

논문 2013-50-9-8

이중 모드 ADC를 이용한 U-Health 시스템용 맥박수와 맥박파형 검출 회로 설계

(Design of a Readout Circuit of Pulse Rate and Pulse Waveform for a U-Health System Using a Dual-Mode ADC)

신 영 산*, 위 재 경**, 송 인 채**

(Young-San Shin, Jae-Kyung Wee[©], and Inchaе Song)

요 약

본 논문에서는 수면 중에 사용자의 건강상태를 모니터링 하기 위한 U-health 시스템으로 맥박 수와 맥박 파형 검출 회로를 제안하였다. 제안된 검출 회로의 출력은 배터리의 교체 없이 장시간 사용하기 위하여 건강 상태에 따라 맥박 수 또는 맥박 파형이 선택된다. 이러한 동작을 위해 제안된 신호 검출 회로는 ADC 모드 또는 카운트 모드로 동작하는 이중 모드 ADC와 간단한 디지털 로직으로 구성된 판별기를 사용하였다. 우선 초기에는 카운트 모드로 동작하는 이중 모드 ADC를 통해 4초 동안의 맥박 수를 검출한다. 검출된 맥박수는 판별기에서 1분간 누적한 뒤 건강 상태를 판별한다. 건강 이상 등으로 맥박 수가 설정된 정상 범위를 벗어난 경우 이중 모드 ADC는 ADC 모드로 동작하며 맥박 파형을 1kHz의 샘플링 주파수로 10bit의 디지털 데이터로 변환한다. 데이터는 버퍼에 저장하였다가 620kbps의 속도로 RF Tx를 통해 단말기로 전송한다. 이때 RF Tx는 모드에 따라 1분 혹은 1ms 간격으로 동작한다. 제안된 신호 검출 회로는 0.11 μm 공정으로 설계하였으며 460X800 μm^2 의 면적을 차지한다. 측정결과 제안된 검출 회로는 1V의 동작 전압에서 카운트 모드에서는 161.8 μW , ADC 모드에서는 507.3 μW 의 전력을 소모한다.

Abstract

In this paper, we proposed a readout circuit of pulse waveform and rate for a U-health system to monitor health condition. For long-time operation without replacing or charging a battery, either pulse waveform or pulse rate is selected as the output data of the proposed readout circuit according to health condition of a user. The proposed readout circuit consists of a simple digital logic discriminator and a dual-mode ADC which operates in the ADC mode or in the count mode. Firstly, the readout circuit counts pulse rate for 4 seconds in the count mode using the dual-mode ADC. Health condition is examined after the counted pulse rate is accumulated for 1 minute in the discriminator. If the pulse rate is out of the preset normal range, the dual-mode ADC operates in the ADC mode where pulse waveform is converted into 10-bit digital data with the sampling frequency of 1 kHz. These data are stored in a buffer and transmitted by 620 kbps to an external monitor through a RF transmitter. The data transmission period of the RF transmitter depends on the operation mode. It is generally 1 minute in the normal situation or 1 ms in the emergency situation. The proposed readout circuit was designed with 0.11 μm process technology. The chip area is 460 X 800 μm^2 . According to measurement, the power consumption is 161.8 μW in the count mode and 507.3 μW in the ADC mode with the operating voltage of 1 V.

Keywords : Low power, U-Health, Analog-to-Digital Converter, Electrocardiography, Piezo-electronic

* 학생회원, 숭실대학교 전자공학과
(School of Electronic Engineering, Soongsil University)

** 정회원, 숭실대학교 정보통신전자공학부
(School of Electronic Engineering, Soongsil University)

© Corresponding Author(E-mail: wjk@ssu.ac.kr)

※ 본 논문은, “미래창조과학부 지원으로 수행한 ETRI SW-SoC융합R&BD센터의 연구결과”와 “산업통상자원부가 지원하는 산업융합원천기술개발사업을 통해 개발된 연구결과(10039239)”임을 밝힙니다.

접수일자: 2013년6월20일, 수정완료일: 2013년8월27일

I. 서 론

근래에 고령화 사회로 진입함에 따라 건강에 대한 관심이 높아지고 있다. 이로 인해 최근에 장소나 시간에 구애받지 않고 사용자의 건강상태를 확인할 수 있는 U-Health (Ubiquitous-Health) 시스템에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 특히, 수면 중에 협심증, 심장마비 등과 같은 심혈관 질환으로 돌연사를 막기 위해서는 실시간으로 심장의 상태를 확인하고 이상 발생 시에 즉시 알려주어 대처할 수 있도록 하는 U-Health 시스템이 중요하다^[1].

