

생체 신호처리 센서 IC 기술동향

I. 서론

IT와 보건 의료 서비스가 결합하여 언제 어디서나 질병의 예방, 진단, 치료 등의 보건 의료 서비스를 제공하는 U-Health는 전 세계적인 웰빙 열풍과 함께 삶의 질을 추구하기 위한 관심이 고조되면서 그 수요와 시장이 점점 더 확대되고 있다. U-Health는 IT와 의료기술의 융합을 이용해 의료 서비스가 병원에서만 이루어진다는 공간적 제약을 넘어 가정, 학교, 사무실 등의 일상 생활 속에서도 의료 서비스가 이루어질 수 있는 발판을 마련하고 있다. 따라서 이와 관련하여 질병의 자가 진단을 위한 개인용 소형화 의료기기에 관한 연구가 최근 활발히 진행이 되고 있다. 사용자의 신체에 부착된 소형화된 센서는 연속적으로 환자의 생체 신호를 기록할 수 있으며 이상 징후가 발견 되었을 때에는 조속한 정밀검사가 가능하도록 도와주는 역할을 한다. 또한 U-Health를 통한 노약자, 장애인, 소아 등은 일상 생활 속에서 유무선의 다양한 통신망으로 건강상태에 대한 주기적인 점검이 가능할 것이며, 사전 예방을 통해 높은 수준의 건강을 유지할 수 있을 것으로 기대를 모으고 있다.

최근 이러한 U-Health의 관심이 증대 되면서 개인용 생체신호 처리 센서 IC에 대한 연구가 활발하게 진행되고 있다 이러한 센서들은 외부 환경의 변화에도 강인하여 안정되게 생체 신호를 측정할 수 있어야 하고, 이동성과 사용의 편의성을 보장해 주어야 하며 사용 시간이 길어야 하고 비용이 저렴해야 한다는 조건을 갖고 있어야 한다. 최근에 이루어지고 있는 연구의 동향들도 이러한 조건들을 충족 시키며 IC의 장점들을 극대화 시키고자하는 방향으로 진행되고 있다. 또한 센서의 종류들도 다양해지고 있다. 기존에 많이 연구되어 오던 심전도, 근전도, 뇌파, 체온을 측정하는 센서들의 성능은 더욱



이 우 재
KAIST
전기 및 전자 공학과



조 성 환
KAIST
전기 및 전자 공학과

향상되고 있으며 호흡, 압력, 생체 임피던스, 맥파 전달 속도 등 새로운 형태의 센서들이 많이 연구되고 있으며 활용 범위도 점차 확대되고 있다. 그리고 사용자의 편의성을 증대시키기 위해 다양한 주변 회로들이 포함되어 전체 시스템의 크기도 점차 커지고 있다.

예를 들면 측정된 신호들을 압축하고 가공하여 필요한 정보를 추출해 내는 신호처리 프로세서, 무선 전송을 하기 위한 통신 시스템, 배터리 없이 센서를 구동하기 위한 인체 내 에너지 획득 기술, 집적화된 기준 주파수 생성 기술들이 포함되어 있으며 점점 다양하고 복합적인 기능을 갖춘 센서 시스템으로 발전하고 있다.

