

FET형 이온센서용 무선원격측정시스템

정훈*, 김영진**, 이영철**, 손병기**

Wireless Telemetry System for the FET-type Ion Sensors

H. Jeong*, B. D. Choi**, Y. J. Kim**, Y. C. Lee**, B. K. Sohn**

요 약

ISFET를 이용하여 환경 감시, 산업 공정 제어 및 의용 기기 등 각종분야에 적합한 무선 원격 측정 시스템을 구현하였다. 이 시스템은 원거리에 놓여진 측정 장비와 전체 장비를 제어할 수 있는 개인용 컴퓨터로 구성되어진다. 측정 장비에서 구해진 데이터는 RF 송신기로 개인용 컴퓨터에 전송되고 전송된 데이터는 개인용 컴퓨터에 의해 처리된다. 제안된 시스템은 3 채널의 ISFET 신호를 전송하기 위해 시분할 멀티플렉싱 방식을 이용한다. 측정 장비는 인식번호를 가지고 있기 때문에 PC로 많은 수의 측정 장비를 제어할 수 있다. 구현된 시스템의 동작특성은 양호했으며 pH-ISFET을 이용한 실험에서 0.1pH의 정확도를 가지는 것으로 확인되었다.

Abstract

A wireless telemetry measurement system, using ISFETs, was developed for environmental monitoring applications, industrial processes, medical treatments and so on. This system is composed of the measurement part located at remote site and a personal computer(PC) which control whole instrument process. The measurement part transmits measured data to the PC by RF transceiver, and transmitted data are analyzed and handled in the PC. Proposed system utilizing time division multiplexing for the transmission of 3channel ISFET signal. The measurement part has an identification number(ID) so that the PC controls many measurement parts separately. Experiments were performed using pH-ISFETs, and the implemented system operates well within designed specification and accuracy of 0.1 pH.

1. 서 론

FET형 이온센서(ISFET : ion sensitive field effect transistor)는 1970년 Bergveld^[1]에 의해 고안된 이래, Matsuo^[2], Zemel^[3], Buck^[4], Sohn^[5] 및 Bousse^[6] 등에 의해 본격적인 연구가 시작되었다. ISFET는 집적회로공정기술로 제조되므로 극소형, 강한 기계적 강도, 저전력 동작, 빠른 응답속도 및 대량생산 적합성 등의 장점이 있다. 또한 ISFET는 반도체 제조공정으로 대량생산하여 가격이 저렴하

며, 모든 소자가 동일한 전기적 특성을 가지고 있으므로 이온측정 시스템을 구현하는데 매우 유리하다고 할 수 있다. 본 연구에서는 이러한 장점이 있는 ISFET 센서를 상용화하여 환경관리, 산업공정, 의료 분야 등 여러 분야에 편리하게 사용할 수 있도록 하기 위하여, 지금까지 국내에서 개발된 적이 없는 ISFET용 무선원격측정시스템을 개발하였다. 개발된 원격측정시스템은 무인으로 지속적인 측정 및 감시를 할 수 있고 무선통신을 이용한 신속한 데이터 공유가 가능하며 사람이 접근하기 어려운 곳에서 쉽게 측정할 수 있다. 본 시스템의 구조는 원격지에서 이온농도를 직접 측정하여 데이터를 전송하는 측정기와 전체 시스템을 제어하고 데이터를 처리하는 PC(personal computer)로 구성되는데, 하나의 PC는 여러 개의 측정기를 제어할 수 있다. 따라서, 여러 곳의 상황을 실시간으

* 경북대학교 센서공학과(Dept. of Sensor Eng., Kyungpook Nat'l University)

** 경북대학교 전자전기공학부(School of Electronic & Electrical Eng. Kyungpook Nat'l University)

<접수일자 : 2001년 3월 16일>

로 동시에 관측할 수 있는 시스템이 가능하다. 측정기는 소형·경량이고 저전력으로 동작할 수 있는 특징을 가지고 있으며 측정기와 PC의 통신에 사용되는 무선주파수는 전파사용의 규제가 거의 없는 생활형 무선주파수를 사용하였다.

