정 방법이 본 논문의 저자들에 의해 소개되었는데[7], 이를 간접 접촉 심전도 측정 (Indirect-contact ECG, IDC-ECG)이라 부른다. IDC-ECG는 기존 심전도 측정 방법에 비해, SNR이 좋지 않고, 움직임에 의한 motion artifact도 심한 편이지만, 전극과 피부간의 직접 접촉이 필요 없다는 장점으로, 다양한 용도로 응용 분야가 확대되고 있다 [8][9][10].

IDC-ECG는 현재로서는 매우 큰 전원 잡음(60Hz 잡음) 때문에 측정 시스템에 60Hz notch filter가 필요하며, 측정된 심전도 주파수 대역도 30Hz 이하로 제한되었다. 그러나 진단용의 표준적인 심전도 측정 장치는 주파수 대역이 100Hz 이상이어야 하므로[11], IDC-ECG의 응용 범위의 확장을 위해서는 IDC-ECG의 주파수 대역을 100Hz 이상으로 넓힐 필요가 있다.

IDC-ECG에서는 넓은 전도성 직물과 인체간의 용량성 결합을 이용한 간접 접촉 접지를 사용하는데, 60Hz 잡음의 크기는 접지와 인체간의 임피던스와 밀접한 관계가 있다. 이 때문에 접지용 전도성 직물의 면적과 접지와 인체 사이의 옷의 두께에 제한이 있다. 같은 60Hz 잡음의 수준에서 접지용 전도성 직물의 면적을 줄일 수 있거나, 좀 더 두꺼운 하의를 입을 수 있다면 IDC-ECG의 응용 범위가 더욱 넓어질 수 있을 것으로 기대한다.

위에서 언급된 IDC-ECG의 주파수 대역 및 접지 임피던스의 제약 조건을 개선하기 위해 본 연구를 진행하였다. 본 연구에서는 오른발 구동 접지(Driven-right-leg ground)의 IDC-ECG 측정에서의 적용 가능성을 조사하였으며, 실제로 적용하여 60Hz 전원 잡음을 포함하는 공통 모드 잡음(common-mode noise)의 감소 효과를 분석하였다.

II. 연구 방법

2.1 간접 접촉 심전도

간접접촉 심전도 (IDC-ECG) 측정 방법이란, 기존의 심전도 측정 방법과 달리 심전도 측정장치와 인체 피부간의 직접 접촉 없이 의복을 통한 간접접촉만으로 심전도를 측정하기 위해 개발된 방법으로, 그림 1에 간접접촉 심전도 측정을 위한 장치의 구성을 나타내었다. IDC-ECG 측정 방법은 크게 Capacitive-coupled electrode, Capacitive grounding 그리고 전극에서 검출된 신호를 처리하는 차동 증폭기와 필터를 포함하는 증폭부의 세 요소로 구성되었다 [7]. 전극은 금속판 (4cm x 4cm)으로 되어 있으며, 인체의 피부와는 의복을 사이에 두고 용량성 결합을 이룬다. 이 전

극판을 통해 감지된 심전도 신호는 전극판 뒤에 부착된 고 입력 임피던스 (2GΩ)의 전치증폭기를 통해 임피던스 변환이 이루어져서 이후의 차동증폭기로 입력된다.

측정기와 인체간의 직접 접촉을 모두 없애기 위해서는, 측정기의 접지와 인체간의 연결도 직접적인 접촉이 아닌 간접접촉 방식으로 되어야 한다. IDC-ECG에서는, 측정기의 접지와 연결된 넓은 전도성 직물을 의자의 좌판(seat)에 깔았다. 이 전도성 직물과 피검자의 둔부(hip) 간에는 옷을 사이에 두고 용량성 결합이 발생하며, 이 용량성 결합을 통해 피검자의 신체는, 심전도 측정기와 피부의 직접접촉이 없이 접지와 연결된다.

심전도에 의해 발생하는 피부 전위의 변화는 두 전극에 의해 검출되고, 이후의 차동 증폭기에 의해 두 전극 신호의 차이가 생성되고, 고역통과 필터와 60Hz notch 필터 그리고 저역통과 필터를 통과하여 최종적으로 0.5Hz ~ 35Hz 대역의 심전도 신호가 출력된다.

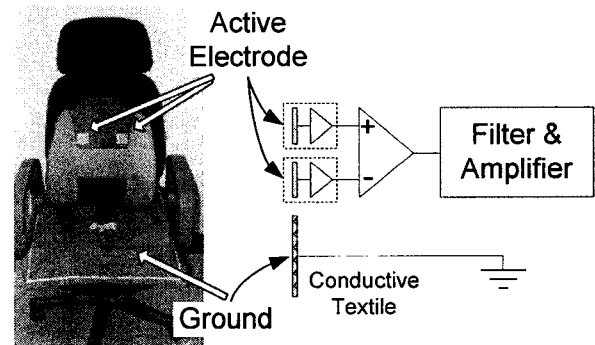


그림 1. 간접접촉 심전도 측정장치 구성.
Fig. 1. Components of Indirect-contact ECG measurement system.

