

전원전압 1.0V 산소 및 과산화수소 기반의 정전압분극장치 설계

김재덕¹ · ZHONG XIAOLEI² · 최성열² · 김영석^{2*}

Design of 1.0V O₂ and H₂O₂ based Potentiostat

Jea-Duck Kim¹ · ZHONG XIAOLEI² · Seong-Yeol Choi² · Yeong-Seuk Kim^{2*}¹HiDeep, Seongnam, 13493, Korea²Department of Semiconductor Engineering, Chungbuk National University, Cheongju 28644, Korea

요 약

본 논문에서는 전원전압 1V에서 동작하는 산소 및 과산화수소 기반의 혈당전류를 측정할 수 있는 통합형 정전압분극장치를 설계하고 제작하였다. 정전압분극장치는 저전압 OTA, 캐스코드 전류거울 그리고 모드 선택회로로 구성되어 있다. 정전압분극장치는 산소 및 과산화수소 기반에서 혈당의 화학반응으로 발생하는 전류를 측정할 수 있다. OTA의 PMOS 차동 입력단의 바디에는 순방향전압을 인가하여 문턱전압을 낮추어 낮은 전원전압이 가능하도록 하였다. 또한 채널길이변조효과로 인한 전류의 오차를 줄이기 위해 캐스코드 전류거울이 사용되었다. 제안한 저전압 정전압분극장치는 Cadence SPECTRE를 이용하여 설계하였으며, 매그나칩 0.18 μm CMOS 공정을 이용하여 제작되었으며 회로의 크기는 110 μm ×60 μm 이다. 전원전압 1.0V에서 소모전류는 최대 46 μA 이다. 페리시안화칼륨(K₃Fe(CN)₆)을 사용하여 제작된 정전압분극장치의 성능을 확인하였다.

ABSTRACT

In this paper, a unified potentiostat which can measure the current of both O₂-based and H₂O₂-based blood glucose sensors with low supply voltage of 1.0V has been designed and verified by simulations and measurements. Potentiostat is composed of low-voltage operational transconductance amplifier, cascode current mirrors and mode-selection circuits. It can measure currents of blood glucose chemical reactions occurred by O₂ or H₂O₂. The body of PMOS input differential stage of the operational transconductance amplifier is forward-biased to reduce the threshold voltage for low supply voltage operation. Also, cascode current mirror is used to reduce current measurement error generated by channel length modulation effects. The proposed low-voltage potentiostat is designed and simulated using Cadence SPECTRE and fabricated in Magnachip 0.18 μm CMOS technology with chip size of 110 μm ×60 μm . The measurement results show that consumption current is maximum 46 μA at supply voltage of 1.0V. Using the persian potassium(K₃Fe(CN)₆) equivalent to glucose, the operation of the fabricated potentiostat was confirmed.

키워드 : 정전압분극장치, 혈당측정센서, 연산 트랜스컨덕턴스 증폭기, 캐스코드 전류거울

Key word : Potentiostat, Glucose Sensor, Operational Transconductance Amplifier, Cascode Current Mirror

Received 04 October 2016, Revised 24 October 2016, Accepted 30 October 2016

* Corresponding Author Yeong-Seuk Kim(E-mail:kimys@cbnu.ac.kr Tel:+82-43-261-3137)

Department of Semiconductor Engineering, Chungbuk National University, Cheongju 28644, Korea

Open Access <http://doi.org/10.6109/jkice.2017.21.2.345>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

그림 2에 표현된 등가회로는 바이오센서들의 비선형적인 임피던스 특성을 아주 정확하게 나타낼 수는 없지만, 정전압분극장치 전체의 회로에 대한 모의실험을 수행하거나 전기화학적 바이오센서의 변화에 따른 모의 실험을 수행하는데 적절한 모델로 사용할 수 있다. 그림 1, 2에서 R_{S1} 과 R_{S2} 는 용액에서 각 전극 사이의 저항을 의미한다. 이 저항은 보통 $1\Omega \sim 10\Omega$ 정도로 작은 값을 가진다. 또한, 그림 2에서의 R_{WE} 와 R_{AE} 는 화학반응으로 발생하는 전하량에 의해 나타나는 저항이다.

