

논문 2001-10-4-05

다채널 LAPS 제작 및 이를 이용한 pH 변화량 검출 시스템 구현

배상곤, 박일용, 박영식, 장수원, 이승하, 강신원, 조진호

Implementation of Multichannel LAPS and Measurement System for Detection of the pH Variation Using an Implemented Device.

Sang Kon Bae, Il Yong Park, Young Sik Park, Soo Won Jang,

Sung Ha Lee, Shin Won Kang, Jin Ho Cho

요 약

본 논문은 pH감도와 교류 광전류의 바이어스 포텐셜 의존성을 이용한 다채널 센서인 LAPS의 실제 제작과, 동기 검파 및 다중화 방법을 이용하여 제작된 센서의 신호를 효과적으로 측정하기 위한 시스템 구현에 관한 것이다. 제작된 LAPS소자는 여러 종류의 물질을 동시에 측정하기 위하여 다채널 감지면으로 구성하였으며, 제작된 소자에 적합한 측정 시스템은 높은 S/N를 유지하면서 다채널 pH농도 측정이 가능하도록 하나의 전치 증폭단을 이용한 시분할 측정과 이에 적합한 제어 시스템을 포함한다. 전체 시스템 하드웨어는 전치 증폭부, 디지털부 및 센서부로 구성되었으며, 소프트웨어는 디지털 제어용 시스템 프로그램과 PC프로그램으로 구성된다. 구현된 시스템의 성능을 평가한 결과 양호한 감도, 선형성으로 LAPS에 의한 다채널 측정이 가능함을 보였다.

Abstract

LAPS is a device which is dependent on the bias potential between a pH sensitivity and alternating photocurrent. We implemented the multichannel LAPS device and the detection system which was able to effectively measure the sensor's output by a synchronized detection circuit and multiple methods. The implemented LAPS was structured the multiple sensing sites for analyzing a various components simultaneously. And the system included a time-division method using one pre-amplifier being able to detect the multichannel pH concentration preserving a high S/N ratio and a control part. System hardware consists of a pre-amplifier, digital unit and sensor unit, and software consists of a system program and PC program. As results, we verified the successful operations of system including an implemented pre-amplifier and signal processing units.

1. 서 론

각종 세균에 따른 생화학적 부산물 및 화학물

경북대학교 전자전기공학부(School of Electronic & Electrical Engineering, Kyungpook National University.

<접수일자 : 2001년 3월 15일>

질의 농도 분석은 환경, 의학, 국방 과학 및 생화학 연구와 같은 다양한 분야에서 매우 중요시되고 있다. 이러한 생화학 검출에 사용되는 소자로는 여러 가지가 개발되어 왔으며, 최근 구현된 실리콘 기판상에 적외선 광으로 광전류를 여기시켜 pH변화를 검출하는 메카니즘에 기반을 둔 LAPS(Light Addressable Potentiometric Sensor)는 생물 감지를 가능하게 하는 가장 중요한 소자로 부상하고 있다^{1~3)}. 일반적으로 LAPS는 환경,

국방 및 생화학 분야에서 미생물·독소나 특정 항체의 농도 검출을 위하여 생화학 반응의 시간에 따른 pH 변화량을 모니터링하여 이를 간접적으로 추정하는데 많이 사용된다. 이는 광지시 위치에 따른 소자 응답을 측정할 수 있으므로 동일 소자위에서 다종의 물질 분석이 가능할 뿐 아니라 반도체 공정에 의한 제작으로 규격화가 용이하며 구조도 비교적 간단하다^[4]. 하지만 이러한 생화학 반응에 의해 나타나는 pH변화량은 매우 미약하므로 소량의 시료에서 반응을 관측하는 것이 유리하며, 다채널 분석을 위하여 대상 시료의 독립적 시료 감지부가 필요하게 된다. 따라서, LAPS소자의 개발에 있어서, 측정상의 특성을 고려한 다채널 LAPS소자의 설계가 필요하게 된다. 또한 LAPS에서 검출되는 출력 전류는 매우 미약하므로, 정확한 출력 신호 검출을 위해서는 신호대 잡음비가 높은 검출 신호 처리부를 필요로 한다.

지금까지 이루어진 LAPS에 관한 연구를 살펴보면 크게 소자 성능 개선과 소자 응용 부분으로 나누어진다. L. Colalongo등은 LAPS소자의 각 층에서 나타나는 전하의 분포를 모델링하여 교류 광원 및 직류 전압에 의한 소자의 출력을 분석하였으며^[5], L. Bousse등은 pH변화를 검출하여 효소 반응을 측정하기 위한 소자 설계에 관한 연구를 수행하였다^[6]. 이들은 LAPS 소자 개발, 감도 및 특성 개선을 중심으로 이루어져 왔다. 또한 LAPS응용 측면에서 T. Sato등은 LaF_3 가스 검출을 위하여 LAPS를 사용하였으며^[7], Y. Kanai등은 미각 센서를 위하여 LAPS를 사용한 예를 보였다^[8]. 최근 들어, S. Inoue등은 LAPS에 인가되는 연속적 광원을 이용하여 생화학 반응의 2차원적 분포를 이미지화할 수 있는 방법을 제시하기도 하였다^[9]. 하지만 이들은 센서 특성 및 검출 가능성을 확인하기 위한 것이므로 신호 검출을 위해서는 고가의 상용 계측기가 사용되었다. 또한 M. Adami등은 PC를 이용한 단일 채널 전위차계 바이오 센서 시스템의 제작에 관한 하드웨어 및 소프트웨어에 관련된 내용을 제시하였다^[10].

LAPS소자는 2차원 구조로 제작이 용이하며, 다양한 종류의 미생물 감지 및 동시 다중 검체 분석을 위한 다중 채널용 센서등으로 응용 가치가 매우 높다. 이러한 다채널 LAPS소자의 활용

을 위해서는 소자 개발뿐만 아니라 신호처리 방법의 연구가 병행되어야 한다. 하지만 LAPS소자는 미약한 출력 광전류 특성으로 인해 신호 측정을 위해서 고가의 장비가 필요하게 되며, 특히 다채널 측정을 위해서는 많은 장비가 필요하게 되므로 실질적인 다채널 소자 개발에도 많은 어려움이 있다. 따라서, 소자의 제작 공정 확립 및 제작된 소자에 의한 실제 응용을 위한 다채널 pH 신호의 동시 측정 방식에 대한 연구가 필요하게 되었다.

