



노이즈 제거 알고리즘을 적용한 전도성 섬유 기반 손목형 ECG 시스템의 구현

최원철*, 최정태**, 이인수***

Implementation of the Conductive Fiber-based Wrist ECG System Equipped with the Noise Rejection Algorithm

Won-Cheol Choi*, Jung-Tae Choi**, and In-Soo Lee***

요 약

최근 IT 기술과 모든 산업분야와의 융합이 급속도로 이루어지고 있다. 섬유산업에서도 IT기술이 융합된 “스마트 의류” 또는 “스마트 섬유”가 미래의 고부가가치 산업으로 각광받고 있다. 본 논문에서는 노이즈 제거 알고리즘을 적용한 손목형 ECG 시스템을 설계하고 구현하였다. 즉, 전도성 섬유를 이용한 전극을 손목형 밴드로 제작하여 ECG 신호를 측정하고 노이즈 제거를 위해서 디지털 필터를 구현하였다. 또한 노이즈 제거 알고리즘을 적용하여 활동 시 발생할 수 있는 오작동율을 최소화하였다. 제안한 손목형 ECG 시스템의 성능을 실험 결과들로부터 확인하였다. 특히, 노이즈 제거 알고리즘으로 인해 섬유형 심전도 시스템을 착용한 후 사용자의 움직임에 의해 발생할 수 있는 심박 수 측정 오류를 피할 수 있었다.

Abstract

In recent years, the convergence of IT technology and all industries is taking place rapidly. In the textile industry, "smart clothes" or "smart fiber" combined with IT technology are emerging as a future high value-added industry. In this paper, we implemented the conductive fiber-based wrist ECG (Electrocardiogram) system with noise rejection algorithm. Namely, electrodes using conductive fibers were manufactured in a band of wrist parts to measure ECG signals and to eliminate noise with a digital filter. The noise rejection algorithm was also used to minimize the malfunction rate during the activity. The experiment results show that the performances of the proposed wrist ECG system are good. In particular, we were able to avoid heart rate measurement errors that could be generated by user's movements after wearing a fiber-type ECG system because of noise rejection algorithm.

Keywords

IT technology, conductive fiber, wrist ECG system, thresholds, noise rejection algorithm

* 경북대학교 전자공학부 산업대학원
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2418-7896>

** 아날로그뱅크 대표
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7196-6406>

*** 경북대학교 전자공학부 교수(교신저자)
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9773-4710>

• Received: May 17, 2018, Revised: Jun. 21, 2018, Accepted: Jun. 24, 2018

• Corresponding Author: In-Soo Lee
School of Electronics Engineering, Kyungpook National University,
80 Daehakro, Bukgu, Daegu, 702-701, Korea.
Tel.: +82-53-950-7843, Email: insoolee@knu.ac.kr

I. 서 론

개개인의 건강 상태에 대한 관심이 커짐에 따라 간편하게 심전도(ECG, Electrocardiogram) 및 혈압 등의 생체 신호(Vital Sign)들을 측정하고 관리할 수 있는 기술들은 꾸준히 발전되어 왔다. 그리고 생체 신호들을 이용하여 다른 생체활동정보를 측정하는 방법에 대한 연구도 있어왔다[1]-[4]. 여러 종류의 생체 신호 중에서 심전도는 가장 기본이 되는 신호이며, 이는 심장의 전기적인 움직임을 2차원의 그래프로 표현한 것이다[5]. 일반적인 측정방법에서는 Ag-AgCl 전극을 심장, 혹은 손목과 발목에 부착시켜서 심전도를 측정한다. 즉, 가슴띠 형태로 제작하여 심장근처에서 직접 측정하는 방식으로 기준전압 없이도 측정이 가능하나 가슴을 압박하는 형태이기 때문에 착용의 불편함이 있다. 다른 측정방법으로는 심장의 이상 유무를 직접 판단하지 않고 심박 수만을 측정하는 것으로서, 이 방법에서는 집게손가락에 광센서를 부착시켜 측정한다. 그러나 아무리 간편하게 착용하여 심박 수를 측정할 수 있다고 할지라도 어떤 사용자의 경우는 손목형 악세사리를 불편해할 수 있다[6][7].

