

태아 ECG 추출 기능을 가지는 모바일 심전도 측정 시스템 설계

Mobile ECG Measurement System Design with Fetal ECG Extraction Capability

최철형*·김영필*·김시경[†]·유정봉*·서봉균**

(Chul-Hyung Choi · Young-Pil Kim · Si-Kyung Kim · Jeong-Bong You · Bong-Gyun Seo)

Abstract - In this paper, the abdomen ECG(AECG) is employed to measure the mother's ECG instead of the conventional thoracic ECG measurement. The fetus ECG signal can be extracted from the AECG using an algorithm that utilizes the mobile fetal ECG measurement platform, which is based on the BLE (Bluetooth Low Energy). The algorithm has been implemented by using a replacement processor processed directly from the platform BLE instead of the large statistical data processing required in the ICA(Independent component analysis). The proposed algorithm can be implemented on a mobile BLE wireless ECG system hardware platform to process the maternal ECG. Wireless technology can realize a compact, low-power radio system for short distance communication and the IOT(Internet of Things) enables the transmission of real-time ECG data. It was also implemented in the form of a compact module in order for mothers to be able to download and store the collected ECG data without having to interrupt or move the logger, and later link the module to a computer for downloading and analyzing the data. A mobile ECG measurement prototype is manufactured and tested to measure the FECG for pregnant women. The experimental results verify a real-time FECG extraction capability for the proposed system. In this paper, we propose an ECG measurement system that shows approximately 91.65% similarity to the MIT database and the conventional algorithm and SNR performance about 10% better.

Key Words : Fetal ECG, Maternal ECG, ICA, IOT, BLE

1. 서론

임신 중인 산모의 태아 심박수(FHR) 모니터링은 태아의 건강 상태를 관찰 하는데 매우 중요한 요소이다. 이를 위하여, 일반적으로 Intrapartum Fetal ECG (FECG)를 이용하여 산생아 산혈중 검출 및 저산소증을 검출 가능 한 것으로 알려져 있다[1]. 그러나 FECG 분석을 위해서는 반드시 자궁 경부와 태아 두피에 침습적으로 전극을 접촉시켜야 되는 단점이 있다[2].

일반적으로 비 침습적으로 알려진 FECG 측정 기법은 전극을 산모의 복부에 배치하여 산모(maternal)복부(abdomina) ECG (MECG)측정을 통해 태아의 FHR을 모니터링할 수 있다. 산모의 복부에서 측정된 ECG 신호를 이용 태아의 ECG를 추출하는 신호 처리 방법에 대한 여러 연구가 수행되어 왔다 [3-16].

그중 대표적인 방법으로 적응 필터링(Adaptive Filtering), 독립구성 요소 분석(Independent Component Analysis), SVM (Support Vector Machine) 등이 있다.

적응 필터는 필터의 계수를 자기 조정하는 필터이다. 적응 필터의 에러 신호에 따라 구동 최적화 알고리즘이 동작 되며 이 동작에 맞춰 필터의 계수를 설정 하는 방식이다. 다양한 적응 필터를 이용하여 태아와 산모의 신호를 분리하는 기법으로서, 단일 또는 다수의 산모 기준 신호(Reference Signal)을 이용하여 FECG를 검출하는 기법이 B. Widrow[3], N.J. Out ram[4], G Mihaela Ungureanu[5]와 K. Prasanth [6]에 의하여 연구 되었으며, 직접 기준 신호를 사용 하지 않고 태아의 QRS를 추출 하는 알고리즘이 A.G. Farvet[7]과 Y. Park [8]에 의하여 제안 되었다. 또한 적응 필터링을 Kalman필터를 이용하는 처리 기법이 Mohammad[9]에 의하여 제안되었다.

R. Sameni[10]의 경우 상태 공간 방정식과 베이저안 필터를 이용하여 AECG 신호를 모델링 처리하였다. 그러나 이 기법은 임신부 및 태아의 ECG 신호가 서로 충분히 시간적으로 겹쳐지는 경우 FECG를 추출 처리 하지 못하는 단점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 R.Swarnalatha[11]는 흉부 ECG(Thoracic ECG)를 이용하여 다단계 적응 필터링하는 기법을 이용하여 FECG 추출을 성공하였다. 그러나 본 기법은 AECG 신호 및 흉부 ECG 2개의 다른 종류의 MECG를 측정해야 하는 단점과 또한, 기준 신호 향상시키기 위해 사용 된 다른 신호의 Normally 적응 필터 계수 처리 및 동조처리의 어려운 점이 있어 본 연구에서 목표로 하는 모바일 플랫폼에 적합하지 않은 단점이 있다.

또 다른 연구로서 B.Widrow[12]은 선형 적응형 필터를 제안

[†] Corresponding Author : Dept. of Electrical and Electronic control Engineering, Kongju University, Korea.

E-mail: poohsir@naver.com

* Dept. of Electrical and Electronic control Engineering, Kongju University, Korea.

* HB-Tech, Korea

Received : August 12, 2016; Accepted : January 4, 2017

하였다. 이 기법 역시 AECG 신호 및 흉부 ECG 2개의 다른 종류 MECG를 측정해야 하는 단점과 임신부 및 태아의 ECG 신호가 시간적으로 겹쳐지는 경우 FECG를 추출 처리 하지 못하는 단점이 있다.