바이오센서에 흐르는 전류의 크기는 작업전극 면적과 용액에 있는 포도당의 농도에 비례한다. 일반적으로 $R_{WE} \gg R_{AE}$ 이며 R_{WE} 는 센서전극에서 발생하는 전류의 크기와 인가된 V_{cell} 전압에 의해 결정된다.

$$V_{cell} = -I_F(R_{WE} + R_{S1}) \approx -I_F R_{WE} \quad (1)$$

커패시터 C_{WE} 와 C_{AE} 는 전극표면과 용액 사이에서 발생하는 작업 전극과 보조전극의 이중층 커패시터이다. 이러한 이중층 커패시터는 전극 표면에서 흡수된 용액으로부터 이온의 형태로 생겨난다. 전극에서 전하는 이러한 이온의 전하로부터 분리된다. 이중층의 커패시터는 다른 변수에 따라 변동하기도 하지만, 다음의 식으로 근사화 할 수 있다.

$$C_{WE} = K_{WE} A_{WE}, \quad C_{AE} = K_{AE} A_{AE} \quad (2)$$

식 (2)에서 A_{WE} 와 A_{AE} 는 작업전극과 보조전극의 면적을 나타내고 K_{WE} 와 K_{AE} 는 전극이 가지는 $\mu F/mm^2$ 단위의 상수를 의미한다[4-8].

2.2. 전류 거울 기반의 정전압분극장치

그림 3은 전류거울을 사용한 정전압분극장치를 보여 준다[6]. 이 회로는 바이오센서전극에 의해 전류가 발생하는 경로를 증폭기와 복사된 전류의 경로 사이에 두었다. V_{IN} 으로 인가되는 전압은 증폭기에 의해 V_{cell} 의 전압이 되어 기준전극과 작업전극의 전위를 일정하게 고정시켜 준다. 작업전극과 기준전극에서의 전압차이에 의한 산화/환원반응의 정도에 따라 전류의 발생량이 결정되고 발생한 전류 I_{M1} 을 복사하여 저항 R_{out} 에 의해 전압으로 나타낸다. 이 회로에서는 전류를 복사하여 사

용하기 때문에 I_{M1} 과 I_{M2} 의 전류가 같아야 한다. 하지만 바이오센서의 등가저항과 R_{out} 의 차이로 인한 채널 길이변조가 있기 때문에 I_{M1} 과 I_{M2} 의 차이가 발생하는 문제가 있고, 다음의 식으로 표현할 수 있다.

$$I_{M1} = \frac{1}{2} \mu_P C_{OX} [V_{SG} - |V_{THP}|]^2 (1 + \lambda V_{SD1}) \quad (3)$$

$$I_{M2} = \frac{1}{2} \mu_P C_{OX} [V_{SG} - |V_{THP}|]^2 (1 + \lambda V_{SD2}) \quad (4)$$

식 (3)과 (4)에서 μ_p 는 이동도, C_{ox} 는 게이트 산화막 커패시턴스, $V_{SG} - |V_{THP}|$ 는 오버드라이브 전압, λ 는 채널길이 변조계수, V_{SD} 는 소스-드레인 전압이다.

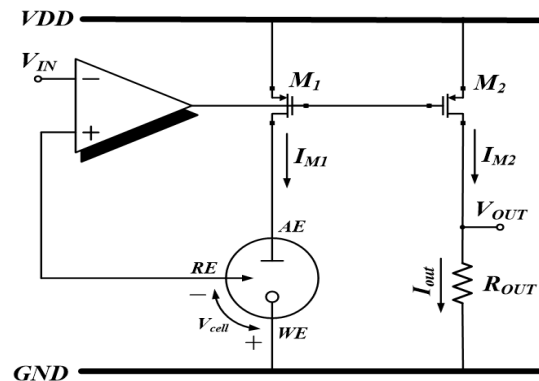


Fig. 3 Conventional potentiostat

2.3. 제안한 저전압 통합형 정전압분극장치

그림 4는 제안하는 저전압 전류거울기반 정전압분극장치이다. 제안하는 정전압분극장치를 저전압에서 동작시키기 위해서는 기준전극과 작업전극 사이의 전압을 고려하여야 하고, 모든 MOSFET이 포화상태에서 동작해야 한다. 따라서 모드 신호를 만들어 모드에 의해 전류거울의 동작을 바꾸어주는 것이 필요하다. 또한 채널길이 변조효과에 의한 전류오차를 줄이기 위해 캐스코드 전류거울을 사용하였다. 캐스코드 형태의 전류거울은 그림 3의 일반형태의 전류거울에 비하여 출력 저항이 $g_m r_o$ 배 증가하기 때문에, 출력 전압이 0.5V 변화할 경우 전류복사 오차는 5%에서 0.033%로 줄어든다. 여기서 트랜스컨덕턴스 $g_m = 150\mu A/V$, 출력 저항 $r_o = 1M\Omega$, 출력 전류 $I_M = 10\mu A$ 를 가정하였다.