본 논문에서는 기존의 심박 수 측정방법들의 문제점을 해결하기 위해서 사용자가 평소에 착용하는 옷에 센서 전극을 제작함으로써 일상생활 중에서도 사용자가 이질감 없이 심전도를 측정 할 수 있는 노이즈 제거 알고리즘이 적용된 손목형 ECG 시스템을 설계하고 제작하였다. 본 논문에서 구현한 노이즈 제거 알고리즘이 적용된 손목형 ECG 시스템의 성능을 실제 착용 실험을 통해 확인하였다. 특히 노이즈 제거 알고리즘을 적용함으로써 섬유형 ECG 전극의 착용 후 사용자의 움직임에 의해 발생 할 수 있는 심박 수 측정 오류도 방지 가능함을 알 수 있었다.

II. 제안한 노이즈 제거 알고리즘을 적용한 전도성 섬유 기반의 손목 형 ECG 시스템

2.1 ECG 측정 장치

본 연구에서는 제작한 시스템의 구성도는 그림 1

과 같으며, 차동 회로가 내장되어있는 AD1292 chip을 사용 하여 RA-LA-LL-RL lead의 아날로그신호를 입력받아 증폭하였고 디지털 필터의 빠른 처리시간과 블루투스 통신을 위하여 32bit Cortex-M0 CPU Core가 내장된 블루투스 one chip MCU를 사용하였다. 모든 부품은 SoC(System on Chip)화 작업이 되어있는 부품을 선정함으로써 기존 제품에 비해 소형화 될 수 있다.

ECG 전극을 통해서 측정된 3채널의 심전도 신호는 그림 2와 같은 시스템 보드를 이용하여 증폭하여 출력한다. 이렇게 차등 증폭된 ECG 데이터는 디지털 고주파통과 필터와 저주파 통과 필터를 거쳐서 최종 PC에 저장된다.

2.2 섬유형 전극

손목에서 심전도 신호를 검출하기 위한 손목형 ECG 섬유를 그림 3과 같이 제작하였다. 즉, 폴리에스터(Polyester) 70D에 은으로 무전해 도금된 전도사를 18게이지 수준의 밀도로 폴리에스터 70D 85%와 플루토늄 15%의 손목형 밴드에 70×50mm 크기의 두 패턴으로 각각 삽입하여 ECG 전극을 구성하였다.

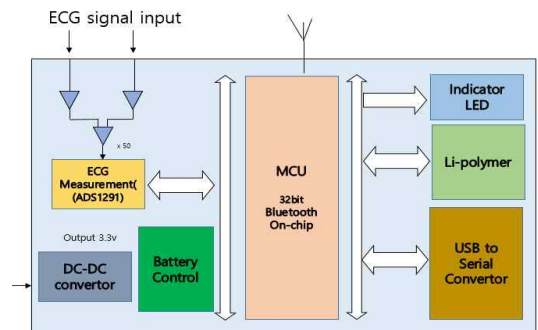


그림 1. 시스템 블록선도
Fig. 1. System block diagram

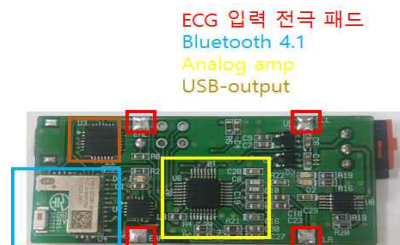


그림 2. 시스템 보드
Fig. 2. System board

그림 3과 같은 손목 형 ECG 전극을 손목에 착용한 상태로 ECG 측정 시스템 보드와 연결하여 심전도 측정 실험을 수행하였다. 본 연구에서의 ECG 측정 방식은 그림 4와 같이 일반적인 12-lead 중에 Lead-II를 사용한다[8].