II. FET형 이온 센서용 무선 원격 측정 시스템의 구현

(1) 하드웨어 설계

무선 측정 시스템의 블록도를 그림 1과 같이 구성하였다. 본 시스템에서는 pH ISFET 센서를 사용하여 설계 및 실험을 하였으며, 기타 ISFET형 이온센서도 사용이 가능하다. pH 측정은 3개 채널에서 시분할방식을 이용하여 순차적으로 측정하며, 측정된 신호는 저역 통과 필터와 증폭기를 통하여 원칩 마이컴의 A/D(Analog to digital) 변환기에 입력된다. A/D 변환기는 원칩 마이컴에 내장된 것을 사용하며 분해능은 8 비트이다. A/D 변환기를 통과한 신호는 메모리에 저장되며, PC에 전달되기 위해서 직렬통신단자(USART)를 통하여 무선 송수신블록에 전해지고, 여기에서 생활형 무선주파수 대역(424MHz, FM 방식)의 주파수로 전송된다. 전송된 신호는 PC에 연결되어 있는 무선송수신블록에서 수신되어 RS232C 직렬통신 방식으로 PC로 들어가게 된다. PC에서는 수신된 데이터를 분석하고 화면에 측정값을 표시한다. 그리고 ISFET의 온도특성을 보상하기 위해 온도를 측정하여 소프트웨어적으로 보상을 한다. ISFET의 바이어스 회로는 그림 2와 같다. 본 시스템에서 ISFET의 바이어스 방법으로는 기준전극에 전위(V_R)를 인가하고 null-balancing^[7] 회로를 사용하여 출력을 얻는 방법을 사용하였다. 단일전원(+9V)으로 바이어스 회로를 구성하기 위해 기준전극에 전위를 인가하는 방법을 사용하였으며, null-balancing 회로를 사용하여 드레인-소스의 전류와 전압을 일정하게 유지시키면서 수소이온농도의 변화에 따른 전기화학적 전위를 출력으로 나타내게 하였다. null-balancing 회로는 드레인-소스 전류를 일정하게 유지시킴으로써 주열에 의한 열적조건을 일정하게 하여 노이즈의 발생을 억제하는 장점이 있다. 정전류원(U1)으로 소오스-드레인 전류(I_{DS})를 128 μ A 정도로 일정하게 유지하고 또한 소

오스-드레인 전압(V_{DS})은 정전류원(U2) 및 저항(R_{DS})을 사용하여 3V 정도로 일정하게 유지한다. 정전류원으로서 LM334를 사용하였으며, 온도보상이 되도록 저항 및 다이오드를 사용하여 회로를 구성하였다. 그림 2에서 저항 $R_1, R_3=1k\Omega$, $R_2, R_4=10k\Omega$ 로 설정하면 전류(I_1, I_2)는 128 μ A로 일정하게 흐르게 되며 V_{DS} 를 3V로 일정하게 유지하기 위해 정전류원과 저항 $R_{DS}(24k\Omega)$ 를 사용하였다. 마이크로프로세서는 기준전극의 전위(V_R)를 D/A 변환기를 통해 제공한다.

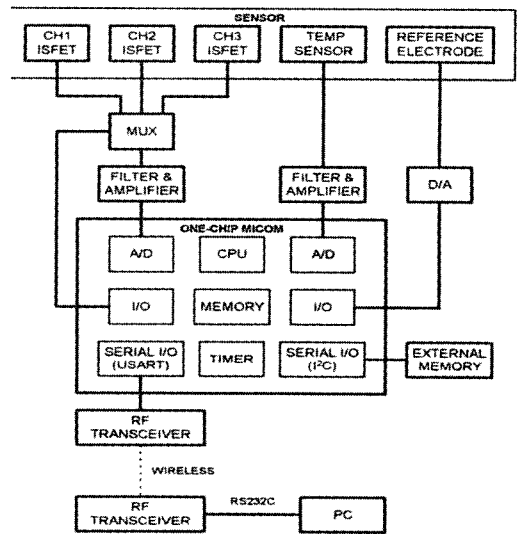


그림 1. ISFET용 무선원격측정시스템 블록도.
Fig. 1. Block diagram of wireless telemetry system.

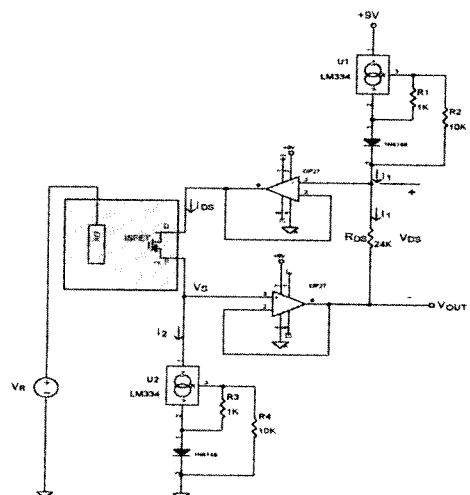


그림 2. 바이어스 회로.
Fig. 2. Bias circuit.

검출된 신호를 증폭하기 전에, 노이즈를 제거하기 위해 간단한 RC 저역 통과 필터를 설계하여 실험한 결과 양호한 결과를 얻었다. 이때 차단주파수(f_c)는 5Hz 정도로 설정하였다. ISFET의 응답속도가 1초 정도의 저주파이므로 신호가 필터를 통과하는 데는 아무런 영향을 받지 않는다. 설계한 필터회로는 그림 3의 (a)에서와 같다. 저항 R_1 의 값은 다음 단 연산증폭기의 입력 바이어스 전류를 제공하는데 충분하도록 68k Ω 으로 설정하였으며, 커패시터 값은 0.47 μ F(표준 커패시터 값)을 선택하였다. 또한 증폭 단을 거친 후, A/D 변환기에 입력하기 전에 증폭 단에서 생긴 노이즈를 제거하기 위해 Butterworth형 2 차 저역 통과 필터 특성을 갖는 Sallen-Key Active filter 구조^[8]로 필터를 설계하였다. 여기에서도 차단주파수(f_c)는 역시 5Hz로 설정하였다. 설계한 필터 회로를 그림 3의 (b)에 나타내었으며, 저항 R_1 과 R_2 는 연산증폭기의 입력 바이어스 전류공급에 영향이 없는 100k Ω 을 선택하였다.