일반적으로 U-Health 시스템은 배터리, 안테나, 센서 등의 외부 소자와 신호 검출 회로로 구성된다. 일반적으로 센서 신호 검출 회로는 미세한 센서의 신호를 증폭하는 증폭기, 증폭된 신호를 디지털화 하는 ADC (Analog to Digital Converter), 디지털화된 센서의 신호 데이터를 필터링 하고 이상 상태를 판별하는 DSP (Digital Signal Processor), 사용자의 상태를 포함한 센서의 데이터를 외부 단말기로 전송하는 무선 Radio-frequency Transmitter(RF Tx) 회로와 이러한 회로들을 제어하는 마이크로프로세서로 구성된다. 이러한 신호 검출 회로는 수면 중에 배터리의 교체가 없이 장시간 사용하기 위해서 저 전력 동작 특성이 필수적으로 요구 된다. 특히 각 회로 중에 가장 많은 전력을 소모하는 회로는 RF Tx와 DSP이다^[2].

따라서 신호 검출 회로에서 전체 소비 전력을 낮추기 위해서는 RF Tx와 DSP의 소비 전력을 낮추어야 한다. 하지만 RF Tx의 경우 소비 전력은 RF Tx와 외부 단말기 간의 통신 거리에 비례하기 때문에 충분한 통신 거리 확보하기 위해서 낮추는 데에 제한이 있다^[3]. 또한, DSP의 경우 정상적인 건강 상태 일 때에도 지속적으로 신호 처리 과정을 거치는 것은 과도한 성능이면서

전체 평균 소비 전력의 상승을 가져온다. 이러한 문제를 해결하기 위해 기존의 논문에서는 에너지 하베스트 회로를 이용하여 전력을 생산하거나 외부로 무선 에너지 전송을 받는 방법들을 제안하였다^[4~5]. 하지만 센서의 데이터를 10m 정도의 거리로 전송하기에는 에너지 하베스트의 출력 전력이 낮고 무선 에너지 전송의 경우에는 효율이 낮은 문제가 있다. 게다가 에너지 하베스트소자나 에너지 전송용 안테나 등과 같은 추가적인 소자를 더 필요로 하여 시스템의 단가 상승을 일으킨다.

본 논문에서는 배터리 교체 없이 장시간 사용 위해 맥박 수를 확인하여 2가지 모드로 동작하는 신호검출 회로를 제안한다. 제안하는 회로는 DSP를 제거하고 간단한 디지털 논리 회로를 통해 사용자가 정상 맥박 수 범위 안에 있는지를 판별한 뒤 상태에 따라 맥박 수 혹은 맥박의 파형을 단말기로 전송하는 2가지 모드가 존재한다. 이때 맥박 수 및 심장의 파형은 이중 모드로 동작하는 하나의 SAR-ADC를 통해 디지털화 된다. 이를 통해 RF Tx의 데이터 전송 동작 주기를 최소화 하여 신호 검출 회로의 전체 소비 전력을 최소화 하였다.

II. 제안하는 전체 구조 및 동작

그림 1은 제안하는 신호 검출 회로의 전체 구조도이다. 본 논문에서는 건강상태를 확인하기 위해 압전 (Piezo-electronic) 센서를 사용하여 맥박을 측정하였다. 측정된 센서의 미세한 신호는 증폭기에서 6배 증폭되며 1kHz 이하의 주파수 대역만 통과된다. 증폭된 신호는 이중 모드 ADC를 이용하여 디지털화된다. 이중 모드 ADC에서는 모드에 따라 카운트 모드일 때에는 4 초 동안의 맥박 수를 디지털 값으로 내보내며, ADC 모드일 때에는 맥박의 파형을 1kHz의 샘플링 속도의 10bit의 디지털 값으로 출력으로 내보낸다. 이러한 모드는