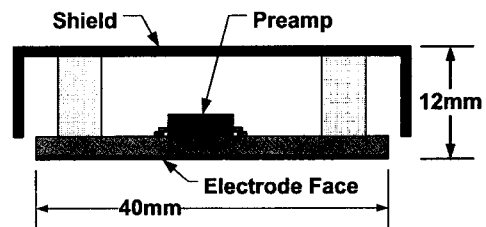


그림 2. 간접 접촉 심전도용 능동 전극의 단면 구성
Fig. 2. Profile of Active Electrode for Indirect-contact ECG

2.2 간접 접촉 심전도에서의 공통모드 잡음 영향

심전도 측정은 심장활동의 결과로, 인체 표면에 발생하는 전위차를 측정하는 것이다. 그 전위는 수 mV 정도로 작는데 반해서, 인체를 대상으로 하는 측정이므로 전자기적 차폐를 할 수 없어서, 각종 전자기적 잡음에 노출된 환경에서 측정이 이루어진다. 따라서 심전도 측정은 외부 잡음의 영향을 줄이기 위한 고려가 중요하다. 외부 잡음은 다양한

잡음원으로부터 다양한 경로를 통해 심전도 측정에 영향을 주는데[12][13], 그 중에 전원선 (power line)의 간섭에 의한 공통모드 잡음 (common-mode noise)의 영향이 가장 크다. 따라서 심전도 측정 분야에서, 전원선에 의한 공통모드 잡음을 줄이기 위한 많은 연구들이 진행되어왔다 [14][15][16][17].

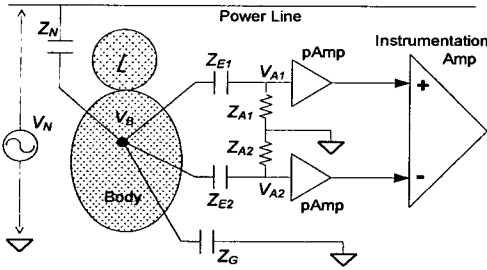


그림 3. 전원선과의 용량성 결합을 포함한 IDC-ECG block diagram

Fig. 3. Block diagram of IDC-ECG including capacitive coupling to power line

pAmp: preamplifier embedded in the active electrode,

Z_{E1}, Z_{E2} : electrode impedance,

Z_{A1}, Z_{A2} : input impedance of preamp,

Z_N : impedance (capacitance) between the body and the power line,

Z_G : impedance between the body and ground,

V_B : body potential,

V_N : power line voltage.

그림 3은 간접접촉 심전도 측정에서의 전원선에 의한 공통모드 잡음의 유입의 측면에서 본 IDC-ECG 구성을 나타낸 것이다. 전원선에 의한 간섭은 다양한 경로로 전달되는데[12][13], 그 중에 전원선과 인체간의 용량성 결합(Z_N)에 의한 공통모드 잡음의 유입 과정만을 나타내었다. 이는 전원선 전압에 의한 인체 전위의 변동에 의한 것이다. 이 모델은 기존의 선행 연구[12][13] 들에서 제시된 일반적인 전원선 공통모드 잡음 모델에서 전극 뒤에 초단 증폭기 pAmp를 추가하여 구성되었다.

일반적인 심전도 측정은 차동 증폭 방식으로 측정하며, 이를 위해 인체에는 두 입력 전극과 접지 전극의 총 3개의 전극을 부착하여 측정한다. 이러한 차동 증폭 방식은 공통모드 잡음을 제거하는 매우 효과적인 방법이다. 하지만, 실제 측정에서는 차동 증폭기의 CMRR (common-mode rejection ration)의 한계와 전극의 비대칭적인 요소 등의 이유로 공통모드 잡음이 완전히 제거되지 않는다[13][14]. 이 중에서, 최근의 반도체 기술의 발전으로, 증폭기의 CMRR 한계의 영향은 심전도 측정 장치에서 더 이상 문제가 되지 않는다[13].

