

유연인쇄회로기판 기술을 이용한 이진극형 심전도 센서 A Bipolar Electrocardiography Sensor Using Flexible Printed Circuit Board Technology

*김용호, #김용준

*Y.-H. Kim, #Y.-J. Kim (yjk@yonsei.ac.kr)

연세대학교 기계공학부

Key words : Electrocardiography sensor, flexible printed circuit board

1. 서론

최근 당뇨병과 고혈압등의 심혈관계 질환이 비약적으로 증가하고 있다. 이 질환은 선진 구미에서 가장 주요한 사망원인이다. 국내에서도 심장박동의 감소(서맥) 또는 불규칙적 박동(빈맥)과 관련된 질환이 증가하고 있다. 서맥 및 빈맥 환자의 경우, 심장에 전기적 자극을 가하여 정상 박동을 유도하게 되는데, 이에 사용되는 기구가 이식형 제세동기(implantable cardioverter defibrillator, ICD)이다 [1]. 이식형 제세동기는 크게 심전도를 측정하는 센싱부, 센싱된 신호를 처리하는 회로부, 심장에 전기적 자극을 가하기 위한 에너지를 제공하는 전원부로 구성된다. 기존의 심전도 측정 센서는 크게 이식형과 피부 부착형으로 구분된다. 이식형 심전도 센서는 심전도(electrocardiography, ECG)의 측정을 위해 심장 안으로 전극을 위치시켜야 하므로 외과적 수술이 필요하다. 즉, 이식형 심전도 센서는 그 활용을 위해 고가의 제작비와 외과적 수술이 필수적이다. 피부 부착형은 피부와의 전도도 향상을 위해 전도성 젤(conductive gel)이 필수적이다. 또한, 이들은 공히 전통적인 정밀기계가공에 의해 제작되어지므로, 크기가 크고 상대적으로 고가이다.

이에, 본 연구에서는 유연인쇄회로기판 제작기술을 이용하여 지금까지의 심전도 센서보다 소형이고 정밀한 심전도 센서를 설계 및 제작하였다. 본 심전도센서는 폴리이미드 기판을 이용해 제작되어 기계적 유연성이 뛰어나며 두께가 매우 얇다. 따라서, 피부 부착과 피하 삽입이 동시에 가능하다. 또한, 피부 부착이 안정적이고 용이하여 전도성 젤등의 추가적 물질이 요구되지 않는다.

2. 설계 및 제작

심장은 심장벽을 형성하고 있는 근세포가 수축할 때 발생하는 활동전위(action potential)에 의해 혈액을 방출한다. 이 활동전위는 심장으로부터 온몸으로 퍼지는 전류를 일으킨다. 몸 전체로 퍼진 전류는 몸의 위치에 따라서 전위차를 발생하며 이 전위를 표면에 부착된 표면전극을 통하여 검출할 수 있다 [1]. 이에, 본 연구에서는 라플라시안 전극인 고리형 전극을 센싱전극과 접지전극으로 이루어진 이진극형 심전도 센서를 설계 하였다 [3]. 그림 1은 이진극형 심전도 센서의 개념도이며, 그림 2는 유연인쇄회로기판(flexible printed circuit board, FPCB)제작기술을 이용한 심전도센서 제작과정 및 결과이다. 그림 2는 이진극형 심전도 센서의 제작과정이다.

