

# Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로 기반 다중모드 간섭기와 소산파를 이용하는 집적광학 바이오센서 설계 및 성능에 관한 연구

## A Study on the Design and Performance of Integrated-Optic Biosensor utilizing the Multimode Interferometer based on Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> Rib-Optical Waveguide and Evanescent-Wave

정 홍 식\*★

Hong sik Jung\*★

### Abstract

In this paper, an integrated optical, evanescent-wave biosensor utilizing a multimode interferometer based on a Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> rib-optical waveguide consisting of the Si/SiO<sub>2</sub>/Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>/SiO<sub>2</sub> stacked structure was described. The theoretical background of the multimode interferometer was reviewed, and the structure and design process were presented through numerical computational analysis. We analyzed how the dimension (length, width) of the multimode interferometer affected the sensor performance. It has been confirmed through computational analysis that the changes in the refractive index of an analyte greatly affect the mode pattern formation position and output optical power of a multimode interferometer, and proved that this principle could be applied to integrated-optic biosensor.

### 요 약

본 논문에서는 Si/SiO<sub>2</sub>/Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>/SiO<sub>2</sub> 적층 구조를 갖는 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로 기반의 다중모드 간섭기를 활용하는 집적광학 소산파 바이오센서에 대해서 서술하였다. 다중모드 간섭기의 이론적 배경에 대해서 검토하였고, 전산해석을 통해서 다중모드 간섭기 구조와 설계과정을 제시하였다. 다중모드 간섭기의 제원 (길이, 폭)이 소자 성능에 어떻게 영향을 미치는지 분석하였다. 분석물질의 굴절률 변화가 다중모드 간섭기의 모드 패턴형성 위치와 출력 광파위에 많은 영향을 미치고 있음을 확인하였고, 이 특성을 적용할 경우 집적광학 바이오센서로 활용 가능성을 입증하였다.

*Key Words : integrated-optic biosensor, Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> rib-optical waveguide, multimode interference evanescent-wave, silicon photonics*

\* Dept. of Electronic and Electrical Fusion Engineering, Hongik University

★ Corresponding author

E-mail : [hsjung@hongik.ac.kr](mailto:hsjung@hongik.ac.kr), Tel : +82-44-860-2532

※ Acknowledgment :

This research is supported by the Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea, funded by the Ministry of Science and ICT (2018R1D1A1B07049908)

Manuscript received Mar. 29, 2020; revised May. 25, 2020; accepted Jun. 1, 2020.

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.

## I. 서론

현재 대부분의 임상 진단 검사는 절차가 복잡하고, 특수 훈련을 받은 직원이 운영하는 정교한 장비가 필요하기 때문에 많은 비용이 소요된다. 더군다나 이러한 테스트에는 종종 측정 할 대상인 바이오 물질에 형광 또는 화학적 발광 마커를 부착하는 시간 소모적인 라벨링(labeling) 과정이 요구된다. 한편 소산파(evanescent-wave) 원리를 기반으로 하는 집적광학(integrated-optic) 광도파로에 마이크로유체(micro-fluidics) 시스템과 결합시켜 구성되는 바이오센서들은 이러한 단점들을 극복하고, 저렴한 비용으로 현장 진단(point of care)을 가능하게 하는 유망한 방법으로 인식되어져 왔다[1]. 이러한 집적광학 바이오센서를 활용해서 생체 분자들을 측정할 경우 전자파(EM)의 영향을 받지 않으면서 고감도로 온라인 측정이 가능하고, 또한 좁은 장치공간에서 빠르고, 레이블 없이 측정이 가능하며, 그리고 단일 칩에서 많은 수의 바이오센서들을 집적화시켜 높은 수준의 통합 및 병렬 측정을 구현할 수 있는 많은 장점들이 있다.

소산파를 활용하는 집적광학 바이오센서를 구현하기 위해서 오래 동안 연구되어져 왔으며, 다양한 구조들이 제안되었고, 일부 구조들에 대해서는 시제품 수준까지 성능들이 입증되었다. 예를 들면 TiO<sub>2</sub> (titanium dioxide) 격자센서[2], SiON(silicon oxynitride) 기반 마하젠더 간섭기(MZI : Mach-Zehnder interferometer)[3], SOI(silicon on insulator)의 링공진기[4] 그리고 두-모드 간섭기[5-6] 등이 이 범주에 해당되며, 이러한 소자들 제작에는 서브마이크론 미세패턴이 가능하고, 안정적인 제작 플랫폼을 제공하는 CMOS 집적회로 표준 반도체 공정기술을 사용하는 것이 일반적이다.

마하젠더 간섭기를 이용하는 바이오센서는 입력 포트에 위치한 Y-형 광파워 분리기(splitter)를 이용해서 입사 광파를 두 광파로 분리시켜, 한 개의 광도파로는 바이오물질 감지에 또 하나의 광도파로는 기준(reference)으로 활용하고, 출력포트에 위치한 Y-형 광파워 결합기를 통해서 칩 내부에서 간섭패턴을 만들어서 이로부터 감지된 정보를 해석하는 구조이다. 한편 Young 간섭기를 이용하는 바이오센서는 입력포트에 위치한 광파워 분리를 통해서 입사광파를 분리하는 것은 마하젠더 간섭

기 구조와 유사하지만 간섭패턴을 칩 밖에서 만들어서 감지된 정보를 해석한다. 그러나 앞서 언급된 두 구조는 한 개의 광검파기를 이용해서 비교적 수월하게 감지된 정보를 해석할 수 있는 장점이 있지만, 매우 안정적이고 균일한 성능을 보장하는 광파워 분리기와 결합기들이 필요하며, 해석에 또한 부피 있는 계측장비들이 요구되기 때문에 실질적인 LOC(Lab On Chip)를 구현하기가 어렵다. 특히 결합기/분리기 성능은 제작공정에 매우 민감하게 영향을 받기 때문에 광도파로 구조로 예측 가능하고, 균일하며, 안정적인 광파워 분리기/결합기 구현은 매우 힘들어서 향후 상용화를 위한 생산 측면에서도 많은 어려움이 예견된다. 이러한 바이오센서들은 실리콘 나이트라이드(Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>) 릿-광도파로[6] 또는 SOI 릿-광도파로[7] 등으로 구현되었다.

