

논문 94-3-04

## 마이크로 산소분압센서용 Potentiostat 및 I-V Converter 회로 설계

서화일(徐華一)\*, 최평(催坪)\*\*, 손병기(孫炳基)\*\*

Design of potentiostat and I-V converter for micro pO<sub>2</sub> sensor

Hwa Il Seo\*, Pyung Choi\*\*, Byung Ki Sohn\*\*

## 요 약

마이크로 산소분압센서의 특성에 맞는, CMOS op-amp로 구성된 potentiostat 및 I-V converter용 op-amp를 설계하였다. 시뮬레이션 결과, 설계된 potentiostat는 1.1k $\Omega$ 의 낮은 출력저항을 나타냈으며, 산소분압센서의 등가 회로와 연결한 경우 -3V~2.5V범위의 전압을 선형적으로 인가할 수 있었고 안정한 주파수 특성을 보였다. 또한 I-V converter의 입력 저항은 약 30 $\Omega$ 으로 작았으며 좋은 직선성을 나타내었다.

## Abstract

Design of potentiostat and I-V converter for micro pO<sub>2</sub> sensor is described. Also, The operation of the designed circuit, in connection with the equivalent model of micro pO<sub>2</sub> sensor, is simulated. The potentiostat showed low output resistance of 1.1k $\Omega$  and input voltage range of -3~2.5V. And the I-V converter showed low input resistance of 30 $\Omega$  and good linearity between input and output.

## 1. 서 론

용액내의 산소분압(pO<sub>2</sub>) 측정은 의료진단, 화학분석, 환경측정 등의 분야에서 중요한 의미를 가진다. 특히 의료진단에서는 혈액내의 산소분압[1]을 측정함으로써 체조직으로 수송된 산소의 양을 알 수 있으므로 폐에서의 산소섭취 기능을 평가할 수 있다.

종래에는 주로 Van Slyke의 검압장치[1]로 산소함량을 측정하여 해리곡선으로부터 산소분압을 구하였다. 그러나 Clark형 산소분압전극[2]이 개발된 이래 전극법이 널리 사용되고 있다. Clark형 전극은 전류법적(amperometric) 원리를 기초로한 전극으로서 측정범도 매우 간편하여, 현재 각종 화학분석 실험실이나 병원에

보급된 자동 가스분석기기의 대부분이 이 방식을 취하고 있다.

마이크로 산소분압센서는 근래 크게 발전하고 있는 반도체집적회로제조기술이나 미세가공기술 (micro machining technology)을 이용하여 제조된 센서로서, Clark형 산소분압전극과 동일한 원리를 가지고 있다. 마이크로 산소분압센서는 소형, 경량이며 양산화 및 회로와의 집적화가 가능하다는 장점이 있어, 최근 연구가 활발히 진행되고 있다.[3-6]

센서와 측정회로와의 집적화는 센서시스템의 소형화, 잡음면역특성개선 및 고장방지에 의한 신뢰성개선 등 여러가지 장점이 있다. 특히 마이크로 산소분압센서는 센서의 소형화로 인해 출력전류가 작아 외부에서 신호 출력시 잡음 등의 영향으로 인해 정확한 감지신호검출이 어려우므로 센서와 측정회로와의 집적화는 중요한 의미를 갖는다.

마이크로 산소분압센서에서 아날로그 출력전압신호를 검출하기 위해서는 센서에 일정바이어스를 가해 주는 potentiostat와 I-V converter가 필요하다. 이들 회로의 집적화연구의 시초로서 Turner 등[7]은 2전극 산

\*한국기술교육대학 전자공학과

(Dept. of Electronics, Korea Institute of Technology &amp; Education)

\*\*경북대학교 전자공학과

(Dept. of Electronics, Kyungpook Nat'l Univ.)

&lt;접수일자 : 1994년 9월 1일&gt;

소분압센서용 potentiostat를 제조한 바 있다. 그후 Sansen 등[8]은 3전극 마이크로 산소분압센서용 potentiostat와 I-V converter를 센서와 함께 집적하였다. 그러나 potentiostat에서 phase margin 등의 특성이 충분치 못하며, I-V converter 등의 회로에서 switched-capacitor 방법[9]을 도입함으로써 주변장치가 지나치게 복잡했다.