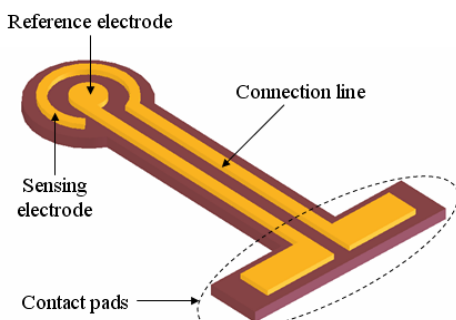


Fig. 1 Schematic of the unipolar ECG sensor



(1) Negative film lamination

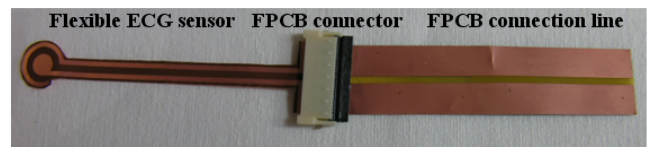


(2) Exposure and develop



(3) Electrode wet etching

(a) Simplified fabrication sequence



(b) Optical photograph of the ECG sensor module

Fig. 2 Fabrication sequence and fabricated ECG module

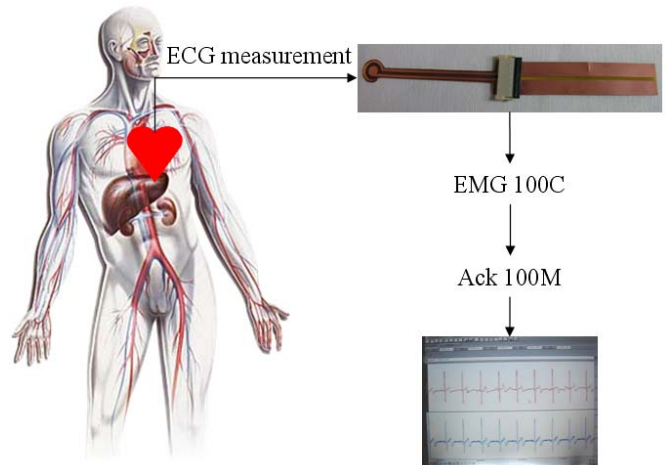


Fig. 3 ECG measurement flow

이진극형 심전도 센서는 유연인쇄회로기판 제작기술을 이용하여 제작하였다. 그림 2에서 보여지는 바와 같이, 20 μm 두께의 구리 막에 덮혀있는 20 μm 두께의 폴리이미드 드라이 필름에 음각 감광성 필름을 적층하였다. 적층된 필름을 자외선에 10초간 노광하여 현상한 후, 구리 식각용액에 5분간 식각하고 음각 필름을 제거하여 센서를 완성하였다. 피부 및 피하에 삽입하여 제작된 ECG센서의 성능을 검증하기 위해, 그림 3에서 도시한 바와 같이, 제작된 ECG센서를 FPCB 전송선과 커넥터와 조립하여 모듈화 하였다.

3. 실험 및 결과

제작된 센서를 이용하여 심전도를 측정하기 위해, 우선 개의 피하에 삽입 및 체모를 제거한 후 피부에 부착하여 개의 심전도를 측정하였다. 이후 사람의 체 표면에 센서를 부착하여 심전도를 측정하였다. 제안된 심전도 센서를 이용하여 측정된 심전도는 EMG 100C (Biopac Systems Inc., USA)를 기록되고 Ack100M

(Biopac Systems Inc., USA)를 통하여 기록하였다. 그림 3은 개의 피부 표면과 피하삽입에 의해 측정된 개의 심전도이다. 그림 3에서 확인 가능하듯이 별도의 신호 처리 회로가 없이 심전도를 측정할 경우, 체내의 다양한 전해질로 인한 배경잡음이 체표면에서 측정하는 경우보다 많이 나타나는 것을 확인할 수 있다. 개의 심전도를 측정 후, 제작된 심전도 센서를 사람의 체표면에 부착하여 심전도를 측정하여 상용센서의 결과와 비교하였다. 그림 4는 상용센서와 제안된 센서를 통해 측정된 사람의 심전도이다. 제안된 심전도센서를 통해 측정된 심전도는 심전도 파형의 P, Q, R, S파를 모두 식별가능하였으나, T 및 U파는 잡음에 묻혀 식별이 불가능하였다. 그러나, 임상적으로 의미있는 신호는 P, Q, R, S파이므로 제안된 센서에 의한 신호는 심장의 상태를 모니터링 하는데 충분한 정보를 제공할 수 있는 것으로 판단된다.