$$V_D = V_{A1} - V_{A2} \tag{1}$$

$$= \left(\frac{Z_{A1}}{Z_{E1} + Z_{A1}} - \frac{Z_{A2}}{Z_{E2} + Z_{A2}} \right) V_B$$

$$V_D = V_B \frac{\Delta Z_E}{Z_A} \tag{2}$$

where, $Z_A = (Z_{A1} + Z_{A2})/2$, $\Delta Z = Z_{E1} - Z_{E2}$

식(1)은, 전극의 임피던스 Z_E 가 두 전극에서 동일하지 않고 차이가 있을 때, 공통모드 잡음의 차동모드 전환 성분 V_D 를 구한 것이다[13]. Z_E 가 전극의 입력 임피던스 Z_A 보다 충분히 작을 경우에, 식(1)은 식(2)와 같이 단순화할 수 있다[13]. 식(2)에서, 차동모드 전환 성분의 크기는 공통모드 성분의 크기에 비례하고, 두 전극의 임피던스 차에 비례하는 것을 볼 수 있다. 두 전극의 임피던스 차이는 측정환경과 전극의 특성 그리고 전극이 부착된 피부의 상태에 따라 큰 폭으로 변할 수 있는데, 이러한 전극의 임피던스 차의 영향을 줄이기 위해서는 증폭기의 입력 임피던스 Z_A 를 크게 하는 것이 효과적이며, 이에 따라서 실제의 심전도 증폭기를 높은 입력 임피던스를 갖도록 설계하는 것이 일반적이다.

간접접촉 심전도 측정에서는 기존의 심전도 측정에 비해서, 증폭기의 입력 임피던스에 대한 전극 임피던스의 크기가 크며, 전극의 임피던스 Z_E 자체도 측정조건에 따라 시간적인 그리고 전극간의 변화 폭이 크다. 그 때문에 간접접촉 심전도 측정에서는, 식 (2)로 설명되는, 두 전극 임피던스 차에 의한 공통모드 잡음의 차동모드 전환 효과가 더욱 크게 나타난다. 이와 같이 전극의 임피던스 차가 큰 측정조건에서, 공통모드 잡음의 영향을 줄이기 위해서는, 공통모드 잡음 자체를 줄이는 것이 효과적이다.

공통모드 잡음을 효과적으로 줄이기 위해, 그림 4와 같은 모델을 통해 공통모드 잡음을 분석하였다[18]. 그림 4는 그림 3에서 두 전극의 임피던스가 동일한 경우로 제한하여 유도된 것이다. 그림 3의 차동 증폭기는 $1/CMRR$ 의 이득을 가지는 공통모드 잡음의 증폭기로 대체되었다.

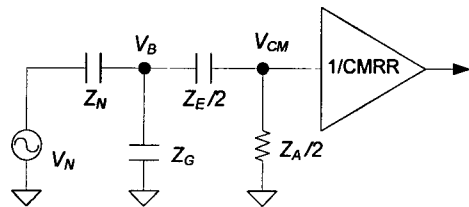


그림 4. 공통모드 잡음 모델

Fig. 4. Model of common-mode noise

V_{CM} : Common-mode noise at the input of differential amplifier

그림 4에서 증폭기 입력단에서의 공통모드 잡음의 크기는 다음의 식 (3)으로 표현된다.

$$V_{CM} = \frac{Z_A Z_G V_N}{(Z_A + Z_E) Z_G + (Z_A + Z_E + 2 Z_G) Z_N} \quad (3)$$

식 (3)에서, 공통모드 잡음의 크기는 전원선과 인체간의 결합도($1/Z_N$)가 클수록, 그리고 인체와 측정기 접지간의 접지 임피던스 Z_G 가 클수록 증가하는 것을 볼 수 있다. 또한 증폭기 입력 임피던스 Z_A 가 크면 클수록 잡음의 크기도 증가하는 것을 알 수 있다.

간접접촉 심전도 측정 방법은 전극과 인체간의 직접 접촉 없이 측정하는 방법인데, 측정 장치와 인체간의 직접 접촉을 완전히 차단하기 위해서 접지도 간접 접촉 방법을 적용하였다. 따라서 인체와 측정기 간의 접지 저항 또한 기존의 심전도 측정에 비해 월등히 크게 된다.

정리해보면, 간접접촉 심전도 측정은 다음과 같은 요인에 의해서 기존 심전도 측정 방법에 비하여, 공통모드 잡음의 영향을 크게 받는다.

- ① 두 전극 간의 임피던스 차가 크다.
- ② 측정기의 접지와 인체 사이의 접지 임피던스가 크다.

2.3 오른발 구동 회로 (Driven-right-leg)

앞 절에서 심전도 측정 장치에서 공통모드 잡음에 대한 일반적인 분석과 간접접촉 심전도 측정 방법에 있어서의 공통모드 잡음의 영향에 대한 분석을 했다. 식 (3)에서 공통모드 잡음을 줄이기 위해서는 인체와 전원선 간의 결합을 줄이거나, 접지 임피던스를 낮추는 방법을 적용해야 한다. 그런데, 대부분의 측정환경에서는 인체와 전원선 간의 결합을 줄이는 것이 쉽지 않다. 따라서 접지와 인체간의 접지 임피던스를 낮추기 위한 연구들이 진행되었으며, 그 중에 효과적인 방법은 공통모드 잡음 성분을 반전시켜서 접지에 인가하는 ‘오른발 구동 회로 (Driven-right-leg circuit, DRL)’이다[13][18]. 그림 5에 오른발 구동 회로의 기본적인 구성을 나타냈다.