ICA(Independent Component Analysis)기법은 다변수신호(Multivariate Signal)를 분리, 독립적인 구성 요소를 분석할 수 있는 기술이다. P. P. Kanjilal[13]는 SVD(Singular Valued Decomposed) 기반의 방법으로 태아 심전도 추출 하는 기법을 제안하였다. MEKG 구성 요소는 SVD모드에 의해 식별 데이터 매트릭스를 구성한다. 최종적으로 FECG를 얻기 위해 산모의 ECG에 해당하는 SV를 분리하는 단계를 포함한다. 본 기법은 그 어떤 흉부 ECG(Thoracic ECG) 기준 신호를 요구하지 않으며 효율적인 특성을 가진다. ICA의 다른 연구는 Lieven De Latauwer [14]에 의하여 수행되었다. 또한, 멀티채널에서 FECG를 추출하는 ICA 기법이 A.van Oosterom,[15]에 의하여 제안되었다. K. V. K. Anant hanag[16]는 블라인드 및 세미 블라인드 소스 분리, 극대화 신호의 통계적 측정, 기저 함수를 이용하여 FECG를 추출하는 기법이 제안되었다. 그러나, ICA는 흉부 ECG(Thoracic ECG)를 사용 하지 않는 장점은 있으나 알고리즘 처리 계산량이 많아 실시간 애플리케이션이나 경량 및 휴대용 모니터의 구현에 적합하지 않다.

본 연구에서는 흉부 ECG(Thoracic ECG)를 사용 하지 않는 대신 복부 ECG로 측정하고, 실시간 계산(Real Time Computing)이 가능한 알고리즘을 사용하여 BLE기반의 모바일 플랫폼에 구현이 가능한 알고리즘을 제안하였다. 본 연구에서 제안한 알고리즘은 ICA 처리 시 요구되는 계산적으로 많은 통계 데이터 처리를 BLE 플랫폼에서 직접 처리하지 않고 대치 프로세서를 이용하여 구현 하는 방법을 이용하였다. 본 연구에서 제시한 대치 프로세서는 FECG 추출 결과 및 성능에 악영향을 주지 않으며 빠르고 효율적인 FECG 추출 결과를 제시할 것이다.

또한 본 연구에서는 제시한 ICA 대치 프로세서 기반의 태아의 심전도 측정 알고리즘을 산모의 심전도 측정이 가능하도록 모바일 BLE 플랫폼 무선 심전도 측정 시스템 하드웨어를 설계하였다. 이는 의학이나 생물학에서의 산모와 태아의 실험을 위하여 중요한 역할을 할 것으로 판단된다. 개발된 실험용 태아 측정 심전도 시스템은 측정된 파형을 저전력 무선 전송을 하기 위하여 주파수 2.4(GHz) 밴드를 총 40개의 Channel로 나누어 활용하는 BLE(Bluetooth Low Energy) 무선 기술을 이용하였다. 이러한 무선 기술은 근거리 통신과 IOT를 위한 기술로 초소형, 저 전력 무선 시스템을 실현할 수 있으며 실시간 심전도 데이터의 전송을 가능하게 해준다. 또한 산모가 실제 움직이는 동안의 심전도 기록을 획득하기 위해 이 모듈을 부착시키거나 몸에 부착하여 자유롭게 운동이 가능하도록 초소형의 모듈 형태로 구현하였다.

본 논문에서 개발한 태아 심전계의 특징을 정리하면 다음과 같다.

- 저전력 기술활용으로 장시간 사용 가능(배터리 교체형)
- 소형 모듈:(63mm x 53mm)
- 통신거리 : 30m~50m

- ICA 대치 프로세서 기반의 태아 심전도 측정 알고리즘
- 태아 및 산모의 임신기간 이력·유지관리 점검이력 정보 제공
- 의사가 태아 및 산모의 일상생활 건강 상태 효과적으로 관리

2. 본 론

2.1. 산모용 초소형 심전도 측정 시스템

본 연구에서 개발한 심전도 측정 시스템은 그림 1에서 보는 바와 같이 무선 심전계 모듈과 스마트폰 어플리케이션으로 구성되어있는데, 먼저 전체적인 구성과 작동 원리에 대하여 설명하면 다음과 같다. 무선 심전계 모듈의 구성은, 산모로부터 산모의 전기적 신호의 검출 및 증폭기를 포함하여 디지털 통신 SPI(Serial Peripheral Interface Bus)로 디지털 산모 심전도(MECKG)값을 전송하는 계측부(Instrument), 전송된 SPI 통신 MECKG데이터를 입력 받아 FECG 신호처리 및 제어를 위한 프로세서로 구성된 제어부, 무선 전송을 위한 무선 송수신부로 되어 있다.

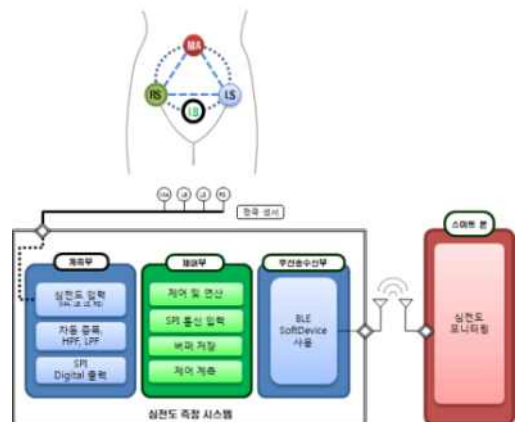


그림 1 심전도 측정 시스템 구성도(4-단자 시스템)

Fig. 1 Electrocardiogram monitoring system (4-lead system)

이러한 무선 심전계 모듈의 작동 원리를 간단히 정리하면 다음과 같다. 산모의 몸체에 부착된 4개의 단자인 LB(Low Back), MA(Maternal Abdomen), LS(Left Side), RS(Right side)에서 오는 약한 전기적신호를 계측부의 계측증폭기가 증폭을 시킨다.