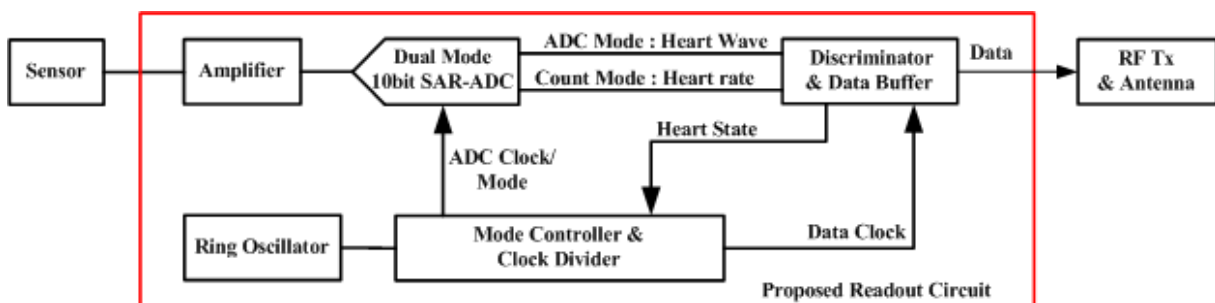


그림 1. 제안하는 신호 검출 회로의 전체 구조도
Fig. 1. The overall architecture of the proposed readout circuit.

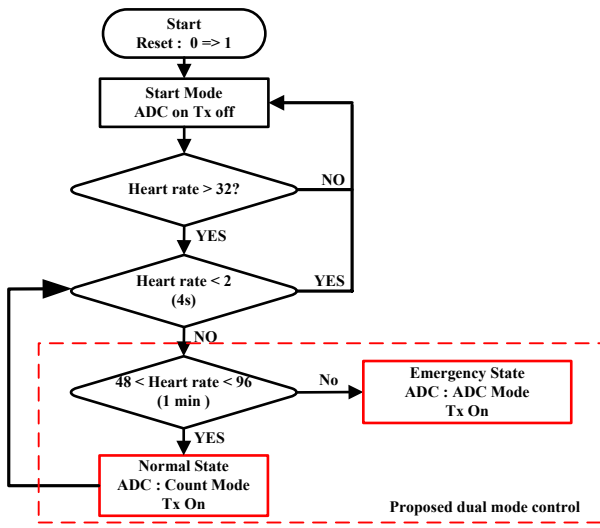


그림 2. 제안된 신호 검출 회로의 동작 흐름도
Fig. 2. The operation flow of the proposed readout circuit.

사용자의 맥박상태(맥박 수)에 따라 모드가 전환된다. 이런 과정을 통해 얻어진 디지털화된 신호는 ADC 모드인 경우 직접 데이터 버퍼에 저장되며 카운트 모드의 경우 4초 동안 맥박수를 세며 디지털 로직에서 1분 동안 누적시킨다. 저장된 데이터는 매우 느린 신호이기 때문에 620kbps의 속도로 RF Tx를 통해 무선 전송하여 RF Tx의 동작을 최소화 한다. RF Tx는 2.4GHz의 반송 주파수를 사용하며 OOK(On Off key)방식으로 데이터를 전송하는 것으로 가정하였으며 실내에서 충분히 데이터가 전송되기 위해 출력 전력은 0dBm으로 10m 이내의 통신 거리를 가진다.

그림 2는 제안하는 신호 검출 회로의 동작 흐름도이다. 우선 착용 후 'Reset' 신호가 들어오면 동작을 시작한다. ADC는 초기 카운트 모드로 동작하며 오실레이터 회로의 안정과 센서의 비접촉 문제 등의 처음 동작시의 오동작을 막기 위해 32헛수가 세어질 때까지 RF Tx 회로는 동작하지 않는다.

이후 32회가 넘어가면 정상 상태(normal state)로 동작한다. 정상 상태에서는 심장박동 수를 확인하며 1분에 1번 맥박 수를 RF Tx를 통해 단말기로 보낸다. 사용자의 건강상태의 변화로 심장박동 수가 세팅된 한계 값(48-96)을 넘어선 경우 응급 상황(Emergency state)으로 판단한다. 이때, 심장마비의 전조증상으로 맥박 수가 늘어남을 이용하여 4초 동안에 심장박동이 없을 때에는 심장 이상과 구분하여 사용 중이 아닌 것으로 판단하여 초기상태로 돌아 되돌린다^[6].