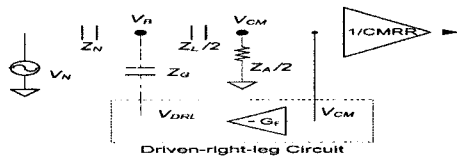


그림 5. 오른발 구동 회로가 추가된 공통모드 잡음 모델
Fig. 5. common-mode noise model including Driven-right-leg

그림 5의 오른발 구동회로는 전극에서 들어오는 신호에서 공통모드 성분을 추출하여, 이를 반전시키고 증폭하여 오른발에 부착된 접지 전극을 통해서 인체에 인가하는 방식이다. 이 오른발 구동회로에서의 공통모드 잡음의 감소 효과는 식 (4)로 나타난다.

$$V_{CM} = \frac{Z_A Z_G V_N}{(Z_A + Z_E) Z_G + ((1 + G_F) Z_A + Z_E + 2 Z_G) Z_N} \quad (4)$$

식 (4)에서 이득(G_F)이 증가할수록 공통모드 잡음이 감소하는 것을 볼 수 있다.

2.4 간접 접촉 심전도용 오른발 구동 회로 설계

오른발 구동회로를 IDC-ECG에 그림 6에 나타낸 것과 같이 적용하였다.

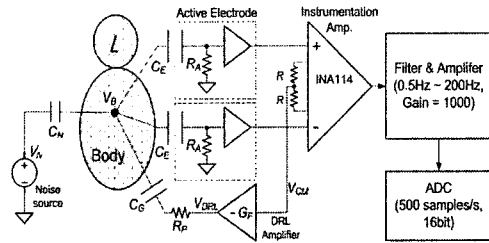


그림 6. 간접 접촉 심전도에 적용한 오른발 구동 접지
Fig. 6. Configuration of Indirect-contact ECG measurement system including Driven-right-leg circuit

그림 6에서 심전도 전극은 고입력 임피던스 증폭기를 내장한 능동형 전극이며, 계측 증폭기 (instrumentation amp) INA114를 이용하여 두 전극의 출력의 차동 신호를 얻는다. 두 전극 신호의 평균을 공통모드 성분(V_{CM})으로 삼았으며, 두 전극 신호의 평균은 계측용 증폭기의 gain 조절 저항의 중간에서 탭을 내어 얻었다. 공통모드 성분은 반전증폭기로 구성된 DRL 회로에 입력되어 증폭되었다. 간접접촉 심전도 측정에서는 전도성 직물을 의자의 좌판에 깔아서 접지 역할을 하도록 하였으므로, DRL 회로의 출력(V_{DRL})은 전도성 직물에 연결되었다. 정상적인 간접접촉 심전도 측정에서는, DRL 증폭기의 출력이 높은 임피던스의 옷을 통과해서 인체에 전달되므로 기존의 직접 접촉 측정 방법보다 안전하다. 그렇지만, 인체의 피부와 전도성 직물이 직접 접촉할 경우의 안전을 위해, DRL 증폭기 출력과 전도성 직물 사이에 전류 제한용 저항 $R_p(1k\Omega)$ 를 삽입하였다.

2.5 오른발 구동회로의 안정성 검토

간접접촉 심전도 측정에서는 구성 요소들의 임피던스가 높고, 용량성의 특성을 나타낸다. 이러한 조건에서 DRL 회로를 구성할 경우의 안정성 검토는 반드시 필요하다.

그림 6은, 그림 3의 전극 임피던스 Z_E 와 접지 임피던스 Z_G 가 모두 용량성일 경우를 나타낸 것으로, 이때의 공통모드 잡음의 크기에 관한 식은 식 (5)와 같다.

$$V_{CM}(s) = \frac{C_E C_N R_A s V_N}{2 C_E + C_G + C_N + K R_A s} \quad (5)$$

where, $K = C_A(2 C_E + C_G + C_N) + C_E((1 + G_F) C_G + C_N)$

식 (5)에서 극(pole)의 위치를 이용한 안정성 검토 방법을 적용하면, DRL 증폭기의 이득이 음수일 때 (즉, G_F 가 양수일 때), G_F 의 크기와 다른 요소들의 값에 상관없이 항상 극이 Left-half plane에 존재하게 되어 안정하다. 이로써 본 연구에서 설계한 간접접촉 심전도용 DRL회로는 소자 값에 상관없이 항상 안정함을 확인할 수 있다.

2.6 DRL 이득에 대한 공통모드 잡음의 크기

식 (5)에서 그림 (6)의 각 구성 요소에 대한 실제 값 또는 추정 값을 대입하여, 잡음 주파수와 DRL 이득에 대한 공통모드 잡음의 크기를 구하면 식 (6)과 같이 유도된다.

$$V_{CM}(\omega) = \frac{i\omega V_N}{8.7 \times 10^3 + i(7.6 \times 10^2 + 5 \times 10^2 G_F)\omega} \quad (6)$$

식 (6)을 유도하기 위해 사용된 그림 6의 각 구성 요소에 대한 실제 값 또는 추정 값은 다음과 같다.