LB단자는 REF(Reference)단자로서 60Hz의 전원 잡음 등에 최대한 영향을 덜 받도록 하기 위해 다른 단자와 비교하여 가장 상단 중간 복부에 부착한다. 증폭된 심전도 신호는 TI(Texas Instrument)의 ADS1298로 구현한 계측기에 내장된 AD 변환기에 의해서 디지털 신호로 변환되고 패킷 단위의 데이터로 구성된다. 이러한 데이터는 직렬 통신인터페이스인 SPI를 통하여 BLE를 지원하는 CPU 소자(Nordic nRF51822)가 포함된 제어부에 입력된다. 제어부는 심전도를 분석하여 산모와 태아의 평균 맥박수, 태아 건강 상태 등에 관한 정보를 추출해내고, BLE를 통해 무선으로 스마트폰에 전송한다. 무선으로 전송된 심전도 데이터

는 스마트폰의 무선 송수신부로 수신되고 본 연구에서 개발한 안드로이드 기반의 일반 어플리케이션에서 태아의 심전도(FECG) 및 산모 심전도(MECG)를 도시한다.

그림 2에는 본 연구에서 개발한 무선 심전계 모듈을 나타내었다. 산모의 몸에 부착시켜 심전도를 측정하기 위해 63mm x 53mm 크기로 설계 및 제작하였다. 그림 2에서 위 부분은 계측부와 제어부가 있으며, 오른쪽에 무선 송수신을 위한 2.4GHz 용 안테나가 있다. 그림 2에서 아랫 부분은 전원관리 회로가 있다. 다음 절부터 이러한 심전계 모듈의 각 부분에 대하여 자세히 설명을 하였다.

2.1.1. 계측부: 심전도 신호 검출 및 증폭

계측부는 모듈 위 부분(그림 2) 좌측에 위치하고 있는데, 특별히 이차전지 사용을 위하여 회로는 3.3V인 단일 전원에 저전압으로 구동되도록 설계하였다. 이를 위하여 rail-to-rail I/O 형태의 증폭기들을 사용하였다.

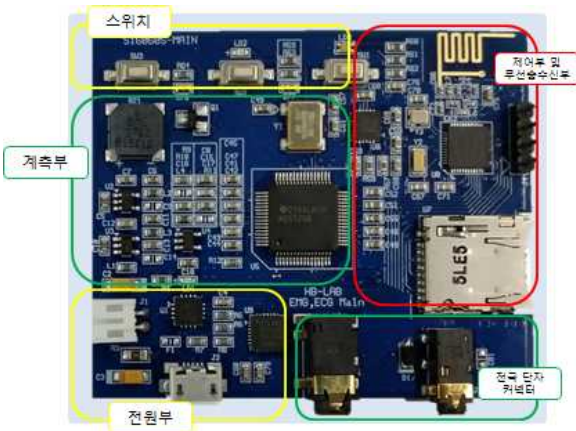


그림 2 제작된 무선 심전계 모듈
Fig. 2 Designed wireless ECG module

인체로부터의 전기적 신호 검출을 위한 4개의 전극으로부터 전달되는 심전도의 전기 신호는 보통 1[mVpp]의 미약한 전위차를 가지고 있다. 이러한 두 단자 간 미약한 신호의 전위차를 측정하기 위해서 차동 입력을 가지는 차동 증폭기가 필요한데, 이 중에서, CMRR(Common Mode Rejection Ratio)이 우수한 계측 증폭기(Instrumentation Amplifier)를 사용하였다.

본 논문에서는 TI의 ADS1298을 사용하였다. 이 계측증폭기는 전극과 회로 간에 연결된 전선으로 유입되는 60Hz 등의 잡음을 최대한 줄이기 위하여 전위 인가 단자에 기준 전위 출력 기능을 기본 내장하며, MA핀과 LB, LS, RS의 심전도 전압 측정을 위해 2개의 PGA(Programmable Gain Amplifier) 채널을 사용하였다.

계측증폭기의 출력은 ADS1298 레지스터에 설정된 Gain 값으로 증폭되어 출력되고, 내부 ADC 채널을 거쳐 디지털 값으로 변환되는데, 최소 초당 250에서 32kHz까지 샘플링 가능하며, Resolution은 24비트이므로 0부터 1천6백만까지의 해상도를 갖는

다. 일반적으로 이러한 역할을 하는 PGA(Programmable Gain Amplifier)의 증폭도는 1에서 12까지 설정 가능하므로, 본 연구에서는 태아의 심전도 데이터 추출에 적합성을 고려하여 해당 증폭도를 6이 되게 해서, 실제 증폭되는 배수는 달라질 수 있으나, 큰 차이가 없었으므로, 이론 상 1[mVpp]인 입력 신호가 6[mVpp]가 되며 이러한 신호를 24비트의 디지털 데이터로 만들어준다. 이와 같은 방법으로 심전도 전기적 아날로그 신호를 디지털 데이터로 변환한 후, SPI통신을 통해 그림2에 나타난 제어부로 산모 심전도(MECG)신호의 디지털 데이터를 전송하는 작업을 수행한다.

2.1.2. 제어부: AD 변환 및 제어

제어부는 모듈 위부분(그림 2) 계측부 우측에 위치하고 있으며, 심전도 기록 저장을 위하여 별도의 Micro SD-Card를 연결하였다. 사용된 Micro SD-Card의 크기는 16GB로 심전도 데이터를 수 시간 저장할 수 있다.

계측부에서 출력된 심전도 데이터는 SPI를 통해 Nordic사의 ARM 기반 MCU(Micro Controller Unit) nRF51822로 입력된다. 일반적으로 QRS complex에서 온전한 R 파형을 얻기 위해서는 태아와 산모의 경우 최소한 200Hz의 표본주파수가 요구된다[1]. 이 조건을 만족하기 위하여 본 논문에서의 AD 변환기 Resolution은 24비트이며, 샘플링 주파수는 250Hz로 하였다. 각 샘플 데이터는 3byte(24비트)에 해당되며 이러한 데이터는 MCU의 DTC(Data Transfer Controller)에 의하여 메모리의 일정 영역에 순차적으로 저장된다. 정해진 개수의 ECG데이터가 모이면 패킷 단위의 무선 전송을 위하여 Sequence Count 등이 포함된 헤더 등을 추가하여 BLE의 물리층을 가지고 있는 무선송수신부로 전송한다. 본 논문에서 사용한 MCU는 2.4GHz의 무선 송수신부 칩과 ARM Cortex-M0가 SoC 구조를 가지는 것으로 Nordic의 nRF51822을 사용하였다.

