

Analysis and Design of Si₃N₄ Rib-optical Waveguides for Evanescent-wave Integrated-optical Biosensors

Hongsik Jung[†]

Department of Electronics & Electrical Convergence Engineering, College of Science & Technology, Hongik University,
2639, Sejong-ro, Jochiwon-eup, Sejong 30016, Korea

(Received November 20, 2018; Revised December 13, 2018; Accepted December 14, 2018)

Si₃N₄ rib-optical waveguides for evanescent-wave integrated-optical biosensors were analytically interpreted, to derive the single-mode propagation conditions. The integrated-optical biosensor structure based on two-mode interference was proposed, and the rib width and thickness and core thickness for a single-mode and two-mode waveguide (sensing region) were proposed to be 3 μm, 2 nm, and 150 nm and 3 μm, 20 nm, and 340 nm respectively. The optical characteristics of each guided-wave mode were investigated utilizing the film mode-matching (FMM) analysis.

Keywords: Silicon photonics, Integrated optic biosensor, Si₃N₄ rib-optical waveguide, Two-mode interference, Film mode matching analysis

OCIS codes: (130.3120) Integrated optics devices; (130.6010) Sensors; (130.2790) Guided waves; (230.7380) Waveguides, channeled

소산파 집적광학 바이오센서에 적합한 Si₃N₄ 립-광도파로 해석 및 설계에 관한 연구

정홍식[†]

홍익대학교 전자전기융합공학과
☎ 30016 세종특별자치시 조치원읍 세종로 2639

(2018년 11월 20일 받음, 2018년 12월 13일 수정본 받음, 2018년 12월 14일 게재 확정)

소산파 기반 집적광학 바이오센서에 적합한 Si₃N₄ 립-광도파로 구조에 대한 해석적 분석을 통해서 단일모드 도파조건을 도출하였다. 두-모드 간섭현상을 이용하는 집적광학 바이오센서 구조를 제시하고, 단일모드와 두-모드(감지영역)에 해당되는 립-광도파로 제원인 폭, 립 및 코어 두께 각각에 대해서 3 μm, 2 nm, 150 nm와 3 μm, 20 nm, 340 nm를 제안하였으며, FMM 전산해석을 통해서 감지영역의 두-모드들에 대한 광학적 특성들을 검토하였다.

Keywords: 실리콘 포토닉스, 집적광학 바이오센서, Si₃N₄ 립-광도파로, 두-모드 간섭, FMM 전산해석

OCIS codes: (130.3120) Integrated optics devices; (130.6010) Sensors; (130.2790) Guided waves; (230.7380) Waveguides, channeled

I. 서 론

광-도파로의 코어와 클래딩 사이의 고-굴절률-차(High Index Contrast, HIC)에 기반한 포토닉스 집적회로(PIC)는 지난 수 년 동안 많은 주목을 끌고 있다^[1-3]. HIC는 광-도파로 내부의 광파를 엄격하게 제한하여, 작은 굴곡 반경의 초소형 광-도파로 구조 구현을 가능하게 한다. HIC의 이러한 특성은 고밀도 PIC, 광-변조기, 광-스위치 및 배열된 광-도파로 같은 집적광학 기능들을 작은 면적으로 제작하는 데 활용될 수 있다.

고-굴절률-차 광도파로를 이용한 나선형(spiral) 광도파로

기하학적 구조는 측정하고자 하는 시료와 광도파로의 소산파 간의 상호작용 길이를 크게 증가시킬 수 있기 때문에 특히 on-chip raman spectroscopy^[4] 및 on-chip optical coherence tomography (OCT)^[5] 분야에서 활발히 검토되고 있다. 한편 100~200 nm의 코어 두께를 갖는 고-굴절률-차 광도파로는 소산파(evanescent field)의 세기가 크게 증가 될 수 있으며, 궁극적으로 고-굴절률-차 광-도파로 플랫폼을 소산파 기반 광학센서(화학, 가스 및 바이오)에 적용될 때 높은 감도(sensitivity)를 제공하게 된다^[2,6,7].