다중모드 간섭기(multimode interferometer: mmi)는 다중간섭 영역에서 많은 도파모드들의 상호 간섭을 통해서 특정한 모드패턴 배열들이 규칙적으로 나타내는데, 특히 다중모드 간섭기를 구성하는 상부 클래딩(cladding) 물질의 굴절률 값에 따라 모드패턴들의 배열 위치와 이로 인해 출력 광파워가 민감하게 영향을 받는다. 이러한 원리를 적용해서 온도, 가스센서 등으로 활용하려는 연구들이 여러 논문들을 통해서 발표되었다[8-10]. 따라서 본 연구에서는 이러한 원리를 적용해서 집적광학 바이오센서 구현 가능성을 검토하고, 적절한 구조를 제안하였다.

본 논문 II장에서는 Si/SiO<sub>2</sub>/Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>/SiO<sub>2</sub> 적층 구조로 구성된 릿-광도파로 기반 다중모드 간섭기에 대한 이론적 배경을 검토하였다. 다중모드 간섭기의 제원(폭, 길이)이 모드패턴 배열 형성에 미치는 영향에 대해서 “Photon Design”사의 FIMMWAVE, FIMMPROP 소프트웨어를 이용해서 체계적인 전산해석을 수행하였고, 다중모드 간섭기의 설계 과정 그리고 용액에 희석된 바이오 물질의 농도에 따른 굴절률 변화가 출력 광파워에 얼마나 영향을 미치는지에 논의들을 III장에서 서술하였다. 끝으로 IV장에서 결론으로 마무리 하였다.

## II. 다중모드 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 릿-광도파로 해석

### 2.1 도파모드의 이론적 해석

그림 1과 같은 적층구조 형태의 릿-광도파로는

직접광학 바이오센서에서 핵심적인 역할을 담당하고 있으며, 높은 감도(sensitivity)와 광섬유와의 효율적인 결합(coupling)을 위해서 립-광도파로는 적절한 세기의 소산과가 형성될 수 있도록 설계되어야 한다. 한편 립-광도파로의 단일모드 조건은 슬래브(slab) 광도파로에서 단일모드 조건과 매우 유사할 것이라 생각할 수 있으나, 실질적으로는 그렇지 않은 것으로 이미 밝혀졌다[11].

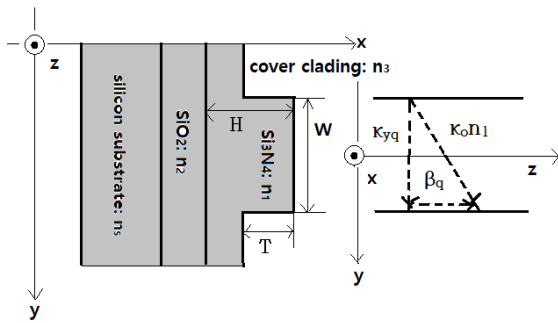


Fig. 1. Cross-section of multimode interferometer based on the Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> rib-optical waveguide for analytical interpretation.  
 그림 1. 분석적 해석에 적용된 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로 다중모드 간섭기의 단면도

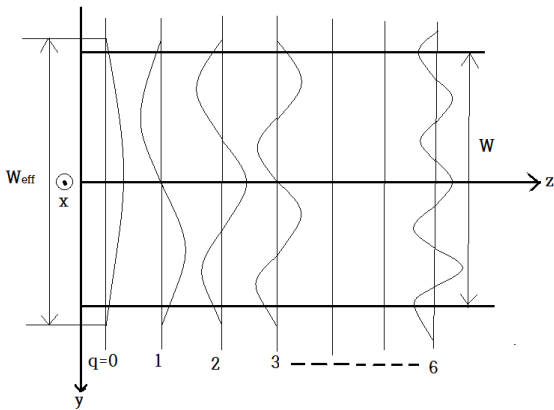


Fig. 2. Standing-waves of modes formed in the multimode region of interferometer.  
 그림 2. 간섭기의 다중모드 영역에서 형성되는 모드들의 정재파

아래에 전개되는 다중모드 립-광도파로와 관련된 이론 및 수식들은 참고문헌 [12]에 근거해서 전개하였다. 실리콘 기판 위에 SiO<sub>2</sub> 하부 클래딩(n<sub>2</sub>), Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-코어(n<sub>1</sub>), 그리고 카버(cover, n<sub>3</sub>)에 해당되는 물질의 굴절률들로 구성된 다중모드 립-광도파로의 단면과 모드 진행방향에 대응되는 전파상수 (β<sub>q</sub>)와 파수(wave number: κ<sub>yq</sub>)의 벡터 성분들

을 그림 1에 나타내었다. 다중모드 립-광도파로는 그림 2와 같이 m개의 모드들을 도파시킨다고 가정할 경우에 각 모드들의 전파상수와 파수는 아래 식과 같은 분산식(dispersion equation)으로 나타낼 수 있다.

$$\kappa_{yq}^2 + \beta_q^2 = \kappa_o^2 n_1^2 \tag{1}$$

여기서 κ<sub>o</sub>와 κ<sub>yq</sub>는 다음과 같이 정의된다.

$$\kappa_o = \frac{2\pi}{\lambda_o} \tag{2}$$

$$\kappa_{yq} = \frac{(q+1)\pi}{W_{eq}} \tag{3}$$

식 (3)은 각 모드들이 y축 방향으로 형성된 정재파(standing wave)들의 파수를 의미하며, 이 식에 나타난 W<sub>eq</sub>는 “Goos-Hahnchen shift”가 적용된 측면 침투깊이(penetration depth)가 고려된 각 모드들의 유효 폭(effective width)에 해당되고, TE 모드에 대해서 다음과 같이 표현된다.

$$W_{eq} \simeq W_{e0} = W_M + \frac{2}{\{\kappa_o(n_1^2 - n_3^2)^{1/2}\}} \tag{4}$$

침투깊이는 편광과 모드차수에 따라 매우 미세하지만 차이가 있으나, 본 논문에서는 식 (4)에 나타난 것처럼 기본모드(q=0)의 침투깊이로 근사시켰다. κ<sub>yq</sub><sup>2</sup> ≪ κ<sub>o</sub><sup>2</sup>n<sub>1</sub><sup>2</sup> 조건에 근거한 이항확장(binomial expansion)과 식 (1)-(3)을 적용할 경우 각 모드들의 전파상수 β<sub>q</sub>는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\beta_q \simeq \kappa_o n_1 - \frac{(q+1)^2 \pi \lambda_o}{4n_1 W_{e0}^2} \tag{5}$$

식 (5)에서 각 모드의 전파상수는 모드차수 q의 제곱에 의존됨을 확인할 수 있다.