2.1.3. 무선송수신부: BLE 기반 무선 송수신

MCU에서 디지털 신호화된 심전도 데이터는 일정한 패킷 단위로 모여서 무선송수신부로 보낸다. 무선송수신부는, RF 소자, 수정진동자, 기억장치, 안테나 등으로 구성되어있는데, RF 소자와 기억장치는 그림 2에서 보는 바와 같이 제어부와 함께 위치하고 있으며, 수정진동자와 안테나는 모듈 오른쪽 위 부분에 있다.

본 논문에서의 무선 송수신부 칩은 nRF51822에 내장되어 사용되었는데, 이 소자는, BLE의 물리층을 가지고 패킷 단위의 데이터를 전송한다. 또한 내부에는 MAC 프로토콜을 포함한 BLE 스택이 저장될 수 있는 메모리 공간이 따로 할당되어 사용되어진다. 2.4GHz 안테나는 PCB 패턴으로 프린팅 되어진 Microstrip 형태로 설계 되었다.

무선 송수신거리는 본 목적의 경우 실내에서 30m 내외가 되며, 스마트폰에서 BLE가 지원되므로 특별히 수신단에 별도의 LNA(low noise amplifier)나 송신단에 파워앰프를 부가하지 않았다.

2.2. 심전도 도시 및 FECG 추출 알고리즘

2.2.1. 심전도 파형 도시

디지털로 변환된 산모 심전도(MECG) 데이터는 제어부의 MCU로부터 무선송수신부의 BLE 소자로 전송이 되고, BLE 무선 인터페이스를 통해 스마트폰으로 전송된다.

패킷단위로 수신된 데이터는 샘플링 간격에 맞춰 스마트폰의 어플리케이션 화면에 시간에 대한 심전도로 나타낸다. 표본주파수가 250Hz 샘플링된 데이터를 스마트폰 모니터에 도시한다. 도시하기 전에 적절한 저역 및 고역 통과필터와 실내 주위의 전원으로부터 들어오는 주파수 60Hz 또는 50Hz의 잡음을 제거하기 위한 노치필터가 필요하다[10]. 또한 필요에 따라 일정기간의 심전도기록을 저장하고 분석하는 기능을 가진다.

그림 3은 심전도 신호를 보기 위해 안드로이드 스튜디오를 사용하여 스마트폰에서 구현한 안드로이드 어플리케이션 화면으로 본 논문에서 설계한 심전도 측정 시스템이 성공적으로 동작하여 심전도가 도시된다.

스마트폰에서 해당 어플리케이션을 실행하면, 심전도 기기를 스캔하게 되고, 심전도 기기의 nRF51822 BLE 칩이 타이머 인터럽트 루틴 내부에서 Softdevice 라이브러리를 이용하여 지속적으로 Advertising을 시도하게 되면, 스마트폰에서는 본 논문에서 설계한 기기가 목록에 나타나게 된다.

기기를 선택하면, 캐릭터나 서비스 정보를 교환하면서 서로 간에 연결되어 데이터를 송수신할 준비가 완료되고, 그림 2의 심전도 기기에서 패킷화된 데이터를 표본주파수 250Hz로 실시간 전송하게 된다.

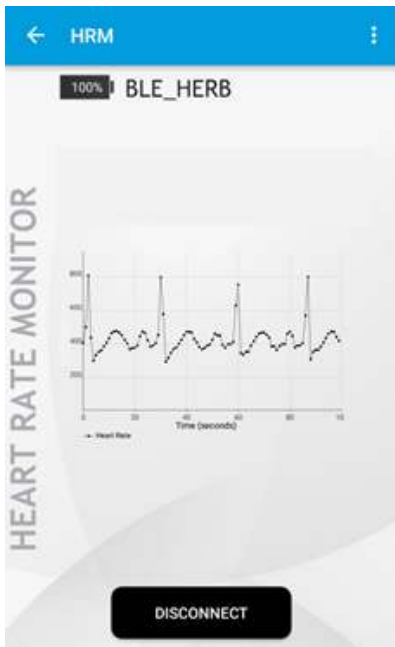


그림 3 안드로이드 기반 어플리케이션에서의 심전도 도시
Fig. 3 Plot of the ECG based on an Android application

2.2.2. 디지털 필터

측정된 심전도 신호에는 여러 잡음이 존재하는데 기본적으로는 저역 통과 필터를 사용하여 고주파잡음을 제거하여 깨끗한 파형을 얻는다.

이때 샘플링 주파수의 컷오프 주파수는 30Hz~1kHz 정도로 사용되었으며, 근육에서 발생할 수 있는 근전도 드리프트 신호를 제거하기 위하여, 보통 25Hz 또는 35Hz 컷오프 주파수 또한 저역 통과 필터에 포함되어 사용한다. 또한 전원으로부터 들어오는 60Hz의 잡음을 제거하기 위하여 60Hz 노치 필터 또는 콤 필터를 사용하며, 약 0.1~2Hz의 저주파 노이즈가 포함되어 심전도 파형이 드리프트 되기도 하는데, 이러한 잡음이 근본적으로 들어가지 않도록 고역 통과 필터 또한 사용하였다.

2.2.3. FECG 추출 알고리즘

산모 심전도(MECG) 측정을 모바일 플랫폼에 적용하기 위해서는 ECG 데이터 Preprocessing이 요구된다. 이를 위하여 본 연구에서는 PCA(Principal Component Analysis) 기법을 사용하였다. PCA는 기존의 데이터가 가지고 있는 고유한 성분들의 특징을 추출하고 정해진 주축으로 데이터를 사영시켜 저차원으로 특징 벡터들을 축소시키는 특징을 가지고 있다[13].