마하젠더(Mach-Zehnder) 간섭기(interferometer)를 이용하는

[†]E-mail: hsjung@hongik.ac.kr, ORCID: 0000-0002-7776-2543

Color versions of one or more of the figures in this paper are available online.

바이오센서는 입력단에 위치한 Y-형 광 파워분리기(splitter)를 이용해서 입사 광파를 두 광파로 분리시켜 한 개의 광도파로는 센싱에 또 하나의 광도파로는 기준(reference)으로 활용하고, 출력단에 위치한 Y-형 광 파워 결합기를 통해서 칩 내부에서 간섭패턴을 만들어서 이로부터 감지된 정보를 해석하는 구조이다. 한편 Young 간섭기를 이용하는 바이오센서는 입력단에 위치한 광 파워 분리를 통해서 입사광파를 분리하는 것은 마하젠더 간섭기 구조와 유사하지만 간섭패턴을 칩 밖에서 만들어서 감지된 정보를 해석한다. 그러나 앞서 언급된 두 구조는 한 개의 광검파기를 이용해서 비교적 수월하게 감지된 정보를 해석할 수 있다는 장점도 있지만, 매우 안정적이고, 균일한 성능을 보장하는 광 파워 분리기와 결합기들이 필요하며, 해석에 또한 부피 있는 계측장비들이 요구되기 때문에 실질적인 LOC (Lab On Chip)를 구현하기가 매우 어렵다. 특히 결합기/분리기 성능은 제작공정에 매우 민감하기 때문에 광집적 도파로 구조로 예측 가능하고, 균일하고, 안정적인 광 파워 분리기/결합기 구현은 매우 힘들어서 향후 상용화를 위한 생산 측면에서도 많은 어려움이 예견된다.

고-굴절률-차 광도파로 플랫폼을 구현하기 위해 다양한 물질들이 검토되었으며, 적외선 파장 영역의 경우 SOI (Silicon on Insulator) 기술을 사용하는 실리콘 광-도파로가 일반적으로 활용되지만, 가시광선 영역에서는 Ta₂O₅, TiO₂ 및 실리콘 질화막(Si₃N₄)들이 활용 가능한 것으로 검토되었다. 특히 표준 CMOS 반도체공정라인과의 호환(compatibility), 가시광선 영역에서의 높은 투과성, 저 손실, 낮은 흡수성 그리고 고-굴절률-차 특성을 보이는 Si₃N₄가 근래에 널리 검토되고 있다. 가시광선영역에서 약 2.0의 굴절률을 보이는 기판/클래딩(일반적으로 SiO₂, n=1.46)을 갖는 고-굴절률-차는 적은 점유면적(footprint)으로 통합된 기능을 가능하게 하며, 이것은 굴절률 대비가 낮은 물질구조에서는 불가능하다. 따라서 Si₃N₄ 플랫폼을 사용하여 선형 및 비선형 집적광학에서 다양한 응용 연구들이 진행되고 있으며, 특히 공진기^[8], 변조기^[9], 스위치^[9], 센서^[2], 분광기^[10] 및 도파로 트래핑^[11]과 같은 다양한 집적광학 분야에서 활용되고 있다. 더군다나 Si₃N₄ 플랫폼을 위한 파운드리 서비스를 최근 몇 년 전부터 상업적으로 이용 가능하게 되었다.

따라서 본 논문에서는 Si₃N₄ 립-광도파로 기반 소산파를 활용하는 집적광학 바이오센서 구현에 있어서 립-구조의 기하학적 제원에 따른 도파모드 특성들을 체계적으로 검토하였으며, 광파의 파장, 립-두께(thickness), 립-폭(width) 및 코어 두께들이 기본모드 및 고차모드의 유효굴절률과 모드패턴에 미치는 영향을 film mode matching (FMM) 전산해석 방법을 적용해서 검토하였다. 끝으로 소산파와 두-모드 간섭 효과를 이용하는 집적광학 바이오센서를 구조를 제시하였다.