본 논문은 pH감도와 교류 광전류의 바이어스 포텐셜 의존성을 이용한 독립된 다채널 LAPS의 실제 제작과 시분할 다중화 방법을 이용하여 제작된 센서의 신호를 측정하기 위한 시스템 구현에 관한 것이다. 제작된 LAPS소자는 소량의 시료 감지부에 의한 측정이 가능하며 LED의 순차적 점등에 의해 여러 종류의 물질을 동시에 측정하기 위한 구조의 독립적인 다채널 감지면으로 구성하였으며, 제작된 소자에 적합한 측정 시스템은 높은 신호대 잡음비를 유지하면서 다채널 pH농도 측정이 가능하도록 하나의 전치 증폭단을 이용한 시분할 다중화 방법과 이에 적합한 제어 시스템을 포함한다. 구현된 전치 증폭단은 노이즈의 영향을 줄이기 위하여 동기 검파 증폭기를 사용하였으며, 직류 바이어스 및 교류 광신호 인가를 위하여 Analog Device사의 14 bit DA변환기인 AD7634 및 LM555 타이머에 의한 펄스 발진 회로를 사용하였다. 전체 시스템 하드웨어는 전치 증폭부, 디지털부 및 센서부로 구성되었으며, 소프트웨어는 측정값을 다중화하여 PC로 전송하고 측정에 필요한 제어를 수행하기 위해 Intel 8096 MPU를 기반으로 제작한 디지털 제어용 시스템 프로그램과 다중화된 측정값을 재구성하여 디지털 신호 처리를 수행하기 위해 비주얼 C++로 제작한 PC프로그램으로 구성되었다. 따라서, PC와의 인터페이스에 의해 정확한 pH변화 기울기 검출이 가능하게 하였다. 구현된 시스템의 성능 평가는 8개 채널로 구성된 LAPS소자를 이용하여 3가지의 표준 pH용액에 대한 변곡점 Bias전압의 변화를 통하여 감도 및 선형성을 확인할 수 있었다. 측정 결과, 제작된 전치 증폭단 및 시스템이 양호하게 동작함을 확인할 수 있었다.

II. 본 론

1. LAPS 동작 원리

EIS(Electrolyte/Insulator/Silicon)구조로 구성된 LAPS는 변조된 광(λ : 940nm)을 반도체 표면에 조사하여 감지막과 전해질 계면에서의 표면 전위를 측정하는 것으로^[11], 직류 전압이 LAPS소자내에 교류 광변조 신호와 동시에 인가된다. 인가 전압이 평탄대역과 축적 상태 사이의 값일때는 교류 광전류/바이어스 전압 곡선은 광에 의해 발생된 전류가 없는 축적상태와 최대인 반전상태 사이에서 급격한 변화를 보인다. 이러한 조건에서, 감지막과 전해질 계면에서의 전위 변화를 측정해 보면 광전류 곡선은 전압 축을 따라 이동하는 것을 관찰할 수 있다. 그러므로, 변곡점에서의 전압은 EIS구조에서 평탄 대역 전압에 의존하게 되고, 이때 평탄 대역 전압은 pH에 직접 관계되는 실리콘 표면 전위의 변화에 의존하게 된다.

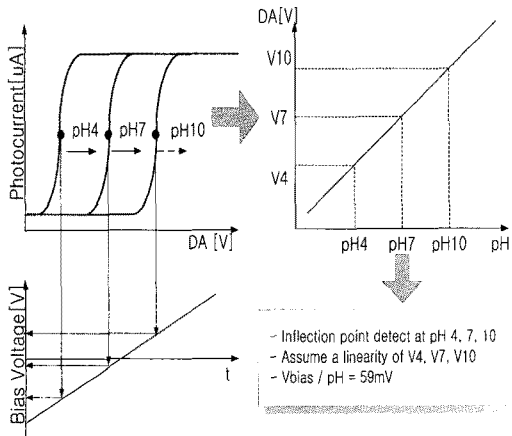


그림 1. LAPS소자의 전압-전류 특성곡선 및 pH 검출.

Fig. 1. I-V curve of LAPS and pH detection.

그림 1은 이와 같은 I-V특성곡선의 형태 및 pH 4, 7, 10에 따라 동일한 출력을 얻기 위한 바이어스 전압 V4, V7, V10의 변화를 나타낸다. 이렇게 측정된 바이어스 전압값의 이동과 pH농도와의 관계는 Nernst방정식에 의해 결정되므로 측정된 바이어스 전압 변화를 59mV로 정규화함으로써 실제 pH에 해당하는 값을 식(1)에 의해 얻게 된다^[12].

$$C_{pH} = C_0 + \frac{V_{measur} - V_0}{59mV} \quad (1)$$

여기서 C_0 는 초기 pH농도, V_{measur} 는 측정 인가 전압값, V_0 는 초기 인가 전압이다.

2. LAPS 소자의 제작

LAPS는 여러 개의 측정면을 하나의 소자위에 구성하여 광원의 지시 위치에 따라 각 측정면의 물질을 검출할 수 있는 소자이다. 따라서 여러종류의 물질 측정을 위하여 독립적인 측정면의 구성이 필요하게 된다. 본 논문에서 제작된 소자의 독립적인 채널 구성은 그림 2와 같다. 다채널 소자를 위한 총 마스크 수는 2장으로 감지부 형성을 위한 마스크와 전극 형성을 위한 전극용 마스크이다. 감지부로는 중앙에 1개의 기준 채널과 8개의 감지 채널을 2.1×2.1cm의 소자내에 각각 일정하게 배열하였다. 그리고 신호 측정을 위한 소자의 전극은 다채널 소자의 각각의 감지부에 광이 비추어지므로 감지부 영역을 제외한 부분에 전극이 형성되도록 설계하였다. LAPS소자의 기판으로 사용되는 실리콘 웨이퍼는 p-type의 저항률 $\rho = 22 \sim 38 \Omega \cdot \text{cm}$, 직경이 4인치(100)인 것을 사용하였다. 그림 3에 다채널 소자의 제작 공정 단면도를 나타내었다. 우선, 웨이퍼를 초기 세척하고, 실리콘 웨이퍼 앞면에 습식 산화법으로 1100°C에서 약 9000Å의 산화막을 성장시켰다. 금속과 ohmic접촉을 위해 실리콘 웨이퍼 뒷면의 전극 부분의 산화막을 사진 식각법으로 제거하고, 열 확산법으로 1100°C에서 약 10분간 p+를 도핑하였다. 도핑후 생긴 실리콘 표면의 PSG와 실리콘 산화막은 약 80°C에서 H₂SO₄/ H₂O₂(3:1), BHF(6:1)를 사용하여 습식 식각법으로 제거하였다. 사진 식각법으로 다채널 감지부를 형성하고 감지부의 산화막을 습식 식각법으로 제거한후 건식 산화법으로 950°C에서 약 300Å 정도의 게이트 산화막을 성장시켰다. H⁺이온을 감지하기 위한 감지막으로 사용되는 실리콘 질화막은 790°C에서 LPCVD법으로 약 1000Å의 두께로 산화막 위에 증착하였다. 실리콘 웨이퍼 뒷면의 산화막과 실리콘 질화막은 건식 식각법으로 제거하고, 사진 식각법으로 다 채널용 전극 패턴을 형성한 후 열 증착법으로 Al전극을 형성하였다. 형성된 전극은

