

## 휴대형 랩온어칩을 위한 집적화 광원으로의 OLED 적용

김주환, 신경식, 김영민, 김용국, 양은경, 김태송, 감지윤, 김상식\*, 주병권

한국과학기술연구원, 고려대학교 전기공학과\*

### Application of OLED as the Integrated Light source for the Portable Lab-On-a-Chip

Ju-Hwan Kim, Kyeong-Sik Shin, Young-Min Kim, Yong-Kook Kim, Yeun-Kyeong Yang, Tae-Song Kim,  
Ji-Yoon Kang, Sang-Sig Kim\* and Byeong-Kwon Ju

Korea Institute of Science Technology, Dept. of Electrical Engineering, Korea Uni.\*

#### Abstract

The organic light emitting diode (OLED) is proposed as the novel source in the microchip because it has ideal merits (various wavelengths, thin-film structure and overall emitting) for the integration. In this paper, we fabricated the finger-type pin photodiodes for fluorescence detection and the advanced microchip with OLED integrated on the microchannel. The finger-type in the diode design extended the depletion region and reduced the internal resistance about 31.2% than rectangular-type. The photodiodes had a 100pA leakage current and a 8720 sensitivity ( $I_{\text{Light}}/I_{\text{Dark}}$ ) at -1V bias. The interference filter with 32 layers ( $\text{SiO}_2$ ,  $\text{TiO}_2$ ) was directly deposited on the photodiode. The OLED was fabricated on the ITO coated glass and was bonded with LOC. The application of thin-film OLED increased the excitation efficiency and simplified the integration process extremely. The prototype device of this application had a superior sensitivity of 100nM-LOD in the fluorescence detection.

**Key Words** : On-chip, Fluorescence spectroscopy, Finger-type photodiode, OLED

#### 1. 서 론

생화학 반응 감지 소자용 랩온어칩 (microchip)은 극소량의 시약으로 고속 검출이 가능한 BT (BioTechnology) 분야의 핵심 응용 소자이다. 특히 MEMS (Micro Electromechanical System) 기술이 적용된 랩온어칩은 집적화된 휴대 소자로 제작 및 응용이 가능하다. 이를 위해 고감도, 고속 검출, 소형화 등의 이점을 갖는 랩온어칩에 대한 연구가 다양하게 진행되었으며, 많은 논문들은 최근 모든 광학적 요소들이 하나의 소자로서 집적화된 랩온어칩의 응용에 대해 보고하고 있다 [1-7]. 광학 분광법 (fluorescence spectroscopy)이

적용된 기존의 소자들은 광원으로써 고휘도 LED 나 레이저 등의 광원을 사용해왔다[1-4]. 그러나 이런 광원들은 집적화에 몇몇의 중요한 문제점들 (선택적으로 구현되는 파장, 낮은 광량, 집적화에 부적합한 구조)을 가지고 있다. 반면에, OLED (Organic Light Emitting Diode)는 구현 가능한 다양한 파장, 박막 구조, 간단한 증착 공정과 같은 집적화에 적합한 장점들을 가지므로 랩온어칩 제작에 이상적인 광원으로 제안된다. 이에 본 논문에서는 생화학 반응 감지를 위한 finger형의 PIN 광다이오드를 제작하고, 박막 구조의 OLED를 광원으로 소자에 집적화하여 온칩 (on-chip)구조의 랩온어칩을 제작하였다.

## 2. 실험

### 2.1 소자 설계

광학 분광법이 적용된 마이크로 칩은 4개의 주요 광학 요소 (여기 광원, 마이크로 채널, 광학 필터, 광 센서)로 구성되어 있다. 모든 광학 요소들을 가지는 랩온어칩의 제작에 있어 여기 광원의 집적화는 가장 어려운 문제이다. 그러나 OLED는 기존의 광원과 다르게 집적화에 적합한 박막 구조를 가진다. 따라서, 이를 사용하여 그림 1과 같이 각 주요부가 적층으로 집적화된 랩온어칩을 제작하였다. 이와 같은 구조는 기존의 집적화 공정을 매우 간단히 만들었다. 또한 OLED는 전면 발광을 하므로, 단일 광원으로 다중 채널 칩(multi-channel chip)의 구현이 가능하다.

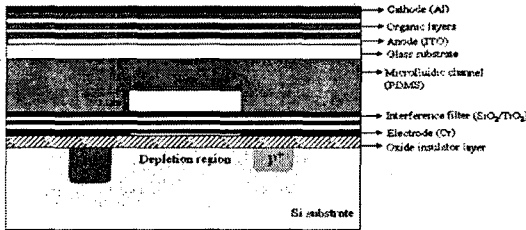


그림 1. 집적화 구조를 보여주는 마이크로 칩의 단면도.