새로 측정된 ECG를 $V(t)=[v_1(t), \dots, v_p(t)]$ 라 하면 센싱한 ECG 신호인 $V(t)=[v_1(t), \dots, v_p(t)]$ 의 공분산 행렬을 선형 변환을 통하여 Whitening된 ECG 신호 벡터를 만든다. Whitening이란 기존 상관관계가 있는 벡터들을 상관관계가 없는 새로운 벡터로 만드는 과정이다. 이때, ECG신호의 공분산 행렬의 고유값과 고유벡터를 이용한다. 여기서는 Eigenvalue Decomposition(EVD)를 이용하여 구현하였지만 보다 일반적인 알고리즘은 Singular Value Decomposition(SVD)를 이용하여 구현할 수 있다. 벡터 $V(t)$ 의 공분산 행렬을 EVD한 결과는 다음과 같다.

$$R_V(0) = E(V(t)V(t)^T) = QDQ^T \tag{1}$$

Q 는 $E(V(t)V(t)^T)$ 의 고유벡터 행렬(Eigenvector matrix)이고, D 는 고유 값의 대각행렬이다. 즉, $D = \text{diag}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_n)$ 인 행렬이다. 측정된 ECG 신호 벡터를 다음과 같은 선형 변환을 거쳐 Whitening된 신호 벡터를 만든다.

$$Z = D^{-1/2}Q^T V(t) \tag{2}$$

따라서, 벡터 $Z(t)$ 의 공분산 행렬은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} R_Z(0) &= E(Z(t)Z(t)^T) \\ &= E(D^{-1/2}Q^T V(t)V(t)^T QD^{-1/2}) \\ &= D^{-1/2}Q^T E(V(t)V(t)^T) QD^{-1/2} \\ &= D^{-1/2}Q^T QDQ^T QD^{-1/2} \\ &= I \end{aligned} \tag{3}$$

Preprocessing 작업을 통하여 공분산 행렬이 단위행렬이 됨을 알 수 있다. 즉, ECG 벡터의 상관관계를 없애는 것이 Preprocessing의 목적이다.

Preprocessing 작업을 통하여 얻어진 $z_1(t), z_2(t), z_3(t) \dots$ 데이터의 SNR은 여전히 좋지 않으므로 좀 더 향상시키기 위한 Processing이 필요하다. 본 논문에서는 다른 ICA알고리즘에서 적용된 것과 같이 kurtosis(Fourth-order Cumulant)를 최대화 하는 방법을 이용하였다[13,14,15].

알고리즘 앞 절의 $Z = D^{-1/2}Q^T V(t)$ 을 입력으로 사용하여 다음의 단계를 거쳐 산모의 TECG(Template ECG)를 $y(t)$ 를 검출한다.

먼저, $z(t)$ 값 중 Peak 값인 순간(k)에 입력 신호를 $z(K)$ 로 정의하고, 다음 식과 같이 스케일링(Scaling) 처리한다.

$$y(t) = \frac{z^T(K)}{\|z(K)\|} z(t) \tag{4}$$

위에서 얻어진 TECG($y(t)$) 신호와 태아, 산모의 신호가 함께 있는 측정 신호 $V(t)$ 의 차를 이용하여 태아의 심전도 FECG를 다음 식과 같이 얻을 수 있다.

$$FECG(t) = V(t) - y(t) \tag{5}$$

알고리즘 처리 속도를 높이기 위하여 $z(t)$ 는 미리 계산 되어져야 한다.

그림 4는 본 연구에서 제안한 FECG 추출 알고리즘에 대한 블록다이어그램을 나타내고 있다.

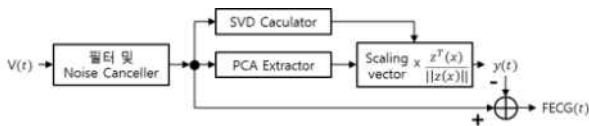


그림 4 FECG 추출 알고리즘에 대한 블록다이어그램
Fig 4 Block Diagram of the FECG Extraction Algorithm

3. 실험

3.1 심전도 측정 및 FECG 추출 실험

심전계 모듈의 하드웨어 펌웨어와 스마트폰의 안드로이드 어플리케이션 등의 개발 및 FECG 추출 알고리즘 유효성을 입증하기 위하여 그림 5에 나타난 본 연구에서 개발한 보드를 이용하여 실험하였다. 해당 보드는 기존 '53mm x 63mm'에서 '60mm x 70mm'로 확대하고 테스트 핀 등을 추가하여 제작하였다.

프로그램 환경은 JTAG로 디버깅이 가능하고 UART를 통하여 일반스마트폰과 직렬 통신이 가능하다.

그림 6은 심전도 측정 시스템을 사용하여 산모와 태아의 심전도를 측정하는 실험을 수행하여 도시한 그래프이며, 각각 복부

하단에 LB단자, 복부 중상단에 MA, 복부 양 옆으로 LS, RS 전극을 부착하여, 심전도를 측정하였다.

해당 전극 센서와 연결되어진 케이블이 노이즈에 취약해지지 않도록 쉴드 처리하고, 회로와 연결하여 심전도를 측정하였다.

측정한 산모와 태아의 심전도를 PC의 Processing 툴을 이용하여 도시하였다. 그림 6(a)는 AD변환을 통해 얻은 원 신호이며 그림 6(b)는 컷오프 주파수를 25Hz로 설정한 Biquad 저역 통과 필터로 처리한 결과이다.