그러나 본 연구는 간편한 손목형 ECG 측정 시스템에 관한 것이므로 그림 5에 도시된 바와 같이 전위의 기준이 되는 LL 전극을 RA와 같은 위치에서 ECG 신호를 측정하였다.



그림 3. 제작된 손목형 ECG 섬유
Fig. 3. Manufactured wrist ECG fiber

- Bipolar lead : I, II, III
- Unipolar extremity lead : aVR, aVL, aVF
- Chest lead : V1, V2, V3, V4, V5, V6
- 8 independent lead channels

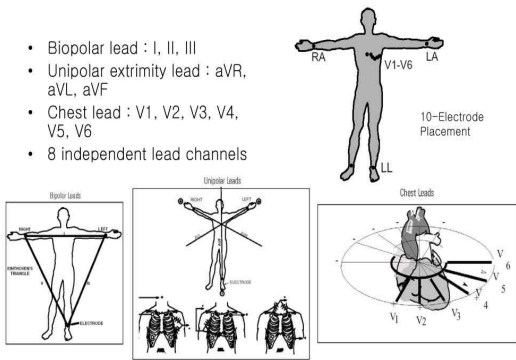


그림 4. 일반적인 12개의 ECG 전극
Fig. 4. Conventional 12-lead ECG

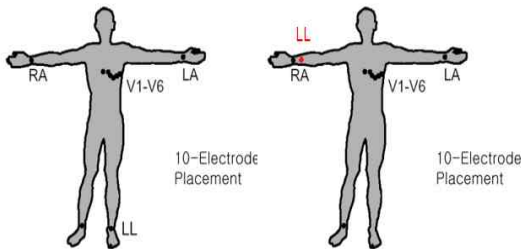


그림 5. Right Leg Drive 위치 변경전(좌), 변경후(우)
Fig. 5. Right leg drive position(left), before change(right) after change

2.3 섬유형 전극과 Ag-AgCl 패치 실험

본 절에서는 일반적으로 사용하고 있는 Ag-AgCl 패치와 제작한 섬유형 전극과의 성능 비교분석을 통해서 일반 패치에서는 나타나지 않으나 섬유형 전극에서만 나타나는 노이즈 신호를 확인한다. 본 연구에서 제작된 ECG 측정 시스템 모듈을 사용하여 표 1과 같은 조건으로 측정을 하였다.

표 1. 측정 조건

Table 1. Measurement condition

Condition	Value
Data Rate	250ppm
Gain	100
Supplies	2.7v , Unipolar
CMRR	-105dB
resolution	24bit

먼저 Ag-AgCl 전극을 이용하여 손목부위에 측정 한 결과는 그림 6과 같으며, 노이즈 신호와 QRS 피크 신호가 분명하게 구분되었으며, T-wave 신호도 육안으로 구분이 가능하다[9].

다음으로 그림 7과 같이 섬유형 ECG 전극을 이용하여 손목부위에 측정해본 결과 노이즈 신호가 섞였지만, 우측부분에 육안으로도 구분이 가능한 peak가 발생하였고 이로부터 ECG 신호가 측정되고 있다는 것을 알 수 있다.

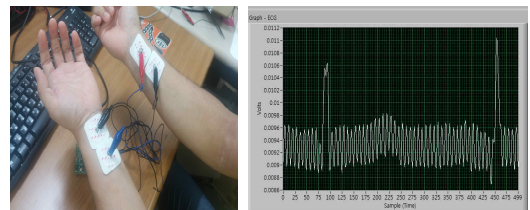


그림 6. Ag-AgCl 전극 착용(좌), 신호(우)
Fig. 6. Ag-AgCl electrode wear(left), signal(right)

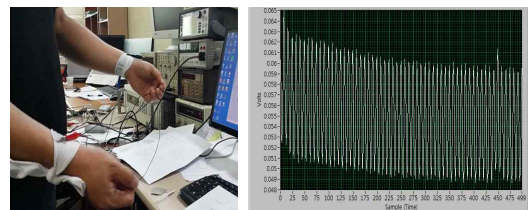


그림 7. 섬유전극 착용(좌), 신호(우)
Fig. 7. Fiber electrode wear worn(left), signal(right)

14 노이즈 제거 알고리즘을 적용한 전도성 섬유 기반 손목 형 ECG 시스템의 구현

섬유형 전극에서는 노이즈를 제거하기 위해서 1차 저주파 통과 필터의 차단 주파수가 13Hz 이상이면 가능하지만 스킵트 특성을 고려한다면 섬유형 ECG 전극은 2차 필터가 적용되어야 한다.