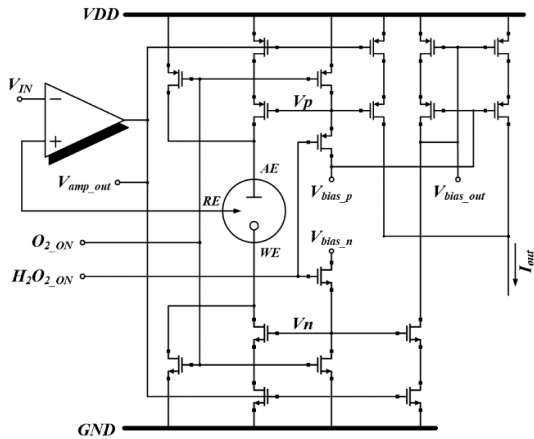


Fig. 4 Proposed low voltage integrated potentiostat

그림 5는 제안한 정전압분극장치에 사용한 증폭기이다. 입력범위를 높이기 위해 PMOS 기판입력에 순방향 전압 0.5V를 인가하여 문턱전압을 낮추고 정전압분극 장치의 위상마진을 고려하여 기본 OTA를 사용하였다.

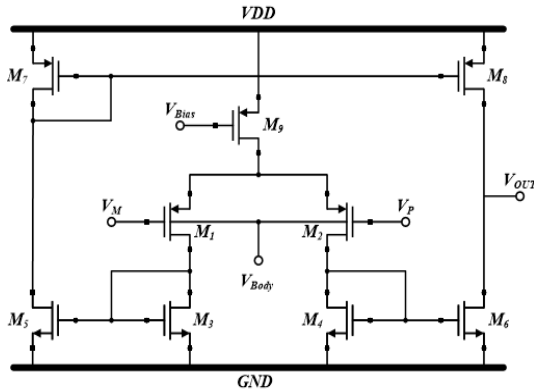


Fig. 5 Low-voltage transconductance amplifier

표 1은 그림 5의 OTA 모의실험 성능표이다.

Table 1. Performance of Low-voltage OTA

Parameter	Unit	Value
VDD	V	1
Gain	dB	41.01
-3dB Frequency	kHz	5.34
CMRR	dB	67.19
Output Swing	V	0.20 ~ 0.88
Current Consumption	uA	7.6

그림 6과 7은 제안한 정전압분극장치의 모드에 따른 동작회로이다. 모드 신호인 H₂O_{2_ON}와 O_{2_ON}에 의해 캐스코드 전류 거울의 바이어스 부분인 V_p, V_n 노드가 VDD 혹은 GND로 연결되어 산소 혹은 과산화수소 기반의 전류거울 중 한 가지의 전류거울만 동작 시키게 된다.