II. 립-광도파로 해석 및 설계

집적광학 바이오센서에서 중요하게 활용되는 소자들 중의

하나가 그림 1과 같은 립-광도파로 구조이며, 바이오 센서의 높은 감도(sensitivity)와 광섬유와의 결합(coupling)을 위해서 립-광도파로는 동작파장에서 센서들이 가져야 될 고유 특성들(예: 소산파, 두-모드 전송 등)이 보장될 수 있도록 설계 및 구현되어야 한다. 한편 립-광도파로의 단일모드 조건은 슬라브(slab) 광도파로에서 단일모드 조건과 매우 유사할 것이라 생각하고 있으나 실질적으로 그렇지 않은 것으로 밝혀졌다^[12].

립-광도파로의 전파모드에 대한 해석적 분석을 위해서 아래와 같이 유효 광도파로 파라미터 V 를 정의하였다^[12].

$$V = \frac{\pi w}{2H_{eff}} \sqrt{\delta} = \frac{\pi g_H}{2H} w \sqrt{\delta} \quad (1)$$

$$\delta = \left(\frac{H_{eff}}{h_{eff}} \right)^2 - 1 = \left(\frac{H}{h} \cdot \frac{g_h}{g_H} \right)^2 - 1 \quad (2)$$

여기서 TE 모드만 고려하였으며, w_{eff} , h_{eff} , H_{eff} 는 Goos-Haenchen shift와 유효굴절률방법(effective index method)를 고려해서 다음과 같이 정의되며, $\kappa = 2\pi/\lambda$ 전파상수이다^[13].

$$w_{eff} = w + \frac{2}{\left\{ \kappa(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} \quad (3a)$$

$$\begin{aligned} H_{eff} &= H + \frac{1}{\left\{ \kappa(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} + \frac{1}{\left\{ \kappa(n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \right\}} \\ &= H \left[1 + \frac{1}{\left\{ \kappa H(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} + \frac{1}{\left\{ \kappa H(n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \right\}} \right] \\ &= \frac{H}{g_H} \end{aligned} \quad (3b)$$

$$\begin{aligned} h_{eff} &= h + \frac{1}{\left\{ \kappa(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} + \frac{1}{\left\{ \kappa(n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \right\}} \\ &= h \left[1 + \frac{1}{\left\{ \kappa h(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} + \frac{1}{\left\{ \kappa h(n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \right\}} \right] \\ &= \frac{h}{g_h} \end{aligned} \quad (3c)$$

따라서 위 식으로부터 g_H , g_h 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$g_H = \left[1 + \frac{1}{\left\{ \kappa H(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} + \frac{1}{\left\{ \kappa H(n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \right\}} \right]^{-1} \quad (4a)$$

$$g_h = \left[1 + \frac{1}{\left\{ \kappa h(n_1^2 - n_3^2)^{1/2} \right\}} + \frac{1}{\left\{ \kappa h(n_1^2 - n_2^2)^{1/2} \right\}} \right]^{-1} \quad (4b)$$

식 (1)에서 TE 모드의 제 1고차모드를 포함해서 고차모드들이 차단되는 조건은 참고문헌을 활용해서 아래와 같이 나타낼 수 있다^[12,13].

$$V_s = \frac{\pi}{2}(1+0.3\sqrt{\delta}) \quad (5)$$

따라서 립-광도파로에서 단일모드 전송을 보장하기 위해서는 $V < V_s$ 조건을 만족해야 되며, 이 경우에 있어서 기하학적 비(ratio), w_{eff}/H_{eff} 는 아래와 같은 조건이 도출된다.

$$\frac{w_{eff}}{H_{eff}} \leq \frac{1}{g_H} \cdot \frac{1+0.3\sqrt{\delta}}{\sqrt{\delta}} \quad (6)$$

식 (2)~(4)를 식 (6)에 적용할 경우 궁극적으로 단일모드를 전송하기 위한 조건은 아래와 같게 된다.