그림 8은 섬유형 ECG 센서를 손목에 장착하여 여러 차단주파수에 따른 2차 디지털 저주파 통과 필터 결과를 추출하여 결과를 확인하였다. 차단주파수가 20Hz일 때 Peak 감지 알고리즘이 노이즈와 R-peak를 충분히 구분이 가능한 진폭차이를 형성하였기에 사용이 가능하다.

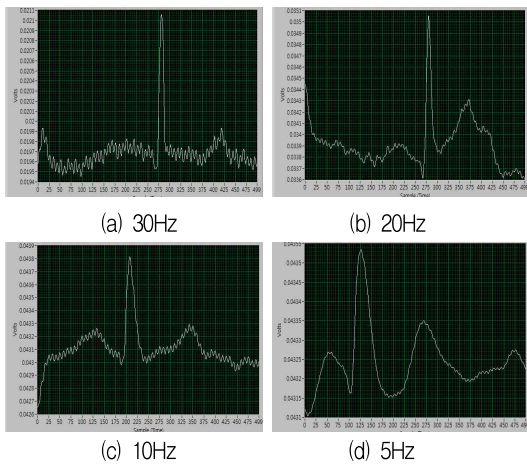


그림 8. 2차 저주파 통과 필터 결과
Fig. 8. Results of second order low pass filter



그림 9. 노이즈 신호
Fig. 9. Noise wave

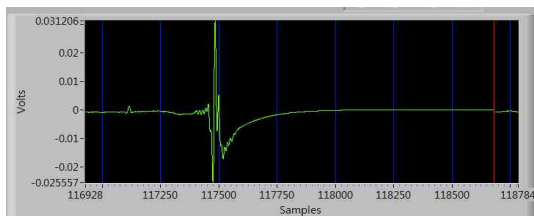


그림 10. 전극 미 부착 시 발생 신호
Fig. 10. Signal without electrode

2.4 노이즈 제거 알고리즘

본 연구에서는 사용자의 손목부위에서 정확한 심박 수를 측정하는 것을 목표로 하였다. 그러나 연구를 진행하면서 정적인 상태에서의 심박 수 측정은 정확도가 높으나 움직임에 의한 노이즈 발생 시 심박 수 오작동이 일부 발견되었다. 본 연구가 단순 연구에서 종료되지 않고 웨어러블 장비로 발전하기 위해서 노이즈 제거 알고리즘이 필요하다.

심박수 측정은 PRQS wave의 R peak를 감지하여야 한다. 최초 R peak와 다음 R peak의 감지 시간을 계산하면 심박 수가 측정이 되지만 신체에 부착되어있는 전극이 움직임에 의해 접촉이 불량하거나 외부상태에 따라 부착이 정상적이지 않을 때에 그림 9와 같이 노이즈신호가 발생한다.

이러한 노이즈신호는 그림 10과 같이 전극이 신체와 부착되지 않았을 때와 의 신호와 분명하게 다른 신호임으로 그림 9와 같은 노이즈 신호는 심박 수 측정에 치명적인 오류 원인이 된다.

그래서 그림 11과 같이 R peak가 발생하지 못하는 두 개의 문턱값(Threshold)을 선정하여 Base Line을 기준으로 문턱값을 넘는 peak가 발생하면 이를 제거하는 노이즈 제거 알고리즘을 사용하며 알고리즘의 흐름도는 그림 12와 같다.

노이즈 제거 알고리즘은 Positive 문턱값과 Negative 문턱값을 넘는 peak가 발생하면 발생 전 30ms의 모든 신호를 제거함으로써 노이즈 발생 시 그림 13처럼 노이즈 peak 자체를 제거한다.