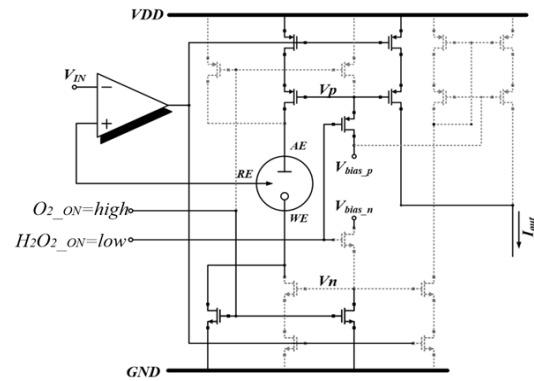


Fig. 6 O₂-based mode operation

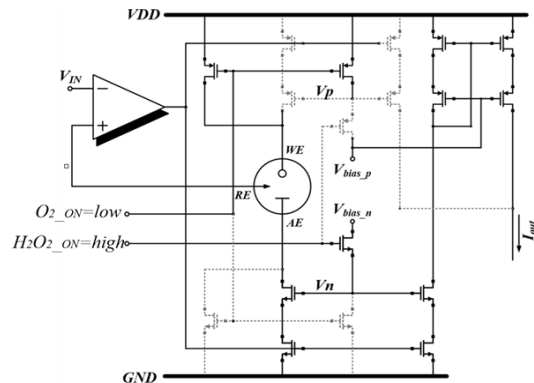


Fig. 7 H₂O₂-based mode operation

2.4. 제안한 저전압 정전압분극장치 모의실험

그림 8은 입력 전압을 DC sweep하여 출력전류를 측정 한 결과이다. 전기화학적 셀은 그림 2의 등가회로를 이용하여 실험 하였다. 그림 2의 모델링 된 회로에서 작업전극의 저항 R_{WE}는 산화/환원 반응의 속도의 함수이고, 이를 변수로 실험을 수행하였다. 혈중 혈당 함량의 변화에 따른 센서 출력 전류를 확인하기 위해 변경의 범위는 혈당 함량 약 6~15mM(R_{WE}=0.5~1.3MΩ, R_{out}=0.9MΩ)가 되도록 하였다.

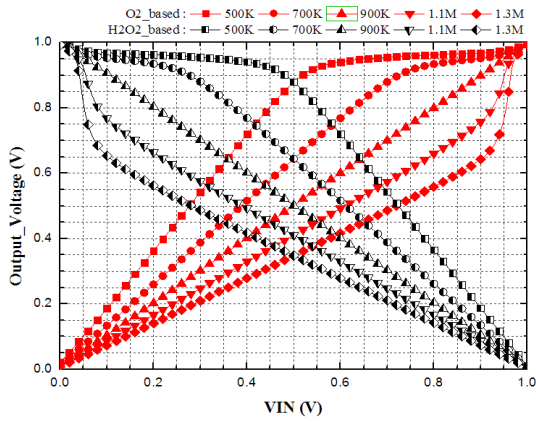


Fig. 8 DC simulation results

실험 결과, 입력전압에 의한 출력의 선형성을 확인할 수 있으며, 0~0.5V에서 산소 기반 동작을, 0.5~1V에서 과산화수소 기반 동작을 한다. R_{out} 이 R_{WE} 보다 클 경우, 출력전압의 범위는 줄어든다.

측정하는 glucose 농도에 따라 정전압분극장치의 작업전극에서 발생하는 전류가 달라진다. 그림 9는 입력에 V_{cell} 전압인 0.7V를 인가한 후, R_{WE} 저항의 크기를 변화하며 출력되는 전류의 범위를 나타낸다. 작업전극에 흐르는 전류와 전류거울에 복사된 출력저항에 흐르는 전류사이의 오차는 10nA 이내로 나타났다.

그림 9는 다시 glucose용액의 농도와 출력전류와의 선형관계를 확인하기 위해 그림 10으로 표현할 수 있다.

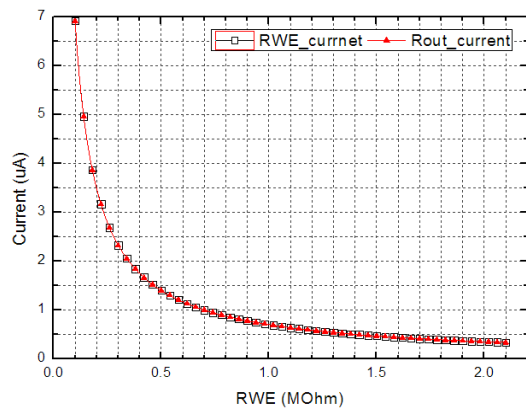


Fig. 9 Sensed output current as a function of the working electrode resistor

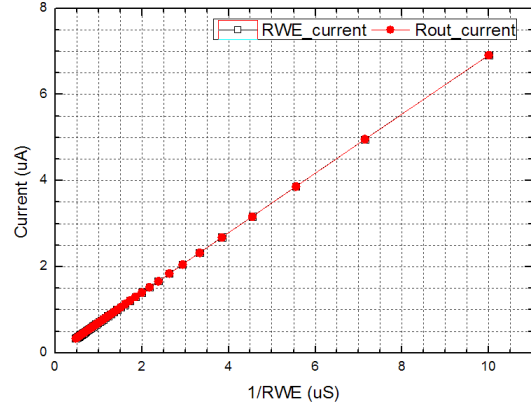


Fig. 10 The relationship between output current and the glucose content

III. 실험결과

제안된 저전압분극장치는 Magnachip 0.18 μ m CMOS 공정을 이용하여 Cadence SPECTRE로 설계되었다. 레이아웃은 Cadence Virtuoso를 이용하였으며 Mentor Calibre로 검증되었다. 이 공정으로 칩을 제작하여 측정을 진행하였다.