응급상황에서 이중 모드 SAR-ADC는 ADC 모드로

동작한다. 이때에는 맥박의 파형을 디지털화 하여 1ms 전송 주기를 갖고 RF Tx를 통해 단말기로 보낸다. 전송된 맥박의 파형을 Rx단에서 분석하여 최종적으로 환자의 상태를 판단하고 응급상황인 경우 다른 사람에게 알리게 된다.

III. 회로 구현

그림 3은 압전 센서를 통해 측정된 맥박에 대한 신호 파형이다. 출력 신호의 전압 크기는 < 150 mV 이며 맥박신호의 주파수 범위는 ECG와 동일하게 0.1 - 300Hz 이다^[7]. 증폭기는 NMOS 입력의 이단 연산 증폭기(OPAMP)^[8]와 피드백 저항, 캐패시터를 이용하여 센서

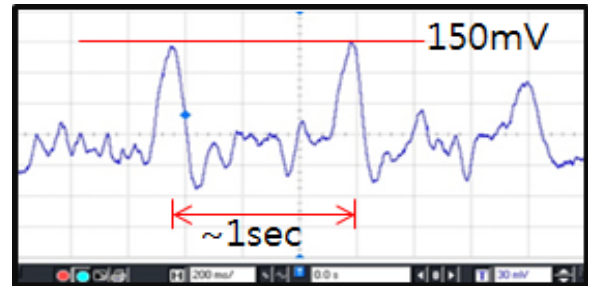


그림 3. 압전 센서를 통해 측정된 맥박 파형
Fig. 3. The measured pulse waveform through the piezo-electric sensor.

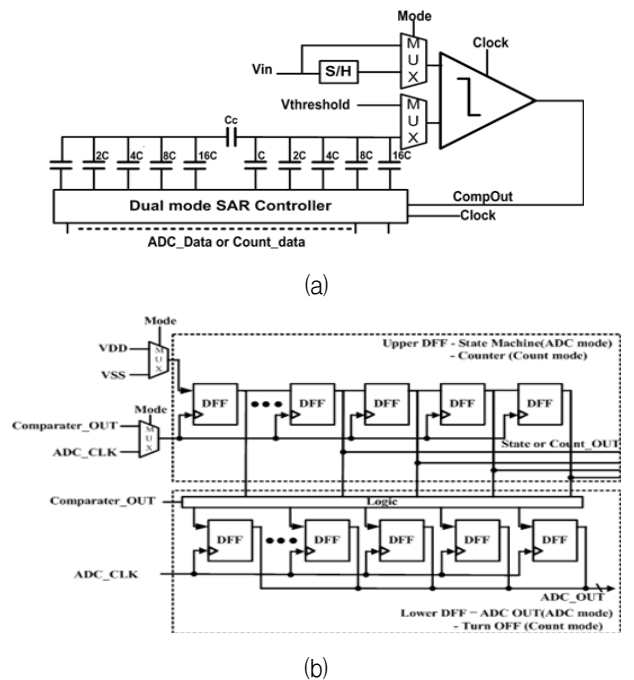


그림 4. (a) 이중 모드 ADC의 전체 구조도,
(b) 이중 모드 SAR 제어기
Fig. 4. (a) The architecture of the dual-mode ADC,
(b) The dual-mode SAR controller.

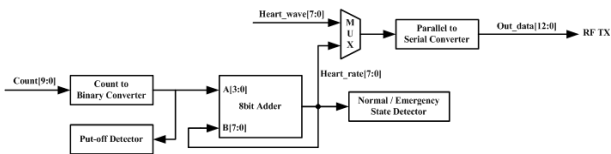


그림 5. 판별기와 데이터 버퍼의 블록 다이어그램
Fig. 5. The block diagram of the discriminator and the data buffer.

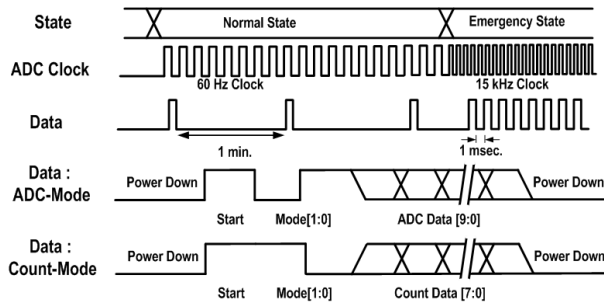


그림 6. 데이터 형식과 타이밍 다이어그램
Fig. 6. The data format with timing diagram.