그러므로 노이즈 제거 알고리즘의 적용으로 MCU는 QRS wave와 노이즈신호의 구분을 좀 더 명확하게 함으로써 심박수 측정 시 발생하는 오류를 최소화 할 수 있다.

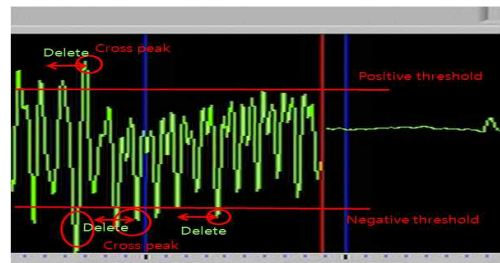


그림 11. 노이즈 제거 전
Fig. 11. Before removing noise

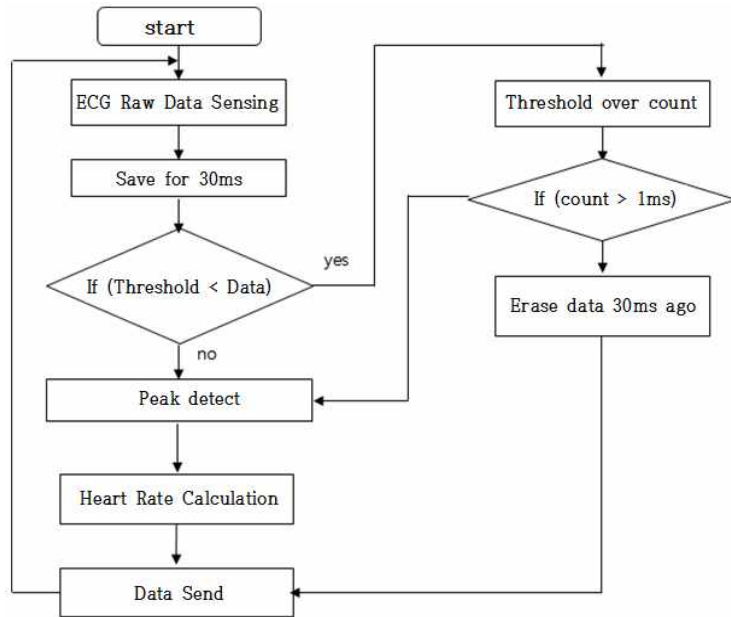


그림 12. 노이즈 제거 흐름도
Fig. 12. Noise elimination flow chart

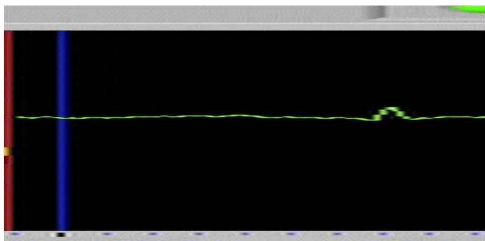


그림 13. 노이즈 제거 후
Fig. 13. After noise remove

그리고 문턱값은 R peak의 진폭 측정하여 진폭의 값*1.5로 계산하여 설정하였다. 이는 진폭의 변화가 순간적으로 1.5배 이상 되지 않기 때문이다.

III. 실험 및 고찰

3.1 심박 수 비교 실험

본 연구에서 제작한 ECG 측정 시스템의 성능을 알아보기 위하여 그림 14와 같이 의료용 장비인 바이오닉스사의 "BPM-1000(Matron)"과 비교 실험을 하였다. BPM-1000은 ECG 3 channel, SpO2, RESP, HRV등을 측정 할 수 있는 생체정보 측정 장비로서 현재 환자 감시모니터링용으로 병원에서 사용 중이다.