3.1. 제안한 정전압분극장치의 레이아웃

그림 11은 정전압분극장치의 레이아웃이다. 회로의 크기는 110 μ m \times 60 μ m 이다. 제안하는 정전압분극장치를 구성하는 회로가 증폭기 하나와 전류거울이기 때문에 회로의 크기를 작게 할 수 있었다.

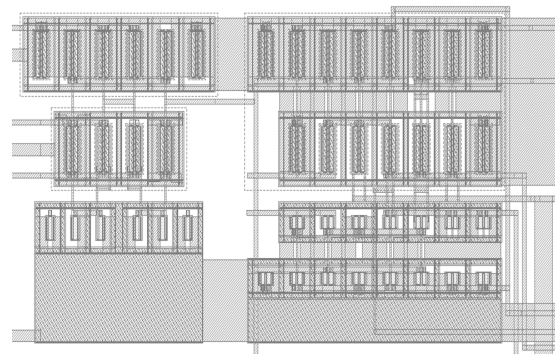


Fig. 11 Proposed potentiostat layout

3.2. 용액농도에 따른 측정결과

제안한 회로가 실제 화학용액의 반응 전류를 측정할 수 있는지 확인하기 위해 혈당대신 주로 사용되는 페리 시안화칼륨($K_3Fe(CN)_6$)을 사용하여 선형전위주사법 (Linear Sweep Voltammetry)을 이용하여 측정하였다.

전기화학법을 이용하여 용액을 분석할 때 용액의 농도 및 입력전압에 대한 출력 피크전류는 다음의 Randles-Sevcik 방정식이 적용되기 때문에 이를 만족하는지 확인하였다.

$$I_{peak} = 0.4463n^2 \left(\frac{F}{RT}\right)^{\frac{1}{2}} AD^{\frac{1}{2}} v^{\frac{1}{2}} C \quad (5)$$

여기서 n 은 반쪽 반응 전자 수, A 는 전극의 넓이 (cm^2), F 는 페러데이 상수, D 는 확산계수(cm^2/s), R 은 기체상수, T 는 절대온도, C 는 용액의 농도(mol/L), v 는 단위시간당 입력전압의 변화량(V/s)이다[9].

입력전압에 따른 출력전류는 $K_3Fe(CN)_6$ 용액 농도의 함수로써 측정된다. 출력전류는 반도체 DC 소자 분석기를 이용하여 측정하였다. 이때 사용한 출력저항은 $264k\Omega$ 이다. 그림 12는 $K_3Fe(CN)_6$ 용액의 농도를 변화하며 측정한 입력 전압 - 출력전류 결과이다. 그래프의 피크전류 중 $0.5mmol$ 에서 측정되는 최소 전류는 $0.25\mu A$ 이고 측정된 최대 전류는 $3.30\mu A$ 이다.

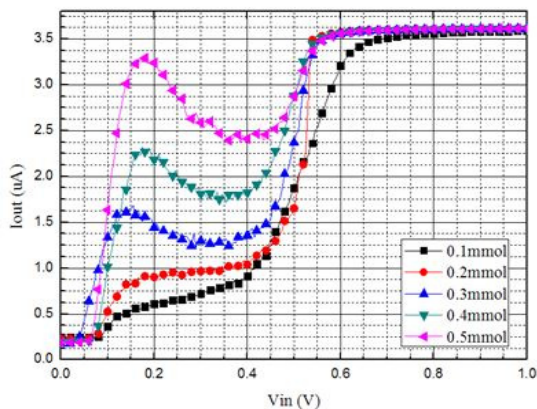


Fig. 12 Measured current from the potentiostat for 0.1 ~0.5mM $K_3Fe(CN)_6$ concentrations

그림 13은 그림 12로부터 추출한 피크전류를 이용하여 얻은 결과이다. 이론과 측정 결과의 기울기 표준오

차가 0.60임을 확인할 수 있다. 이를 통해, 제안한 정전압분극장치 회로가 Randles-Sevcik 방정식 (5)를 만족함을 알 수 있다.