형광 검출을 위한 광 다이오드는 그림 2와 같이 pin 구조를 가지는 두 형태 (rectangle, finger)로 설계되었다. finger형 설계는 공핍 영역을 확대시키고, 소자의 내부 저항을 병렬 구조로 만들어 저항 감소 효과를 가져온다.

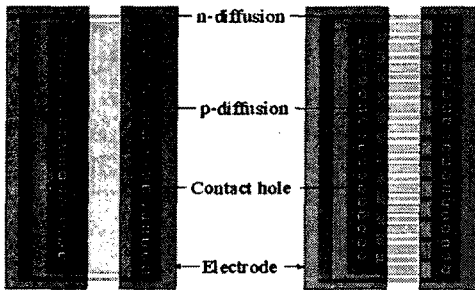


그림 2. PIN 광 다이오드의 레이아웃.

### 2.2 마이크로 칩의 제작

광 다이오드는 PIN 구조를 형성하기 위해  $4k\Omega \cdot \text{cm}$ 의 고저항 Si (n-type, 100) 기판에 제작되었다. 또한, 공핍 영역에서 발생된 캐리어(carriers)들의 손실을 최소화하기 위해 접합(junction)을 둘러싸고 있는 n+영역은 보다 깊게 주입되었다. 그림 3은 finger형 광 센서이며, 표 1은 제작을 위한 공정 조건이다. 이후 광 다이오드가 제작된 기판에 광원에 의한 잡음(shot noise)을 감소시키기 위해 광학 필터가 증착되었다[1-3,8].  $\text{SiO}_2$ 와  $\text{TiO}_2$ 의 32층으로 구성된 필터 (interference filter)는 E-beam evaporator에 의해 광 다이오드 위에 직접 증착되었다. 광학 필터는 532nm이하의 파장에서 95.5%의 반사율(reflection)과 580nm이상의 파장에서 98%의 투과율(transmission)을 보였다.

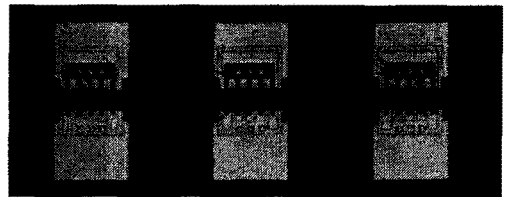


그림 3.  $70\mu\text{m} \times 130\mu\text{m}$ 의 공핍 영역을 가지는 finger형 PIN 광 다이오드.

표 1. 광 센서 제작을 위한 공정 조건.

Substrate	n-type, As, $4k\Omega \cdot \text{cm}$ , (100), Si
n <sup>+</sup> implantation	As, 80keV, $3 \times 10^{15}/\text{cm}^2$
p <sup>+</sup> implantation	BF <sub>2</sub> , 30keV, $5 \times 10^{15}/\text{cm}^2$
Insulator	SiO <sub>2</sub> , 0.2 $\mu\text{m}$

이를 통해 마이크로 채널, 광학 필터, 광 센서가 집적화된 소자가 제작되었다. 그림 4는 제작된 소자와 광원으로 사용될 OLED의 광학 사진이다.  $50\mu\text{m}$ (폭)× $11\mu\text{m}$ (깊이)의 마이크로 채널은 PDMS (PolyDiMethylSiloxane)를 사용해 주형틀 위에서 제작되었다. 주형틀은 사진식각공정을 통해 PMER 음성 감광제로 제작되었다. 제작된 마이크로 채널은 일반적인 O<sub>2</sub>플라즈마 처리를 통해서 센서부와 접합되었다[7].

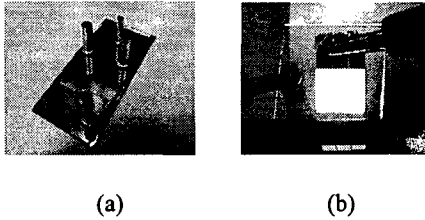


그림 4. 제작된 소자의 광학 사진; (a) 집적화된 랩온어칩, (b) 발광되고 있는 유기 LED.

OLED는 ITO가 코팅된 유리 기판 위에 제작되어 이전에 제작된 소자와 접합되었다. 여기 광원으로 사용된 OLED는 530nm 파장에서 최대 광량을 가지며, 충분한 여기 광량을 위해 12.5V의 전압을 필요로 한다. OLED의 파장에 따른 광량 특성은 그림 6과 같다. 마이크로 칩은 1.8cm(가로)×4cm(세로)×0.5cm(높이)의 휴대 가능한 크기로 제작되었고, 광원의 집적화로 여기 광의 효율이 증가되었다.