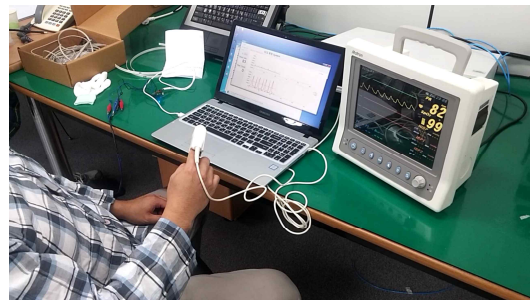


그림 14. 비교실험
Fig. 14. Comparative experiment

실험은 남성 3명을 대상으로 진행하였고, 손목에 섬유형 ECG 전극을 착용하고 손가락에는 Matron장비의 산소포화도 측정 프로브를 꽂아 동시에 측정하였다. ECG 측정 시스템은 측정 시간이 1 Frame/2sec이고 Matron장비는 2 Frame/1sec 이상이므로 두 장비 간의 측정시간이 다르다. 그러므로 ECG 측정 시스템 장비의 데이터가 출력될 때 Matron의 데이터를 추출 하는 방식으로 1분 동안 심박 수 데이터를 획득하여 평균을 취하였다.

의료용 ECG 측정 장비인 Matron과 본 연구에서 개발된 ECG 측정 모듈을 이용하여 심박 수를 측정 한 비교 결과가 표 2에 나타나 있다. 두 장비의 심

16 노이즈 제거 알고리즘을 적용한 전도성 섬유 기반 손목 형 ECG 시스템의 구현

박 수가 동일하게 측정된 것을 알 수 있으며, 제안한 ECG 심박 수 측정 장치는 일상생활에 사용하기에 충분하다는 것을 알 수 있다.

표 2. 심박 수 비교

Table 2. Comparison of the heart rate

Subject	Matron	ECG system	Precision
A	82	82	100%
B	71	71	100%
C	75	75	100%

3.2 노이즈 제거 알고리즘 실험

제안한 노이즈 제거 알고리즘은 설정된 문턱값을 기준으로 움직임에 의한 노이즈를 제거한다. 본 논문에서는 최종 실험한 개발내용에서 노이즈 제거 알고리즘 프로그램을 추가하여 그림 15와 같이 비교 실험을 진행하였다. 실험은 센서를 손목에 장착시킨 상태에서 제거 알고리즘이 적용된 시스템과 적용되지 않은 기존 시스템을 각각 프로그램을 다르게 하여 센서의 Raw data를 PC를 이용하여 확인하였다. 그림 16은 노이즈가 발생되지 않는 아주 안정적인 상태의 센서 신호로써 정상적인 상태의 심박 수는 76 ~ 78이다.

노이즈 제거 알고리즘이 적용되지 않은 시스템에서 인위적으로 노이즈를 발생하여 신호를 확인하였을 때 시스템은 노이즈 peak를 QRS peak로 인식해 그림 17과 같이 심박 수가 118 또는 97로 측정됨으로써 그림 16과 같이 심박 수가 78로 나와야 되지만 노이즈의 영향으로 심박 수가 잘못 측정됨을 알 수 있다. 반면에 그림 18과 같이 노이즈 제거 알고리즘이 적용된 시스템에서는 노이즈가 발생한 부분은 제안한 노이즈 제거 알고리즘에 의해 peak가 발생되지 않았고 QRS Peak 감지 연산에서도 peak를 감지하지 않아 심박 수가 77 혹은 78로 안정되게 측정됨으로써 노이즈에 의한 오작동을 방지하는 것을 확인하였다.

IV. 결 론

본 논문에서는 노이즈 제거 알고리즘이 적용된 섬유형 심전도 측정기를 제안하고 구현하였다.