$$t = \frac{w_{eff}}{H_{eff}} \leq 0.3 + \frac{\frac{h_{eff}}{H_{eff}}}{\left(1 - \left(\frac{h_{eff}}{H_{eff}}\right)^2\right)^{1/2}} \quad (7)$$

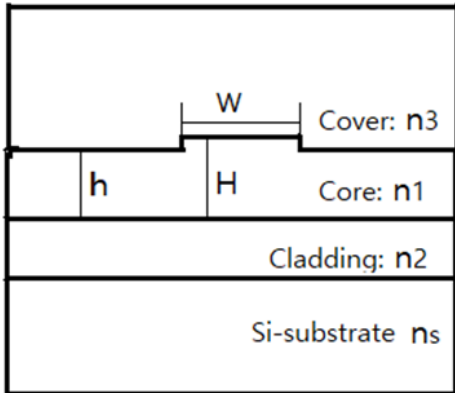


Fig. 1. Cross-section of rib-optical waveguide for analytical interpretation.

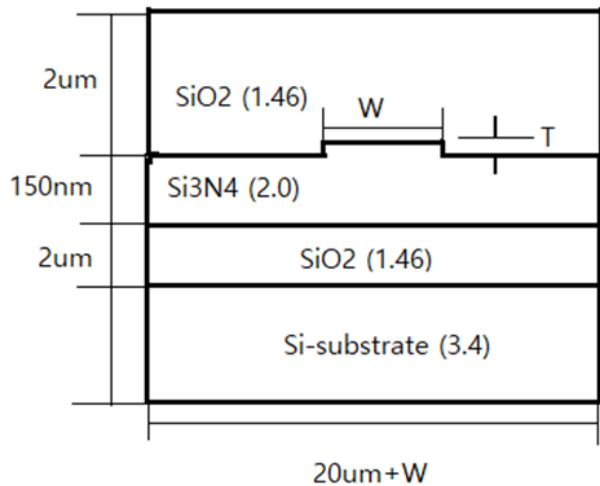


Fig. 2. Cross-section of Si₃N₄ rib-optical waveguide with refractive indices and dimension for computational optical-mode analysis.

한편 그림 1과 같은 구조에서 가운데 립-구조와 양 옆의 슬라브-구조는 적어도 1개 이상의 모드들을 전송하고, 특히 슬라브-광도파로는 단일모드로 제한하지 않는다는 가정하에 유효굴절률방법(EIM)을 적용해서 단일모드 전송을 보장하는 기하학적 비율, h_{eff}/H_{eff} 를 검토하였다. 립-광도파로의 단일모드 조건은 슬라브 광도파로의 단일모드 조건과 동일하지 않다는 것은 Soref 등에 의해서 밝혀졌음을 앞서 언급하였다^[12]. 즉 $V < V_s$ 를 만족하는 립-광도파로 구조에서 수평방향으로 단일모드일지라도, 수직방향으로 고차모드들이 존재할 수 있으며, 이러한 고차모드들의 세기분포는 수직방향으로 두 개 이상의 피크(peak)를 갖는 형태가 일반적이다. 이런 경우에 고차모드의 피크들 중에서 하나가 립-광도파로 주변에 위치한 슬라브 광도파로의 기본모드와 결합(coupling)되어 결국 리크(leak)모드로 변환된다. 따라서 립-구조의 폭(w)과 높이(H) 비율을 적절히 조절할 경우 단일모드 전송특성을 얻을 수 있으며, BPM (Beam Propagation Method) 방법을 적용해서 참고문헌^[12-14]에서 입증되었다. 립-영역에서 제 1 고차모드의 유효굴절률이 슬라브-영역에서의 기본모드 유효굴절률보다 작아야 되며, 아래와 같은 수식 조건으로 나타낼 수 있다^[14].

$$n_1^2 - \frac{4\pi^2}{(\kappa H_{eff})^2} < n_1^2 - \frac{\pi^2}{(\kappa h_{eff})^2} \quad (8)$$

따라서 h_{eff}/H_{eff} 는 아래와 같은 조건으로 유도된다.

$$\frac{h_{eff}}{H_{eff}} > 0.5 \quad (9)$$

따라서 식 (7)과 식 (9) 조건을 동시에 만족할 경우에만 립-광도파로는 단일모드 특성을 궁극적으로 나타낸다.

