MEMS 기술과 유연인쇄회로기판 기술을 이용한 단일지점 검침 심전도 센서

김홍래 · 이충일 · 이충근* · 이명호* · 김현준** · 최의중** · 김용준†

One point detection electrocardiography sensor using MEMS and flexible printed circuit technology

Hong-Lae Kim, Chung-il Lee, Chungkeun Lee*, Myoungcho Lee*, Hyun-Jun Kim**,
Eui-Jung Choi**, and Yong-Jun Kim†

Abstract

This paper presents flexible electrocardiography(ECG) sensors using micro electro mechanical systems(MEMS) and flexible printed circuit(FPC) technology. By using FPC technology, ECG sensors which consisted of an outer hook-shaped electrode and an inner circular-shaped electrode were fabricated on the polyimide substrate. Thereafter, the bipolar ECG sensor was miniaturized using MEMS technology. The ECG measurement capability was examined by attaching the sensor to the human chest and wrist. Performance of the proposed sensors was then compared with ECG measured by commercial Ag/AgCl electrodes. It was verified that ECG could be measured using proposed sensors at only single body

Key Words : electrocardiography sensor, flexible printed circuit, polyimide substrate, MEMS

1. 서 론

전세계적으로 고령화 사회에 접어들면서 노인인구 및 만성질환을 앓고 있는 환자들의 수가 급격히 증가하고 있다. 특히 심장질환의 경우 노년층에서 높은 사망률을 나타내고 있으며 돌연사의 위험이 높은 질병으로 알려져 있다. 따라서 이러한 질환의 갑작스러운 발병으로 인한 사고를 예방하기 위해서는 언제 어디서나 사용자의 생체신호를 모니터링 함으로써 일상 생활 속에서 지속적으로 건강상태를 관리할 수 있을 뿐만 아니라 응급상황 시 적절하고 신속한 조치를 취할 수 있게 해주는 휴대형 생체신호 모니터링 시스템의 개발이 필요하다.

이러한 시스템을 구현하기 위한 중요한 요소 중 하나는 휴대형 기기에 적용이 용이한 생체 신호 감지 센

서의 개발이다. 일반적으로 심전도나 심박수, 심박 변이도 등 심장에 관한 정보를 얻기 위해 가장 많이 사용되고 있는 전극은 Ag/AgCl 전극으로 가볍고, 가격이 저렴하며 성능이 좋아 높은 신뢰성을 보인다. 하지만 장기간 사용시 피부에 손상을 줄 뿐만 아니라 생체 신호의 측정을 위해 많은 전극을 서로 다른 위치에 부착해야 하므로 불편함과 함께 신체활동의 제약을 유발하여 휴대형 기기에 적용되기에는 어려움이 있다. 피부의 손상 없이 장기적으로 전극을 사용하기 위해 금속으로 이루어진 건성전극을 이용하는 연구들이 진행되었다¹⁻³⁾. 그러나 이들 전극 또한 여전히 신체의 서로 다른 접촉 지점을 요구한다.

신체의 한 지점에서 심장 전위를 측정하기 위한 전극으로 바깥쪽의 링 형태의 전극과 안쪽의 원형 전극이 하나의 기판 위에 형성된 라플라시안 전극에 관한 연구들이 진행되어 왔다⁴⁻⁷⁾. 이는 신체의 여러 부위에 부착되어 각각의 지점에서 심장 전위를 측정함으로써 신체의 전위지도도를 그리는데 사용되었다. 그러나, 링 형태의 전극이 심장으로부터 여러 방향으로 퍼지는 심전도 벡터를 수렴함으로써 서로 다른 방향의 벡터들이 상충되어 신호의 크기가 작아지는 단점이 있다. 또한,

연세대학교 기계공학과(School of Mechanical Engineering, Yonsei University)
*연세대학교 전기전자공학과(School of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University)
**국방과학연구소(Agency for Defense Development)

†Corresponding author : yjk@yonsei.ac.kr

(Received : June 10, 2009, Revised : July 13, 2009)

Accepted : August 11, 2009)

Fig. 1. The scheme of proposed ECG sensor.

전극의 크기가 Ag/AgCl 전극보다 크고 단단한 기관에 형성되어 접촉이 용이하지 않고 측정 시 사용자에게 불편함을 줄 수 있다.