- ① 전극의 임피던스 (전극과 피부간의 임피던스) Z_E : 사용된 전극의 크기가 4cm x 4cm이며 피부와 전극 사이에 놓인 직물의 두께가 1mm이고 유전율이 2라고 가정하면 약 30pF의 값을 갖는 커패시터로 볼 수 있다.
- ② 전극의 입력 임피던스 (전극 내부에 내장된 초단 증폭기의 입력 임피던스) Z_A : 전극 내부에 OPA124를 이용한 초단 증폭기가 내장되어 있으며, 증폭기 입력단은 2GΩ의 저항으로 접지와 연결되었다. 이는 bias 전류를 흘려주어 초단 증폭기가 포화되는 현상을 방지하기 위함이다.
- ③ 인체와 간접 접촉 접지간의 임피던스 Z_G : 간접 접촉 접지는 의자의 seat 위에 덮인 전도성 직물 (45cm x 30cm)로 구성되었다. 전도성 직물과 인체간의 유효 면적은 전극에 비해 50배 이상으로 예상되며 이에 따라 접지 capacitance는 1.5nF 이상으로 추정된다. 그러나 측정 대상자의 신체조건, 의복, 앉은 자세 등에 따라 큰 폭으로 변할 것으로 예상된다.
- ④ 인체와 전원선 간의 전기적 결합도(electrical coupling) Z_N : 주변 전원선과 인체간의 전기적 용량은 측정 환경에 따라 큰 폭의 변화가 있을 것이다. 선행 연구들[13][18]에서는 전기적 용량값을 수 pF 정도로 추정했다. 본 논문에서는 3pF으로 가정하였다. 식 (6)에 의해 계산된 공통모드 잡음의 크기를 그림 7에 나타내었다. 0.5Hz 이상의 전 주파수에서 DRL에 의해 공통모드 잡음이 줄어드는 것을 확인할 수 있다.

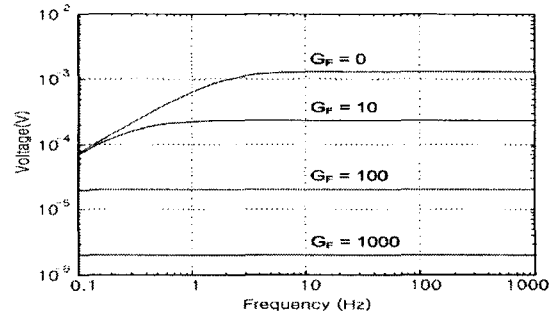


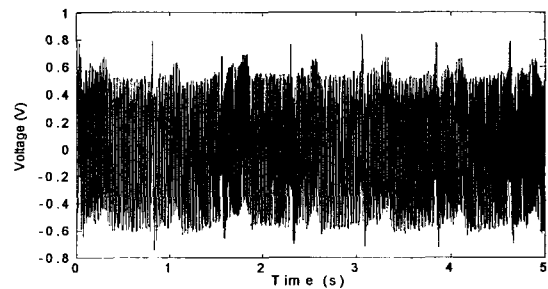
그림 7. 각 DRL 이득에 대해서, 식 (6)으로 추정한 공통모드 잡음의 크기 ($V_N = 1V$)

Fig. 7. Amplitude of common-mode noise estimated with equation (6) for several DRL gains when $V_N = 1V$

III. 결과 및 고찰

실험 장치는 IDC-ECG 측정 장치를 사용하여 그림 6과 같이 구성되었다. 두 전극에서 검출된 심전도는 계속 증폭기를 이용하여 차동 신호를 구하여 $f_c=0.5Hz$ 의 2차 고역통과 필터와 $f_c=200Hz$ 의 2차 저역통과 필터를 통과하고 1000배로 증폭하였다. 아날로그 신호는 National Instrument사의 DAQ, USB-6255로 디지털로 변환되고, 디지털 필터를 이용하여 신호의 최종 대역을 100Hz이내로 만들었다. 피검자는 면(cotton) 소재의 내복을 입고, 그 위에 면 소재의 바지와 면으로 된 셔츠를 입었다. 면 셔츠의 두께는 대략 0.5mm 정도였다. 실험은 일반적인 측정기들이 있는 일반적인 전자 회로 실험실에서 수행하였다. 실험 장소의 주위에는 전원선이 많이 놓여 있었지만, 전원선 잡음의 크기에 영향을 줄 수 있는, 주변에 대한 특별한 조치는 하지 않았다.

그림 8은 기존의 수동 간접 접지와 본 논문에서 제시한 DRL 접지에 따른 간접접촉 심전도 파형을 비교하여 나타낸 것이다. DRL에 의해 전원선 간섭이 획기적으로 줄어드는 것을 확인할 수 있다.