본 논문에서는 센서와의 집적화를 목적으로 3전극용 마이크로 산소분압센서에 적용키 위해, CMOS op-amp로 구성된 potentiostat 및 I-V converter를 설계하였다. 설계시 phase margin, 입출력 저항 등의 특성이 센서에 적합하도록 고려하였으며, 마이크로 산소분압센서의 등가회로와 결합해 시뮬레이션해 봄으로써 그 동작을 확인하였다.

## 2. 산소분압센서의 동작 및 측정원리

전류법적 분석이란 피측정용액 내의 분석하고자 하는 대상이 전기 분해될 때 발생하는 전류의 양을 측정하는 분석법을 말한다. 전기분해시, 전지내의 양극과 음극 사이에 전위차를 가하면 전류가 양극에서 음극을 통하여 이들 전극과 연결된 외부의 폐회로에 흐르게 된다. 전지가 정상상태에 도달하였을 때 발생하는 전류는 양극과 음극에서 각각 다음과 같이 주어지게 된다.[7]

$$I_k = -zFAD\text{OxCOX}/W \quad (1)$$

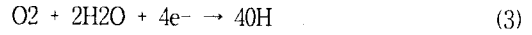
$$I_a = zFAD\text{redCred}/W \quad (2)$$

여기서  $z$ 는 반응물질과 전극물질 사이에서 전달되는 전자의 가수,  $F$ 는 Faraday상수(9.6485x10<sup>4</sup> C/mol),  $A$ 는 전극면적(m<sup>2</sup>),  $D_{\text{ox}}$ ( $D_{\text{red}}$ )는 산화(환원)물질의 확산계수(m<sup>2</sup>/s),  $C_{\text{ox}}$ ( $C_{\text{red}}$ )는 산화(환원)물질의 벌크용액내에서의 농도(mol/m<sup>3</sup>), 그리고  $W$ 는 전극표면에서의 반응물질의 확산층 두께(m)를 각각 나타낸다.

만일 피측정용액에 분석하고자 하는 대상외에 산화 혹은 환원반응을 일으킬 수 있는 다른 물질이 포함되어 있다면 분석대상에 의한 신호만 검출할 수 있도록 이에 선택적으로 작용하는 적합한 감지막을 도입해야 한다.

그림 1은 평면형태의 3전극 마이크로 산소분압센서의 일반적인 구조이다. 이러한 구조의 마이크로 산소분압센서는 기존의 clark형 산소전극을 반도체제조공정을

이용해 마이크로화 한것으로 소형, 집적화 등의 잇점이 있다. 그림 2는 3전극 형태의 센서를 구동하기 위한 측정회로이다. Potentiostat로 사용되는 왼쪽의 op-amp에 의해 기준전극(reference electrode)에 일정전위(0.7V)[7]가 가해지게 되며 이 전위로 용액의 전위는 결정된다. Op-amp의 입력저항은 무한대에 가까우므로 기준전극으로는 전류가 흐르지 않는다. 용액중의 산소가 가스투과막을 투과하여 투과막 내부의 전해질로 들어가게 되면, 기준전극에 대해 산소의 환원전위인 -0.7V가 가해진 작업전극(working electrode) 표면에서 다음과 같은 산소의 환원이 일어나게 된다.



따라서 산소의 분압에 비례하여 전류의 변화가 생기게 되고 이 전류는 상대전극(counter electrode)을 통하여 외부 측정회로를 흐르게 된다. 이 전류변화분을 오른쪽의 I-V converter를 통해 증폭하여 측정함으로써 용액중의 산소분압을 감지할 수 있게 된다.