4. 결론

본 논문에서는 이식형 체내동기기에 심전도 정보를 제공하기 위해 필요한 심전도 센서를 설계, 제작 및 성능평가에 대한 결과를 보고하였다. 기존의 이식형 및 피부 부착형 심전도 센서는 전통적

또한, 이식형 심전도 센서의 경우, 생체적합성을 위해 기계적 유연성이 필수적이다. 이에, 본 연구에서는 유연성 확보가 용이하고 소형화, 정밀화 및 저가화가 가능한 인쇄회로기판 제작기술을 이용하여 심전도 센서를 제작하였다. 제작된 심전도센서의 성능은 개의 피하 및 피부표면에 부착하여 심전도를 측정하였다. 또한, 사람의 피부에 부착하여 심전도를 측정하고 이를 상용센서와 비교하였다. 측정결과에 따르면, 임상적으로 진단에 의미있는 심전도 신호인 P, Q, R 및 S파의 파형이 상용센서와 유사하였다. 이에, 본 연구에서 제안하는 유연한 심전도 센서는 이식형 체내동기에 심장신호의 정보를 제공하는데 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

후기

본 연구는 정보통신부 및 정보통신연구진흥원의 IT신성장동력핵심기술개발 사업의 일환으로 수행하였음. [2005-S-093-02, 생체신호처리기반 Implantable System]

참고문헌

1. John G. Webster, "Design of cardiac pacemakers," TAB-IEEE Press Series, 1995
2. 박상희, "생체신호처리 및 응용," 에드텍, Chapter 6, 1999 Tusty, J., Smith, S. and Zamudia, C., "Operation Planning Based on Cutting Process Model," Annals of the CIRP, 39, 517-521, 1990.
3. Bin He, and Richard J. Cohen, "Body surface Laplacian ECG Mapping," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, no. 11, 1992, pp. 1179-1191

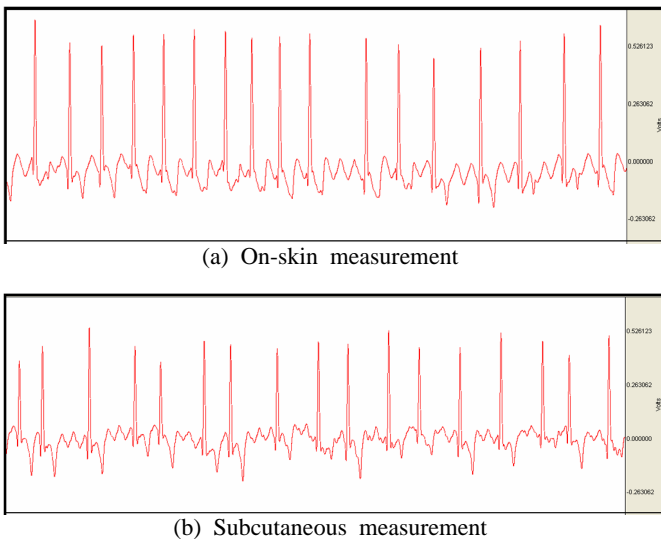


Fig. 3 Measured ECG from a dog using the proposed ECG sensor with two different measurement points

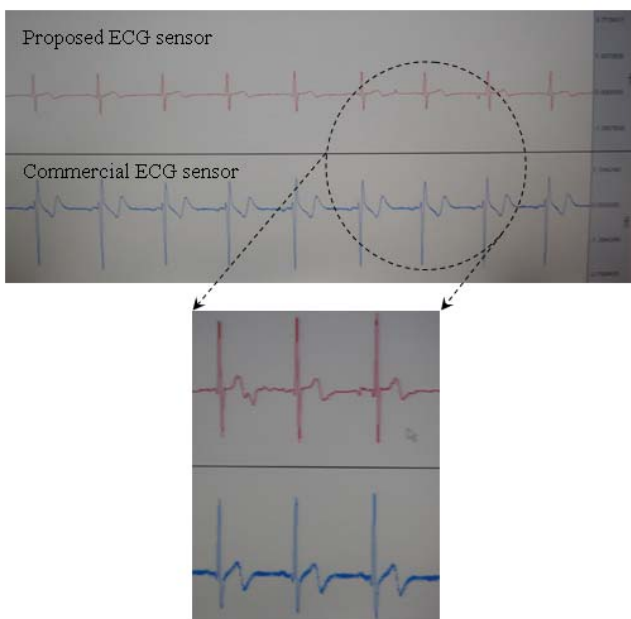


Fig. 4 Measured ECG signal and its close-up view
인 기계가공기술을 통해 제작되어지므로, 크기가 크고 고가이다.