500°C, H₂분위기에서 약 10분간 열 처리하여 다 채널 LAPS소자를 제작하였다.

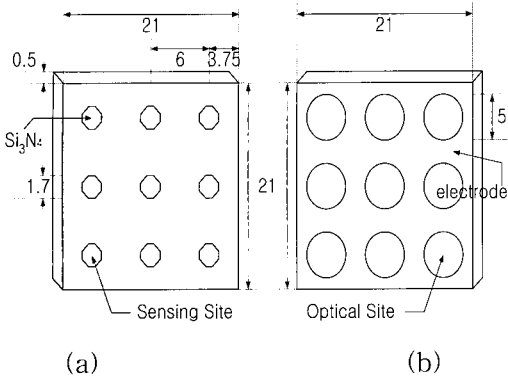


그림 2. 다채널 소자용 (a) 감지부용 및 (b) Al 전극용 마스크 레이아웃 패턴

Fig. 2. Mask layout of (a) sensing part (b) Al electrode for multichannel LAPS device.

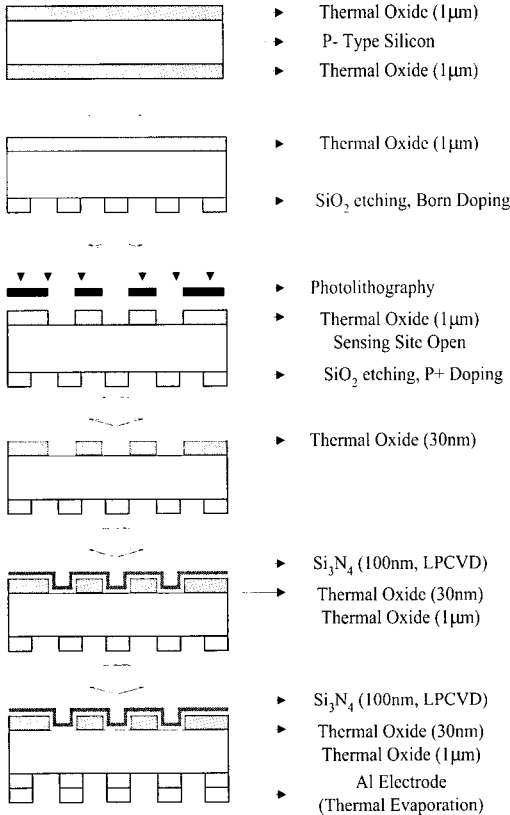


그림 3. 다채널 LAPS 소자 제작 공정도

Fig. 3. Fabrication process flow of LAPS device.

3. 다채널 측정 시스템

제작된 다채널 소자의 측정을 위한 시스템은 8개의 측정면을 위한 다중화 구동 회로를 필요로 하게 된다. 그림 4는 다채널 소자 측정을 위한 전체 시스템 구조를 나타내고 있다. 이는 센서부, 광원부, 계측부로 나누어지며 계측부는 바이어스 전압 인가를 위한 DA변환기, 아날로그 신호처리를 위한 Lock-In Amp., 측정값 입력을 위한 AD부 및 제어부로 이루어진다.

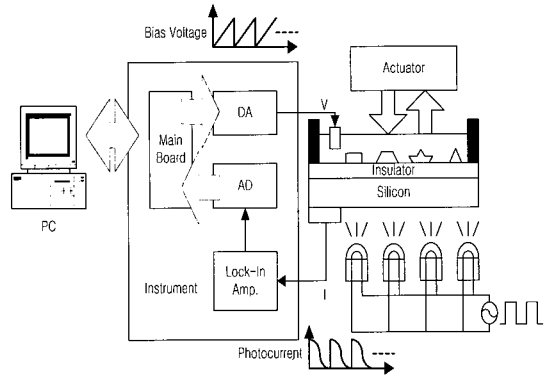


그림 4. 전체 시스템 구성도.

Fig. 4. Structure of LAPS system.

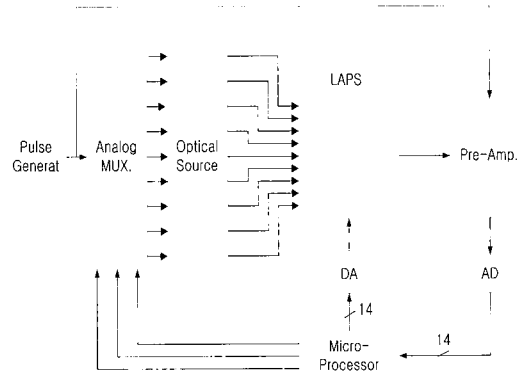


그림 5. 다채널 구동을 위한 시분할 측정 구성도.

Fig. 5. Structure of time-division measurement for multichannel operation.