III. Si₃N₄ 립-광도파로의 도파모드해석

그림 2와 같은 립-광도파로 구조에서 광파의 파장, 식각된 (etched) 립-두께, 폭 및 코어 두께에 따른 기본모드 및 고차모드의 유효굴절률과 모드패턴에 미치는 영향을 검토하였다. 전산해석에는 Photon Design 회사의 “Fimmwave Mode Solver” 소프트웨어를 사용하였다^[15]. 그림 2의 제원을 근거로 해서 립-두께 10, 20, 30 nm 각각에 대해서 립-광도파로의 폭(W)을 1~10 μm 범위로 변화시키면서 기본 및 고차모드들의 유효굴절률에 미치는 영향에 대해서 전산해석을 수행한 결과들을 그림 3에 나타내었다. 두께가 10 nm인 경우 폭 $w \sim 1.5 \mu m$ 보다 작을 경우에는 단일모드임을 확인할 수 있으며, 립-두께가 증가될수록 멀티모드 특성이 나타남을 확인할 수 있다. 기본모드(TE00)는 립-두께 변화에 따른 굴절률 변화가 고차모드(TE01, TE02)들과 비교해서 변화가 크지 않고 매우 완만하게 변화됨을 알 수 있다.

립-광도파로 두께가 도파모드들의 유효굴절률에 미치는 영향을 관찰하기 위해서, 립-광도파로의 폭(W) 3, 5, 10 μm 각

각에 대해서 두께를 1~10 nm 범위로 변화시켜서 그림 4와 같은 결과들을 얻었다. 기본모드(TE00)의 유효굴절률은 립-두께가 증가할수록 매우 완만하게 감소하는 경향을 보이고 있는데 이는 두께가 증가할수록 도파모드가 굴절률이 낮은 상부 클래딩 물질과 접촉하는 부분이 많아지기 때문에 충분히 예상할 수 있는 결과이다. 그러나 제 1, 2 고차모드(TE01, TE02)는 립-두께와 폭이 증가할수록 클래딩 물질과 접촉되는 부분이 더 많아지게 되고, 특히 고차모드로 갈수록 도파로 안에 구속력이 약해져서 유효굴절률이 가파르게 감소하는 경향을 보여주고 있음을 확인할 수 있다.

그림 2 구조에서 코어 두께가 도파모드의 유효굴절률에 미

치는 영향을 검토하기 위해서 립-광도파로 폭 $W=4, 5 \mu\text{m}$ 그리고 립-두께 $T=2, 10 \text{ nm}$ 에 대해서 코어의 두께를 100~400 nm 범위로 변화시키면서 유효굴절률에 대한 FMM 전산해석을 수행하였다. 그림 5에서 알 수 있듯이 립-광도파로의 폭과 두께 변화에 관계없이 코어 두께가 유효굴절률에 미치는 영향은 매우 작음을 알 수 있다. 특히 그림 5(a) 조건에서는 기본모드와 고차모드 간에 유효굴절률에 미치는 영향을 거의 없으며, 그림 5(b)는 코어두께가 증가할수록 모드들 간에 유효굴절률의 변화가 미세하게 감지되었다. 즉 립-광도파로의 도파모드들은 립 바로 아래 및 주변에 분포하기 때문에 코어 두께는 유효굴절률에 많은 영향을 미치지 못하는 것이다.