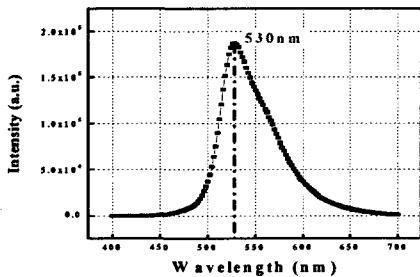


그림 5. 집적화 광원으로 사용된 유기 LED의 광량 스펙트럼.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 Finger형 PIN 광 다이오드의 특성

광 다이오드는 70 $\mu$ m (폭) x 230 $\mu$ m (길이)의 공핍 영역을 가지며, finger형 설계에 의해 31.2%의 내부저항 감소 효과를 얻었다. 그림 6은 제작된 소자의 전류-전압 특성이다. 광 다이오드는 -1V의 전압 인가시 100 $\mu$ A의 매우 작은 누설 전류(leak current)와 8720의 높은 감도( $I_{Light}/I_{Dark}$ )를 보였다.

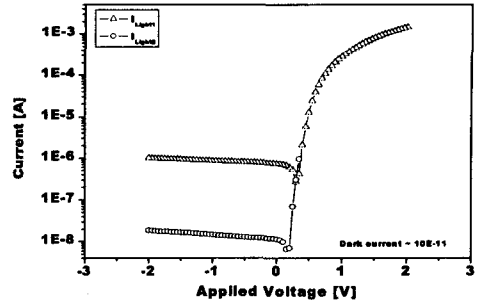


그림 6. 제작된 finger형 PIN 광 다이오드의 I-V 특성.

#### 3.2 레이저를 이용한 형광 검출

본 랩온어칩은 RNA의 생화학 반응 감지를 목적으로 하며, 이를 위한 형광 염료로써 로다민(rhodamine 6G)이 사용된다. 로다민은 특정 RNA에 결합하며, 광 다이오드는 광원에 의해 여기된 로다민의 방출 형광(580nm)을 검출하게 된다. 형광 검출 실험을 위해 그림 7과 같이 측정 장치를 구성하였다. 여기 광원으로는 10mW (532nm) 출력의 레이저를 사용하였고, 유동되는 로다민 농도에 따른 광 센서의 출력 전류로써 반응을 감지하였다.

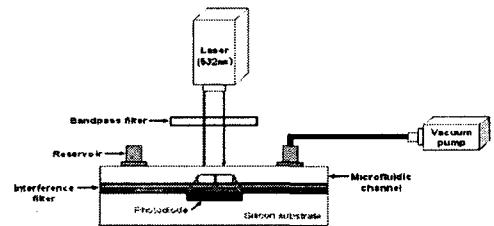


그림 7. 형광 검출 실험을 위한 측정 구조.

그림 8은 100 $\mu$ M에서 100nM까지의 로다민 농도에 대한 형광 검출 결과이다. 대역 통과 필터(bandpass filter)를 통과한 여기 광원에 의해 102 nA의 오프셋(offset) 전류가 발생하였으며, 오프셋은 PBS 버퍼(phosphate buffered saline buffer)로 채널이 채워진 상태에서 측정되었다. 광 센서의 응답은 농도에 대해 매우 선형적이었으며, 감도를 나타내는 기울기는 0.731의 높은 수치를 보였다. 여기 광원의 출력을 100mW로 증가시킨 결과, 광 센서의 응답과 기울기는 8.77배 증가되어 검출 감도는 여기 광원의 광량에 크게 의존하였다.

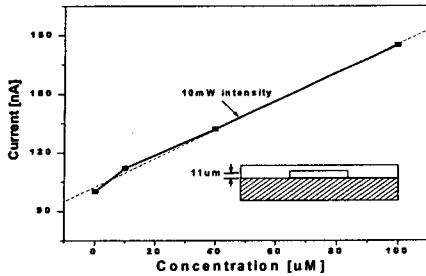


그림 8. 레이저 광원을 이용한 형광 검출 결과.

### 3.3 OLED가 집적화된 마이크로 칩

OLED가 집적화된 랩온어칩에서의 형광 검출은 광원 필터 없이 100 $\mu$ M에서 40 $\mu$ M까지의 로다민에 대해 이루어졌다. 광 센서는 22nA의 오프셋 전류와 1.98nA의 편차를 가졌고, 마찬가지로 농도에 대해 선형적인 응답을 보였다. 그림 9는 제작된 소자에서의 형광 검출 사진이다.