이에 본 연구에서는 기존 라플라시안 전극의 신호 크기가 작아지는 점을 보완하고, 유연인쇄회로(flexible printed circuit) 기술과 MEMS(micro electro mechanical systems) 기술을 이용하여 크기가 매우 작고 유연성이 뛰어나 신체의 굴곡이 있는 면에도 부착이 안정적이고 용이한 심전도 센서를 제작하였다. 심전도 측정 성능을 평가하기 위해 제작된 센서와 상용 Ag/AgCl 전극을 신체에 부착하여 동시에 측정된 결과를 비교하였다.

2. 설계 및 공정

2.1. 설계요인

심장은 심장벽을 형성하고 있는 근세포가 수축할 때 발생하는 활동전위에 의해 혈액을 방출한다. 이러한 심장의 전기적인 활동은 심장으로부터 온몸으로 퍼지는 전류를 일으킨다. 몸 전체로 퍼진 전류는 몸의 위치에 따라서 전위차를 발생하며 이 전위를 신체에 부착되는 표면전극을 통하여 검출할 수 있다. 이에 본 연구에서는 Fig. 1과 같이 바깥쪽의 고리형 전극과 안쪽의 원형 전극으로 구성된 심전도 센서를 설계하였다. Fig. 2에서 알 수 있듯이, 일반적인 심전도 측정방법이 심장으로부터 전방위로 퍼지는 심전도의 전기적 벡터 값 중 한 방향에 대해서만 증폭하는 것과 달리 제작된 센서는 바깥쪽의 고리형 전극을 이용하여 심장으로부터 온몸으로 퍼지는 심전도의 전기적 벡터 값을 전극의 범위 만큼 수용할 수 있는 특성을 가진다. 이 때, 고리형 전극 부분을 완전한 링 형태로 제작하지 않은 것은 모든 방향의 벡터 값들을 수렴할 때 서로 다른 방향의 벡터값이 상충되어 신호성분이 낮아지는 것을 방지하기 위함이다.

Fig. 2. Comparison of conventional (a) ECG measurement method and (b) proposed method.

심전도 센서를 휴대형 기기에 적용하기 위해서는 센서의 소형화와 신호의 측정 가능성이 확보되어야 한다. 본 논문에서는 MEMS 기술과 유연인쇄회로 기술을 적용하여 다양한 크기의 센서를 제작하여, 심전도 파형의 검출이 가능한 초소형의 센서를 구현하고자 하였다.

2.2. 공정

Fig. 3은 유연인쇄회로 기술을 이용한 심전도 센서의 제작과정 및 결과이다. Fig. 3(a)에서 보여지는 바와 같이, 20 μm 두께의 폴리이미드 드라이 필름에 음각 감광성 필름을 적층하였다. 적층된 필름을 자외선에 40 초간 노광하여 현상한 후, 구리 식각용액에 5분간 식각하고 음각 감광성 필름을 제거하여 센서를 완성하였다. Fig. 3(b)와 (c)는 유연인쇄회로 기관 기술을 이용하여 제작한 심전도 센서의 광학적 사진이다. 센서의 전극간 거리는 각각 6 mm, 3 mm이며 전체크기는 각각 2.4 cm $\times$ 2.8 cm, 1.6 cm $\times$ 1.2 cm이다.

Fig. 4는 MEMS 기술을 이용한 심전도센서의 제작 과정 및 결과이다. Fig. 4(a)에서와 같이, 먼저 실리콘 웨이퍼 위에 폴리이미드를 1000 rpm의 속도로 스핀코팅 한 후, 오븐에 넣어 60°C에서 4시간, 250°C에서 3시간에 걸쳐 경화시켰다. 그 후, 스퍼터를 사용하여 전극을 위한 300 Å의 Ti(titanium)과 2 μm 의 Cu(copper) 금속 층을 증착시켰다. 증착된 Ti/Cu 금속층을 바깥 쪽 고리형 전극과 안쪽의 원형 전극모양으로 패터닝 하기

Fig. 3. (a) Fabrication sequence of the FPC-based ECG sensor, and (b), (c) fabricated ECG sensors of different interelectrode distance (6 and 3 mm respectively).

Fig. 4. (a) Fabrication sequence of the MEMS-based ECG sensor, and (b) fabricated ECG sensor (interelectrode distance : 200 μm).