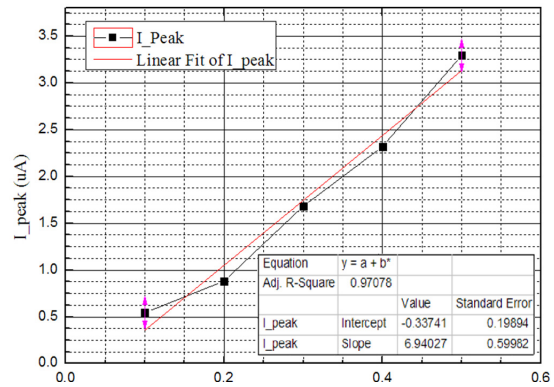


Fig. 13 Measured peak current from the potentiostat for different glucose concentrations

3.3. 입력전압변화량에 따른 측정결과

그림 14는 측정 시 입력전압의 변화량(scan rate)을 다르게 할 때의 출력전류의 변화를 나타낸 그래프이다. 이 때 용액의 농도는 $0.5mmol$ 이다.

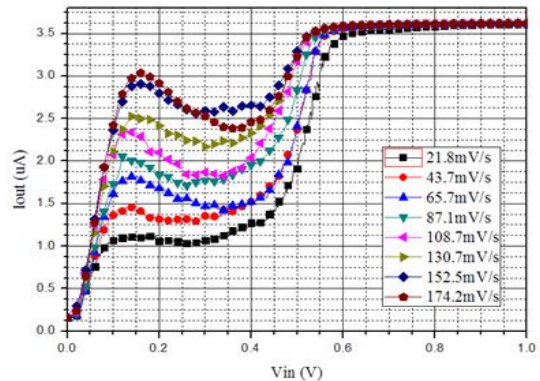


Fig. 14 Measured current from the potentiostat for 21.8 ~174.2mV/s scan rate

그림 15는 그림 14로부터 추출한 피크 전류값을 이용하여 얻은 결과이다. 이론과 측정 결과의 기울기 표준오차가 0.01임을 확인할 수 있고, 이는 제안한 정전압분극장치 회로가 Randles-Sevcik 방정식 (5)를 만족함을 알 수 있다.

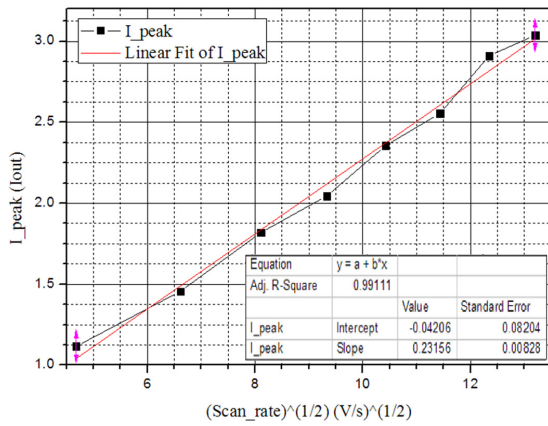


Fig. 15 Measured peak current from the potentiostat for different scan rate

표 2는 기존의 논문과 제안한 정전압분극장치의 성능 비교표이다.

Table. 2 Performance comparison between the proposed potentiostat and conventional potentiostats

Parameter	Unit	This work	Ref [3]	Ref [10]
Technology	μm	0.18	0.13	0.18
Core Area	mm^2	0.0066	0.036	-
Power Consumption	μW	46	489	115
VDD	V	1.0	3.3	1.8
IDD	μA	3.30	148	64
Detect sensor type	-	O2 H2O2	O2 H2O2	H2O2

IV. 결론

본 논문에서는 캐스코드 전류거울을 이용하여 전류 복사 시 오차를 줄일 수 있는 산소 및 과산화수소 기반의 정전압분극장치회로를 제안하고, 모드상태에 따라 작업전극의 위치를 변하게 하여 낮은 동작전압(1.0V)에서도 두 가지 모드를 사용 할 수 있는 회로를 제안하였다. 제안하는 정전압분극장치는 전류의 측정범위가 $25nA \sim 3.30\mu A$ 이므로 혈당계로 사용 시 혈당의 이상 유무를 판별하기에 적합한 전류측정범위를 가지며 동일조건으로 반복측정 시에도 충분한 선형성을 가진다.