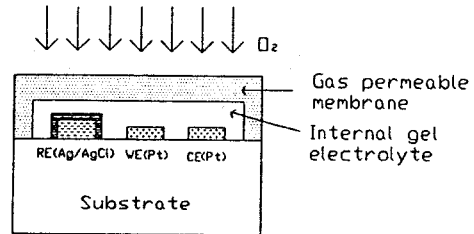


그림 1. 마이크로 산소분압센서의 단면  
Fig. 1. Cross-section of micro pO<sub>2</sub> sensor

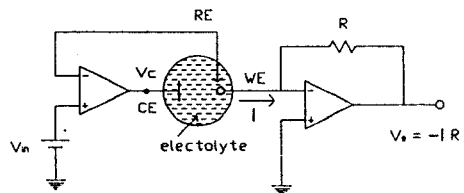


그림 2. 마이크로 산소분압센서의 측정회로  
Fig. 2. Measurement circuit for micro pO<sub>2</sub> sensor

## 3. 마이크로 산소분압센서의 등가 모델

설계된 회로가 센서에 적합한지를 검토하기 위해,

회로와 결합해 시뮬레이션할 마이크로 산소분압센서의 등가회로를 그림 3에 나타내었다. 전해질에서의 전압 강하를 일으키는 저항 RS1과 RS2는 보통 1~10Ω 범위[10]이며, 작업전극의 패러데이 표면(faradaic surface)의 전기이중층에 의한 커패시턴스 Cd는 보통 10~40 μF/cm<sup>2</sup> [11]이고 표면저항 Rf는 표면상태 및 전극반응에 의존한다. 본 연구에서는 RS1과 RS2는 5 Ω, Cd는 작업전극의 면적을 약 4mm<sup>2</sup>로 가정하여 800nF, 그리고 Rf는 반응전류가 700nA[6] 인 경우를 고려하여 1MΩ으로 하였다.

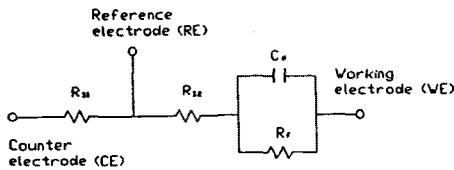


그림 3. 마이크로 산소분압센서의 등가모델  
Fig. 3. Equivalent model of micro pO<sub>2</sub> sensor

#### 4. Potentiostat 및 I-V converter의 설계와 시뮬레이션

3전극 시스템에서 potentiostat로 사용되는 op-amp는 일정바이어스 전압을 인가하고 작업전극 표면의 반응으로 인한 전류를 출력단에서 공급 또는 흡수한다. 따라서 potentiostat용 op-amp 설계시 다음 두가지변수를 고려하였다. 첫째 센서전극과 측정용액의 계면에서 전기이중층에 의한 커패시턴스 성분이 존재하므로[12] 이를 발전하지않고 안정하게 구동하기 위해 큰 phase margin을 가져야 한다. 둘째 센서 반응시 필요한 전류를 잘 공급 또는 흡수하기 위해 출력저항은 적고 전류의 공급 및 수용능력이 커야 한다. 이외에도 기본적인 op-amp 동작을 위해 DC이득, bandwidth가 큰것이 필요하다. 그림 4는 설계된 potentiostat용 op-amp의 회로도이다.

M1-M3의 바이어스회로와 M4-M8의 차동증폭단 그리고 M9-M14의 출력단으로 구성되어 있다. 출력저항을 낮게하기 위해 AB급 push-pull출력단을 구성했으며 전력소모가 다소 증가하더라도 MOSFET의 (W/L)비를 크게 하였다. 또한 phase margin을 높이기 위해

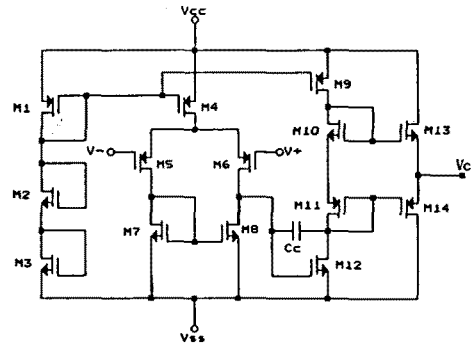


그림 4. 설계된 potentiostat용 CMOS op-amp 회로도  
Fig. 4. Circuit diagram of potentiostat CMOS op-amp

보상 커패시턴스를 5pF으로 크게하였다. 보상 커패시턴스를 크게 할경우 slew rate가 감소하지만, 센서에 AC신호를 인가하는 것이 아니므로 slew rate의 감소는 중요치 않다. 표1은 사용된 FET의 (W/L)비와 보상 커패시턴스 값이다.