(a)

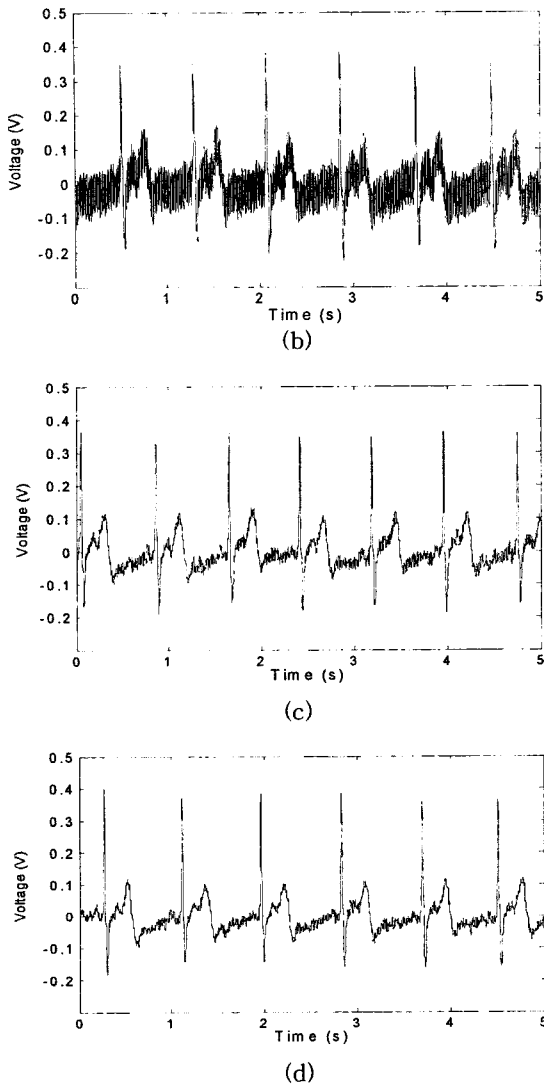


그림 8. 각 DRL 이득(G_F)에 대한 심전도 파형.
 Fig. 8. ECG waveforms according to DRL gain (G_F):
 (a) Passive ground ($G_F=0$)
 (b) Driven-right-leg ground ($G_F=10$)
 (c) Driven-right-leg ground ($G_F=100$)
 (d) Driven-right-leg ground ($G_F=1000$)

그림 9에서 실선 그래프는 60Hz 주파수의 공통모드 잡음의 DRL 이득에 따른 감쇄율을 나타낸 것이다. 이 그래프는 식 (6)으로 계산된 예측 값이다. DRL 이득이 커지면 그에 따라서 공통모드 잡음의 크기는 반비례하여 줄어드는 것을 볼 수 있다. 그림 9의 (x) 마크의 그래프는 실험 장치에서 측정된 60Hz V_{CM} 의 크기를 나타낸 것이다. 수동 접지 ($G_F=0$)에서 측정된 V_{CM} 의 크기를 기준으로 하여, 각 DRL 이득에서의 V_{CM} 의 크기를 수동 접지시의 V_{CM} 에 대한 비로 나타내었다. 백색 잡음 속에 섞여 있는 60Hz 성분의 크기를 측정하기 위해 측정 데이터를 FFT하여 60Hz 성분의 크기를 계산하였다. 측정값이 실선으로 나타낸 예측

값과 약 5dB 이내에서 일치하는 결과를 얻었다. 예측과의 일치하는 그림 6과 식 (5)의 공통모드 잡음 모델의 적용이 타당함을 의미하며, 구성 요소의 파라미터 값들에 대한 추정이 적절했음을 보여준다.

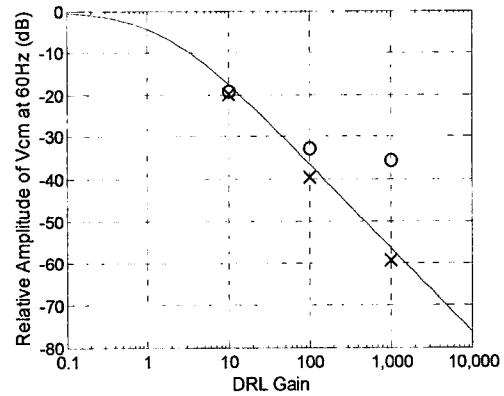


그림 9. DRL 이득에 따른 60Hz V_{CM} 의 감소율.
 Fig. 9. Reduction ratio of V_{CM} at 60Hz according to DRL gain.