그리고, R_3 , C_1 및 C_2 의 값은 각각 200k Ω , 0.22 μ F 및 0.47 μ F(표준 커패시터 값)을 사용하였다. 그러나 설계한 2차 LPF를 사용한 결과, 노이즈가 완벽하게 제거되지 않아 뒷 단에 앞에서 설계한 1차 저역 통과 필터를 추가한 결과, 노이즈가 제거되었다. 전체 필터회로에 의해 노이즈가 제거되는 모습을 그림 4의 (a)와 (b)에 나타내었다.

ISFET의 출력 신호는 측정범위 pH0~pH14에서 온도에 따른 감도변화를 고려하더라도 크기가 1V 정도이므로 A/D 변환기에 입력하기 전에 적당히 증폭해줄 필요가 있다. 따라서 +9V 단일 전원으로 동작하는 연산증폭기로 구성된 증폭회로를 설계하였으며 그림 5에 나타내었다. 온도에 대한 센서의 출력 변동 및 연산증폭기의 Swing 전압을 고려하여 증폭도는 3배로 설정하였다. 단일전원으로 구현하기 위해 증폭회로는 두 개의 연산증폭기로 구성하였는데, 전단의 증폭기는 3 배 증폭을 하기 위한 것이고, 후단의 증폭기는 반전 및 레벨을 조정하여 A/D 변환기의 입력전압 범위 (0V~5V)에 증폭된 센서출력전압이 적합하도록 하기 위한 것이다.

ISFET 소자는 온도에 대한 영향을 많이 받는 소자^[9]이므로 온도에 대한 보상을 하여야 한다. 온도에 대한 영향의 원인은 첫째, 수소이온농도의 변화에 대한 ISFET 소자의 감도가 변화하는 것이고, 둘째, 온도에 따른 ISFET 소자의 문턱전압이 변화하고 이에 따른 출력전압의 변동이다. 온도에 대한 감도의 변화는 +0.2[mV/pH· $^{\circ}$ C] 정도이다. 문턱전압의 변화는 반도체 공정으로 제조되는 소자의 특성에 따라 결정되는데 1~2

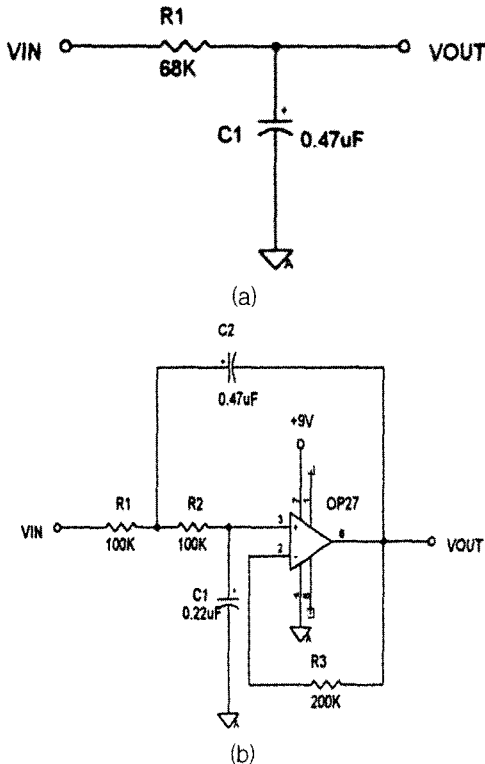
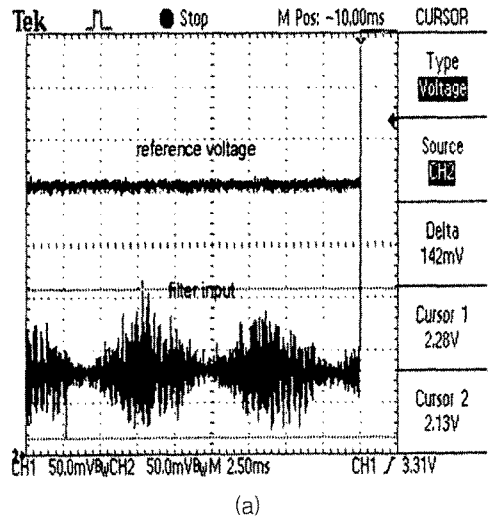
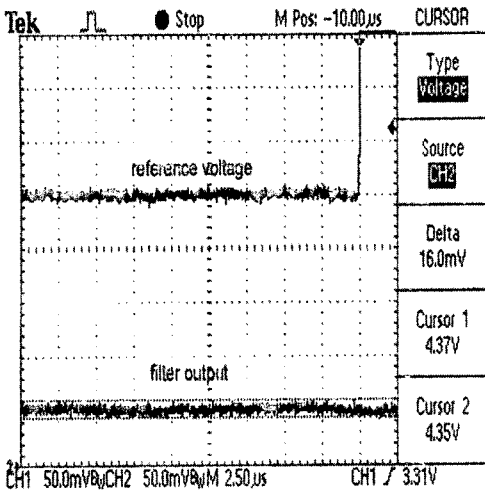


그림 3. 저역통과필터 설계 (a) RC 필터 (b) 2차 Butterworth 필터.