따라서 다채널 측정에 적합한 시스템은 LM555 타이머를 기반으로 제작된 펄스 발생 장치에 의한 기준 펄스 신호를 아날로그 선택기로 인가하고 디지털 제어에 의해 독립된 기준 신호를 광원에 인가하게 되면 이 광원에 의해 소자의 각 채널이 선택적으로 동작하게 된다. LAPS소자의 출

력은 하나의 출력 라인을 통하여 측정이 되므로 각 채널을 구분하여 측정할 수 있어야 한다. 따라서 채널별 동기가 필요하게 되고 이 동기화 과정은 마이크로에 의해 이루어진다. 그림 5는 이러한 동작이 수행되기 위한 다채널 시스템의 시분할 측정을 위한 구성도를 나타내고 있다.

그림 6은 다채널 소자 구동을 위한 시스템 구성을 나타낸 것으로 각 센서면에 독립적인 광원에 의한 시분할 다중화 방식을 사용하여 광 신호를 인가하게 된다. 각 채널별 신호 입력은 순차적으로 행해지며 이 순차 조사를 위하여 메인보드 제어에 의한 아날로그 멀티플렉스를 사용하였다. 인가된 광원에 의해 나타나는 소자 출력 신호는 소자의 특성상 하나의 출력 단자에 의해 직렬 순차적으로 나타나게 되며 이 출력신호를 인가 신호와 동기시켜 채널별로 분리함으로써 다채널의 측정을 수행하게 된다. 따라서 DA변환기에서 발생한 DC성분을 충분히 안정시킨 다음 동일한 DA출력값을 첫 번째 채널에 해당하는 바이어스 전압으로 사용하고 순차적으로 8채널에 대한 바이어스 전압으로 사용한다. 8채널의 바이어스 전압 인가가 모두 끝나고 나면 DA변환기의 출력을 변화시키고 다시 첫 번째 채널부터 위의 과정을 반복함으로써 하나의 DA변환기를 이용하여 직류 바이어스 전압을 인가할 수 있게 된다. 그림은 인가된 직류 바이어스에 의해 나타나는 출력 신호의 분리를 나타내고 있다. 이 채널별 출력 분리는 Intel 8096MPU의 순차 제어에 의해 해당 바이어스가 인가 되었을 때 나타나는 출력 전압을 검출

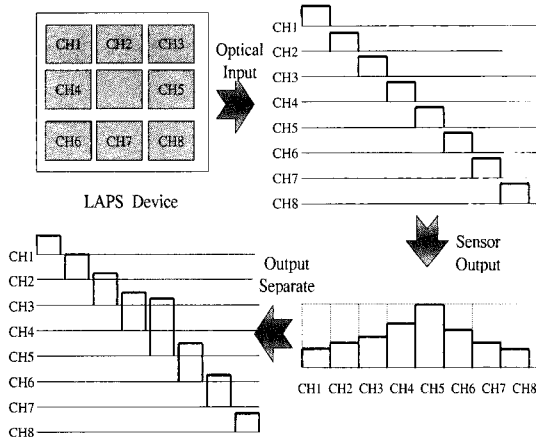


그림 6. 다채널 측정을 위한 구성도.
Fig. 6. Structure for multichannel measurement.

함으로써 외부 제어 신호 없이 동기를 맞추게 된다.

4. 송수신 프로토콜 설계 및 제작

시스템의 특징중의 하나는 메인보드 및 PC에서 측정에 관련된 제어를 분담하여 수행하게 되는 것이다. 이를 위하여 메인보드 및 PC사이에는 명령어 및 측정 데이터를 주고받아야 하며 이를 위해 메인보드와 PC사이에는 데이터 전송 및 구분을 위한 프로토콜이 정해져야한다. 본 논문에서는 PC에서 메인보드로의 측정 수행을 위한 명령어와 메인보드에서 PC로의 측정값 전송을 위한 프로토콜이 사용되게 된다. 이때 PC측으로 전송되어야 할 데이터는 현재 선택된 채널에 관한 정보, 상기 채널의 현재 측정값 및 현재 바이어스 값을 전송하여야 한다. 또한 위의 정보를 구분할 수 있는 구분자가 각 정보 사이에 삽입되어 최종 전송될 문자열의 포맷을 이루게 된다. 각 정보의 구분을 위하여 사용되어진 구분자는 CH-CH을 위하여 SPACE, CH-측정값을 위하여 ',', 측정값-바이어스값을 위하여 ':'을 각각 사용하였다. 이처럼 측정값 계산을 위해 전송될 데이터 포맷과 전송과정을 그림 7에 나타내었다.

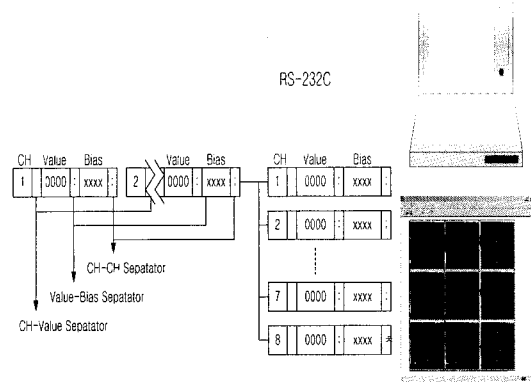


그림 7. 전송 데이터 구조와 프로토콜.
Fig. 7. Data structure for transmission and protocol.

이렇게 각 채널별로 측정된 데이터를 신뢰성 있는 데이터 값으로 표현하기 위하여 1분에 약 256번 정도의 데이터 전송이 이루어지도록 하였다. PC에서 전송 받은 데이터를 이용하여 한 포인트를 결정하기 위해서는 채널정보 2Byte, 채널

-측정데이터 구분자 1Byte, 측정 데이터 4 Byte, 측정데이터-바이어스 구분자 1 Byte 및 바이어스 데이터값 4 Byte로 총 12 Byte가 필요하게 되며, 다채널에 대해 한 포인터씩 표시하기 위해서는 $12\text{Byte} \times 8\text{채널} = 96\text{Byte}$ 가 필요하게 된다. 이는 현재 메인보드에서 사용하고 있는 전송속도인 9600 bps를 고려할 때 DA/AD변화 및 그래픽 시간을 감안하더라도 충분한 데이터 전송량이라고 볼 수 있다. 따라서 1회 측정에 사용되는 전체 데이터 전송량은 약 25KByte정도가 소요되며 이는 PC프로그램에서 사용될 데이터 저장을 위한 배열에 영향을 줄 수 있다.