표 1. Potentiostat용 op-amp에서 MOSFET의 W/L비 및 커패시턴스 값  
Table 1. Aspect ratios of MOSFETs and capacitance in potentiostat op-amp

M1	3/6	M2	3/12	M3	3/9
M4	3/6	M5	50/10	M6	50/10
M7	10/10	M8	10/10	M9	3/3
M10	20/2	M11	20/2	M12	6/2
M13	40/2	M14	40/2	CC	5pF

그림 5는 공급전압이 -5V, 5V이고, 부하가 무한 대일때 open-loop 이득과 위상의 SPICE 시뮬레이션 결과이다. 시뮬레이션시 파라미터는 제조를 의뢰할 미국 orbit사의 2μm설계를 파라미터를 사용하였다. DC 이득은 73dB, unity gain bandwidth는 약 1MHz였으며, 115o의 큰 phase margin를 보였다. 전력소모는 1.4mW였으며 출력저항은 1.1kΩ으로 적었다. 실제 op-amp가 potentiostat로 사용될 때는 그림 2와 같이 출력단이 상대전극과 전해질 및 기준전극을 통해 (-) 입력에 feedback 되어 있다.

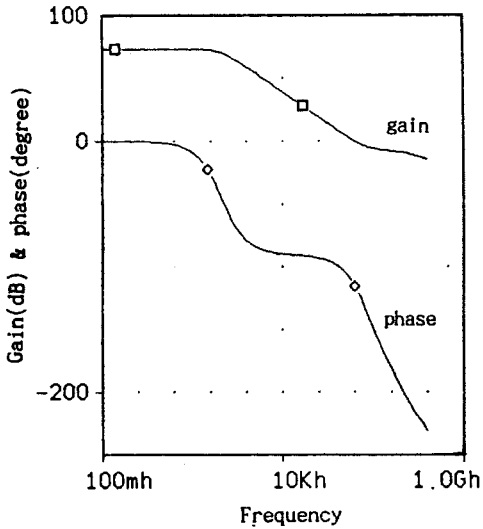


그림 5. Open-loop 이득과 위상의 주파수 특성  
Fig. 5. Frequency response of open-loop gain and phase

그림 6은 이와 같이 실제 센서와 연결해 용액에서 동작하는 경우를 가정하고 그림 3의 산소분압센서 등가회로를 이용해 입력( $V_{in}$ ) 대 출력( $V_c$ )관계를 시뮬레이션한 것으로 약  $-3V \sim 2.5V$ 의 선형 동작범위를 가지고 있다. 일반적으로 3전극 센서에서 인가전압은  $-1V \sim 1V$  사이이며 본 산소분압센서의 경우는  $-0.7V$ 이므로 설계된 op-amp는 충분한 동작범위를 갖고 있다. 그림 7은 이득( $V_c/V_{in}$ )과 위상의 시뮬레이션 결과이다. 이득은 약  $20kHz$ 에서 감소하기 시작하며, 약  $8MHz$ 까지는 안정하게 동작함을 알 수 있다. 전류법적 센서는 근본적으로 DC레벨에서 동작하는 소자이므로 외부 잡음을 고려하더라도 이 정도의 주파수특성이면 큰 문제는 없는 것으로 판단된다.

마이크로 산소분압센서 측정회로에서 I-V converter는 작업전극에서 반응으로 생긴 전류를 외부에서 측정하기 좋은 적당한 크기의 전압으로 바꾸는 역할을 한다. 따라서 작업전극의 반응이 I-V converter로 인해 영향을 받아서는 안되므로, 전류가 잘 흐를수 있도록 그 입력저항이 충분히 작아야 한다. 그림 8과 표 2는 설계된 I-V converter용 op-amp의 회로도도 and 사용된 FET의 (W/L)비 및 보상 커패시턴스 값을 나타낸 것이다. 설계시 (W/L)비를 조절해 가능한 입력저항을 작게 했다. 그림 9는 그림 2에서 적당한 증폭도를 가지도록 저항 R을  $100k\Omega$ 으로 했을때의 시뮬레이션 결과이다.