의 신호 증폭 및 노이즈 신호를 필터링 한다. 제안된 검출회로는 1V의 공급 전원을 사용하기 때문에 증폭도는 6, -3dB 차단 주파수는 1kHz를 갖도록 설계하여 센서의 신호를 0.9V의 크기로 증폭되도록 하였다.

그림 4의 (a)는 신호 검출 회로에서 사용된 이중모드 SAR_ADC이고 그림 5의 (b)는 여기서 사용된 SAR 제어기의 블록 다이어그램 이다^[9]. 제안된 SAR-ADC는 ADC 모드(Mode = '1')일 때 일반적인 SAR-ADC와 동일한 동작을 진행 한다. 이중 모드 SAR 제어기에서 위쪽의 DFF(D Flip Flop)는 State machine으로 동작하여 상위 비트부터 순차적으로 비교하여 아래쪽의 DFF를 통해 ADC의 출력을 내보낸다. 설계된 SAR-ADC는 ADC 모드에서 0V 에서 1V의 입력 전압 범위를 가지며 1kHz의 샘플링 속도에서 10bit의 해상도를 갖는다.

카운트 모드(Mode='0') 일 때에는 4초간 맥박이 뛰는 횟수를 세도록 동작한다. 카운트 모드에서는 캐패시터 DAC 대신에 1/2VDD를 문턱전압으로 비교기의 한쪽 입력에 연결된다. 이후 입력 신호가 문턱전압을 넘어서는 경우 이중모드 SAR 제어기에서 하나씩 세어진다. 카운트 모드에서는 SAR-제어기에서 위쪽의 DFF는 카운트한 결과를 출력으로 내보내고 아래쪽의 DFF는 전원이 차단된 상태가 된다. 따라서 제안된 이중 모드 SAR-ADC는 일반적인 SAR-ADC 회로에서 단지 MUX 4개와 문턱전압 생성회로만 추가하면 하나의 SAR-ADC에서 ADC 모드와 카운트 모드가 가능하기 때문에 저전력, 소면적으로 구현이 가능하다.

표 1. 동작 모드에 따른 제안된 회로의 평균 전력 소모

Table 1. The power consumption of the proposed readout circuit according to the operation mode.

IP	Count-Mode		ADC-Mode	
	μW	%	μW	%
AMP	4.8	1.5	4.8	0.7
ADC	140	42.7	209	30.4
Clock	181	55.2	181	26.3
Digital	2	0.6	2	0.3
Tx	0.004	0.0	290.3	42.3
Total	327.804	100	687.1	100
Meas.	161.8		507.3	

그림 5는 판별기와 데이터 버퍼의 블록다이어그램이다. ADC-모드에서는 병렬-직렬 변환기를 통해 데이터가 저장되었다가 620kbps의 속도로 Tx로 ADC의 데이터를 전달한다. 이러한 경우 RF Tx는 1ms동안에 2%의 on시간을 가진다. 카운트 모드에서는 4초간의 맥박수를 2진수로 변환한 뒤 8bit 전가산기를 통해 1분간의 맥박수로 누적시킨다. 카운트 모드에서 RF Tx는 1분 동안에 단지 33×10^{-6} %의 on 시간을 가진다.

그림 6은 제안된 회로의 동작 모드에 따른 데이터 형식 및 이에 대한 타이밍 다이어그램이다. 데이터 헤더에는 시작 비트와 선택된 모드에 대한 정보 2bit 등 총 3bit가 추가된다. ADC-모드에서는 총 10bit의 ADC 데이터가 출력되며 카운트 모드에서는 8bit(0-256)의 카운트한 데이터가 출력된다.

IV. 측정 결과 및 시뮬레이션 결과

그림 7은 제작된 칩의 테스트 보드 및 레이아웃 사진이다. 제안한 신호 검출회로는 0.11 μm CMOS RF 공정으로 설계 되었으며 1V의 동작전압을 가진다. RF Tx는 LC VCO회로로 15mA의 소비 전류에 0dBm의 출력 전력을 갖는 것을 사용하였으며 신호검출 회로의 면적은 460X800 μm^2 이다.