5. 전치 증폭단

다채널 LAPS소자에서 나오는 출력 전류 신호는 매우 미약하므로, 주변 잡음이 포함된 신호를 높은 S/N비를 가진 상태에서 정확히 측정할 수 있는 전치 증폭단이 필요하게 된다. 이를 위하여 본 논문에서는 고도로 안정된 동기 검파 증폭기인 Lock-In앰프를 제작하였다. 광원에 인가되는 클럭 신호 및 기준 신호의 주파수는 센서의 출력에 많은 영향을 미치게 된다. G. Verzellesi에 의해 시뮬레이션 및 측정된 LED광원에 따른 LAPS의 주파수 응답 특성에 의하면 pH7용액에서 LED광원에 흐르는 전류를 10mA로 고정할 상태에서 LED광원의 주파수에 따른 응답은 1kHz이하에서는 교류 광전류가 미약하게 나타나며 10kHz 부근에서 가장 큰 응답 신호가 나타남을 알 수 있다^[7]. 따라서, 본 논문에서는 높은 신호대 잡음비를 유지하기 위하여 발진 주파수를 10kHz로 정하였다. 구현된 전치 증폭단은 신호 성분에 해당하는 신호와 잡음 성분에 해당하는 신호를 검출하고, 이 신호의 차이를 이용하여 최종 출력 신호를 얻는다. 본 논문에서는 타이머(LM555) 및 RS 플립플롭을 이용하여 기준 신호를 발생하게 된다. 식(2)은 각각 발진 신호 $x(t)$ 와 동기 기준 신호 $x_2(t)$ 및 비동기 기준 신호 $x_2'(t)$ 의 파형을 표현하는 식이다.

$$\begin{aligned} x(t) &= \begin{cases} 1 & 0 < t \leq \pi/2 \\ -1 & \pi/2 < t \leq \pi \end{cases} \\ x_2(t) &= \begin{cases} 1 & \pi < t \leq 2\pi \\ -1 & 0 < t \leq \pi \end{cases} \\ x_2'(t) &= \begin{cases} 1 & \pi/2 < t \leq 3\pi/2 \\ -1 & -\pi/2 < t \leq \pi/2 \end{cases} \end{aligned} \quad (2)$$

이와 같이 발생된 기준 신호 $x_2(t)$ 는 동기 신호 검출용 곱셈기 회로의 곱셈인자로 공급되고, 90°위상 지연이 있는 기준 신호 $x_2'(t)$ 는 비동기 신호 검출용 곱셈기 회로의 곱셈인자로 공급된다. 한편 기준 신호 $x_2(t)$ 는 전압 안정화 회로를 거쳐서 LED구동회로에 공급되고 이 광 신호에 의한 LAPS의 출력 신호는 입력 신호의 주파수 및 위상을 반영하는 사인 형태 ($S(t) = \sin \omega t$)로 나타난다. 센서 출력 신호는 다량의 잡음을 포함한 광원 입력 신호와 동일한 위상 및 주파수 성분만을 가진 신호이다. 이 신호는 전류-전압 변환기와 BPF를 통과하게 되고, 이 출력 신호의 진폭은 LAPS소자의 반응에 의한 광전류의 크기와 일차 비례한다. 그러나 BPF만 통한 경우에는 증폭 경로상에서 생긴 잡음이나 필터링 되지 못한 여분의 잡음이 포함되어 있으므로 이를 제거하기 위하여 앞서 발생된 기준 신호 $x_2(t)$ 와 곱셈을 수행하게 된다. 식(3)은 센서 출력 신호 $S(t)$ 에 대해 동기 기준 신호 $x_2(t)$ 및 비동기 기준 신호 $x_2'(t)$ 의 곱에 의해 나타나는 출력을 각각 나타내고 있다.

$$\begin{aligned} S(t) &= \sin \omega t \\ S_1(t) &= s(t) * x_2(t) = \begin{cases} \sin \omega t & 0 < t \leq \pi \\ -\sin \omega t & \pi < t \leq 2\pi \end{cases} \\ S_2(t) &= s(t) * x_2'(t) = \begin{cases} \sin \omega t & \pi/2 < t \leq 3\pi/2 \\ -\sin \omega t & -\pi/2 < t \leq \pi/2 \end{cases} \end{aligned} \quad (3)$$

이렇게 검출된 곱셈 출력 신호는 LPF를 거쳐 DC성분으로 변환된다. 이때 $S_1(t)$ 의 DC성분은 전파 정류 파형의 r.m.s.값에 해당하고 $S_2(t)$ 는 원점에 대한 대칭 형태이므로 DC성분은 0에 가까워지게 된다. 따라서 잡음은 랜덤하게 발생하기 때문에 기준 신호와 곱해져서 필터링될 경우 DC성분은 급격히 줄어들지만, 동위상 성분의 DC성분은 매우 큰 신호가 되므로, 신호 성분에 대한 S/N비를 높일 수 있게 되는 것이다. 그림 8은 이상에서 설명한 동기 검파 회로의 각 상태 입력과 출력 파형을 나타낸 것이다. $S(t)$ 는 LAPS소자에서 검출되어 BPF를 거치고 난 후의 신호이고, $x_2(t)$ 및 $x_2'(t)$ 는 검출 신호와 곱셈을 하기 위한 기준 신호이다. 따라서 파형 $S_1(t)$ 는 동기 기준 신호에 의한 출력 결과이며, 파형 $S_2(t)$ 는

비동기 기준 신호에 의한 출력 결과이다.

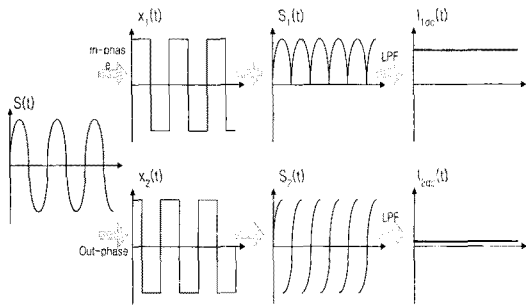


그림 8. 전치 증폭단의 동작 파형.
Fig. 8. Waveforms of pre-amplifier.

그림 9는 LPAS시스템을 위한 전치 증폭단 구성을 나타내고 있다. 이 구성에서 LPF이후의 나뉠셈기는 곱셈기에 의해 나타나는 S/N비를 더욱 높이기 위한 것이다. 비동기 출력은 LAPS신호에 대해서는 평균치가 0인 신호를 만들어 내게되고 이 값이 나뉠셈기의 분모가 되므로 동기 출력과 비를 취하게 될 경우 매우 큰 출력을 얻을 수 있게된다. 그러나 잡음 신호 성분은 동기/비동기 회로에 공통적으로 나타날 확률이 많으므로 나뉠셈할 경우 이 비는 항상 일정한 값(즉.1)이 되게 된다.