또한 제안한 정전압분극장치의 소모 전력이 측정결

과 $25\mu W \sim 46\mu W$ 로, 낮은 공급전압에서 동작하며 다른 형태의 정전압분극장치보다 전력소모가 작다. 이러한 전원전압이 낮은 정전압분극장치는 모바일 혹은 소형의료기기에 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

- [1] B.K. Lee, "Smart key that opens the smart healthcare markets, Mobile medical devices," *The Optical journal*, vol. 156, pp. 41-51, Mar. 2015.
- [2] S.I. Lim, "Potentiostat circuits for amperometric sensor," *Journal of Sensor Science and Technology*, vol. 18, no.1, pp. 95-101, January 2009.
- [3] K.S. Sohn, S.J. Oh, E.J. Kim, J.M. Gim, N.S. Kim, J.W Kim and Y.S. Kim, "A Unified Potentiostat for Electrochemical Glucose Sensors," *Transactions on Electrical and Electronic Materials*, vol. 14, no. 5, pp. 273-277, Oct. 2013.
- [4] E. Wilkins. and P. Atanasov. , "Glucose monitoring: state of the art and future possibilities," *Medical engineering & physics*, vol. 18, no. 4, pp. 273-288, June 1996.
- [5] R. F. Turner, D. J. Harrison, and H. P. Baltes., "A CMOS potentiostat for amperometric chemical sensors," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 22, no.3, pp. 473-478, June 1987.
- [6] M. M., Ahmadi, and G.A. Jullien, "Current-mirror-based potentiostats for three-electrode amperometric electrochemical sensors," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I*, vol. 56, no.7, pp. 1339-1348, July 2009.
- [7] H.I. Seo, P. Choi, B.K. Sohn "Design of potentiostat & I-V converter for micro pO2 sensor," *Journal of Sensor Science and Technology*, vol. 3, no.3, pp. 22-27, 1994.
- [8] M. M. Ahmadi, and G.A. Jullien, "A very low power CMOS potentiostat for bioimplantable applications," in *Proceedings of System-on-Chip for Real-Time Applications*, Banff: Alberta, pp.184-189, 2005.
- [9] V. Gau, S. C. Ma, H. Wang, J. Tsukuda, J. Kibler, and D. A. Haake, "Electrochemical molecular analysis without nucleic acid amplification," *Methods*, vol.37, no.1, pp. 73-83, Oct. 2005.
- [10] M. Duwe and T. Chen, "Low power integrated potentiostat design for μ electrodes with improved accuracy," in *Proceedings of the IEEE 54th International Midwest Symposium on Circuits & Systems*, Seoul: Seoul, pp.1-4, 2011.



김재덕(Jea-Duck Kim)

2014년 충북대학교 전자공학과 학사 졸업.
2016년 충북대학교 전자공학과 석사 졸업.
2016년 3월 ~ Hideep 전임연구원
※관심분야 : 아날로그 회로 설계



ZHONG XIAOLEI

2012년 중국 연태대학교 문경학원 전자정보과학 및 기술학과 학사 졸업.
2015년 3월 ~ 충북대학교 전자공학과 석사 재학.
※관심분야 : 아날로그 회로 설계



최성열(Seong-Yeol Choi)

2016년 충북대학교 전자공학부 학사 졸업.
2016년 3월 ~ 충북대학교 전자공학과 석사 재학.
※관심분야 : 아날로그 회로 설계



김영석(Yeong-Seuk Kim)

1980년 서울대학교 전자공학 학사 졸업.
1982년 서울대학교 전자공학석사 졸업.
1990년 플로리다대학교 전기공학 박사 졸업.
1982년 ~ 1982년 LG전자 중앙연구소 연구원
1990년 ~ 1993년 2월 Motorola APRDL, Staff Engineer
1993년 3월 ~ 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 교수
※관심분야 : 아날로그 회로 설계, RF IC 설계, 소자 모델링