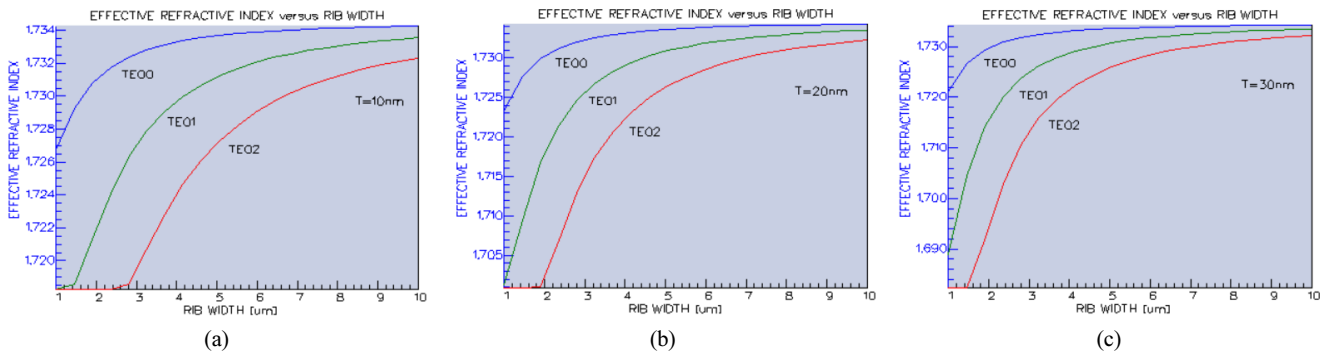


Fig. 3. Effective refractive indices as a function of rib-optical waveguide width for (a) $T=10 \text{ nm}$, (b) $T=20 \text{ nm}$, (c) $T=30 \text{ nm}$.

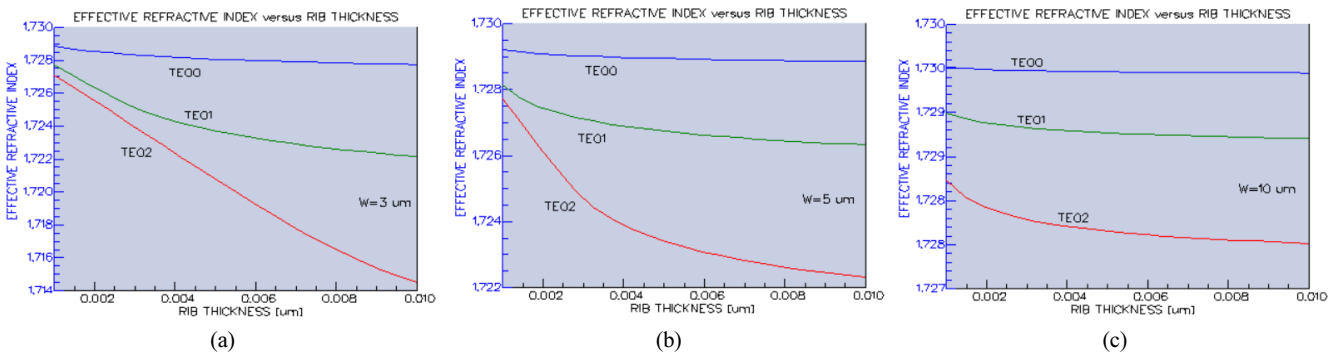


Fig. 4. Effective refractive indices as a function of rib-optical waveguide thickness for (a) $W=3 \mu\text{m}$, (b) $W=5 \mu\text{m}$, (c) $W=10 \mu\text{m}$.