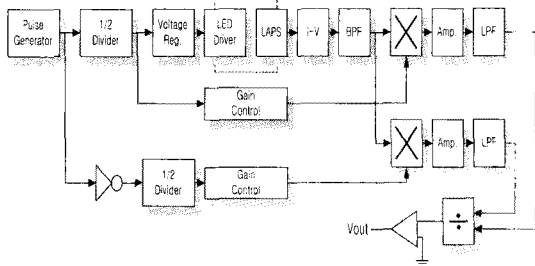


그림 9. LAPS를 위한 전치 증폭단 구성도.
Fig. 9. Structure of pre-amplifier for LAPS system.

III. 실험 및 고찰

1. 실험 및 결과

이상에서 설명한 LAPS 및 전치 증폭단을 포함하는 다채널 pH 변화량 검출 시스템을 제작하여 pH측정 실험을 수행하였다. 실험에 사용된

LAP센서는 상용 센서(Threshold사)와 Hafeman등에 의해 제안된 방법으로 제작된 센서를 각각 사용하였다^[11]. 그림 10은 본 논문에서 실제 제작된 LAPS를 나타내고 있다. 센서의 감지부는 가로,

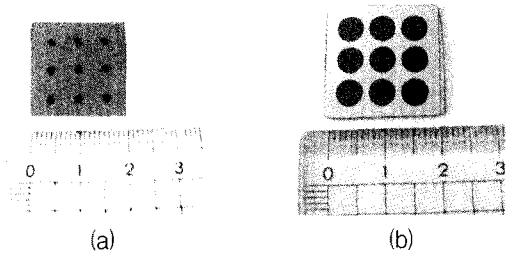


그림 10. 제작된 LAPS의 (a)전면 및 (b)후면 실제 사진.
Fig. 10. Photograph of (a) front and (b) rear of the implemented LAPS .

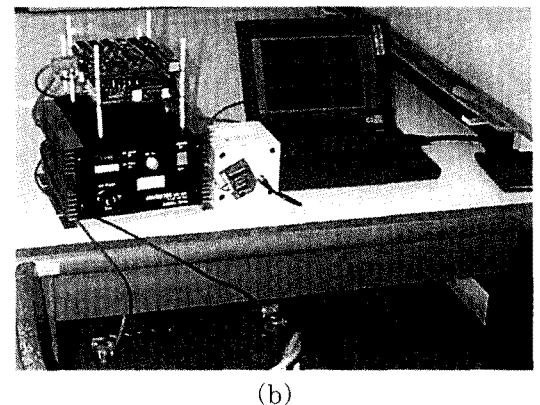
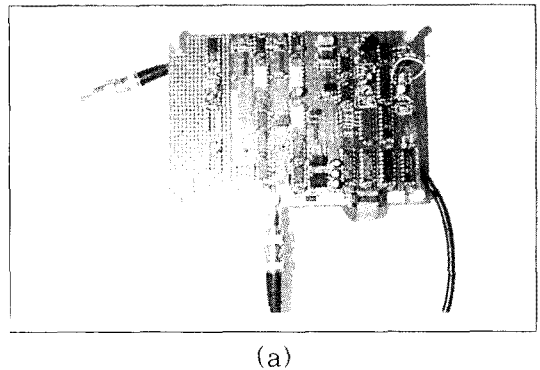


그림 11. (a)제작된 전치증폭단 및 (b) 전체 시스템에 의한 실험장치 사진.
Fig. 11. Photograph of (a) the implemented pre-amp. and (b) whole experiment system.

세로가 각각 3채널씩 9채널로 구성되었으며, 실제 측정시에는 중간은 기준 채널로 사용되고 나머지 8채널이 측정에 사용될 수 있다.

전치 증폭단의 출력 신호는 14Bit AD변환기를 사용하여 디지털 값으로 변환하였으며 이를 자체 제작한 통신 방식을 이용하여 PC로 전송하고 결과를 디스플레이 하였다. 그림 11은 실제 제작된 전치 증폭단 및 이를 이용한 실험 장면의 사진을 나타내었다. 그림(a)에서 아날로그 신호처리부의 잡음을 최대한 줄이기 위하여 동축 케이블을 사용하였으며 그림(b)에서 pH 용액의 센싱을 위해 화학적 반응에 안전한 테프론 재질의 샘플 챔버를 제작하여 측정하였다.

그림 12는 구현된 시스템에 의해 센서의 pH-광전류 특성곡선에 대한 측정된 결과를 나타내고 있다. 그림에서 보는바와 같이 상용 센서의 특성곡선과 제작된 센서의 특성곡선은 측정 상태와 반전상태가 서로 반대임을 볼 수 있는데 이는 센서 제작을 위하여 사용된 실리콘 웨이퍼의 형태가 다르기 때문에 나타나는 현상으로 상용 센서의 경우는 n-type 웨이퍼에 의한 것이며 제작된 센서는 p-type에 의해 제작되었다. 그림 (a)는 상용 센서에 의해 측정된 결과를 나타낸 것이다. pH변화에 따른 광전류 특성을 조사하기 위해 표준 pH 5, 7, 9용액을 이용하여 pH 변화에 따른 측정 결과를 나타내었다. pH 5일때의 변곡점의 바이어스 전압은 -25mV였으며, pH 7 및 pH 9일 때는 각각 91mV 및 207mV를 나타내었다. 이는 단위 pH당 감도가 약 58.2mV가 나타남을 알 수 있었다. 그림 (b)는 제작한 다채널 소자를 HF (50 : 1)에 약 1분 동안 담구어서 자연 산화막을 식각한 후 시료 측정 챔버에 소자를 부착시킨 다음, 제작된 시스템을 이용하여 측정된 결과를

나타내었다. 측정에 사용된 pH용액은 각각 pH 4, 7, 10의 표준 용액을 사용하였다. pH 4일 때 변곡점의 바이어스 전압은 -305mV였고 pH 7 및 pH 10일때는 각각 -135mV 및 35mV로 나타났다. 이는 단위 pH당 감도가 약 56.2mV였으며, 대체적으로 선형성을 유지함을 알 수 있었다. 표 1은 이와 같이 측정된 결과를 표시하고 있다.