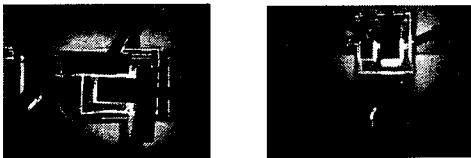


그림 9. OLED광원이 집적화된 랩온어칩.

제작된 OLED 적용의 랩온어칩은 100 $\mu$ M 농도의 로다민에 대해 22nA의 검출 전류차를 보였다. 그림 10은 OLED적용의 형광 검출시 광 다이오드의 응답을 보여준다.

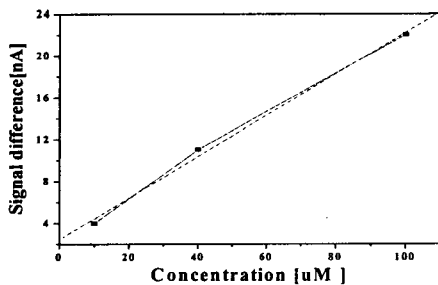


그림 10. OLED광원이 집적화된 랩온어칩의 형광 검출 결과.

## 4. 결론

제작된 PIN 광 다이오드는 finger형 설계로 31%의 내부저항 감소와 공핍 영역 확대의 효과를 얻을 수 있었다. 또한 잡음 감소를 위한 광학 필터는 16쌍의 TiO<sub>2</sub>와 SiO<sub>2</sub>를 광 다이오드 위에 직접 증착하여 집적화되었고, 532nm 이하 파장에 대해 95.5%의 반사율(reflection)과 580nm 이상 파장에 대해 98%의 투과율(transmission)을 나타냈다. 센서부, 필터부, 마이크로 채널부가 집적화된 칩은 10mW 출력의 레이저를 사용하여 형광 검출의 감도와 특성이 실험되었다.

온칩(on-chip) 구조의 랩온어칩 제작에는 530 nm파장에서 최대 광량을 갖는 OLED 광원이 사용되었다. OLED는 간단한 증착 공정, 구현 가능한 다양한 파장, 박막 구조와 같은 집적화 광원으로 이상적인 고유의 장점들을 가진다. 또한, 전면 발광의 특성은 단일 광원으로써 다중 채널 소자(multi-channel microchip)의 구현을 가능케 한다. 따라서 OLED를 적용한 랩온어칩은 가장 효율적인 집적화 방법으로 제안되며, 이의 구현으로써 제작된 최초의 소자는 형광 검출을 위한 충분한 감도를 확인시켜 주었다.

## 감사의 글

본 연구는 정보통신부와 산업자원부의 IMT 2000출연금 기술 개발 사업의 나노기술분야의 지원을 받아 수행되었습니다.

## 참고 문헌

- [1] J. A. Chediak, Z. Luo, J. Seo, N. Cheung, L. P. Lee and T. D. Sands, Heterogeneous integration of CdS filters with GaN LEDs for fluorescence detection microsystems, J. Sensors and Actuators. A, Vol. 111, pp. 1-7, 2004.
- [2] V. Namasivayam, R. Lin, B. Johnson, S. Brahmasandra, Z. Razzacki, D. T Burke and M. A Burns, "Advances in on-chip photodetection for applications in miniaturizes genetic analysis systems, J. Micromechanics and Microengineering, Vol. 14, pp. 81-90, 2004.

- [3] T. Kamei, B. M. Paegel, J. R. Scherer, A. M. Skelley, R. A. Street and R. A. Mathiesl, "Integrated Hydrogenated Amorphous Si Photodiode Detector for Microfluidic Bioanalytical Devices," *Analytical Chemistry*, Vol. 75, pp. 5300-5305, 2003.
- [4] M. L. Adams, M. Enzelberger, S. Quake and A. Scherer, Microfluidic integration on detector arrays for absorption and fluorescence micro-spectrometers, *J. sensors and Actuators. A*, Vol. 104, pp. 25-31, 2003.
- [5] J. R. Webster, et al, "Monolithic Capillary Electrophoresis Device with Integrated Fluorescence Detector," *Analytical Chemistry*, Vol. 73, pp. 1622-1626, 2001.
- [6] Y. Mizukami, D. Rajniak, A. Rajniak and M. Nishimura, A novel microchip for capillary electrophoresis with acrylic microchannel fabricated on photosensor array, *J. Sensors and Actuators. B*, Vol. 4100, pp. 1-8, 2001.
- [7] V. K. Yadavalli and M.V. Pisko, Biosensing in microfluidic channels using fluorescence polarization, *Analytica Chimica Acta*, Vol. 507, pp. 123-128, 2004.