II. 생체 신호 센서 시스템의 구성

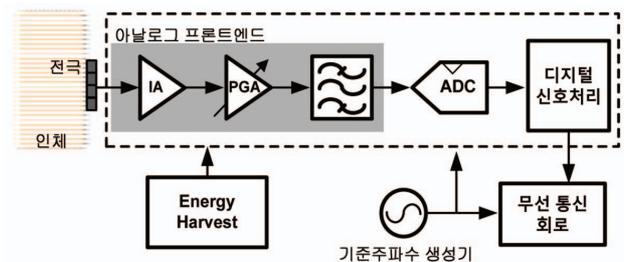
최근 연구되고 있는 생체 신호 센서 시스템의 구성은 <그림 1>과 같이 나타낼 수 있다. 인체로부터 나오는 생체 신호를 획득하기 위해 건식 또는 습식의 전극이 인체에 부착이 되며 아날로그 프론트엔드를 거쳐지게 된다. 생체 신호는 일반적으로 수 mV ~ 수 μ V 정도로 매우 작은 신호들이며 이 신호들이 아날로그 프론트엔드를 거치면서 수V 정도로 증폭하게 된다. 대부분의 센서 시스템에서 첫 번째로 위치하게 되는 Instrumentation Amplifier (IA)는 잡음이 낮아야 하며 동상이득 제거 비 (CMRR)가 커야 하며 입력 임피던스가 커야 한다. 그 다음에 프로그래머블 이득 증폭기 (PGA)와 대역통과 필터가 뒤따르게 된다. 아날로그 프론트엔드는 획득하고자 하는 신호가 무엇인가에 따라 또는 사용자에게 따라 이득과 대역폭이 조정해 줘야 한다. 디지털 신호처리를 위한 프로세서는 아날로그 프론트엔드와 ADC를 통해 측정된 raw 데이터로부터 필요한 정보를 얻어내는 역할을 한다. 예를 들면 ECG파형에서 심박 수, QRS파형, 인체의 활동성 등을 분석하여 센서 시스템 전반의 전력 소모를 최적화 하거나 다양한

기존에 많이 연구되어오던 심전도, 근전도, 뇌파, 체온을 측정하는 센서들의 성능은 더욱 향상되고 있으며 호흡, 압력, 생체 임피던스, 맥파 전달 속도 등 새로운 형태의 센서들이 많이 연구되고 있으며 활용 범위도 점차 확대되고 있다.

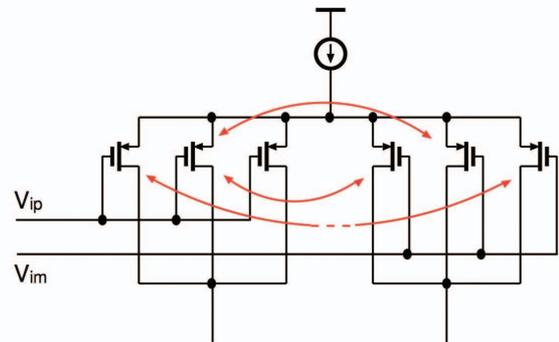
기능 등을 켜거나 끄기도 한다. 또한 무선 통신 회로를 이용해 전송될 때 데이터의 양을 줄이기 위한 여러 가지 압축 기술들이 많이 구현된다. 무선 통신 회로 시스템은 측정된 신호를 기지국 (base station) 또는 PC로 전송하기 위해서 많이 연구가 되는데 일반적으로는 의료용 ISM band

인 MICS 대역에서의 송수신기가 활발하게 연구가 되고 있다.

생체 신호 센서 시스템에서 앞서 언급한 부분들은 그동안 꾸준히 연구가 많이 진행되어왔던 분야이다. 이에 반해 기준 주파수 생성기 에너지 획득 기술들은 최근에 많은 관심을 받고 있다. 그 이유는 개인용 휴대 의료기기의 관심과 수요가 증대됨에 따라 집적화 및 소형화에 대한 필요성이 증가했기 때문이다. 기준주파수 생성을 위해서는 그동안 크리스탈 발진기를 이용해 왔다. 크리스탈 발진기는 매우 높은 주파수 안정성을 갖지만 전력



<그림 1> 생체 신호 처리 센서 시스템 구성도



<그림 2> 자동 differential pair matching (ISSCC 2013)

소모가 크고 크기가 클 뿐만 아니라 집적화가 불가능하다는 문제를 가지고 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 공정, 전압, 온도의 변화에 둔감하도록 설계된 기준 주파수 생성기가 최근 몇 차례 발표되었다. 이와 더불어 에너지 획득 기술은 배터리의 사용을 제거함으로써 센서 시스템의 크기를 줄일 수 있을 뿐만 아니라 사용시간도 매우 증가시킬 수 있다.