식 (5)를 이용해서 기본모드와 제 1고차모드 간의 비트길이(beat length), L<sub>π</sub>는 다음과 같이 정의된다.

$$L_\pi = \frac{\pi}{\beta_0 - \beta_1} \simeq \frac{4n_1 W_{e0}^2}{3\lambda_0} \tag{6}$$

따라서 식 (5)-(6)을 이용할 경우, 각 모드간의 전파상수 간격은 궁극적으로 다음과 같이 표현된다.

$$\beta_0 - \beta_q \simeq \frac{q(q+1)\pi}{3L_\pi} \quad (7)$$

그림 1과 같은 광도파로의 입사면(z=0)에서 입사 모드의 필드 프로파일  $\Psi(y,0)$ 은 다중모드 광도파로에서 각 도파모드  $\psi_q(y)$ 들의 합으로 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\Psi(y,0) = \sum_{q=0}^{m-1} c_q \psi_q(y) \quad (8)$$

식 (8)에서 필드구동계수  $c_q$ 는 아래와 같이 필드 직교관계(field orthogonal relation)가 적용된 중복 적분(overlap integral)으로 정의된다.

$$c_q = \frac{\int \Psi(y,0) \psi_q(y) dy}{\sqrt{\int \psi_q^2(y) dy}} \quad (9)$$

입사모드가 거리  $z$  만큼 진행할 경우 이에 대응되는 모드필드는 주파수 성분( $e^{j\omega t}$ )과 전파상수  $\beta_q$ 를 식 (8)에 포함시켜서 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\Psi(y,z) = \sum_{q=0}^{m-1} c_q \psi_q(y) \exp[j(\omega t - \beta_q z)] \quad (10)$$

한편 식 (10)에서 전개되는 모든 항에 나타나는  $e^{j\omega t}$ 는 직접적으로 수식에 포함시키지 않더라도 함축적으로 내포되어 있기 때문에 생략이 가능하고, 그 대신에 기본 모드의 위상  $e^{j\beta_0 z}$ 을 합에서 위상 항목에 포함시켜서 아래와 같이 표현될 수 있다.

$$\Psi(y,z) = \sum_{q=0}^{m-1} c_q \psi_q(y) \exp[j(\beta_0 - \beta_q)z] \quad (11)$$

식 (7)을 식 (11)에 적용하고,  $z=L$ 에서 모드필드의 프로파일은 궁극적으로 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\Psi(y,L) = \sum_{q=0}^{m-1} c_q \psi_q(y) \exp[j\frac{q(q+2)\pi}{3L_\pi}L] \quad (12)$$

## 2.2 일반적인 간섭현상

$Z=L$ 에서 구축되는 필드의 형상은 필드구동 계수  $c_q$ 와 위상  $\exp[jq(q+2)\pi L/3L_\pi]$ 에 의해서 결정된다. 따라서 특정 조건하에서  $\Psi(y,L)$ 은 입사모드  $\Psi(y,0)$ 와 셀프-형상(self imaging) 또는 형상이 반전된 미러

-형상(mirror image)을 갖게 되며, 이러한 것을 일반적인 간섭(general interference)이라 한다.

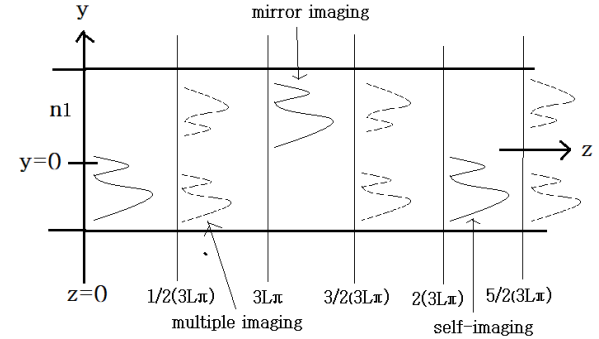


Fig. 3. Self-image, mirror-image and multi-image formed in multimode region.

그림 3. 다중모드 영역에서 형성되는 셀프-형상, 미러-형상 및 복수-형상

식 (12)에서 지수항의 위상변화가  $\pi$ 의 짝수 또는 홀수 정수배가 될 경우, 지수 항은  $\exp[jq(q+2)\pi L/3L_\pi] = +1$  또는  $-1$ 이 된다. 정수 값  $q$ 가 짝수 배(even multiples) 일 때  $z=L$ 에서 셀프-형상,  $\Psi(y,L) = \Psi(y,0)$ 가 되며,  $q$ 가 홀수 배(odd multiples) 일 경우 미러-형상  $\Psi(y,L) = -\Psi(y,0)$ 가 된다. 따라서 앞서 언급된 조건들을 고려해서 셀프, 미러 현상이 반복적으로 나타나는 조건은 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$L = p(3L_\pi) \quad p=0, 2, 4, 6 \dots; \text{셀프-형상} \quad (13)$$

$$p=1, 3, 5, 7 \dots; \text{미러-형상}$$

따라서 그림 3과 같이  $z$ 축 방향으로 입사모드가 진행하면서  $3L_\pi$ 의 정수배 거리마다 셀프-형상과 미러-형상이 교번으로 나타나게 된다.