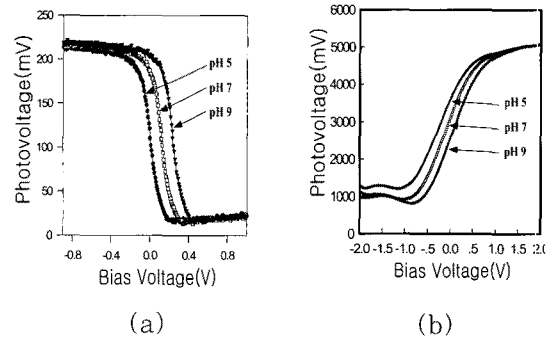


그림 12. (a) 상용 센서와 (b) 제작된 센서의 pH-정전류 특성 곡선.

Fig. 12. pH vs. photocurrent of (a) Threshold sensor and (b) the implemented sensors.

따라서 본 논문에서 제안한 LAPS용 전치 증폭단의 양호한 동작을 확인할 수 있었다. 그림 13은 PC 모니터에 디스플레이된 측정 결과를 나타내고 있다. 그림의 (a)는 바이어스 변화가 큰 경우(4mV)와 (b)는 변화가 작은 경우(2mV)의 측정을 나타내고 있다. 그림(a)와 같이 바이어스 변화가 큰 경우에는 측정상태에서 반전상태로 변화하는 기울기가 바이어스 변화가 작은 그림 (b)의 경우보다 크게 나타남을 알 수 있다.

그림 14은 표 1에 의해 나타난 측정된 결과 비

표 1. 기준값에 대한 센서별 pH 측정 결과.

Table 1. Measurement result of pH.

	기준[mV]	상용센서[mV]	제작센서[mV]
pH 4	-177	.	-353
pH 5	118	-25	.
pH 7	0	91	-135
pH 9	118	207	.
pH 10	177	.	92
pH 감도	59	58.2	56.7

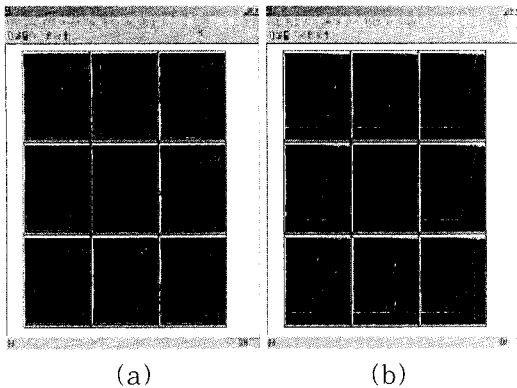


그림 13. 바이어스 변화가 (a) 4mV와 (b) 2mV 일때의 pH 측정 결과.
 Fig. 13. Measurement results of pH for bias step of (a) 4mV and (b) 2mV.

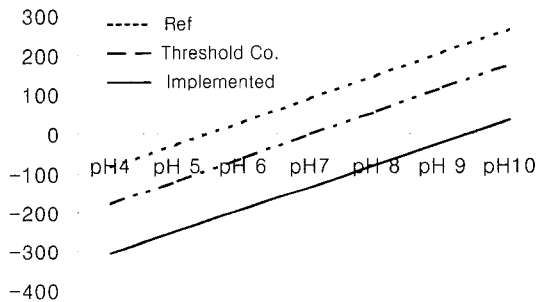


그림 14. 기준값에 대한 센서별 측정 결과.
 Fig. 14. Measurement result of sensors.

교를 위해 기준값에 대한 센서별 측정값을 그래프로 나타낸 것으로, 상용 센서의 경우 선형성 및 감도가 이론값과 거의 일치함을 알 수 있으며, 제작된 센서의 경우 감도가 다소 떨어지기는 하지만 역시 선형적인 pH변화 검출이 가능함을 알 수 있다. 그림 15는 측정된 감도를 비교한 것이다.

상기 시스템을 이용하여 LAPS소자로부터 pH 변화와 광전류의 바이어스 포텐셜 의존성을 이용한 실험 결과는 이론적인 예상치 및 상용 계측기의 응답과 유사함을 확인할 수 있었다. 현재 제작된 시스템은 측정된 결과값을 채널별로 파일에 저장한 상태이지만 이들의 측정값에 포함되어 있는 잡음 성분에 관한 오차가 있으리라고 판단된다. 우선 센서 및 증폭단에서 발생한 잡음은 Lock-In 앰프에 의해 감소되는 것을 확인할 수 있었지만, 본 시스템에서 사용한 14비트 분해능의 AD변환기를 사용하여 시스템을 개발하게되면

측정값에 대한 분해능은 상당히 높아지는 반면에 AD변환기 입력단에서 발생하는 잡음은 피할 수 없게 된다. 또한 분해능이 높아질수록 변환기의 기준이 되는 V_{ref} 전압의 안전성이 무엇보다 보장되어야 한다. 또한 시스템의 계측 속도로서 현재 개발된 시스템은 분당 20000포인트에 대한 DA 및 AD변환을 수행하며 소자 반응을 위한 지연 시간 및 이들의 결과를 전송 데이터 형태로 변환하고 9600 bps로 전송하여 포인터를 그래픽하며 데이터를 파일형태로 저장하게 된다. AD변환기의 샘플링 속도는 이에 비하여 굉장히 빠른 속도로 샘플링이 가능하지만 위의 모든 과정 수행을 위한 속도와 센서의 감응 속도를 위한 지연 시간을 고려하여야 한다. 따라서 시스템의 최종 계측 속도는 이 두 가지를 모두 고려한 상태에서 결정되어야 할 것이다.