III. 회로 기술 동향

1. 아날로그 프론트엔드 기술 동향

생체 신호 센서에서 아날로그 프론트엔드의 성능은 지속적으로 향상해왔다. IA의 경우 동상 이득 제거 비율 높이고 1/f 잡음 및 입력 오프셋을 줄이기 위한 방법에 관한 연구가 주류를 이루었다. 대부분의 연구에서는 비교적 mismatch에 영향을 적게 받는 전류 피드백 구조를 채택하고 있으며 chopping 또는 auto-zeroing 기법을 사용하거나 둘 모두를 사용하고 있다. 하지만 최근 들어 이러한 기법들만으로 CMRR을 높이고 잡음 및 입력 오프셋 전압을 줄이는 것이 한계에 부딪치고 있다. 최근에 발표된 연구들은 이러한 한계점을 극복하기 위해 automatic differential pair matching이라는 기법을 제안하였다. IA에서 잡음 및 mismatch에 가장 큰 영향을 주는 부분은 입력 differential pair 부분이라고 할 수 있다. 이 두 트랜지스터의 matching을 좋게 하기 위해 가변 구조형의 트랜지스터를 여러 개를 두어 이 중에서 가장 matching이 좋은 트랜지스터를 찾는 방법을 제안하였다.^[1-2] 이 기법과 함께 chopping을 함께 사용하여 성능을 더욱 높일 수 있었다. 이와 비슷하게 IA의 기준 전압을 자동적으로 세밀하게 조절하여 입력 오프셋 전압을 상쇄시키는 방법도 제안된 바 있다. 하지만 이러한 기법을 사용하기 위해서는 IA의 성능을 모니터링 하는 회로와 이를 자동 컨트롤하는 디

하지만 최근 들어 이러한 기법들만으로 CMRR을 높이고 잡음 및 입력 오프셋 전압을 줄이는 것이 한계에 부딪치고 있다. 최근에 발표된 연구들은 이러한 한계점을 극복하기 위해 automatic differential pair matching이라는 기법을 제안하였다.

지털 회로가 필요한데 이에 대한 전력과 면적 소모가 만만치 않다. 또한 보정 시간이 추가적으로 소요된다는 문제점도 안고 있다.

최근 발표되는 기술들은 대부분 개인 휴대용 센서를 응용분야로 하고 있다. 따라서 사용자가 이동을 하거나 움직임이 있을 때에도 안정적으로 생체 신호를 측정할

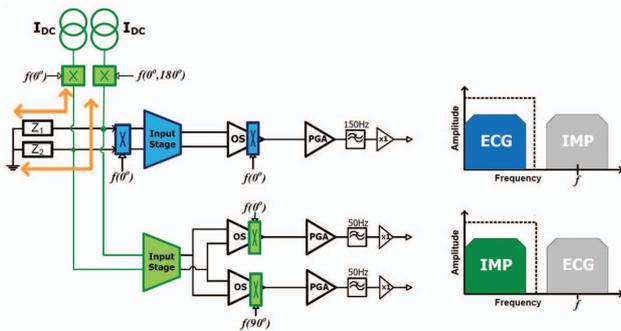
수 있어야 한다. ECG 신호는 기본적으로 전기 신호이기 때문에 움직임으로 인한 신호의 왜곡은 발생하지 않는다. 하지만 인체에 부착된 전극은 움직임으로 인한 영향을 크게 받는다. 움직임이 발생했을 때 전극과 인체의 밀착된 정도가 바뀌게 되는데 이는 전극과 인체 사이의 임피던스의 변화의 원인이 된다. 이러한 임피던스의 변화가 두 전극에 다르게 발생할 경우 이는 큰 입력 오프셋 전압을 발생시킬 수 있다. 최근에는 이러한 문제를 해결하기 위해 ECG 신호를 측정함과 동시에 전극의 임피던스를 측정

최근 발표되는 기술들은 대부분 개인 휴대용 센서를 응용분야로 하고 있다. 따라서 사용자가 이동을 하거나 움직임이 있을 때에도 안정적으로 생체 신호를 측정할 수 있어야 한다.