한편 셀프-형상과 미러-형상 사이에 나타는 복수(multiples) 형상은 아래의 조건에서 일어난다.

$$L = \frac{p}{2}(3L_\pi) \quad p=1, 3, 5 \dots \quad (14)$$

이 조건에서 식 (12)는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Psi(y, \frac{p}{2}3L_\pi) = \sum_{q:\text{even}} c_q \psi_q(y) \exp[j(\text{even})\frac{\pi}{2}p] + \sum_{q:\text{odd}} c_q \psi_q(y) \exp[j(\text{odd})\frac{\pi}{2}p] \quad (15)$$

$p=1, 3, 5 \dots$ 홀수 이며, 식 (15) 우변의 첫 번째 및 두 번째 항에 해당되는 셀프-형상과 미러-형상은

진폭  $1/\sqrt{2}$ , 두 형상 간에 위상차  $\pi/2$  (in quadrature) 를 보이면서 그림 3과 같이  $z=1/2(3L_\pi)$ ,  $3/2(3L_\pi)$ ,  $5/2(3L_\pi) \dots$  위치에서 복수로 형상이 나타나며, 아래와 같은 수식으로 다시 나타낼 수 있다.

$$\Psi(y, \frac{p}{2} 3L_\pi) = \frac{1+(-j)^p}{2} \Psi(y, 0) + \frac{1-(-j)^p}{2} \Psi(-y, 0) \tag{16}$$

### III. 다중모드 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로의 전산해석

그림 1의 립-광도파로 구조에서 식각된(etched) 립-폭(=W), 립-두께(=T) 및 코어-두께(=H)에 따라 기본모드 및 고차 모드의 유효굴절률(effective refractive index)에 미치는 영향을 검토하였다. 전산해석에는 “Photon Design”사의 FIMMWAVE 소프트웨어를 사용하였으며, 입사광파의 파장은 0.63  $\mu\text{m}$ 로 설정하였다.

#### 3.1 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로의 모드해석

그림 1의 립-광도파로 단면에서 코어-두께는 150 nm, 립-두께는 5 nm로 각각 설정하고, 립-광도파로의 폭을 1~10  $\mu\text{m}$ 로 변화시키면서 도출된 TE 모드들의 유효굴절률 분포에 대한 전산해석 결과로 그림 4(a)를 얻었다. T=5 nm에서 기본 도파모드는 W=1 $\mu\text{m}$ 에서 관찰되었지만, 두 번째, 세 번째 고차모드들은 W=2  $\mu\text{m}$ , 5.6  $\mu\text{m}$ 에서 각각 나타나고 있다. 립-두께가 증가됨에 따라 기본 및 고차모드들이 생성되기 시작하는 립-폭이 점점 줄어드는 현상이 관찰되었으며, 자세한 전산해석 결과들은 참고문헌 [13]에서 확인할 수 있다. 기본모드(TE00)는 립-두께 변화에 따른 유효굴절률 변화가 고차모드(TE01, TE02 ...)들과 비교해서 변화가 크지 않고 비교적 완만하게 변화됨을 알 수 있다.

립-광도파로 두께가 도파모드들의 유효굴절률에 미치는 영향을 관찰하기 위해서, 립-폭(W) 2  $\mu\text{m}$ 에 대해서 립-두께(T)를 2~14 nm 범위로 변화시켜서 그림 4(b)의 결과를 얻었다. 각 모드들의 유효굴절률은 립-두께가 증가할수록 일정한 기울기로 증가하는 경향을 보이고 있는데, 이는 립-두께가 증가할수록 각 모드들이 클래딩과 비교해서 상대적으로 굴절률이 높은 립-광도파로 코어에 포함되어

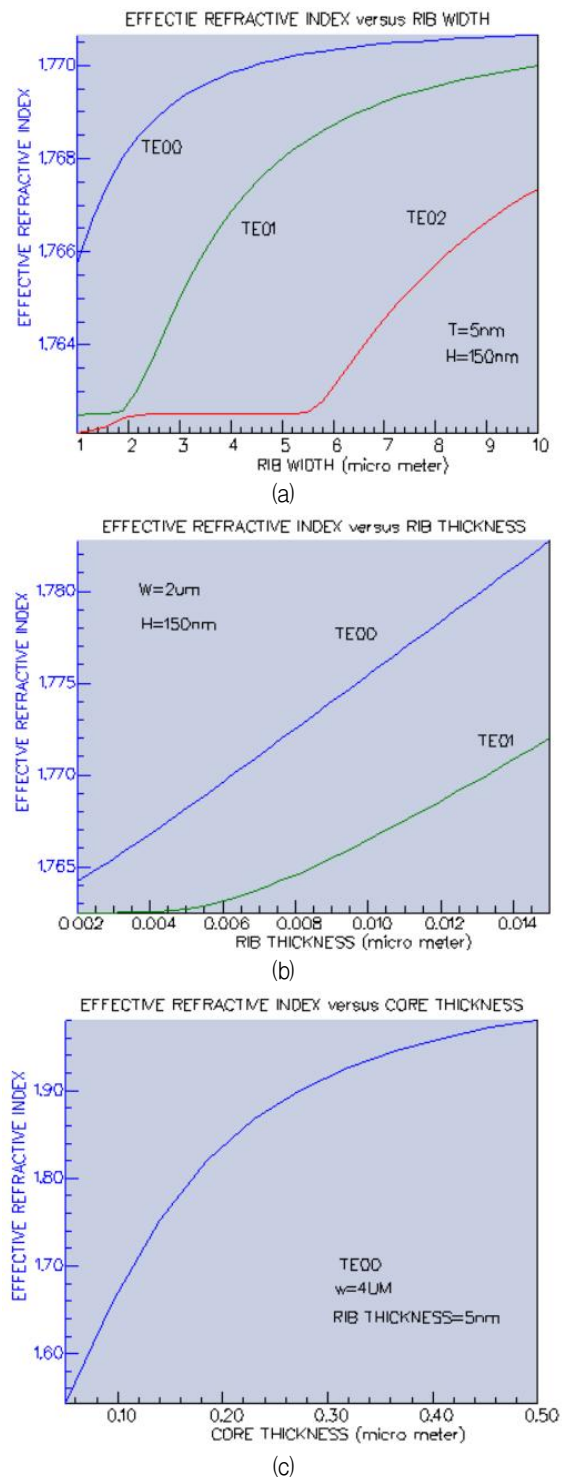


Fig. 4. Effective refractive indices as a function of (a) rib-optical waveguide width(=W) for rib-thickness T = 5 nm, (b) rib-optical waveguide thickness(=T) for rib-width W = 2  $\mu\text{m}$  and (c) rib-optical waveguide core thickness(=h) for W = 4  $\mu\text{m}$  and T = 5 nm.