위해 positive photoresist (AZ7220, Clariant Corp.)를 이용한 photolithography 공정이 수행되었다. Ti 금속층의

습식 에칭을 위해 deionized water에 희석된 불산(HF) 용액이 사용되었으며, Cu 금속층의 에칭을 위해 인산, 아세트산, 질산이 2:3:1로 섞인 용액이 사용되었다. 다음으로 센서의 전체적인 형상을 얻기 위해 100 % O₂ 가스를 이용하여 polyimide를 패턴 모양대로 에칭하였다. 마지막으로, BOE(buffered oxide etchant)를 이용하여 SiO₂ 희생층을 제거하여 센서를 웨이퍼로부터 분리하는 etch-release 공정이 수행되었다^[8]. 이 분리 방법은 기존의 물리적인 힘을 가해 웨이퍼로부터 폴리이미드 기판을 분리하는 방식과 달리 센서모양의 변형 없이 센서를 웨이퍼로부터 분리할 수 있다. Fig. 4(b)는 MEMS 기술을 이용하여 제작한 심전도 센서의 광학적 사진이다. 센서의 전극간 거리는 200 μm이고 전체 크기는 1 cm × 1 cm이다.

3. 실험 및 결과

3.1. 심장 부근에서의 심전도 측정

제작된 심전도 센서를 이용하여 측정된 심전도는 상용 Ag/AgCl 전극을 이용하여 측정된 심전도와 동시에 비교되었다. 상용 전극들은 심전도 측정법 중 표준사지 리드의 Lead II 방법을 따라 상반신의 우측 상단과 좌측 하단에 부착되었으며 제작된 센서의 경우 신체의 여러 위치 중 신호 크기가 가장 크게 측정되는 심장 부근에 부착되었다.

또한, 추가적으로 휴대형 생체신호 모니터링 시스템에 적용 시 그 편의성이 극대화될 것이라 판단되는 손목부위에서의 심전도 측정 실험도 진행하였다. 성능 평가를 위해 한 쪽 손목 부위에는 제작된 센서를 부착하고, 반대쪽 손목 부위에는 두 개의 상용 전극들을 부착하였으며 신호 비교를 위해 상반신에도 Lead II 지점에 상용 전극들을 부착하여 동시에 실험을 진행하였다.

심장 부근에 부착되는 센서와 상용 전극들을 이용하여 얻어진 신호는 심전도 증폭 모듈(ECG100C, Biopac systems Inc, USA)을 통해 2000배 증폭되었으며, 1 kHz의 샘플링 주파수로 기록되었다. 반면, 손목 부위에 부착되는 센서로부터 얻어지는 신호의 경우 심장으로부터 멀리 떨어져 있어 그 크기가 미약하므로 5000배 증폭되었다. Fig. 5, 6, 7에는 제작된 센서들을 통하여 심장 부근에서 측정된 심전도가, Fig. 8에는 손목에서 측정된 심전도가 상용 전극들을 이용하여 측정된 심전도와 비교되어 있다.

심장 부근의 경우 제작된 센서들을 통해 얻은 심전도는 Lead II 방식을 통해 얻은 심전도 보다 신호 크기가 작은 것을 확인할 수 있었다. 이는 Lead II 측정법의 경

Fig. 5. Comparison of ECG recorded by (a) Ag/AgCl electrodes and (b) FPC-based ECG sensor(inter-electrode distance : 6 mm) attached to chest.

Fig. 6. Comparison of ECG recorded by (a) Ag/AgCl electrodes and (b) FPC-based ECG sensor(inter-electrode distance : 3 mm) attached to chest.

Fig. 7. Comparison of ECG recorded by (a) Ag/AgCl electrodes and (b) MEMS-based ECG sensor(inter-electrode distance : 200 μ m) attached to chest.

우 두 전극 사이의 거리가 긴(10 cm 이상) 반면, 제작된 센서들의 두 전극 사이의 거리는 매우 짧기(6 mm 이하) 때문이라고 판단된다. 또한, 제작된 센서의 크기가 작

아질수록 잡음에 의한 영향을 많이 받는다는 것을 알 수 있었다. 이는 센서의 전극 사이의 거리가 짧아질수록 차동 신호 성분은 작아지는 반면, 상대적으로 60 Hz 전원 잡음, 근전도 신호 등의 공통성분은 커지는 데에서 기인한 것이라 판단된다. 이러한 공통성분은 차동 증폭기의 공통성분제거비(CMRR)에 따라 대부분 제거되나, 두 전극의 전극-피부 사이의 임피던스 차이로 인해 공통성분이 각 전극마다 다르게 전달되어 차동 신호 성분이 가장 작은 MEMS 기반 심전도 센서에서 잡음 성분이 가장 크게 나타나는 것으로 보인다. 그러나 이러한 잡음 성분에도 불구하고, Fig. 5, 6, 7을 보면 알 수 있듯이 MEMS 기술을 이용하여 제작된 소형 센서와 유연인쇄회로 기술을 이용하여 제작된 센서들 모두 상용 전극과 비교하여 정확한 QRS 폭과 R 피크 값의 간격(R-R interval)을 측정하였다는 것을 확인할 수 있다. 따라서 MEMS 기술을 통하여 심장상태의 모니터링이 가능한 소형화된 심전도 센서를 구현할 수 있었다. MEMS 기술 기반의 심전도 센서는 차후 소형화된 휴대용 생체 모니터링 장치에 적용이 매우 유용할 것으로 판단된다.