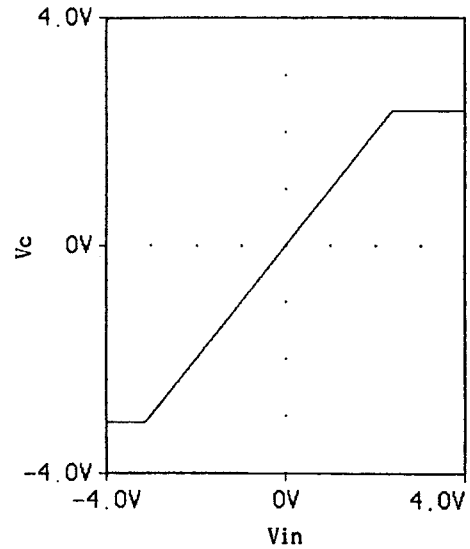


그림 6. 입력( $V_{in}$ )-출력( $V_c$ )의 DC특성  
Fig. 6 DC characteristics of input( $V_{in}$ )-output( $V_c$ )

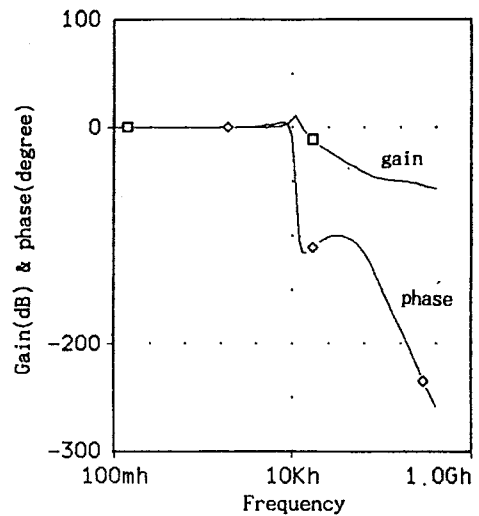


그림 7. Closed-loop 이득( $V_c/V_{in}$ )과 위상의 주파수 특성  
Fig. 7. Frequency response of closed loop gain ( $V_c/V_{in}$ ) and phase

설계된 I-V converter의 입력저항은 약  $30\Omega$ 으로 작았으며, 입출력간 직선성을 나타내었다. 실제 제작시 저항은 집적화하기에는 그 크기가 크고, 가변시킬 필요도 있으므로 외부에서 하이브리드로 연결시킬 계획이다.

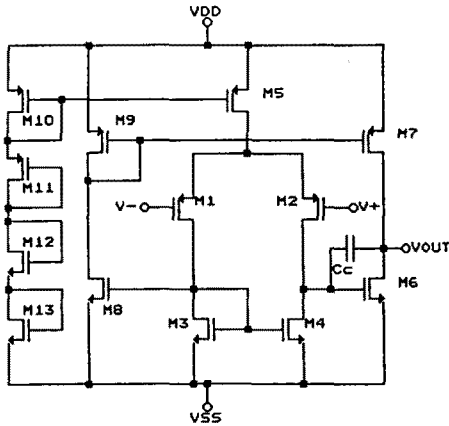


그림 8. 설계된 I-V converter용 CMOS op-amp 회로도

Fig. 8. Circuit diagram of I-V converter CMOS op-amp

표 2. I-V converter용 op-amp에서 MOSFET의 (W/L)비 및 커패시턴스 값

Table 2. Aspect ratios of MOSFETs and capacitance in I-V converter op-amp

M1	18/2	M2	18/2	M3	3/3
M4	3/3	M5	3/3	M6	48/2
M7	32/2	M8	3/3	M9	3/3
M10	3/3	M11	3/18	M12	6/2
M13	6/2	CC	1pF		

### 5. 결 론

센서와의 집적화를 목적으로 마이크로 산소분압센서의 특성에 맞는 potentiostat 및 I-V converter용 op-amp를 설계하였다. 설계된 potentiostat의 DC 이득은 73dB, unity gain bandwidth은 약 1MHz이며 115°의 phase margin를 보였다. 전력소모는 1.4mW였으며 출력저항은 1.1kΩ으로 적었다. 산소분압센서의 등가회로와 연결하여 시뮬레이션해 본 결과 -3V~2.5V범위