그림 8은 ADC 모드로 동작할 때 출력에 대한 측정 결과이다. 50mV의 진폭에 1Hz의 주파수를 가지는 사인파로 센서의 신호 대신에 사용하였으며 2진수의 10bit 데이터를 10진수로 변환하였다. 그림 9는 카운트 모드로 동작할 때의 시뮬레이션 결과이다. 측정 장비의 시간 축 범위의 한계로 시뮬레이션결과로 대체하였다.

표 1은 제안된 회로의 동작 모드에 따른 평균 전력

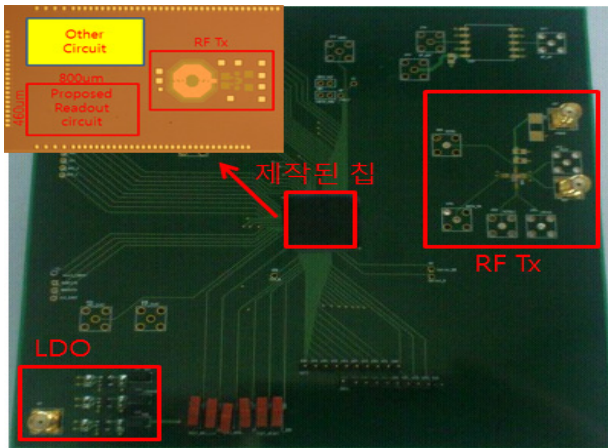


그림 7. 제작한 칩의 테스트 보드 및 칩 사진.
Fig. 7. The test board of the fabricated chip and the die photograph.

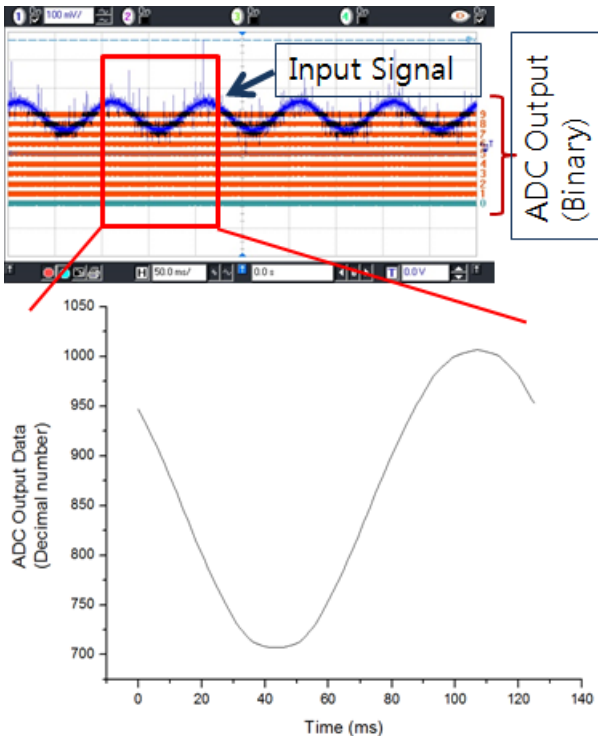


그림 8. 이상 상태에서 ADC의 출력에 대한 측정 결과
Fig. 8. The measurement results of the ADC in the emergency state.

사용량 및 전력 사용 비율이다. 이상 상태에서는 ADC-모드로 동작하여 기존의 일반적인 신호 검출 방식의 회로와 비슷하게 RF Tx가 전체 전력 소모의 42.3%를 차지한다. 하지만 사용자의 건강이 정상상태의 경우 항상 ADC로 동작하는 일반적인 방식에 비해 제안된 회로는 카운트 모드로 동작하여 Tx의 구동시간이 극단적으로 작다. 측정 결과 일반적인 방식인 ADC 모드에 비해 약 31.9%의 전력만을 소모한다. 이는 100mAh의 작은 원형

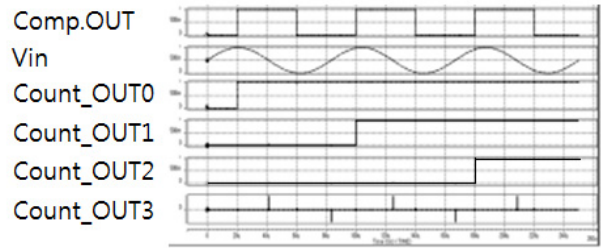


그림 9. 정상 상태에서 ADC의 출력에 대한 시뮬레이션 결과.
Fig. 9. The simulation results of the ADC in the normal state.