그림 4. (a) 립-두께 T = 5 nm에 대해서 립-폭(=W) 변화에 따른, (b) 립-폭 W = 2  $\mu\text{m}$ 에 대해서 립-두께(=T) 변화에 따른, (c) 립-폭과 두께 W = 4  $\mu\text{m}$ , T = 5 nm에 대해서 립-코어(h) 변화에 따른 각 모드들의 유효굴절률 변화

있는 부분들이 많아지기 때문에 충분히 예상할 수 있는 결과들이다. 따라서 고차모드들은 립-두께와 폭이 증가할수록 굴절률이 낮은 상부 클래딩 물질과 접촉되는 부분이 더 많아지게 되고, 립-광도파로 내부에서 구속력이 약해져서 유효굴절률이 기본모드와 비교해서 완만하게 증가하는 경향을 보여주고 있는 것으로 해석될 수 있다.

그림 1의 립-광도파로에서 코어-두께(H)가 도파모드의 유효굴절률에 미치는 영향을 검토하기 위해서 립-폭과 두께 4 μm, 5 nm에 대해서 코어-두께(H)를 50~500 nm 범위로 변화시키면서 유효굴절률에 대한 전산해석을 수행하였다. 그림 4(c)에서 관찰되듯이 립-광도파로의 폭과 두께 변화에 관계없이 코어 두께가 유효굴절률에 미치는 영향은 거의 없었다. 또한 기본모드와 고차모드 간에 변화도 거의 없는 것으로 입증되었다[13]. 즉 립-광도파로의 도파모드들은 립-영역 바로 아래 및 주변에 분포하기 때문에 코어-두께는 유효굴절률에 거의 영향을 미치지 못하는 것으로 해석된다.

### 3.2 다중모드 간섭기를 이용한 집적광학 바이오센서 설계

0.63 μm 파장대역에서 동작하고, 그림 1과 같은 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로의 소산파를 이용하는 집적광학 바이오센서의 구조는 그림 5와 같다. 실리콘 기판 위에 2 μm 두께의 SiO<sub>2</sub>와 160 nm Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 물질을 증착하고, 이어서 5 nm 깊이로 식각된 립-광도파로 구조로 패턴을 형성한 후 전체적으로 SiO<sub>2</sub> 클래드(clad) 박막을 다시 증착한 후, 다중모드 영역의 SiO<sub>2</sub>만 식각하고, 분석할 바이오 물질을 다중모드

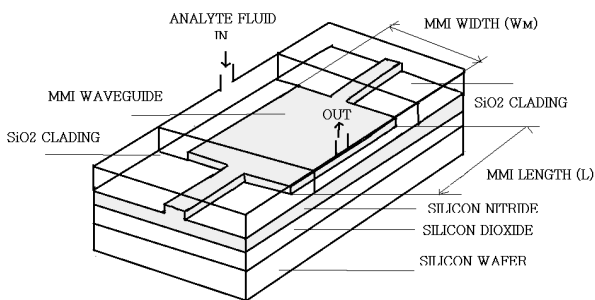


Fig. 5. The schematic layout of integrated-optic biosensor based on the multimode interferometer utilizing Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> rib-waveguide and evanescent-wave.

그림 5. Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 립-광도파로 구현된 다중모드 간섭기와 소산파 기반의 집적광학 바이오센서 구조 레이아웃

클래딩 표면으로 주입할 수 있도록 유체주입(fluidic injection) 구조를 형성할 경우 궁극적으로 그림 5와 같은 소자를 형성할 수 있다.

그림 5와 같은 바이오센서 구조에서 핵심적인 사항은 다중모드 간섭패턴이 다중모드 영역의 제원 즉 길이와 폭, 그리고 상부 클래딩에 해당되는 바이오 물질의 굴절률에 의해서 민감하게 영향을 받는다는 것이다. 따라서 본 연구에서는 먼저 다중모드 영역의 제원이 간섭패턴 배열과 출력 광파위에 미치는 영향을 검토하였다. 전산해석에서 입·출력 립-광도파로의 폭은 2μm, 다중모드 영역의 길이를 5400 μm로 설정하고 전산해석에 의해서 그림 6과 같은 결과를 얻었다. 예상한대로 다중모드 영역의 폭이 증가될수록 형성되는 도파모드 수는 증가되며, 각 모드들이 진행하면서 겪는 위상변화와 상호 간섭 과정을 통해서 주기적으로 셀프-형상이 나타나지만, 증가된 모드들에 의한 파워 손실과 셀프-형상 주위에 형성되는 기생모드들이 나타나기 때문에 출력 광파위는 궁극적으로는 선형적으로 감소됨을 알 수 있다.

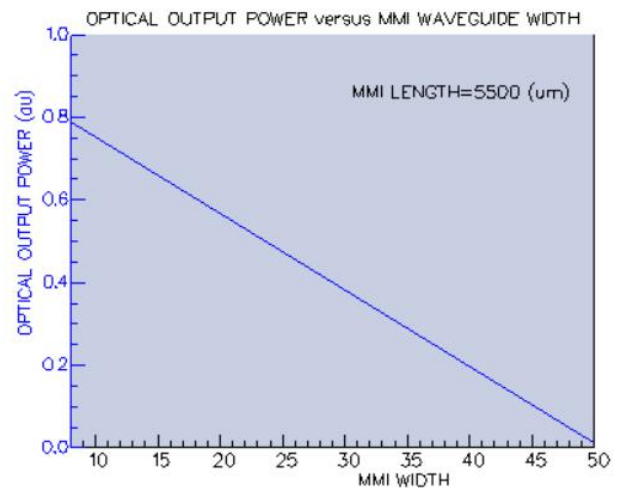


Fig. 6. The change rate of normalized output power in case of the width of multimode region.

그림 6. 다중모드 영역의 폭 변화에 따른 출력 정규화된 출력 광파위 변화율

이어서 간섭영역의 폭을 30 μm로 설정하고, 간섭영역의 길이가 간섭패턴과 출력 광파위에 미치는 영향을 검토하기 위해 전산해석을 수행하였고, 그림 7과 같은 결과를 얻었다. 간섭영역의 길이가 증가함에 따라 광파위가 증가, 감소하는 반복적인 형태를 보이고 있으며, 일정한 간격으로 최대 광 파

크가 나타는데, 이 현상은 셀프-형상이 일정한 주기로 형성되기 때문이다. 따라서 그림 7에서 “MMI LENGTH”라고 표기된 영역에서 기울기가 매우 선형적이고, 가파르기 때문에 이 영역에서 간섭영역의 길이를 설정하는 것이 바람직하다.