Solid line: estimated with equation (6)
 Mark (x): calculated with the measured actual V_{CM}
 Mark (o): calculated with the 60Hz noise in final ECG waveforms

그림 10은 40초 동안 측정된 심전도의 FFT 결과를 보여준다. 심전도는 주로 40Hz 이하의 주파수 영역에 power가 분포하고, 60Hz 전원 잡음이 매우 크게 나타남을 볼 수 있다. 60Hz 전원 잡음은 DRL 이득이 증가함에 따라 감소하는 것을 확인할 수 있는데, 심전도 상에서의 전원 잡음 감소 정도를 조사하기 위해, 그림 10에서 보이는 60Hz 전원 잡음의 크기를 그림 9에 (o)로 표시하였다. (o)로 표시된 값들은, 60Hz 전원 잡음의 크기를 수동 접지시의 크기, 즉 그림 10의 (a)에서의 60Hz 크기에 대한 비율로 계산한 것이다. 그림 9에서, 심전도에서의 60Hz 잡음은 DRL 이득이 높아지면 실선의 예측만큼 줄어들지는 않는 것을 볼 수 있다. DRL 증폭기로 입력되는 V_{CM} 이 예측처럼 줄어드는 결과를 고려한다면, 이 결과는 심전도에 나타나는 60Hz 잡음은 공통 모드 잡음 외에 다양한 경로로 전달된 성분들이 있는 것으로 설명될 수 있다. 실험에 사용된 IDC-ECG 심전도 측정기는 연구용으로 제작되었기에 외부 잡음 유입 및 내부 잡음 발생을 줄이기 위한 설계가 충분히 반영되지는 않았다. 이 결과로부터 향후의 IDC-ECG 심전도 측정기의 잡음 개선을 위해서는, 공통모드 잡음 외에 다양한 경로로 전달되는 전원 잡음을 줄이는 연구가 필요함을 알게 되었다.

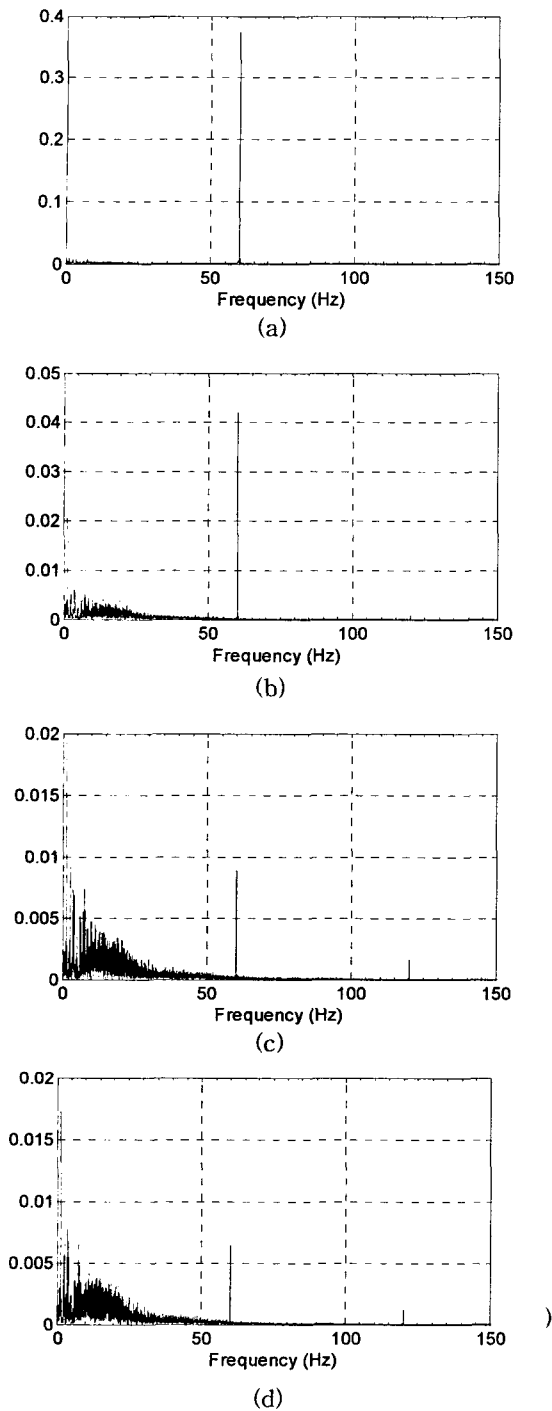


그림 10. 40초간 측정된 ECG의 spectrum.
 Fig. 10. Spectrums of ECG for 40 seconds.