전지를 이용하여 전력을 공급하는 경우에 정상상태에서는 26일 정도 배터리의 교체 없이 사용할 수 있음을 의미한다.

IV. 결 론

본 논문에서는 수면중 사용자의 심장 상태를 확인하기 위해 U-health 용 저전력 신호 검출 회로를 제안하였다. 제안한 회로는 간단한 디지털 로직으로 구성된 판별기와 이중 모드 ADC를 이용하여 사용자의 상태에 따라 출력 정보 및 RF Tx의 동작 주기를 조절하였다. 제안된 칩은 0.11 μ m 공정으로 설계되었으며 1V의 공급 전원에서 정상상태에서는 331 μ W의 전력 소모로 분당 맥박 수를 전송하며, 응급상황에서는 290 mW의 전력소모로 맥박의 파형을 전송한다. 제안된 회로는 불필요한 회로를 제거하고 사용자의 상태에 따라 맥박 수 혹은 맥박의 파형을 전송함에 따라 정상 상태에서 RF Tx의 전력 소비를 줄임으로써 전체 소비 전력을 감소 시켰다. 따라서 제안된 신호 검출 회로는 휴대용 U-Health 시스템에 적합하다.

REFERENCES

- [1] 강보규, 유선국, “전도성 섬유 기반 심전도 전극의 성능 평가에 관한 연구”, 대한전자공학회 논문지, 제 50권, 2호, pp. 210-220, Feb. 2013.
- [2] R.F. Yazicioglu, Sunyoung Kim, T. Torfs, Hyejung Kim, C. Van Hoof, “A 30u W Analog Signal Processor ASIC for Portable Biopotential Signal Monitoring,” IEEE Journal of Solid-State Circuits, vol.46, no.1, pp. 209-223, Jan. 2011.
- [3] <http://common.globalstar.com/doc/axonn/path-loss-calculations.pdf>
- [4] J. Yoo, Long Yan, Seulki Lee, Yongsang Kim,

Hoi-Jun Yoo, "A 5.2 mW Self-Configured Wearable Body Sensor Network Controller and a 12 μ W Wirelessly Powered Sensor for a Continuous Health Monitoring System", IEEE Journal of Solid-State Circuits, vol.45, no.1, pp.178,188, Jan. 2010.

[5] J.L. Wardlaw, I. Karaman, A. Karsilayan, "Low-Power Circuits and Energy Harvesting for Structural Health Monitoring of Bridges," IEEE Sensors Journal, vol.13, no.2, pp.709,722, Feb. 2013.

[6] http://news.sbs.co.kr/section_news/news_read.jsp?news_id=N1000753632.

[7] <http://www.ni.com/white-paper/5593/en/>

[8] Sedra, Adel S., "Microelectronic Circuits", Oxford University Press, 2003.

[9] Y.-S. Shin, S. Lee, J.-K. Wee, I. Song, "A Small-Area Low-Power Current Readout Circuit Using Two-Stage Conversion Method for 64-Channel CNT Sensor Arrays", IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol.7, no.3, pp.276,284, June 2013.

저 자 소 개



신 영 산(학생회원)
2009년 숭실대학교 정보통신 전자공학부 학사 졸업.
2009년~숭실대학교 전자공학과 석박사 통합과정

<주관심분야 : Biomedical System, Mixed Mode 설계 >



위 재 경(정회원)-교신저자
1998년 연세대학교 물리학과 학사 졸업.
1990년 서울대학교 물리학과 석사 졸업.
1998년 서울대학교 전자공학과 박사 졸업.

1990년~2002년 하이닉스 메모리 연구소 근무
2002년~2004년 한림대학교 정보통신공학부 조교수
2004년~2007년 숭실대학교 정보통신전자공학부 조교수
2008년~현재 숭실대학교 정보통신전자공학부 부교수

<주관심분야 : System-in-Package 설계 및 고속 SoC, high speed I/O interface, DLL/PLL, Mixed Mode 설계>



송 인 채(정회원)
1981년 서울대학교 전자공학과 학사 졸업.
1984년 U.C.L.A Electrical Engineering 석사 졸업.
1991년 U.C.L.A Electrical Engineering 박사 졸업.

1985년~1992년 Hughes Aircraft Company, Staff Engineer
1992년~현재 숭실대학교 정보통신전자공학부 교수

<주관심분야 : 반도체 소자 Modeling, 집적회로 설계>