Fig. 3. Design of LPF circuits (a) RC filter (b) 2nd order Butterworth filter.





(b)

그림 4. 설계된 필터의 (a) 입력 파형 (b) 출력 파형.
Fig. 4. Waveform of the designed filter from (a) input (b) output.

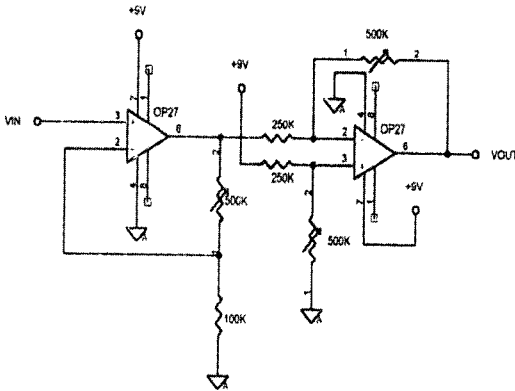


그림 5. 증폭회로
Fig. 5. Designed amplifier.

[mV/°C] 정도이다. 본 시스템에서는 온도 측정 회로를 구성하여 온도를 측정 후 소프트웨어적으로 보상을 해주었다. 온도를 검출하는 회로는 그림 6에서와 같다. 온도 센서는 AD590를 사용하였으며 온도 변화에 따른 출력전압의 변화가 20mV/°C 가 되도록 설계하였다. 저항 $R_1=5.9k\Omega$, $R_2=20k\Omega$ 로 설정하면 100°C 일 때 출력전압이 4V가 되며, 0°C 일 때 출력전압이 2V가 된다. 저항 R_3 는 연산증폭기의 입력단자의 균형을 위해 R_1 과 R_2 의 병렬 저항 값인 4.7 kΩ으로 설정하였다.

본 시스템에서 기준전극은 상용기준전극을 사용하였다. 바이어스 회로에 적절한 전위를 제공

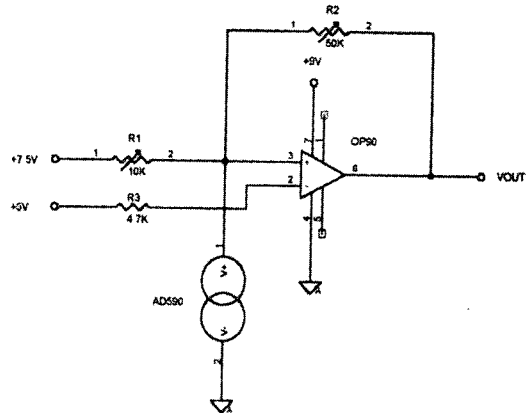


그림 6. 온도 측정 회로.
Fig. 6. Temperature measurement circuit.

하기 위해 각 채널(ISFET)에 알맞은 전위를 D/A 변환기를 통해 인가하였다. 마이크로프로세서에 의해 디지털로 제어된 전위가 기준전극에 인가되는 회로를 그림 7에 나타내었다. D/A 변환은 4개의 D/A 출력을 가지는 AD7305를 사용하여 회로를 구성하였다. 3개의 D/A 변환기는 각 채널(ISFET)에 제공되고 1 개의 D/A 변환기는 자체진단회로를 위한 n형 MOSFET(VN2010L)의 게이트단자에 제공되는데, 이를 위해 멀티플렉서(ADG439F)를 사용하였다. 자체진단회로는 ISFET를 위한 측정회로를 그대로 사용하고 ISFET대신 MOSFET의 게이트에 기준전극의 전위를 인가하는 구조로 되어있다. 즉, MOSFET이 가상의 ISFET 역할을 하게 되므로 측정회로의 정상동작 여부를 확인할 수 있다.

회로 전체의 전원은 +12V 전지를 사용하는데 MC7805를 사용하여 +5V 전압을 생성하고, ADP667을 사용하여 +9V 전압을 생성한다. 그리고, 전지의 교환 시기를 알기 위해, 전지의 출력이 +9.6V 이하로 낮아졌을 때 이것을 검출하는 회로를 설계하였다. 설계한 전원회로를 그림 8에 나타내었다.

측정기와 PC는 무선으로 통신을 한다. 본 시스템에서 사용한 전송방식은 비동기 방식 및 반이중방식, 8 비트, no parity 이며, 전송속도는 최대 1200bps이다. 이를 위해 측정기의 원칩 마이크로컴에 내장된 USART(universal synchronous asynchronous receiver transmitter)가 사용된다. 무선 송수신 장치는 전송주파수의 사용에 제약이 없는 무선주파수 대역(424MHz 대역, FM 방식)이고, 출력은 10mW 이하인 RF 모듈을 사용하였다. 설계한 무선 송수신 회로를 그림 9의 (a)에 나타

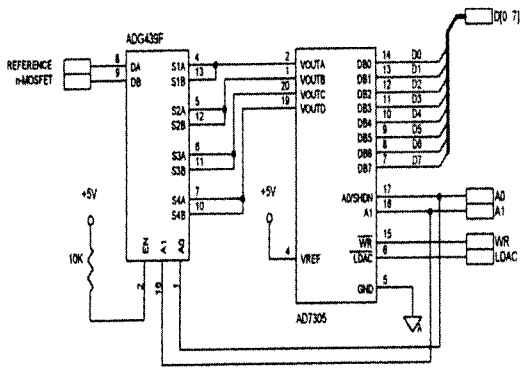


그림 7. 기준전위 회로.
Fig. 7. Reference voltage circuit.