- (a) Passive ground ($G_F=0$)
- (b) Driven-right-leg ground ($G_F=10$)
- (c) Driven-right-leg ground ($G_F=100$)
- (d) Driven-right-leg ground ($G_F=1000$)

IV. 결론

본 연구를 통해, 전원선에 의한 공통모드 잡음을 줄이기 위한 오른발구동 접지(Driven-right-leg ground, DRL)회로를 공통모드 잡음이 심하게 발생하는 간접접촉 심전도 측정 방식에 적용하여 공통모드 잡음 감소 효과를 조사하였다. 60Hz notch filter를 사용하지 않고도, DRL 회로만으로 약 -40dB 수준의 잡음 감소 효과를 볼 수 있었다. 적용된 DRL회로는 0.5Hz 이상의 주파수 대역에서 공통모드 잡음을 저감할 수 있는 것으로 분석되었는데, 일반적인 심전도는 0.5Hz이상의 주파수 대역으로 측정되므로, 본 연구에서 설계 적용한 DRL 회로를 간접접촉 심전도에 사용하는 것은 주파수 대역 측면에서는 문제가 없을 것으로 분석된다.

이 연구를 통해, 간접접촉 심전도 측정에서도 DRL이 적용될 수 있음이 확인됨에 따라서, 두꺼운 하의를 입고 있거나, 방석 밑에 전도성 직물을 까는 측정 상황에서도 안정적으로 동작하는 간접접촉 심전도 측정 장치의 개발 가능성을 보였으며, 또한 60Hz notch filter를 쓰지 않아도 심전도를 측정할 수 있게 되어, 간접접촉 심전도의 주파수 대역을 기존의 30Hz에서 60Hz나 그 이상으로 확장할 수 있게 되었다.

참고 문헌

- [1] J. Alihanka and K. Vaahtoranta, "A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during sleep," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 46, pp. 731-4, 1979.
- [2] T. Tamura, T. Togawa, M. Ogawa, and M. Yoda, "Fully automated health monitoring system in the home," *Med. Eng. Phys.*, vol. 20, pp. 573-9, 1998.
- [3] M. Ishijima, "Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 593-4, 1993.
- [4] K. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe, H. Ando, T. Ishikawa, and K. Kobayashi, "Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, pp. 2100-7, 2005.
- [5] Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology," *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354-81, 1996.
- [6] A. P. G. Andreoni, M. Rienzo "ECG monitoring through environmental electrodes," presented at 1st Annual International Conference Microtechnologies

in Medicine and Biology, 2000.

[7] Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, pp. 956-9, 2006.

[8] Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, pp. 718-25, 2007.

[9] K. K. Kim, Y. G. Lim, and K. S. Park, "A New Method for Unconstrained Pulse Arrival Time (PAT) Measurement on a Chair," *J. of Biomed. Eng. Res.*, pp. 83-88, 2006.

[10] J. Kim, J. Park, K. Kim, Y. Chee, Y. Lim, and K. Park, "Development of a nonintrusive blood pressure estimation system for computer users," *Telemed. J. EHealth*, vol. 13, pp. 57-64, 2007.

[11] AAMI, *Diagnostic electrocardiographic devices*, 1991.

[12] M. F. Chimento, "A Comprehensive Model for Power Line Interference in Biopotential Measurements," *IEEE Trans. Instrumentation and Measurement*, vol. 49, pp. 535-540, 2000.

[13] A. C. Metting van Rijn, A. Peper, and C. A. Grimbergen, "High-quality recording of bioelectric events. Part 1. Interference reduction, theory and practice," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 28, pp. 389-97, 1990.

[14] R. Pallas-Areny, "Interference-rejection characteristics of biopotential amplifiers: a comparative analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, pp. 953-9, 1988.

[15] Y. D. Lin and Y. H. Hu, "Power-line interference detection and suppression in ECG signal processing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, pp. 354-7, 2008.

[16] E. M. Spinelli, R. Pallas-Areny, and M. A. Mayosky, "AC-coupled front-end for biopotential measurements," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, pp. 391-5, 2003.

[17] B. B. Winter and J. G. Webster, "Reduction of interference due to common mode voltage in biopotential amplifiers," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 30, pp. 58-62, 1983.

[18] B. B. Winter and J. G. Webster, "Driven-right-leg circuit design," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 30, pp. 62-6, 1983.



임 용 규 (Yong-Gyu Lim)

1988년 2월 서울대 제어계측공학(공학사)
1990년 2월 서울대 제어계측공학과
(공학석사)

2006년 2월 서울대 의공학협동과정 (공학박사)
1990년 2월 ~ 1995년 4월 삼성중공업 연구원
1995년 5월 ~ 2001년 2월 삼성종합기술원 선임연구원
2007년 3월 ~ 현재 상지대학교 한방의료공학과 전임강사
※주관심분야 : 무구속 생체신호 측정, MRI HW



김 고 근 (Ko-Keun Kim)

2003년 2월 선문대 전자공학(공학사)
현재 서울대 의공학협동과정 박사과정

※주관심분야 : 무구속 생체신호 측정, 의용전자



박 광 석 (Kwang-Suk Park)

1985년 2월 서울대 전자공학(공학박사)
1996 ~ 2000 대한 의용생체 공학회
전무이사

2003 ~ 2006 세계 의공학회 사무총장
현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 교수
※주관심분야 : 생체신호처리, u-Healthcare, 의료기기