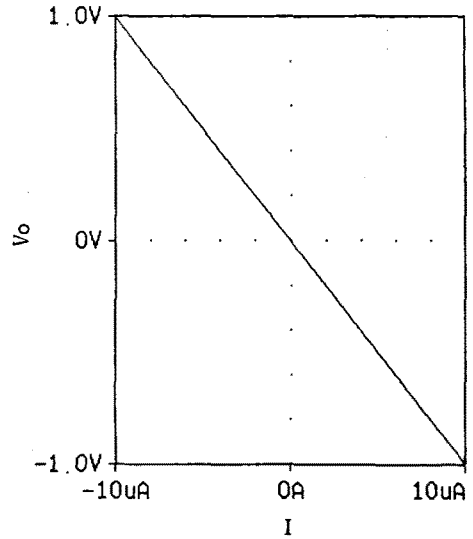


그림 9. 설계된 I-V converter의 입출력 특성

Fig. 9. Input-output characteristics of I-V converter

의 전압을 선형적으로 인가할 수 있었고 약 8MHz까지 안정하게 동작함을 알 수 있었다. 설계된 I-V converter의 입력저항은 약 30Ω으로 작았으며, 입출력 간 직선성을 나타내었다. 설계된 회로의 제조와 응용에 관한 연구가 계속될 것이다.

### 참 고 문 헌

1. 이 귀녕, 김 진규, 임상화학, 의학문화사, pp.237-240, 1988.
2. Hiroaki Suzuki, Akio Sugama and Naomi Kojima, "Miniature clark-type oxygen electrode with a three-electrode configuration," Sensors and Actuators B2, pp.297-302, 1990.
3. Hiroaki Suzuki, Naomi Kojima, Akio Sugama, Fumio Takei and Kasumi Ikegami, "Disposable oxygen electrodes fabricated by semiconductor techniques and their application to biosensors," Sensors and Actuators B1, pp.528-532, 1990.
4. K.Tsukada, Y.Miyahara, Y.Shibta and H.Miyagi, "An integrated chemical sensor with multiple ion and gas sensors," Sensors and Actuators B2, pp.291-295, 1990.

5. W.Schelter, W.Gumbrecht and B.Montag, "Combination of amperometric and potentiometric sensor principles for on-line blood monitoring," Sensors and Actuators B6, pp.91-95, 1992.
6. Ph. Arquint, A.van der berg, B.H. van der Schoot, N.F.Rooij, H.Buhler, W.E.Morf and L.F.J. Durselen, "Integrated blood-gas sensor for pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub> and pH," Sensors and Actuators B13-14, pp.340-344, 1993.
7. Robin F.B.Turner, D.Jed Harrison and Henry P.Balters, "A CMOS potentiostat for amperometric chemical sensors," IEEE Journal of Solid-State Circuits, vol.sc-22, No.3, pp.473-478, 1987.
8. W.Sansen, D.De Wachter, L.Callewaert, M.Lambrechts and A.Claes, "A smart sensor voltammetric measurement of oxygen or glucose concentration," Sensors and Actuators B1, pp.298-302, 1990.
9. Roubik Gregorian and Gabor C.Temes, Analog Integrated Circuit for signal processing, John Wiley & Sons, pp.265-409, 1986.
10. Allen J.Bard and Larry R. Faulkner, Electrochemical Methods, John Wiley & Sons, pp.569-570, 1980.
11. ibid, pp.6-8.
12. ibid. pp.500-515.

---

著 者 紹 介

---

#### 서 화 일

『센서학회지 제1권 제1호』 논문 92-12 참조.  
현재 한국기술교육대학 전자공학과 조교수

#### 최 평

『센서학회지 제3권 제1호』 논문 94-3-1-07 참조.  
현재 경북대학교 전자공학과 조교수

#### 손 병 기

『센서학회지 제1권 제1호』 논문 92-10 참조.  
현재 경북대학교 전자공학과 교수, 센서기술연구소장