하여 움직임으로 왜곡된 신호를 상쇄시키는 방법이 제안되었다.^[3-4] ECG신호의 대역폭 보다 높은 주파수의 AC전류를 전극에 흘려주어 임피던스에 의한 신호의 영향을 변조하고 복조하는 과정을 거쳐 움직임을 모니터링하고 이를 상쇄시키는 방법이다.

2. 디지털 신호처리 기술 동향

생체 신호 센서에서 디지털 신호처리 기술은 아날로그 프론트엔드가 갖는 한계점을 보완하고 보다 다양한 기능들을 추가하기 위한 많은 연구들이 수행되고 있다. 디지털 신호처리 기술이 담당하는 대표적인 영역은 압축, 보안, 성능의 최적화이다. 아날로그 프론트엔드와



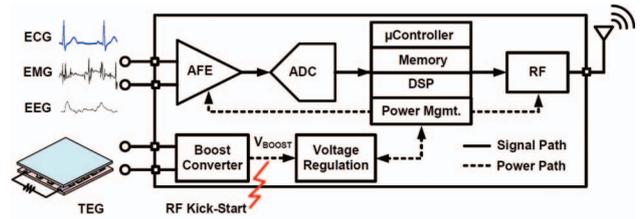
〈그림 3〉 움직임 영향 상쇄 회로 (ISSCC 2012)

ADC를 통해 얻어진 생체신호의 Raw 데이터를 통신 시스템에서 전부 전송하는 것은 매우 비효율적인 방법이다. 그보다는 raw 데이터 중에서 의미 있는 부분만을 추출하여 전송하면 데이터양도 훨씬 줄어들 수 있으며 통신 시스템에서 소모하는 전력도 크게 줄일 수가 있다. 이를 통해 더 많은 정보를 처리하고 저장할 수 있다. 또한 개인 생체 신호 정보의 유출로 인한 사생활 침해 문제 등을 예방하기 위해 암호화 기술이 포함된 신호처리 연구도 구현되어 있다.

현재 측정하고 있는 신호를 분석하여 사용자의 상태 및 센서 시스템의 상태를 파악하는 역할도 담당하고 있다. 이를 통해 전체 센서 시스템에서 불필요하게 사용되고 있는 회로에 전력 공급을 차단하여 전체 센서 시스템의 전력 소모를 줄일 수 있다. 뿐만 아니라 적절하게 바이어스 전류를 조절하거나 ADC 샘플링 주파수를 자동 변경하여 성능을 최적화 하는 연구들도 많이 수행되고 있다.^[5]

3. 에너지 획득 기술 동향

최근 연구에서는 다양한 소자를 활용하여 에너지를 획득하는 기술들이 많이 포함되어 있으며 획득된 에너지를 회로가 원하는 전압으로 전환하여 주는 회로들이 많이 발표되고 있다. 가장 대표적으로는 Piezo를 사용



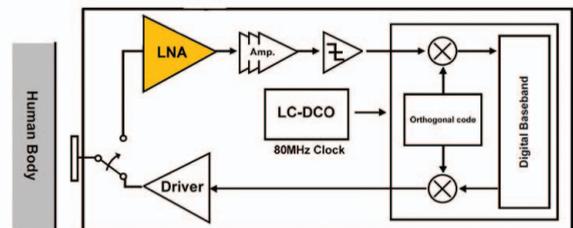
〈그림 4〉 TEG를 사용한 에너지 획득 기술 (ISSCC 2012)

하여 사람의 움직임으로부터 에너지를 얻거나 Thermo electric 소자를 이용하여 체온에서 에너지를 획득하는 방법이 있다. 〈그림 4〉는 Thermo electric 소자를 활용한 생체 신호 센서의 회로도도 나타나 있다. [6] 이 생체 신호는 처음 구동할 때 RF신호를 이용하여 초기화를 시켜주고 그 이후에는 Thermo electric 소자를 이용하여 전체 센서 시스템을 구동할 수 있는 전력을 생산한다. 따라서 배터리가 전혀 없이도 구동이 가능하며, 구동 시간도 기존의 배터리 기반의 생체 신호 센서 보다 더 훨씬 더 길게 할 수 있다.