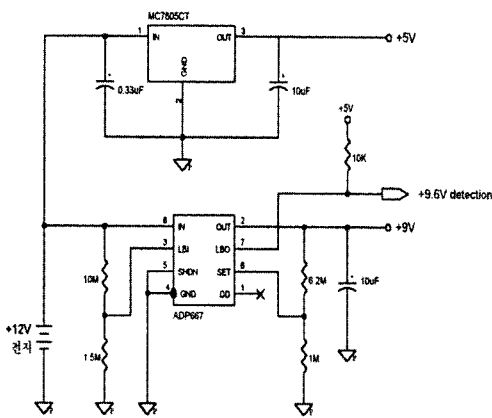
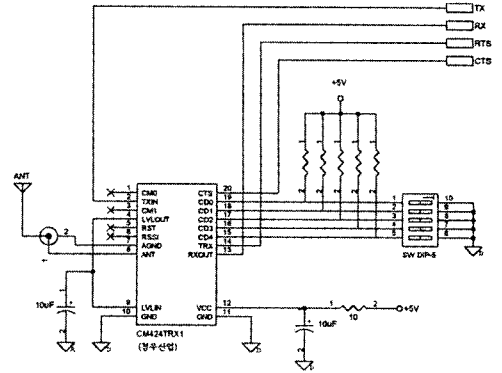


그림 8. 전원공급 회로.
Fig. 8. Power supply circuit.

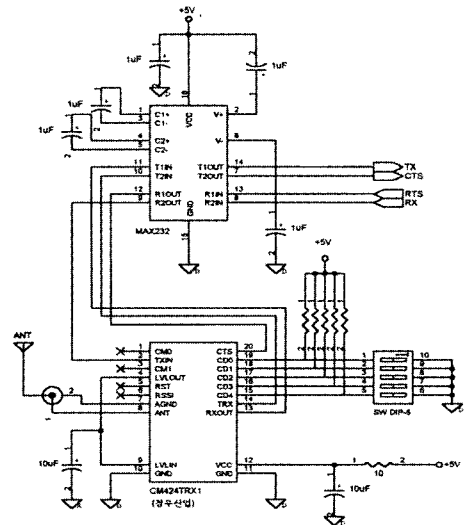
내었다. 또한 PC 에서도 측정기와 송수신을 하기 위한 인터페이스가 필요하며, 이를 위해 측정기와 같은 종류의 RF 모듈을 사용하여 인터페이스 회로를 구성하였고, RS232C 통신방식으로 PC 본체와 연결하였다. 설계한 무선송수신 회로는 그림 9의 (b)에서와 같다. 마이크로프로세서는 Microchips 사의 PIC16C73A의 원칩 마이컴을 사용하였으며, RISC 구조의 CPU로서 소비전류 [수 mA]가 적고, 명령어가 간단하며 전원절약을 위한 SLEEP 명령에 의해서 대기상태로 동작할 수 있는 특징이 있다.

측정기의 제어는 전적으로 PC에서 하도록 설계하였다. PC의 제어에 따라 보정, 측정, 데이터 전송 등의 측정기의 동작이 이루어진다. 이것들에 대한 상세한 내용은 소프트웨어 설계에서 기술한다. 그리고 측정기마다 고유의 ID(identification)를 가지며 이것으로 PC는 여러 개의 측정기를 제어

할 수 있다. 측정기의 전체회로도들 그림10에 나타내었다.



(a)



(b)

그림 9. 무선 송수신 회로 (a) 측정기 (b) PC 인터페이스.

Fig. 9. RF transceiver circuit (a) measurement part (b) PC interface.

(2) 소프트웨어 설계

무선원격 측정시스템의 측정기가 동작하는 전체 흐름도는 그림 11에서와 같다. 측정기의 전원을 공급하면 시스템초기화 루틴에 의해 프로그램의 각종 상수 및 변수, 원칩 마이컴의 입출력 단자 및 레지스터를 적절한 값으로 초기화시킨다. 초기화 이후 측정기는 전력소모를 최소화하기 위해 sleep 상태로 동작한다. 측정기를 동작시

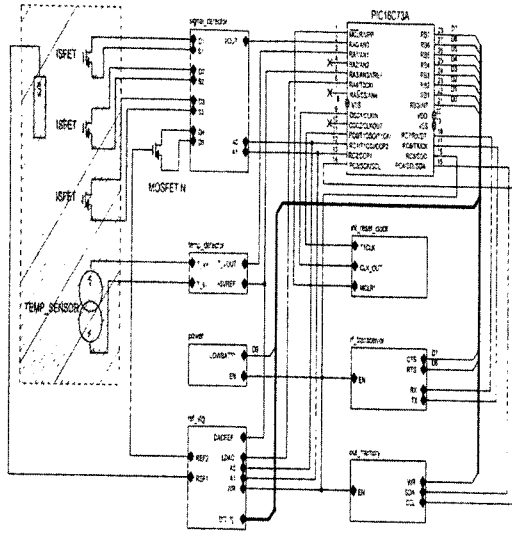


그림 10. 측정기 회로도.