3.2. 손목 부위에서의 심전도 측정

Fig 8은 제작된 유연인쇄회로 기술 기반의 센서와 상용 센서를 이용하여 손목에서의 심전도 파형을 측정 한 결과이다. 유연인쇄회로 기술을 이용하여 제작된 센서에서는 잡음에 의한 영향은 크지만 'R' 피크 값을 구별할 수 있을 정도의 신호 측정이 가능한 것을 확인할 수 있었으나, MEMS 기술을 이용하여 제작된 센서에서는 심전도 측정이 어려웠다. 손목 부위는 혈관의 변화뿐만 아니라 팔목, 이두근, 손가락근 등 다른 부위와의 상호작용(interaction)에 의한 근전도 신호의 영향이 큰 부위다. 따라서 짧은 전극 간 거리로 인해 차동 신호 성분이 작은 MEMS 기술 기반 심전도 센서에서는 근육

Fig. 8. Comparison of ECG recorded by Ag/AgCl electrodes attached to (a) torso, (b) wrist and (c) FPC-based ECG sensor(inter-electrode distance : 3 mm) attached to wrist.

전달 신호가 더 강하게 작용하여 심전도가 측정이 되지 않았지만, 전극간 거리가 상대적으로 큰(3 mm) 유연인쇄회로 기판 심전도 센서에서는 'R' 피크 값을 구별할 수 있을 정도의 신호 측정이 가능하였던 것으로 판단된다. 또한, 두 상용 전극을 손목 부위에 부착했을 때에도 의미 있는 심전도 파형 검출이 어려웠다. 이는 상용 전극의 경우 국소 면적이 아닌 대면적 측정에 최적화 되어 있는 전극 구조를 갖고 있고, 제안하는 센서와 달리 인체 표면에서 전방위로 퍼지는 신호 중 특정 방향의 전기적 백터 값만을 취하게 되는데, 이 때 선택된 방향의 근전도 신호 성분이 심전도 신호 성분보다 더 강하여 신호 측정이 되지 않았던 것으로 보인다.

향후 센서의 전극-피부간 임피던스 차이와 효과적인 근전도 신호의 필터링 기법에 관한 연구가 진행된다면, 유연인쇄회로 기술을 적용한 센서를 이용하여 손목부위에서 안정적인 심전도 신호 검출이 가능할 것이라 사료된다.

4. 결 론

본 연구에서는 유연인쇄회로 기술과 MEMS 기술을 이용하여 신체의 한 지점에 부착되어 심전도를 측정하기 위한 다양한 크기의 센서들을 개발하였다. 제작된 센서들은 유연기판 위에 제작되어 유연성이 매우 뛰어나 피부 부착이 용이하며 공정과정이 매우 간단하여 저가 구현이 가능하고, 센서의 크기가 매우 작다는 장점을 갖고 있다.

제작된 센서들을 이용하여 심장 부근에서 신호를 측정한 경우, 유연인쇄회로 기술 기반의 센서뿐만 아니라 MEMS 기술을 이용하여 크기를 소형화시킨 센서를 통해서도 심전도를 측정할 수 있었다. 이는 보다 더 작은 크기의 심전도 모니터링 시스템의 개발이 가능하다는 것을 보여준다. 또한, 손목 부위에서 신호를 측정할 경우에는 전극-피부간 임피던스 차이와 근전도 신호의 영향으로 인한 잡음이 많이 혼입되어 신호 측정의 재현성 확보에는 어려움이 있었지만, 제안하는 센서를 통해 심전도 신호 측정의 가능성은 확인할 수 있었다.