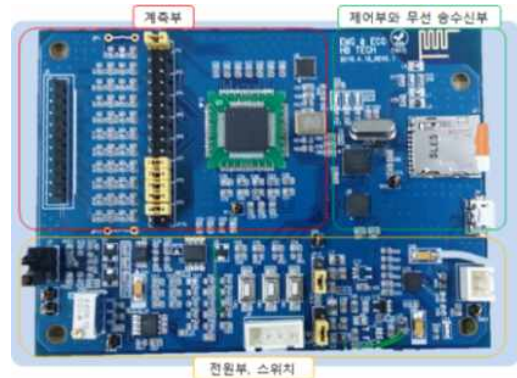


그림 5 실험을 위해 재제작된 무선 심전계 모듈
Fig 5 Redesigned wireless ECG module for experimental usage

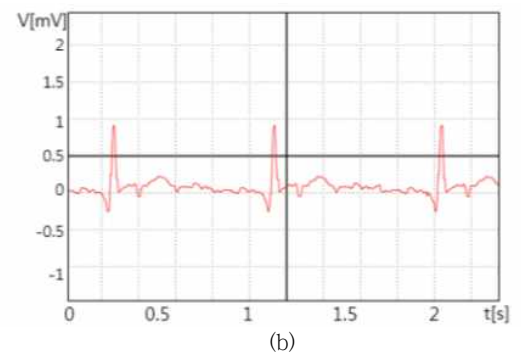
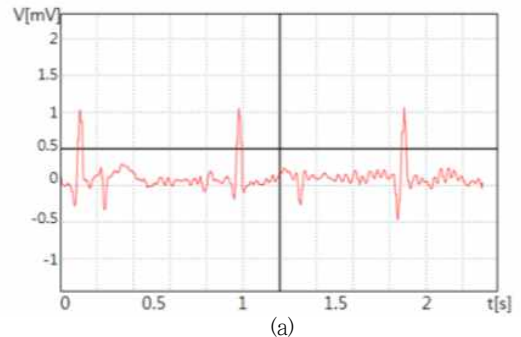


그림 6 산모와 태아의 심전도 (a) 원 ECG 신호 (b) 저역필터 (fc=25Hz)를 통과한 ECG 신호
Fig. 6 (a) Original ECG signal (b) Low-pass filtered ECG signal(fc=25Hz)

그림 7은 전체적인 심전도 시스템의 작동을 묘사하고 있는데, 심전도 신호를 받아 증폭하고 무선으로 전송 후 다시 수신해서 안드로이드 어플에 도시하는 실험을 나타내고 있다. 왼쪽의 오실로스코프에는 생체 신호 증폭기인 계측부에서 검출되고 증폭된 아날로그의 심전도 신호를 도시하고 있으며 오른쪽의 스마트폰에서는 수신된 심전도를 도시하고 있다.

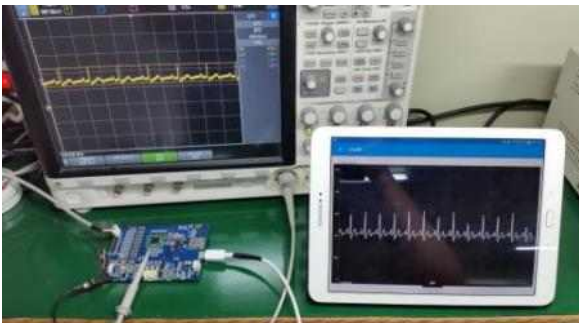


그림 7 개발된 BLE 기반의 심전도 신호 무선 전송 시스템
 Fig. 7 Photograph of the developed ECG monitoring system with BLE

제안한 알고리즘의 성능 평가를 위하여 다양한 태아 심전도 검출 방법을 실제 임신부에서 측정되어진 데이터에 적용하여 검출 성능을 비교하였다. 이 데이터는 MIT에서 제공하는 데이터베이스 중 Fetal ECG Synthetic Database 데이터로서 신뢰성 있는 데이터이다. 그림 8의 (a)는 산모의 ECG를 측정된 데이터이고, (b)는 (a)의 데이터로부터 PCA 기법을 이용해 템플릿 ECG(TECG)를 생성한 것이다. 마지막으로 (c)는 (a)의 원신호에서 (b)의 템플릿 ECG를 제거함으로써, FECG를 추출한 것이다.

그림에서 보이는 것과 같이 산모의 심전도의 크기는 1.2[mVpp]이며, 태아의 심전도는 0.4[mVpp]로 나타났다. 또한, 산모와 태아의 심전도 주기가 각각 0.67[s], 0.4[s]로써, BPM은 각각 90[BPM], 150[BPM]으로 나타났다.

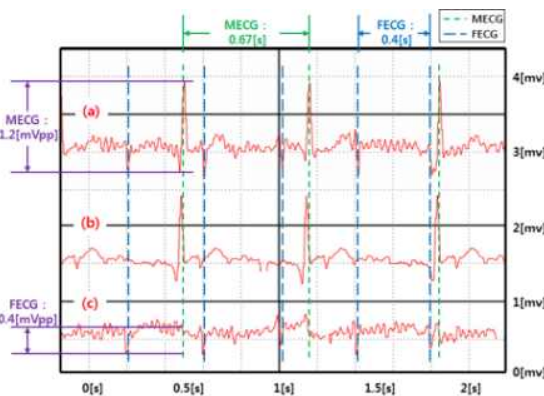


그림 8 산모와 태아의 심전도 (a) 원 ECG 신호(V(t)) (b) TECG(y(t)) (c) 추출한 FECG 신호
 Fig. 8 (a) Original ECG signal (b) TECG (c) Extracted FECG signal

그림 9는 본 논문에서 설계한 시스템에서 실제 산모의 복부에서 측정된 산모의 심전도에 대해 FECG 측정 기법을 이용하여 검출된 심전도 데이터를 안드로이드 어플리케이션에 나타난 실험 결과이다.