Fig. 10. Circuit diagram of the measurement part.

키기 위해서 PC로부터 입력신호가 들어오거나, 주기적 측정시각이 도래하거나, 경보가 발생하면 측정기는 sleep 상태에서 깨어나게 된다. PC로부터 입력신호가 들어올 때, 수신되는 데이터가 자신에게 수신되는 것인지를 확인한 후 데이터를 수신하고, 자신에게 오는 데이터가 아니면 측정기는 다시 sleep 상태로 들어가고 이후 데이터는 무시된다. 수신된 명령데이터를 분석한 후 측정기는 해당되는 명령어 수행 루틴으로 점프하게 된다. 명령수행을 완료한 후 측정기는 sleep 상태로 들어가게 된다. PC로부터 전송되는 명령어에는 보정 명령, 측정 명령, 측정값 전송 명령, 프로세서 내부 레지스터의 읽기, 쓰기 명령 등이 있다.

pH 보정을 수행하는 흐름은 그림 12에서와 같다. 본 시스템에서 사용된 보정방법의 특징은 가변보정 방식이다. 즉, 보정용액을 특별한 것으로 지정하지 않고 이미 알고있는 임의의 용액을 보정용액으로 사용할 수 있다. 그리고 보정점의 개수는 1점부터 14점까지 가능하도록 하였다. 1점 보정의 경우 ISFET의 평균 감도가 53mV/pH이므로 이것을 보정 그래프의 기울기값으로 사용한다. 또한 2점 이상의 보정일 경우 각구간 별로 보정 그래프의 기울기를 구하여 메모리에 기억한다. 그리고 측정시에 피측정 용액에서 나오는 ISFET의 측정값이 포함되는 구간의 기울기값을 찾아 이를 이용하여 측정값을 pH로 환산하여 표시한다.

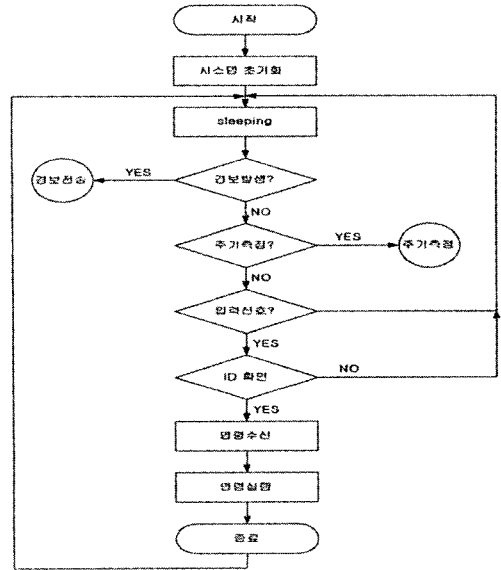


그림 11. 측정시스템의 흐름도.

Fig. 11. Flow chart of the measurement system.

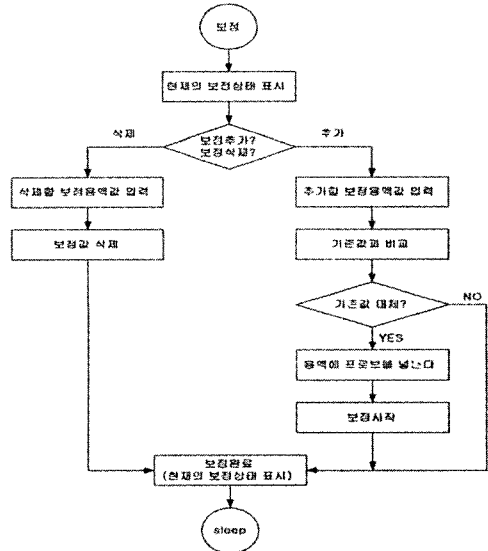


그림 12. pH 보정 흐름도.

Fig. 12. Flow chart of pH calibration.

바이어스 및 보정을 완료하면 측정을 할 수 있게 되는데, 신뢰성을 높이기 위해 3채널의 센서로 측정한다. 일반적으로 ISFET의 오동작의 원인은 다음과 같이 크게 두가지로 나눌 수 있다. 첫째 정전기에 의해서 ISFET의 감이온 게이트의 절연이 파괴되어 오동작하거나, 둘째 ISFET의 감이온 게이트 주위에 이물질이 부착되거나 기포가

발생하여 기준전극의 전위가 제대로 인가되지 않아서 정상적인 동작을 하지 않는 경우가 있다. 오동작하는 ISFET 채널의 경우 증폭기를 통해서 A/D 변환기로 들어오는 신호가 0V 또는 5V 이므로 정상적인 동작을 하는 ISFET의 채널과 쉽게 구별할 수 있다. 본 측정시스템에서는 3채널의 ISFET 센서의 신호들 중에서 오동작하는 채널의 신호를 제외하고, 나머지 채널들의 평균값을 구하는 방식을 적용하여 측정의 신뢰성을 기하였다.