전체 센서 시스템에서 불필요하게 사용되고 있는 회로에 전력 공급을 차단하여 전체 센서 시스템의 전력 소모를 줄일 수 있다. 뿐만 아니라 적절하게 바이어스 전류를 조절하거나 ADC 샘플링 주파수를 자동 변경하여 성능을 최적화 하는 연구들도 많이 수행되고 있다.

4. 무선 통신 시스템 기술 동향

생체 신호 센서에서 획득된 신호를 사용자가 편하게 사용하거나 진단을 보다 간편하게 하기 위해서 생체 신호를 위한 무선 통신 연구들도 많이 수행되고 있다. 무선 통신 시스템은 전통적으로 RF 신호를 많이 사용하였고 무선 이동통신 분야에서 연구, 개발되었던 많은 기술들이 적용되었다. 하지만 5년 전부터 RF신호가 아닌 인체를 매질로 사용하는 통신 기법들이 많이 소개되



〈그림 5〉 인체 통신 회로 (ISSCC 2012)

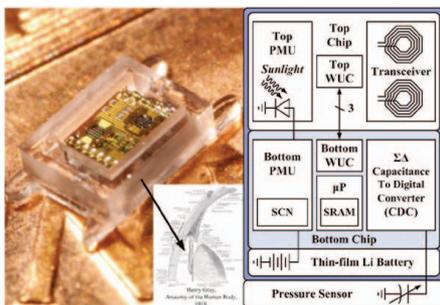
고 있다. 인체 통신은 RF 신호를 이용한 통신보다 전력 소모가 적을 뿐만 아니라 안테나도 필요하지 않다는 장점을 가지고 있다. <그림 5>에는 2012년에 발표된 인체 통신 시스템의 회로도가 나타나 있다.^[7] 기본적으로 duty-cycle 기법을 이용하여 통신 시스템에서 사용되는 전력 소모를 줄였으며 30~120MHz 대역에서 동작을 하며 1.25Mbps의 데이터 전송 속도를 갖는다.

Ⅲ. 그 밖의 생체 신호 센서 종류

지금까지 살펴본 많은 생체 신호 센서 기술들은 저전력, 저잡음, 소형화를 위해서 제시된 것들이다. 하지만 이 기술들은 지나치게 ECG, EEG, EMG 등의 전기 신호에만 치우쳐 있다. 우리 인체에는 전기 신호는 아니지만 매우 중요한 신호들이 많이 있는데 이를 측정하기 위한 센서들을 소개하고자 한다.

1. 안압 센서

<그림 6>에는 안압 센서의 회로도가 나타나 있다. [8] 안압을 측정하기 위해 MEMS로 된 캐패시터가 사용된다. 안압의 변화는 캐패시터의 양단 사이의 거리를 변화시키며 최종적으로 캐패시턴스 값이 변화시킨다. 이렇게 변화된 캐패시턴스의 값을 ΔC 기반의 캐패시턴스 디지털 변환기(CDC)로 읽어내어 안압의 변화를 알아내는 방법을 사용하고 있다.

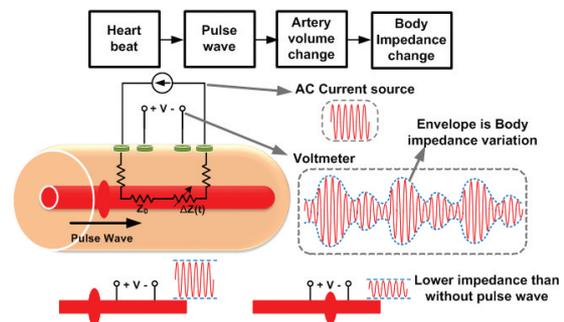


<그림 6> 안압 센서 회로도 (ISSCC 2012)