그림 15. 노이즈 제거 알고리즘 실험 환경
Fig. 15. Noise canceling algorithm experiment



그림 16. 노이즈가 발생되지 않은 상태의 신호
Fig. 16. Signals without noise

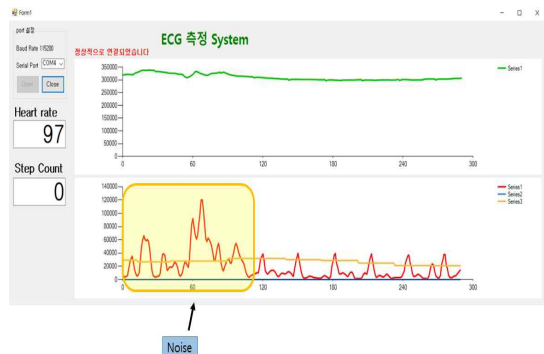
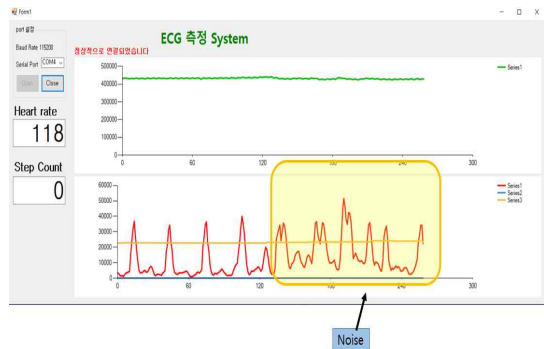


그림 17. 노이즈 제거 알고리즘 적용 전
Fig. 17. Before applying rejection algorithm

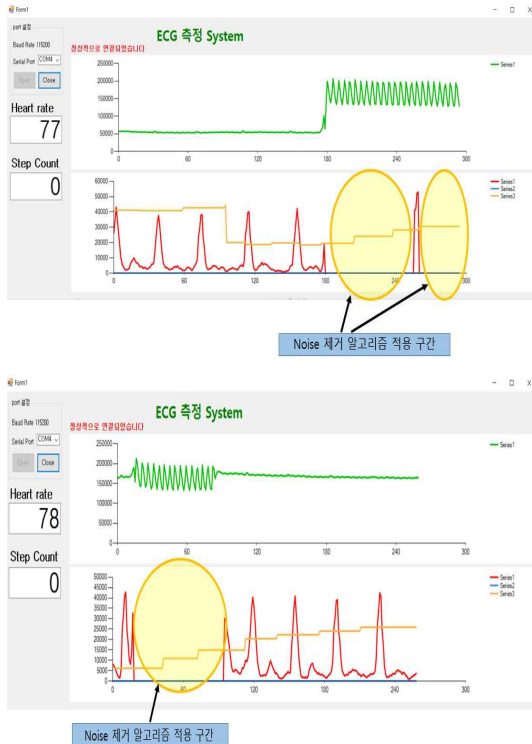


그림 18. 노이즈 제거 알고리즘 적용 후
Fig. 18. After applying rejection algorithm

실험을 통해서 Ag-AgCl 전극 보다는 섬유형 ECG 전극의 데이터에 노이즈성분이 많이 포함되어 있음을 알 수 있었다. 또한 사용자의 움직임에 따라 발생하는 base line 떨림 현상도 ECG 전극의 경우가 더욱 민감하게 발생한다는 것을 알 수 있었다. 그러나 섬유형 ECG 전극에 최적화된 디지털 저주파 통과 필터를 적용하여 노이즈를 제거하고, 디지털 고주파 통과 필터를 사용하여 Base line 움직임을 안정화 하면 Ag-AgCl 패치와 비교할 때도 성능이 떨어지지 않음을 확인 할 수 있었다. 그리고 P-QRS-T wave를 측정하지 않고 R-peak 만으로 심박수를 측정함으로써 연산의 부하를 주지 않고도 최소한의 상태를 확인 할 수 있다. 기존의 섬유형 ECG 측정 전극은 가슴을 조여서 측정하여 사용자가 장기간 사용하기 불편하였지만 본 논문에서 제안한 섬유형 심전도 측정기는 손목에 전극을 부착함으로써 좀 더 간편하게 측정이 가능하다는 장점이 있다. 특히 노이즈 제거 알고리즘을 적용함으로써 섬유형 ECG 전극의 착용 후 사용자의 움직임에 의해 발생

할 수 있는 심박 수 측정 오류도 방지 가능함을 알 수 있었다.