제작된 센서들은 통해 얻어진 신호에서는 P파, T파 등은 정확히 구별하기 어려웠으나, QRS폭과 R피크 값의 간격은 상용 전극과 비교하여 정확하게 측정할 수 있었다. 따라서 제작된 센서는 정확한 P파, T파의 검출

을 요구하는 임상적인 활용 보다는 크기가 작고 신체의 한 지점에서 QRS폭 및 R피크 값 간격의 측정이 가능한 점을 이용, 휴대형 생체신호 모니터링 시스템에 적용되어 심장질환의 조기발견 및 평상시 심박 측정을 통한 심장 상태 모니터링, 자율신경계의 분석을 통한 스트레스 지수의 측정 등에 활용 가능할 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 방위사업청과 국방과학연구소의 지원으로 수행되었습니다. (계약번호 ADD-07-01-01)

참고 문헌

- [1] J-Y Baek, J-H An, J-M Chio, K-S Park, and S-H Lee, "Flexible polymeric dry electrodes for the long-term monitoring of ECG", *Sensors and Actuators A*, vol. 143, issue 2, pp. 423-429, 2008.
- [2] W-Y Chang, T-H Fang, and Y-C Lin, "Characterization and fabrication of wireless flexible physiological monitor sensor", *Sensors and Actuators A*, vol. 143, issue 2, pp. 196-203, 2008.
- [3] 김용호, 김용준, "유연인쇄회로기판 기술을 이용한 이진극형 심전도 센서", 한국정밀공학회 2007년도 춘계학술대회논문집, pp. 699-700, 제주, 한국, 2007.
- [4] B. H. and R. J. Cohen, "Body surface laplacian ECG mapping", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 11, pp. 1179-1191, 1992.
- [5] T. F. Oostendorp and A. van Oosterom, "The surface laplacian of the potential : theory and application", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 43, no. 4, pp. 394-405, 1996.
- [6] C-C Lu and P. P. Tarjan, "Pasteless, active, concentric ring sensors for directly obtained laplacian cardiac electrograms", *J. of Medical and Biological Engineering*, vol. 22, no. 4, pp. 199-202, 2002.
- [7] W. Besio and T. Chen, "Tripolar laplacian electrocardiogram and moment of activation isochronal mapping", *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 5, pp. 515-529, 2007.
- [8] E-S Hwang, Y-J Kim, and B-K Ju, "Flexible polysilicon sensor array modules using 'etch-release' packaging scheme", *Sensors and Actuators A*, vol. 111, issue 1, pp. 135-141, 2004.

김 홍 래

- 2007년 연세대학교 기계공학과(공학사)
- 2007년~현재 연세대학교 기계공학과 석박사 통합과정
- 주관심분야: MEMS 바이오 & 화학센서

이 충 일

- 2006년 연세대학교 기계공학과(공학사)
- 2006년~현재 연세대학교 기계공학과 석박사 통합과정
- 주관심분야: MEMS 바이오 & 화학센서

이 충 근

- 2002년 연세대학교 의용전자공학과(공학사)
- 2004년 연세대학교 전기전자공학과(공학석사)
- 2004년~현재 연세대학교 전기전자공학과 박사과정
- 주관심분야: Biomedical signal processing, neural interface, e-Health System

이 명 호

- 1972년 연세대학교 전기공학과(공학사)
- 1975년 연세대학교 전기공학과(공학석사)
- 1978년 연세대학교 전기공학과(공학박사)
- 1984년~1985년 University of Wisconsin-Madison, 객원교수
- 1980년~현재 연세대학교 전기전자공학과 정교수
- 주관심분야: Medical Electronics & Information, e-Health & u-Health System, Biomedical Signal Processing.

김 현 준

- 2002년 서울대학교 기계항공공학부(공학사)
- 2004년 서울대학교 기계항공공학부(공학석사)
- 2004년~현재 국방과학연구소 선임연구원
- 주관심분야: 무장시스템 설계, 미래 병사체계·생존보호체계, 생체환경센서

최 의 중

- 1986년 연세대학교 기계공학과(공학사)
- 1988년 연세대학교 기계공학과(공학석사)
- 1997년 연세대학교 기계공학과(공학박사)
- 1989년~1992년 육군사관학교 기계공학과 강사
- 1997년~현재 국방과학연구소 책임연구원
- 주관심분야: 무장시스템 설계, 미래 병사체계·체계 설계

김 용 준

- 1987년 연세대학교 전기공학과(공학사)
- 1989년 미국 미주리주립대학교(컬럼비아 소재) 전기 및 컴퓨터공학과(공학석사)
- 주관심 분야: SiC-M/NEMS
- 1997년 미국 조지아공과대학교 전기공학과(공학박사)
- 1996년~2000년 삼성전자 종합기술연구소 연구원
- 2000년~현재 연세대학교 기계공학과 교수
- 주관심분야: MEMS 바이오 및 환경 센서, MEMS 압력센서, RF MEMS, 유연기판 기반의 전자 패키징 기술