순서대로 가장 상단에 도시된 그래프는 산모의 ECG를 측정된 원신호이고, 두 번째 도시된 그래프는 템플릿 ECG를 추출한 것이며, 마지막 세 번째 도시된 그래프는 추출한 FECG를 나타낸다. 도시된 그래프로 보아 산모 심전도에 비하여 태아 심전도가 작은 형태이며, BPM은 안정된 상태에서 산모는 약 88[BPM], 태아는 약 150[BPM]으로 MIT에서 제공한 데이터와 유사하게 나타나, 본 알고리즘이 성공적으로 FECG를 추출하였음을 알 수 있다.

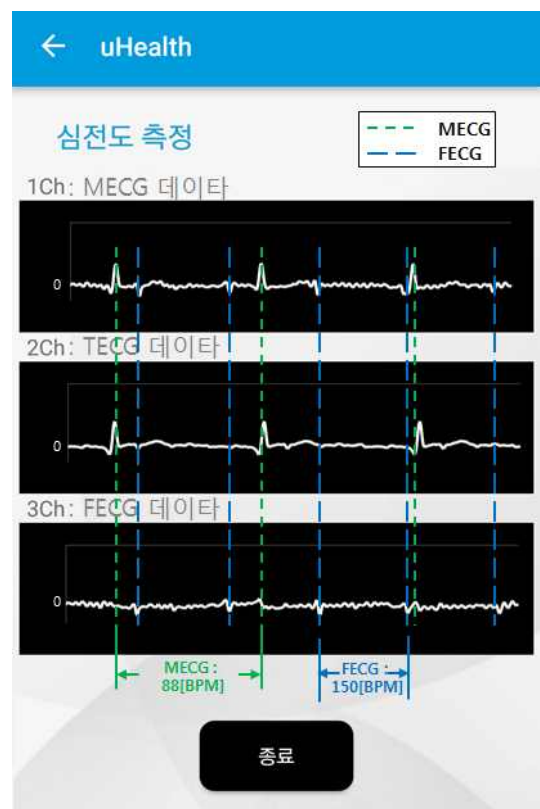


그림 9 FECG 실시간 실험 데이터 안드로이드 어플리케이션 화면
 Fig. 9 Real-time FECG experimental waveform based on Android Application Screen

3.2 기존 알고리즘과의 비교

기존에 제시된 알고리즘과 본 논문에서 제시하는 알고리즘을 비교하기 위해 SNR을 이용하여 성능 검증을 하였다. 성능 비교에 이용한 기존 알고리즘은 'TS' 알고리즘[18]과 'TS-Cerutti' 알고리즘[19]을 사용하였다. TS 알고리즘은 'Template Subtraction'의 약자로, 산모와 태아의 심전도에서 산모의 심전도를 추출하여 Template으로 만들고, 원 데이터에서 Template을 제거하여

FECG를 추출하는 방법이다. TS-Cerutti 알고리즘은 TS 알고리즘에 Template을 추출하는 과정을 거친 후, Template을 최소자승법(LMS)으로 다시 구하여 원 데이터에서 제거하는 방법이다.

위 알고리즘과 본 논문에서 제시하는 알고리즘을 비교하기 위해 아래 식을 이용하여 SNR을 구하였다.

- (1) $dB1=10*\log_{10}V(t)$
- (2) $dB2=10*\log_{10}FECG(t)$
- (3) $SNR=dB2-dB1$

여기서, 산모의 ECG 측정 데이터:
 $VM(t)=[vm1,vm2,vm3 \dots , vmn]$
 노이즈 제거 신호: $V(t)=VM(t)-\frac{V_M(t)}{n}$
 임계값: $T_{threshold}=\frac{\max(V(t))+\min(V(t))}{2}$
 태아 추출 데이터: $FECG(t)=\begin{cases} V(t), & |V(t)| < T_{threshold} \\ 0, & |V(t)| \geq T_{threshold} \end{cases}$

그 결과는 아래 표와 같았으며, 따라서, 본 논문에서 제시하는 알고리즘이 기존 알고리즘보다 좋은 성능을 나타내고 있음을 알 수 있었다.

표 1 기존 알고리즘과의 SNR 비교

Table 1 SNR comparison with existing algorithms

Method	SNR(dB)
TS(Template Subtraction)	-5.8940
TS-CERUTTI	-5.9540
Proposed Method	-5.2772

4. 결 론

본 논문에서는 일반 성인의 심전도만을 측정했던 기존의 무선 심전도 측정 시스템과는 달리 산모와 태아의 심전도를 측정할 수 있도록 하여 산모와 태아의 건강 상태를 확인할 수 있는 헬스케어 분야에 사용이 가능한 모바일 무선 심전계를 개발하였다.

태아와 같이 직접적으로 전극 단자를 부착할 수 없는 심전도에 대한 보다 정확하고 신뢰 있는 데이터를 측정하며, 해당 데이터의 신뢰성 있는 전송을 위하여 초소형이면서 BLE 기반의 무선 기술을 이용하여 데이터의 송수신이 가능하도록 하였다.

MIT에서 제공하는 Fetal ECG Synthetic Database에서는 산모와 태아의 심전도가 각각 약 1[mVp-p], 0.4[mVp-p]였으며, 본 심전도 어플리케이션에서 나타난 산모와 태아의 심전도는 1.2[mVp-p], 0.4[mVp-p]로 거의 흡사하였으며, 심박수 또한 거의 동일하게 측정되었음을 알 수 있었다. 또한, 기존의 알고리즘과 SNR 비교를 통하여 기존 알고리즘보다 제시된 알고리즘 약 10% 더 나은 성능을 나타냄을 알 수 있었다.

앞으로 산모와 태아의 심전도 기록을 다각도로 분석할 수 있는 알고리즘의 연구 및 프로그램 작성이 수행될 예정이며 아울러 산모와 태아의 건강 상태를 빅 데이터화하여 보다 유용한 정보를 제공하는 시스템을 구축하여 본 장치의 유용성을 확대할 예정이다.