III. 결론 및 고찰

A/D 변환기에서 디지털로 읽어들이는 측정값이 메모리에 저장된 후 무선으로 PC에 전송되는 데이터 파형을 그림 13에 나타내었다. 전송데이터의 시작을 알리는 1 바이트의 데이터(STX)가 보내지고, 그 뒤에 PC를 가리키는 ID가 보내진다. 따라서 PC는 자신에게 들어오는 전송데이터이므로, 계속해서 데이터를 받아들이게 된다. 그 뒤에는 측정데이터의 전송을 알리는 명령어(INST)가 보내지고, 그 뒤에 실질적인 데이터가 전송되는데, 한번에 보내는 데이터의 크기는 12 바이트(DATA0-DATA11)로 정하였다. 마지막으로 전송 데이터의 종료를 알리는 전송종료(EOT)데이터가 보내진다. 전송방식이 비동기 방식이므로 1 바이트의 데이터를 보내기 위해 시작비(STX)와 종료비(STOP)가 데이터의 앞뒤에 나타남을 볼 수 있다. 실험결과 정상적으로 데이터 전송이 이루어짐을 확인하였다.

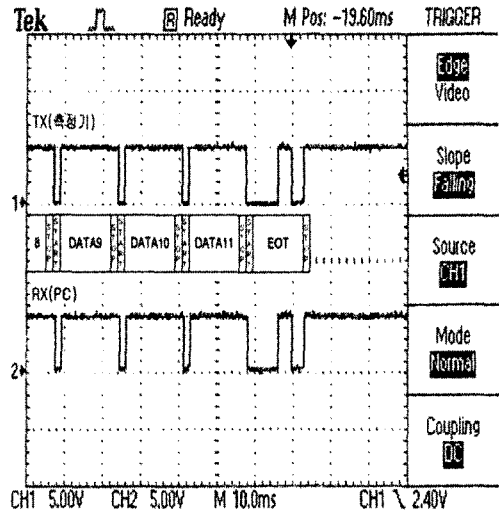


그림 13. 전송 데이터 파형.

Fig. 13. Waveform of the transmission data.

제작된 측정기 및 PC를 포함한 전체 시스템의 사진을 그림 14에 나타내었다. 1개의 측정기를 2 점 보정 방식으로 보정한 후 표준용액(pH4.01, pH7.00, pH10.01)의 pH를 측정하여 PC에서 그 측정값을 수신 받아 전체 시스템의 성능을 검증하였다. 표 1은 각 용액별로 5번 반복 측정값과 실제 표준용액의 값을 비교해서 나타낸 결과이다. 표준용액의 값과 비교해볼 때 측정값의 오차범위가 $\pm 0.1\text{pH}$ 이내로 대체로 양호함을 알 수 있다.

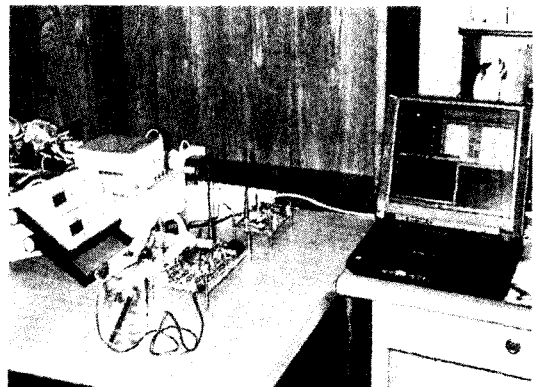
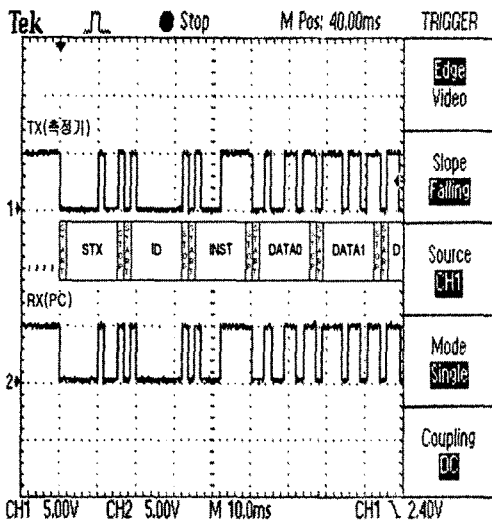


그림 14. ISFET용 무선원격측정시스템의 사진.

Fig. 14. Photograph of wireless telemetry system for ISFETs.

본 연구에서는 pH-ISFET을 사용하여 수소이온 농도를 무선으로 원격 측정할 수 있는 시스템을 구현하였으며, 제작된 시스템의 주요특징을

표 2에 나타내었다.

표 1. 표준용액에서의 측정결과.