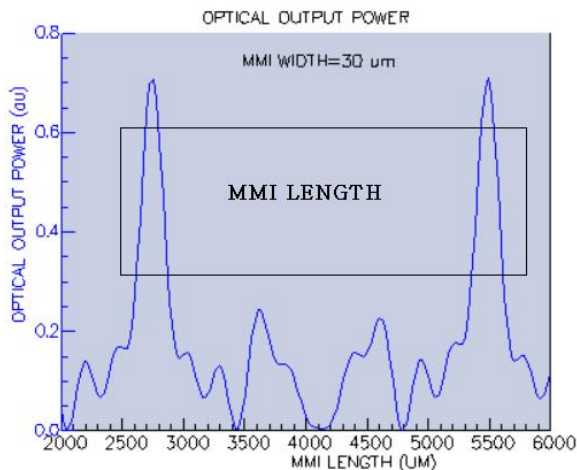


Fig. 7. The variation of normalized optical output power as function of the length of multimode region.

그림 7. 다중모드 영역의 길이 변화에 따른 정규화된 출력 광파워 변화율

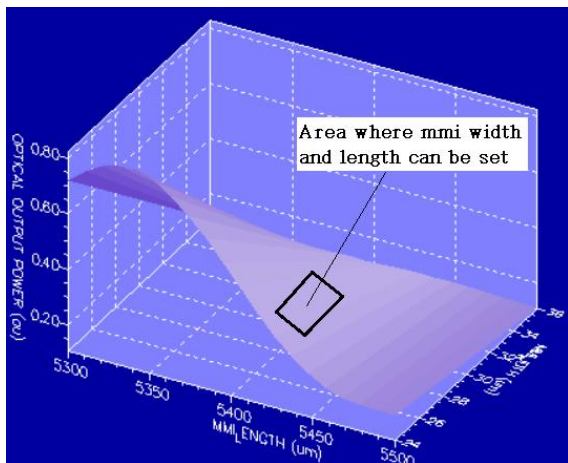


Fig. 8. The three dimensional contour-plot of normalized optical output power as function of multimode region-width: 24~36  $\mu\text{m}$  and multimode region-length: 5300~5500  $\mu\text{m}$ .

그림 8. 다중모드 영역의 폭(24~36  $\mu\text{m}$ )과 길이(5300~5500  $\mu\text{m}$ ) 변화에 따른 정규화된 광 출력파워 변화에 대한 3차원 그래프

그림 6과 7의 전산해석 결과를 바탕으로 간섭기의 폭과 길이를 24-36  $\mu\text{m}$ , 5300-5500  $\mu\text{m}$ 범위로 설정하고, 전산해석을 통해서 그림 8과 같은 contour-plot

결과를 얻었다. 따라서 선형성과 적절한 출력 광파워를 보장하는 영역은 그림 8에 표시된 부분에 해당되며, 본 연구에서는 폭과 길이를 30 $\mu\text{m}$ , 5400 $\mu\text{m}$ 로 각각 설정하였다.

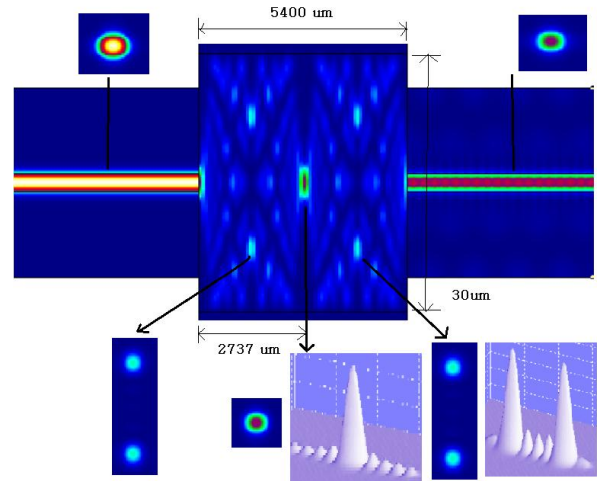


Fig. 9. The optical field evaluation, two- and three-dimensional mode patterns in the multimode region for width=30  $\mu\text{m}$  and length=5400  $\mu\text{m}$ .

그림 9. 폭과 길이가 각각 30  $\mu\text{m}$ , 5400  $\mu\text{m}$  제원으로 설계된 다중모드 영역에서 광파의 진화패턴과 이에 대응되는 2차원, 3차원 모드 패턴

그림 9는 간섭영역의 폭과 길이를 30  $\mu\text{m}$ , 5400  $\mu\text{m}$ 로 설정하고, 전산해석을 통해서 얻은 간섭패턴과 복수-형상 및 셀프-형상 각각에 해당되는 2차원 및 3차원 주기적인 모드패턴을 보여주고 있다. 2737  $\mu\text{m}$  주기마다 셀프-형상이 나타나고 있음을 관찰할 수 있다.

### 3.3 다중모드 간섭 기반의 바이오센서 감지 특성

그림 5 구조와 같은  $\text{Si}_3\text{N}_4$  립-광도파로를 기반으로 설계된 다중모드 간섭기 구조의 바이오센서에서 감지(sensing) 성능을 전산해석을 통해서 평가하였다. 분석물질이 다중모드 영역의 상부 층에 해당되는 클래딩 부분으로 주입되고, 방출될 있도록 마이크로 유체시스템을 활용할 것이다. 즉 분석물질을 구성하는 용액( $\text{H}_2\text{O}$ )에 포함된 바이오 물질의 양 및 종류에 따라 물질의 굴절률이 달라지며, 이러한 변화는 다중모드 간섭기의 모드패턴에 많은 영향을 미쳐서 셀프-형상이 형성되는 위치와 출력 광파워를 변화시키게 된다. 먼저 감지물질의 굴절률이 1.33~1.46 범위에서 변할 경우 이에 대응해서

출력 광파위가 얼마나 영향을 받고, 변하는지를 검토하기 위해 다중모드 영역의 길이를 변화시키면서 전산해석을 수행하였으며, 그림 10과 같은 결과를 얻었다. 그림 7에서 두 번째 피크에 해당되는 영역을 중심으로 다중모드 영역의 길이를 5350, 5400, 5450 μm로 설정하고 전산해석을 수행하였는데, 예상한대로 출력 광파위는 감지물질의 굴절률에 의해서 많은 영향을 받고 있음을 확인할 수 있었다. 이러한 광 파워의 변화는 셀프-형상의 위치가 감지물질의 굴절률에 따라 달라지기 때문이다.