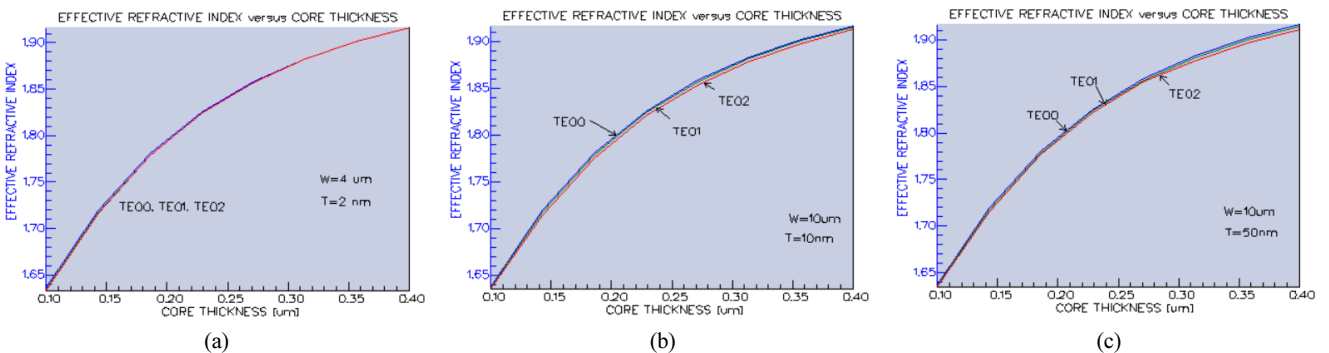


Fig. 5. Effective refractive indices as a function of rib-optical waveguide core thickness for (a) $W=4 \mu\text{m}$, $T=2 \text{ nm}$ (b) $W=10 \mu\text{m}$, $T=10 \text{ nm}$ (c) $W=10 \mu\text{m}$, $T=50 \text{ nm}$.

IV. 소산파 바이오센서에 적합한 릫-광도파로 설계

린-광도파로를 진행하는 도파모드들 대부분은 광도파로 코어 내부에 분포하나, 일부는 커버, 기판으로 확산되어 분포하게 되는데, 코어 영역을 벗어난 광파를 소산파라 일컫는다. 소산파는 광도파로 코어-커버의 경계 주변에 가장 많이 분포되며, 코어에서 멀어질수록 지수 함수적으로 감소한다. 이러한 소산파로 인해 커버 물질(대부분 액체임)의 종류, 커버 물질에 포함되어 있는 바이오 물질의 양 및 종류 등이 광도파로를 진행하는 도파모드의 유효굴절률을 변화시키게 되고, 이로부터 출력광의 특성 변화를 유발시키게 된다. 따라서 커버 물질을 제거하거나 매우 얇게 형성해서 소산파가 존재하는 광도파로 표면에 측정하려는 바이오 물질을 형성하여 광도파로 내에서 광파의 변화를 유도하고 분석해서, 측정 대상물의 변화를 인지할 수 있는 센서로 구현 가능하다. 많은 집적광학 바이오센서는 소산파를 기반으로 구현되고 있기 때문에 본 논문에서도 두-모드 간섭효과(interferometric effect)를 이용할 수 있는 릫-광도파로 구조를 검토하였다^{16,17)}.

단일모드 광도파로 채널과 연결되어 있는 두-모드 영역(즉 감지영역)의 광도파로 채널 두께를 조절할 경우 이 영역에 두 모드(기본모드와 1차 모드)가 나타나며 각 모드들의 소산파는 감지영역의 바이오 물질들에 따라 영향 받는 정도가 다르다. 특히 두-모드의 유효굴절률이 민감하게 영향을 받는다. 따라서 두-모드 각각의 유효굴절률 변화가 출력 세기에 민감하게 영향을 미치게 되며, 이러한 변화를 적절히 해석할 경우 감지영역의 물질의 종류와 용량(농도) 측정이 가능하다.

그림 6과 같은 구조에서 단일모드 영역에 해당되는 입사 광도파로 부분에 그림 2와 매우 유사한 릫-광도파로 구조로 적용할 수 있으며, 릫-두께, 폭, 그리고 코어 두께 각각을 2 nm, 3 μm, 150 nm로 설정함과 더불어 커버 클래딩 물질은 SiO₂ (n = 1.46)로 하였다. 그림 7과 같이 릫-폭을 변화시키면서 도파모드들의 유효굴절률에 대해서 전산해석을 수행하였으며, 3 μm 폭에 대해서 단일모드임을 확인할 수 있었다. 기본모