Table. 1. Measurement result in the standard solutions.

| 측정횟수 | pH 표준용액 | | |
|------|---------|---------|----------|
| | pH 4.01 | pH 7.00 | pH 10.01 |
| 1 | pH 4.0 | pH 7.0 | pH 10.0 |
| 2 | pH 4.0 | pH 7.0 | pH 10.0 |
| 3 | pH 4.0 | pH 6.9 | pH 9.9 |
| 4 | pH 4.1 | pH 6.9 | pH 9.9 |
| 5 | pH 4.1 | pH 6.9 | pH 9.9 |

표 2. 제작된 시스템의 주요특징.

Table. 2. Characteristics of the manufactured system.

| 기능 | 특징 |
|--------|-------------------------------|
| 측정 방식 | 다채널 측정 (3채널) |
| 측정 범위 | pH2 - pH12 |
| 오차 범위 | ± 0.1pH |
| 보정 방법 | 가변보정 (1점-14점) |
| 보정 용액 | 보정용액값 선택 |
| 온도 보상 | 0°C - 50°C |
| 온도 측정 | 0°C - 100°C |
| 경보 | 측정범위이탈 경보, 전원 경보, ISFET 진단 경보 |
| 데이터 전송 | 무선통신 (424MHz대역, FM방식) |
| 전송 방식 | 비동기, 반이중 방식 |
| 통신 속도 | 최대 1200bps |
| 전원 | 전지(+12V) |

본 시스템은 무선측정이므로, 원하는 곳에 편리하고 신속하게 설치 및 측정할 수 있고, 다채널 측정 방식을 적용하여 시스템의 신뢰성을 증대시켰으며, 무인으로 측정하여 데이터를 보관 및 전송할 수 있도록 하였다. 현재의 시스템은 측정기와 PC로만 구성되어 동작하여 여러 사람이 데이터를 공유하는데 시간이 걸리는 단점이 있다. 또한 PC에서 명령어 및 데이터를 입출력을 하기 위해 명령어를 직접 입력하는 방법을 사용하였는데 앞으로 GUI(graphic user interface)방법으로 설계하면 사용자는 더욱 편리하고 쉽게 시스템을 운용할 수 있을 것이다. 본 시스템을 발전시켜, 컴퓨터망이나 전화망 등의 공중통신망을 이용하

여 시스템을 연결하면 여러 사람이 실시간으로, 동시에 여러 측정 점을 관측할 수 있는 편리한 시스템이 되리라 기대한다.

참고 문헌

- [1] P. Bergveld, Development of an ion-sensitive solid-state device for neurophysiological measurements, IEEE Trans. Biomed. Eng., 17, page (s): 70-71, 1970.
- [2] T. Matsuo and K. D. Wise, An integrated field-effect electrode for biopotential recording, IEEE Trans. Biomed. Eng., 21, page (s): 485-487, 1974.
- [3] J. N. Zemel, Ion-sensitive field-effect transistors and related devices, Anal. chem., 47, page (s): 225A-268A, 1975.
- [4] R. P. Buck and D. E. Hackleman, Field effect potentiometric sensors, Anal. chem., 49, page (s): 2315-2321, 1977.
- [5] 손병기, Ion sensitive field effect transistors, 경북대 박사학위 논문, 1980.
- [6] L. Bousse, N. F. de Rooij and P. Bergveld, Operation of chemically sensitive field-effect sensors as a function of the insulator-electrolyte interface, IEEE Trans. Electron Devices, 30, page (s): 1263-1270, 1983.
- [7] J. F. Schenck, A transistor method for measuring changes in double layer potential, J. Collid and Interface Science, 61, page (s): 569-576, 1977.
- [8] D. A. Bell, Operational amplifiers, Prentice-Hall, page (s): 266-268, 1990.
- [9] 박연준, pH-ISFET의 온도의존특성, 경북대 석사학위 논문, 1987.

 著 者 紹 介

정 훈

1987년 서울 산업대학교 전자공학과 졸업
(학사)

1990년 광운대학교 대학원 전자공학과 졸업
(공학석사)

1998년 경북대학교 대학원 센서공학과 박사
과정 수료

1990년 -현재 한국 통신 기술(주) 통신사업
2팀 차장

주관심 분야 : FET형 용존 산소 센서, 센서
신호 처리

이 영 철

1995년 경일대학교 전자공학과 졸업 (학사)

1998년 경북대학교 대학원 센서공학과 졸업
(공학석사)

2000년 동대학원 전자공학과 반도체 전공 박
사과정 수료

현재 동대학원 박사과정

주관심 분야 : 반도체 화학 센서, 반도체 소자
제조 공정

김 영 진

1996년 2월 경북대학교 전자공학과 졸업(공
학사)

1998년 2월 경북대학교 센서공학과 대학원
졸업(공학석사)

현재 경북대학교 전자공학과 박사과정

주관심분야 : 반도체 화학 센서, 반도체 소자

손 병 기

1960년 경북대학교 사범대학 물리학과 (이학사)

1962년 동대학교 대학원 물리학과 (이학석사)

1967-1968년 미국 University of Arizona
대학원 물리학과 (박사과정)

1981년 경북대학교 대학원 물리학과 (이학박사)

현재 경북대학교 전자전기공학부 교수, 경북
대학교 센서기술연구소 소장

주관심 분야 : 반도체 센서, 센서 제조 및 공
정, 센서 신호 처리