추후 연구 과제로는 실제로 의복에 본 연구에서 제작한 섬유형 심전도 측정기를 부착하고, 이를 사용하였을 때 발생할 수 있는 문제점을 해결해 나가는 것이다. 또한 피험자의 측정 수 확보를 통해서 구현한 섬유형 심전도 측정기의 임상데이터 입증을 계속해나가고자 한다.

References

- [1] M. Ishijima, "Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes", IEEE Trans. Biomed Eng., Vol. 40, No. 6, pp. 593-594, Jun. 1993.
- [2] Alihanka and K. Vahtoranta, "A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during sleep", Electroencephalogr. Clin Neurophysiol., Vol. 46, No. 6, pp. 731-734, Jun. 1979.
- [3] T. Tamura, T. Togawa, M. Ogawa, and M. Yoda, "Fully automated health monitoring system in the home", Med Eng. Phys., Vol. 20, No. 8, pp. 573-579, Oct. 1998.
- [4] Tae-Gyu Lee, "A convergence structure and interface on wearable digital bio-patch systems", Journal of KIIT, Vol. 13, No. 6, pp. 71-78, Jun. 2015.
- [5] A Searle and L Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes", Physiol. Meas. Vol. 21, No. 2, pp. 271-283, Jun. 2000.
- [6] Ha-Chul Jung, Jin-He Mon, Dong-Hyun Baek, Jae-He Le, Yon-Young Choi, and Joung-Sok Hong, "CNT/PDMS Composite Flexible Dry Electrodes for Long-Term ECG Monitoring", IEEE Trans. Biomed Eng., Vol. 59, No. 5, pp. 1472-1479, May 2012.
- [7] Kang-Hwi Lee, Jeong-Whan Lee, Yong-Jae Lee, Kyeong-Seop Kim, Heui-Koung Yang, Kun-Su Shin, and Myoung-Ho Lee, "Implementation of

Wearable Heart Activity Monitoring System Having Modified Bipolar Electrode and Correlation Analysis with Clinical Electrocardiography(ECG)", *Trnas. KIEE*, Vol. 57, No. 6, pp. 1102-1108, Jun. 2008.

[8] [https:// www.ndsu.edu/pubweb/~grier/1to12-lead-ECG-EKG.html](https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/1to12-lead-ECG-EKG.html). [accessed: Jan. 15, 2017]

[9] Fabrie Axisa, Pierre Michael Schmitt, Claudine Gehin, Georges Delhomme, Eric McAdams, and Andre Dittmar, "Flexible Technologies and Smart Clothing for Citizen Medicine, Home Healthcare, and Disease Prevention", *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 9, No. 3, pp. 325-336, Sep. 2005.

이 인 수 (In-Soo Lee)



1986년 : 경북대학교 전자공학과 (공학사)

1989년 : 동대학원 졸업(공학석사)

1997년 : 동대학원 졸업(공학박사)

2005년 8월 ~ 2007년 1월 :

샌디에고 주립대학교 Research scholar

1997년 ~ 2008년 2월 : 상주대학교 전자전기공학부 교수

2008년 3월 ~ 2014년 10월 : 경북대학교 산업전자공학과 교수

2014년 11월 ~ 현재 : 경북대학교 IT대학 전자공학부 교수

관심분야 : 시스템 고장진단 및 고장허용제어, 지능제어 및 응용, 지능형센서시스템, electrical tomography

저자소개

최 원 철 (Won-Cheol Choi)



2014년 2월 : 대구사이버대학 컴퓨터공학과(공학사)

2016년 3월 : 경북대학교 전자공학부 산업대학원 석사과정

2016년 1월 ~ 현재 : 아날로그뱅크 부장

관심분야 : Wearable 시스템 ,

센서 컨트롤

최 정 태 (Jung-Tae Choi)



1997년 2월 : 경북대학교 전자공학(공학사)

1999년 2월 : 동대학원 졸업(공학석사)

2005년 12월 ~ 현재 : 아날로그뱅크 대표

관심분야 : 미소전력 측정 시스템 ,

FA자동화 기기, 웨어러블 센서 응용시스템