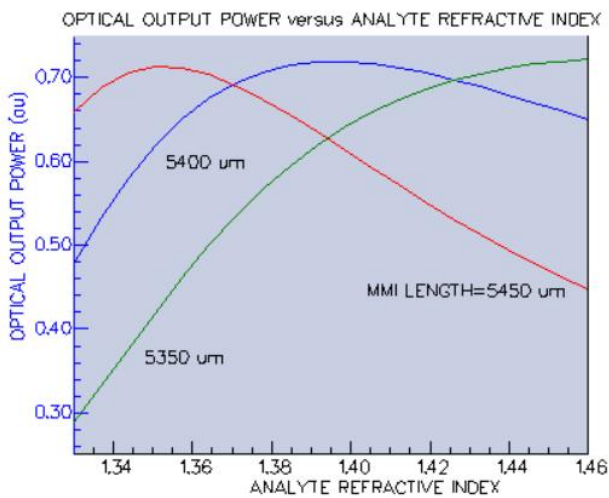


Fig. 10. The change rate of normalized optical output power as a function of analyte refractive index in the cover cladding for the length of multimode region: 5350, 5400, and 5450 μm, respectively.

그림 10. 다중모드 영역의 길이 5350, 5400, 5450μm 각각에 대해서 분석물질의 굴절률 변화에 따른 정규화된 출력 광파위의 변화

따라서 바이오센서는 선형(linearity) 특성이 매우 중요하기 때문에 H<sub>2</sub>O에 희석된 바이오폐물질의 농도에 따라 굴절률 값이 1.33~1.35 범위에 해당된다고 가정하고, 전산해석을 수행해서 그림 11과 같은 결과를 얻었으며, 완벽에 가까울 정도로 선형성이 매우 양호함을 확인할 수 있다. 따라서 분석물질의 예상되는 굴절률 범위가 파악될 경우 그림 7로부터 적절한 다중모드 영역의 길이를 선택해서 바이오센서를 설계할 수 있다.

제안된 바이오센서의 감지 특성을 정량적으로 평가하기 위해서 감지도(sensitivity)를 아래와 같은 수식으로 정의될 수 있으며, 그림 11의 데이터를 적용해서 계산된 감지도를 표 1에 요약하였다.

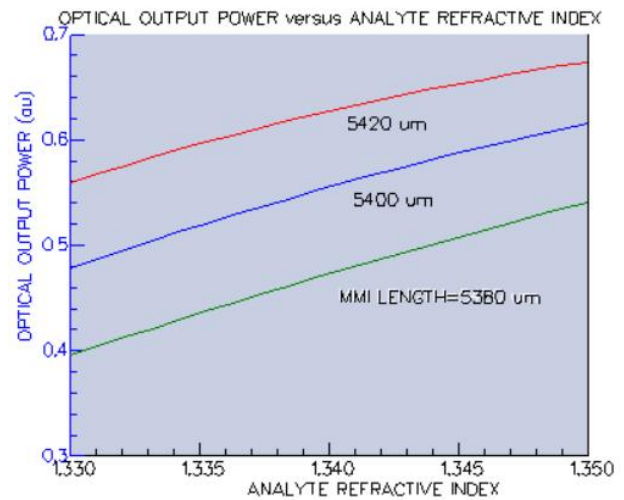


Fig. 11. The change rate of normalized optical output power as a function of analyte refractive index in the cover cladding for the length of multimode region: 5380, 5400, and 5420 μm, respectively.

그림 11. 다중모드 영역의 길이 5380, 5400, 5420μm 각각에 대해서 분석물질의 굴절률 변화에 따른 출력 정규화된 광파위의 변화

$$S = \left| \frac{\Delta P_o}{\Delta n} \right| \quad (17)$$

분석물질 굴절률 범위(1.33~1.34053)에 대해서 다중모드 영역의 길이에 따라 계산된 감지도는 6.714~7.635 [au/RIU] 값을 나타내고 있으며, 길이에 따라 감지도의 편차가 크지 않음을 알 수 있다.

Table 1. The analytical sensitivity for refractive index range (1.330~1.34053)

표 1. 굴절률 범위(1.330~1.34053)에서 계산된 감지도

MULTIMODE REGION -LENGTH(μm)	ANALYTE INDEX OUTPUT POWER		SENSITIVITY (au/RIU)
	1.330	1.34053	
5380	0.3964	0.4768	7.635
5400	0.4785	0.5587	7.616
5420	0.5594	0.6301	6.714

한편 그림 11의 데이터에 식 (17)과 매트랩 (matlab)을 활용해서 감지도에 대한 정밀한 전산해석을 수행해서 그림 12와 같은 결과로 도출하였다. 특히 다중모드 영역길이가 5400 μm로 설계된 구조는 굴절률 범위(1.33~1.35)에 대해서 감지도의 편차가 ~1 [au/RIU] 정도로 매우 우수한 선형특성을 나타내었다.



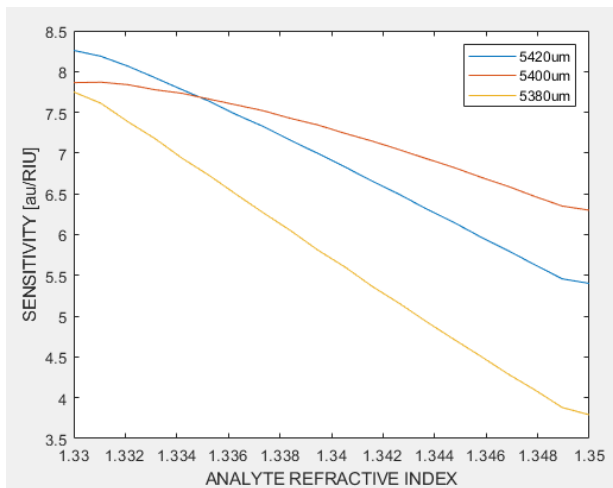


Fig. 12. The simulated sensitivity as a function of analyte refractive index in the cover cladding for the length of multimode region: 5380, 5400, and 5420  $\mu\text{m}$ , respectively.