IV. 결 론

본 논문은 pH감도와 교류 광전류의 바이어스 포텐셜 의존성을 이용한 독립된 9채널 LAPS의 실제 제작과 시분할 다중화 방법을 이용하여 제작된 센서의 신호를 측정하기 위한 시스템 구현에 관한 것이다. 제작된 LAPS소자는 소량의 시료 감지부에 의한 측정이 가능하며 LED의 순차적 점등에 의해 여러 종류의 물질을 동시에 측정하기 위한 구조의 독립적인 다채널 감지면으로 구성하였으며, 제작된 소자에 적합한 측정 시스템은 높은 신호대 잡음비를 유지하면서 다채널 pH농도 측정이 가능하도록 하나의 전치 증폭단을 이용한 시분할 다중화 방법과 이에 적합한 제어 시스템을 포함한다. 구현된 전치 증폭단은 노이즈의 영향을 줄이기 위하여 동기 검파 증폭기를 사용하였으며, 직류 바이어스 및 교류 광신호 인가를 위하여 DA변환기 및 펄스 발진 회로를 사용하였다. 전체 시스템 하드웨어는 전치 증폭부, 디지털부 및 센서부로 구성되었으며, 소프트웨어는 측정값을 다중화하여 PC로 전송하고 측정에 필요한 제어를 수행하는 디지털 제어용 시스템 프로그램과 다중화된 측정값을 재구성하여 디지털 신호 처리를 수행하기 위한 PC프로그램으로 구성된다. 따라서, PC와의 인터페이스에 의해 정확한 pH변화 기울기 검출이 가능하게 하였다. 구현된 시스템의 성능 평가는 8개 채널로 구

성된 LAPS소자를 이용하여 3가지의 표준 pH용액에 대한 변곡점 Bias전압의 변화를 통하여 감도 및 선형성을 확인할 수 있었다. 측정 결과, 제작된 전치 증폭단 및 시스템이 양호하게 동작함을 확인할 수 있었다.

참고 문헌

1. D. G. Hafeman, J. W. Parce and H. M. McConnell, "Light-addressable potentiometric sensor for biochemical systems", *Science*, vol. 240, pp. 1182-1185, 1988.
2. L. J. Bousse, S. Mostarshed and D. G. Hafeman, "Combined measurement of surface potential and zeta potential at insulator/electrolyte interfaces", *Sensors and Actuators*, B, 10, pp. 67-71, 1992.
3. P. R. Panfili, K. Dill and J. D. Olson, "Immunochemical detection using the light-addressable potentiometric sensor", *Analytical biotechnology*, vol. 5, pp. 60-64, 1994.
4. M. Adami, L. Piras, M. Lanzi, A. Fanigliulo, S. Sergey and C. Nicolini, "Monitoring of enzymatic activity and quantitative measurements of substrates by means of a newly designed silicon-based potentiometric sensor", *Sensors and Actuators*, B, 18-19, pp. 178-182, 1994.
5. L. Colalongo, G. Verzellesi, D. Passeri, A. Lui, P. Ciampolini and M. V. Rudan, "Modeling of LightAddressable Potentiometric Sensor", *IEEE Transactions on electron devices*, vol. 44, no. 11, 1997.
6. L. Bousse and R. J. McReynolds, "Micromachined multichannel systems for the measurement of cellular metabolism", *Sensors and Actuators*, B, 20, pp. 145-150, 1994.
7. T. Sato, M. Shimizu, "Lightaddressable suspendedgate gas sensor", *Sensors and Actuators*, B, 20, pp. 213-216, 1994.
8. Y. Kanai, M. Shimizu, "Integrated taste sensor using surface photovoltage technique", *Sensors and Actuators*, B, 20, pp. 175-179, 1994.
9. S. Inoue, M. Nakao, T. Yoshinobu and H. Iwasaki, "Chemical-imaging sensor using enzyme", *Sensors and Actuators*, B, 32, pp. 23-26, 1996.
10. M. Adami, M. Sartore and C. Nicolini, "PAB : a newly designed potentiometric alternating biosensor system", *Biosensors & Bioelectronics*, vol. 10, pp. 155-167, 1995.
11. M. Sartore, M. Adami, C. Nicolini, L. Bousse, S. Mostarshed and D. Hafeman, "Minority carrier diffusion length effects on lightaddressable potentiometric sensor devices", *Sensors and Actuators*, A, 32, pp. 431-436, 1992.
12. M. Lambrechts and W. Sansen, *Biosensors : Microelectrochemical devices*, Institute of Physics Publishing Bristol, Philadelphia and New York, pp. 20-75, 1992.

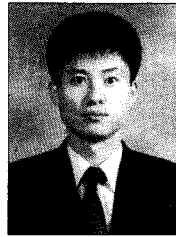
著 者 紹 介



배 상 곤

1995 영남대학교(공학사-전자공학)
1997 경북대학교(공학석사-전자공학)
1997-1998 (주)LG전자 연구원

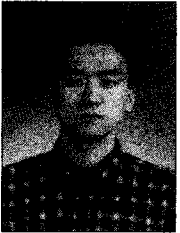
1998 - 현재 경북대학교(박사과정- 전자공학)
주관심 분야 : 디지털하드웨어설계, 센서응용 및 신호처리



이 승 하

1988 경북대학교(공학사-전자공학)
1990 한국과학기술원(공학석사-전기 및 전자공학)
1995 한국과학기술원(공학박사-전기 및 전자공학)

1996-현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 부교수
주관심 분야 : 컴퓨터제어, 퍼지제어



박 일 용

1998 경북대학교(공학사-전자공학)
2000 경북대학교(공학석사-전자공학)
2000-현재 경북대학교(박사과정-전자공학)

주관심 분야 : 디지털하드웨어설계, 센서응용 및 신호처리

강 신 원

1978 경북대학교(공학사-전자공학)
1980 영남대학교(공학석사-전자공학)
1993 게이오대학교(공학박사-생체의공학)
1989-현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수
주관심 분야 : 광소자, 반도체광학센서



박 영 식

1996 경북대학교(공학사-전자공학)
1999 경북대학교(공학석사-전자공학)
2000-현재 경북대학교(박사과정-전자공학)

주관심 분야 : 영상처리, 신호처리



조 진 호

1977-경북대학교(공학사-전기공학)
1979-경북대학교(공학석사-전자공학)
1988-경북대학교(공학박사-전자공학)

1986-현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수, 경북대학교병원 의공학실장
주관심 분야 : 생체신호처리, 센서 및 의용전자기기



장 수 원

1996년 2월 경일대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1998년 8월 경북대학교 대학원 센서공학과 졸업(공학석사)
1998년 9월~현재 경북대학교 센서기술연구소 특례연구원

2001년 3월~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정
주관심 분야 : 반도체 센서 및 집적광학센서