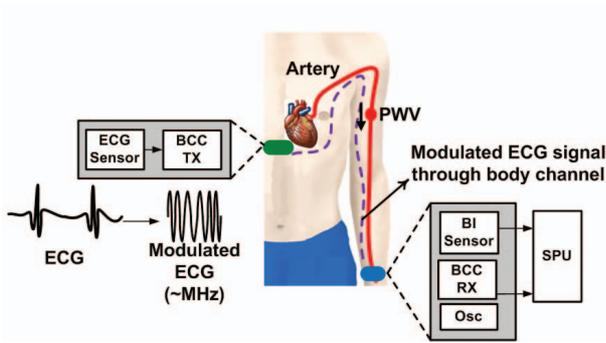
2. 맥파 전달 속도 센서

맥파 전달 속도(PWV)란 심장 박동으로 인해 동맥으로 전달되는 맥파의 이동속도를 의미한다. PWV는 심혈관계 질환을 예방하고 진단하기 위해 측정되는 매우 중요한 지표들 중에 하나이다. 또한 PWV를 이용하여 동맥의 탄성도를 알아낼 뿐만 아니라 혈압까지도 간접적으로 유추할 수 있다. 지금까지는 PWV를 측정하기 위해 Ultra-sound, Catheter, ECG+PPG 등의 방법들을 사용하였다. 이러한 방법을 사용한 장비들은 크고, 값비싸며 많은 선들을 사용하기 때문에 환자가 측정에 큰 불편을 겪어야만 했다 Bio-impedance(BI)를 측정하여 심박을 측정하는 방식은 생체 신호를 전기적인 방식으로 측정하기 위해 새롭게 제안된 개념이다. 그 원리는 다음과 같다. 인체는 간략하게 <그림 7>과 같이 나타낼 수 있다. 두 개의 전극을 부착하여 AC 전류를 일정한 크기로 흘려주고 또 다른 전극에서 양단의 전압을 측정하게 되면 그 전극 사이의 임피던스를 알 수 있다. 심장이 주기적으로 수축과 이완을 반복할 때 혈액이 혈관으로 지나가게 되고 임피던스는 심장 운동의 주기와 같은 주기로 변화를 하게 된다. 따라서 임피던스의 변화 주기를 관찰하면 심장 박동을 측정할 수 있다. 이전 연구에서는 PWV를 측정하기 위해 ECG와 BI를 동시에 측정하였다. ECG는 양손에서 측

지금까지 살펴본 많은 생체 신호 센서 기술들은 저전력, 저잡음, 소형화를 위해서 제시된 것들이다. 하지만 이 기술들은 지나치게 ECG, EEG, EMG 등의 전기 신호에만 치우쳐 있다.



<그림 7> Bio-impedance 측정 시스템과 인체 모델링 및 impedance의 변화로 인한 AM 복조과정



〈그림 8〉 아날로그 인체 통신을 이용한 새롭게 제안된 PWV 측정 시스템

정을 하였으며 BI는 왼쪽 손목 부근에서 측정을 하였다. 이렇게 동시에 측정된 ECG와 BI는 Signal Processing Unit(SPU)로 전선을 통해 전달되며 이곳에서 신호의 최대값을 갖는 시간의 차이를 측정하게 된다. 이 때 심장과 손목 사이의 거리를 이 시간차로 나누어 주게 되면 PWV를 측정할 수 있다. 제안된 PWV센서의 구조는 〈그림 8〉에 나타나 있다. 가슴에 부착된 센서에서는 ECG를 측정하여 인체 통신의 송신기를 통해 변조되고 인체로 전달되게 된다. 또한 손목에 부착된 센서에서는 BI를 측정하여 SPU로 보내게 되고, 인체를 통해 수신된 신호를 변조하여 ECG신호를 얻어내게 된다. 이를 통하여 ECG와 BI 두 신호는 하나의 센서로 수집되게 되고 SPU를 통해 시간차를 측정하게 된다. 이 때 사용되는 인체 통신의 경우 기존의 방식인 디지털 변조 방식(FSK, Baseband)을 사용하게 되면 큰 문제점을 갖게 될 것이다. 가슴에서 부착된 센서에서 사용하는 시스템 clock의 주파수와 손목에 부착된 센서에서 사용하는 clock의 주파수가 다른 경우 측정된 ECG와 BI의 시간차는 큰 오차를 갖게 되며 이 오차는 시간이 지나감에 따라 누적이 되는 문제점을 갖고 있다. 따라서 본 연구에서는 아날로그 방식의 인체 통신을 새롭게 제안한다. 가슴에 부착된 센서에서는 측정된 ECG신호를 주파수 변조를 하여 몸으로 전달한다. 수신부에서는 이 하나의