그림 12 다중모드 영역의 길이 5380, 5400, 5420 $\mu\text{m}$  각각에 대해서 분석물질의 굴절률 변화에 따른 전산해석 감지도

#### IV. 결론

본 연구에서는 Si/SiO<sub>2</sub>/Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>/SiO<sub>2</sub> 적층 구조를 갖는 Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> 링-광도파로와 소산과 기반의 다중모드 간섭기를 활용하는 집적광학 바이오센서 구조, 설계과정 및 센서의 감지 성능에 대해서 전산해석을 중심으로 기술하였다. 먼저 다중모드 간섭기의 이론적 배경에 대해서 검토하였고, “Photon Design”사의 FIMMWAVE, FIMMPROP 소프트웨어를 이용한 전산해석을 통해서 다중모드 간섭기의 설계 과정을 제시하였다. 또한 다중모드 영역의 제원(길이, 폭)이 센서 성능에 어떻게 영향을 미치는지 체계적으로 검토하였다. 분석물질의 굴절률 변화가 다중모드 간섭기의 모드패턴 배열 위치와 출력 광 파워에 많은 영향을 미치게 되며, 이 특성을 적용할 경우 바이오센서로 활용 가능성을 입증하였다. 다중모드 간섭기의 길이 5380, 5400, 5420  $\mu\text{m}$  각각에 대한 감지도는 굴절률 범위(1.33~1.34053)에 대해서 6.714~7.635 [au/RIU] 계산되었으며, 다중모드 영역의 길이에 따라 감지도의 편차가 크지 않음을 확인할 수 있었다. 현재 silicon-photonics foundry 글로벌 업체들이 제공하고 있는 MPW(multi project wafer) 설계 및 공정들을 활용할 경우 본 연구에서 제시된 바이오센서 구현이 가능하다.

#### References

- [1] C. Errando-Herranz, F. Saharil, A. M. Romero, N. Sandstrom, R. Z. Shafagh, W. Wijngaart, T. Haraldsson, and K. B. Gylfason, “Integration of microfluidics with grating coupled silicon photonic sensors by one-step combined photopatterning and molding of OSTE,” *Opt. Express*, vol.21, no.18, pp.21 293–21 298, 2013. DOI: 10.1364/OE.21.021293
- [2] K. Tiefenthaler and W. Lukosz, “Sensitivity of grating couplers as integrated-optical chemical sensors,” *J. Opt. Soc. Am. B*, vol.6, no.2, pp.209–220, 1989. DOI: 10.1364/JOSAB.6.000209
- [3] F. Brosinger, H. Freimuth, M. Lacher, W. Ehrfeld, E. Gedig, A. Katerkamp, F. Spener, and K. Cammann, “A label-free affinity sensor with compensation of unspecific protein interaction by a highly sensitive integrated optical Mach-Zehnder interferometer on silicon,” *Sens. Actuators B Chem.*, vol.44, no.1–3, pp.350–355, 1997. DOI: 10.1016/S0925-4005(97)00226-8
- [4] K. De Vos, I. Bartolozzi, E. Schacht, P. Bienstman, and R. Baets, “Silicon-on-Insulator microring resonator for sensitive and label-free biosensing,” *Opt. Express*, vol.15, no.12, pp.7610–7615, 2007. DOI: 10.1364/OE.15.007610
- [5] C. Y. Chao, W. Fung, and L. J. Guo, “Polymer microring resonators for biochemical sensing applications,” *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol.12, no.1, pp.134–142, 2006. DOI: 10.1109/JSTQE.2005.862945
- [6] F. Prieto, B. Sepulveda, A. Calle, A. Llobera, C. Dominguez, A. Abad, A. Montoya, and L. M. Lechuga, “An integrated optical interferometric nanodevice based on silicon technology for biosensor applications,” *Nanotechnology*, vol.14, no.8, pp.907–912, 2003. DOI: 10.1088/0957-4484/14/8/312/meta
- [7] A. Densmore, D. X. Xu, S. Janz, P. Waldron, T. Mischki, G. Lopinski, A. Del age, J. Lapointe, P. Cheben, B. Lamontagne, and J. H. Schmid, “Spiral-path high-sensitivity silicon photonic wire molecular sensor with temperature-independent response,” *Opt. Lett.*, Vol.33, No.6, pp.596–598, 2008.

- [8] T. Mazingue, R. K. Kribich, P. Etienne, and Y. Moreau, "Simulations of refractive index variation in a multimode interference coupler: Application to gas sensing," *Optic. Comm.*, Vol.278, pp.312-316, 2007. DOI: 10.1016/j.optcom.2007.06.036
- [9] A. Irace and G. Breglio, "All-silicon optical temperature sensor based on Multi-Mode Interference," *Optic. Express*, Vol.11, No.22, pp.2807-2812, 2003. DOI: 10.1364/OE.11.002807
- [10] M. Blahut and A. Szewezuk, "Multimode interference in sensors application," *Proc. of SPIE*, Vol.9816, pp.98160Q-1-98160Q-8, 2015.
- [11] R. A. Soref, J. Schmidtchen, and K. Peterman, "Large single-mode rib waveguides in GeSi-Si and Si-on-SiO<sub>2</sub>," *IEEE J. Quantum Electron.*, Vol.27, pp.1971-1974, 1991. DOI: 10.1109/3.83406
- [12] L. B. Soldano and E. C. M. Pennings, "Optical Multi-Mode Interference Devices Based on Self-Imaging: Principles and Applications," *J. Lightwave Techn.*, Vol.14, No.4, pp.615-627, 1995. DOI: 10.1109/50.372474
- [13] H. Jung, "Analysis of Design of Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> Rib-Optical Waveguides for Evanescent-wave Integrated-Optical Biosensors," *Korean Journal of Optics and Photonics*, Vol.30, No.1, pp.15-22, 2019.

---

## BIOGRAPHY

---

### Hongsik Jung (Member)



1982 : BS degree in Dept. of Electronic Engineering, Sogang University.  
1984 : MS degree in Dept. of Electronic Engineering, Sogang University.  
1989 : PhD degree in Electrical Engineering, Texas A&M University, United States.

1989~1990 : Researcher, JRDC, Japan.

1990~present : Professor, College of Science & Technology, Hongik University.

1998~1999 : Associate Research Professor, CEMDAS, Texas A&M University, United States

Research Area : Integrated-Optics, Guided-wave Optics, Silicon Photonics