감사의 글

본 연구는 2016년도 미래창조과학부 과학벨트기능지구 지원사업의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

References

- [1] Clifford G, Sameni R, Ward J, Robinson J, Wolfberg AJ, Clinically accurate fetal ECG parameters acquired from maternal abdominal sensors. Am J Obstet Gynecol 205 (47): 1-5, 2011
- [2] Wu S, Shen Y, Zhou Z, Lin L, Zeng Y, et al. Research of fetal ECG extraction using wavelet analysis and adaptive filtering. Comput Biol Med 43:1622-1627, 2013.
- [3] B. Widrow, J. Glover, J. McCool, J. Kaunitz, C. Williams, H. Hearn, J. Zeidler, E. Dong, and R. Goodlin, Adaptive noise cancelling: principles and applications, Proc IEEE, Vol. 63, no. 12, pp. 1692-1716, 1975.
- [4] N.J. Out ram, E.C. Ifeachor, P.W.J.V. Eetvelt, J.S.H. Curnow, Techniques for optimal enhancement and feature extraction of fetalel ectrocardiogram, IEEE Proc-Sci. Meas. Technol, Vol. 142, no. 6, pp. 482-489, 1995.
- [5] G. Mihaela Ungureanu, Ana Maria Ilincai, Werner Wolf, Ilinca Gussi, DDragos, Taralunga, and Rodica Strungaru, Improved Fetal ECG Extraction by Applying Adaptive Filtering, International symposium on Advanced Topics In Electrical Engineering,2011.
- [6] K. Prasanth, Baby Paul, and A. Arun Balakrishnan, Fetal ECG Extraction Using Adaptive Filters, International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering, Vol. 2, Issue 4, 2013.
- [7] A.G. Farvet, Computer Matched Filter Location of Fetal R Waves, Medical & Biological Engineering, Vol. 6, no. 5, pp. 467-475, September 1968.
- [8] Y. Park, K. Lee, D. Youn, N. Kim, and S. Park, On detecting the presence of fetal R-wave using the moving averaged magnitude difference algorithm, IEEE Trans Biomed Eng, Vol. 39, no. 8, pp. 868-871, 1992.
- [9] Mohammad Niknazar, Bert rand Rivet, and Christian Jutten, Fetal ECG Extraction by Extended State Kalman

Filtering Based on Single-Channel Recordings, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, vol. 60, no. 5, pp. 1345-1351 2013

[10] R. Sameni, M. B. Shamsollahi, C. Jutten, and G. D. Clifford, A nonlinear Bayesian filtering framework for ECG denoising, IEEE Trans. Biomed. Eng, vol. 54, no. 12, pp. 2172-2185, 2007.

[11] R. Swarnalatha and D.V.P rasad, A Novel Technique for Extract ion of FECG using Multistage Adapt ive Filtering, Journal of Applied Sciences, vol. 10, no. 4, pp. 319-324, 2010.

[12] B. Widrow, and S. Stearns, Adaptive signal processing, Prent ice-Hall, Upper Saddle River, 1985.

[13] P. P. Kanjilal, S. Palit, G. Saha, Fetal ECG extract ion from single channel maternal ECG using singular value decomposition, IEEE Trans Biomed Eng, vol. 44, pp. 51-59, 1997.

[14] Lieven De Lat hauwer, Bart De Moor, and Joos Vandewall, Fetal Electrocardiogram Ext ract ion by Blind Source Subspace Separation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 47, no. 5, 2000.

[15] A.van Oosterom, Spat ial filt ering of the fetal electro-cardiogram, J. Perinat. Med, vol. 14, no. 6, pp. 411-419, 1986.

[16] K. V. K. Anant hanag and J. S. Sahambi, Investigation of Blind Source Separation Methods for Extraction of Fetal ECG, CCECE, pp. 2021-2024, 2003

[17] J. L. Camargo-Olivares, R. Mart-Clemente, S. Hornillo-Mellado, M. M. Elena, and I. Román, The Maternal Abdominal ECG as Input to MIC Ain the Fetal ECG Extraction Problem, IEEE Signal Processing Letters, vol. 18, no. 3, 2011

[18] Martens S M M, Rabotti C, Mischi M and Sluijter R J, A robust fetal ECG detection method for abdominal recordings Physiol, Meas, Sameni 2007

[19] Cerutti, S., Baselli, G., Civardi, S., Ferrazzi, E., Marconi, A. M., Pagani, M., & Pardi, G. (1986).Variability analysis of fetal heart rate signals as obtained from abdominal electrocardiographic recordings. J. Perinat. Med., 14(6), 445-452. Implementation by Behar, 2014

저 자 소 개



최 철 형(Chul-Hyung Choi)

1985년 4월 23일생. 2014년 공주대학교 일반대학원 전기전자제어공학과 석사 졸업. 2016년 동 대학원 전기전자제어공학과 박사 수료.



김 영 필(Young-Pil Kim)

1989년 1월 31일생. 2014년 공주대학교 전기전자제어공학부 학사 졸업. 2016년 동 대학 일반대학원 전기전자제어공학과 석사 졸업. 2016년~현재 동 대학 일반대학원 전기전자제어공학과 박사 과정



김 시 경(Si-Kyung Kim)

1964년 5월 15일생. 1988년 고려대학교 석사 졸업. 1994년 Texas A&M University 박사 졸업. 1994년~현재 공주대학교 전기전자제어공학부 교수



유 정 봉(Jeong-Bong You)

1964년 3월 5일생. 1998년 단국대학교 박사 졸업. 1990년~1993년 (주)신도리코. 1999년~2000년 생산기술연구원 비상근 연구원. 1999년~현재 공주대학교 전기전자제어공학부 교수



서 봉 균(Bong-Gyun Seo)

1968년 8월 30일생. 2005년 (주)세스 입사 2014년~현재 (주)허브테크 이사. 2017년 공주대학교 전기전자응용공학과 졸업