회로의 성능은 계속적으로 향상될 것으로 예측되며 더욱더 소형화 집적화 될 것이다. 이와 함께 더 많은 기능을 할 수 있도록 주변에 더 많은 회로들이 추가될 것이며 보다 다양한 생체 신호를 획득하려고 하는 연구들이 많이 수행될 것으로 예상된다.

시스템 clock으로 변조된 ECG 신호를 복조하고 BI 신호를 디지털화 하여 디지털 변조 방식에서 문제가 될 수 있는 부분을 해결하였다.

IV. 미래 전망

현재 활발하게 진행되고 있는 생체 신호 센서에 관한 연구는 앞으로 더 많은 진보된 기술들을 선보일 것이다. 생체 신호 센서의 수요는 점차 증가하고 있고 이를 충족시키기 위한 많은 기술들이 개발되고 있지만 아직 까지 실용화를 위해서는 해결해야할 문제들이 많이 남아 있다. 회로의 성능은 계속적으로 향상될 것으로 예측되며 더욱더 소형화 집적화 될 것이다. 이와 함께 더 많은 기능을 할 수 있도록 주변에 더 많은 회로들이 추가될 것이며 보다 다양한 생체 신호를 획득하려고 하는 연구들이 많이 수행될 것으로 예상된다.

감사의 글

1. 이 논문은 2013년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초 연구 사업임 (2010-0025339)
2. 이 연구는 코오롱 글로텍의 지원을 받아 수행 되었음.

참고 문헌

[1] Ippei Akita, et al., "A 0.06mm² 14nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ Chopper Instrumentation Amplifier with Automatic Differential-Pair Matching" ISSCC 2013

[2] Fridolin Michel, et al., "On-Chip Gain Reconfigurable 1.2V 24 μW Chopping Instrumentation Amplifier with Automatic Resistor Matching in 0.13 μm CMOS", ISSCC 2012

- [3] Srinjoy Mitra, et al., "A 700 μ W 8-Channel EEG/Contact-impedance Acquisition System for Dry-electrodes", VLSI 2012
- [4] Nick Van Helleputte, et al., "A 160 μ A Biopotential Acquisition ASIC with Fully Integrated IA and Motion-Artifact Suppression", ISSCC 2012
- [5] Hyejung Kim, et al., "A configurable and low-power mixed signal SoC for portable ECG monitoring applications", VLSI 2011
- [6] Fan Zhang, et al., "A Batteryless 19 μ W MICS/ISMBand Energy Harvesting Body Area Sensor Node SoC", ISSCC 2012
- [7] Taehwan Roh, et al., "A 259.6 μ W Nonlinear HRV-EEG Chaos Processor with Body Channel Communication Interface for Mental Health Monitoring", ISSCC 2012
- [8] Gregory Chen, et al., "A Cubic-Millimeter Energy-Autonomous Wireless Intraocular Pressure Monitor", ISSCC 2011

**이우재**

2007년 2월 연세대학교, 전기전자공학부 학사
 2009년 2월 KAIST, 전기전자공학과 석사
 2013년 8월 KAIST, 전기전자공학과 박사

〈관심분야〉
 바이오 메디컬 회로 및 시스템

**조성환**

1995년 8월 KAIST, 전기전자공학부 학사
 1997년 6월 Massachusetts Institute of Technology(MIT), electrical engineering and computer science 석사

2002년 6월 Massachusetts Institute of Technology(MIT), electrical engineering and computer science 석사

2002년 3월~2003년 12월
 Engim Inc., Member of Technical Staff

2004년~현재 KAIST 전기전자공학과 부교수

〈관심분야〉
 저전력 통신 시스템 및 바이오 헬스케어 위한 혼성 회로