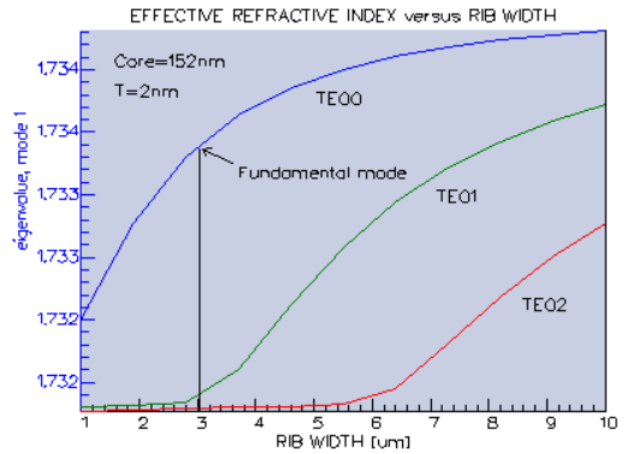


Fig. 7. Effective refractive indices as a function of rib-optical waveguide width for TE₀₀, TE₀₁, and TE₀₂ mode, respectively.

드의 유효굴절률, n_{eff} 와 구속계수(Γ , confinement coefficient)는 1.7339, 0.904로 계산되었고, 따라서 기본 도파모드는 릫-광도파로에 매우 타이트하게 구속됨을 확인하였다.

그림 6 구조에서 감지영역(sensing area)에 해당되는 두-모드 릫-광도파로의 릫-두께, 폭, 그리고 코어 두께 각각을 20 nm, 3 μm, 340 nm로 설정하고, 커버 클래딩 물질로 H₂O (n = 1.33)를 적용해서 릫-폭 변화에 대한 도파모드들의 유효굴절률을 FMM 전산해석을 통해서 그림 8과 같은 결과를 얻었다. 릫-폭 3 μm에 대해서 두 모드가 도파됨을 확인할 수 있었으며, 각 모드들의 유효굴절률과 구속계수는 1.8906, 1.8871 그리고 0.904, 0.578로 계산되었다. 제 1 고차모드가 기본모드와 비교해서 구속계수가 많이 낮은 수치를 보이고 있는데, 이러한 현상은 광도파로의 일반적인 도파특성을 이지만, 이는 두 모드들의 소산파 분포 및 세기가 다르기 때문에 이를 활용하는 그림 6과 같은 센서 구조에서는 긍정적인 효과로 기여할 수 있다. 커버 클래딩 역할을 하는 H₂O 용액에 포함되어 있는 바이오 물질의 종류, 농도 등에 따라 두 모드의 소산파가 받

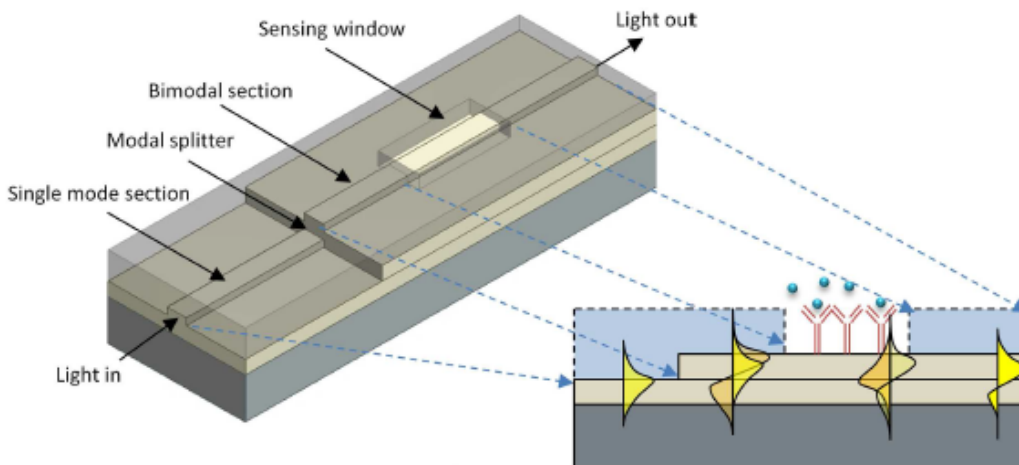


Fig. 6. Schematic of an integrated-optic, evanescent-wave biosensor based on rib-optical waveguides and two-mode interferometer.

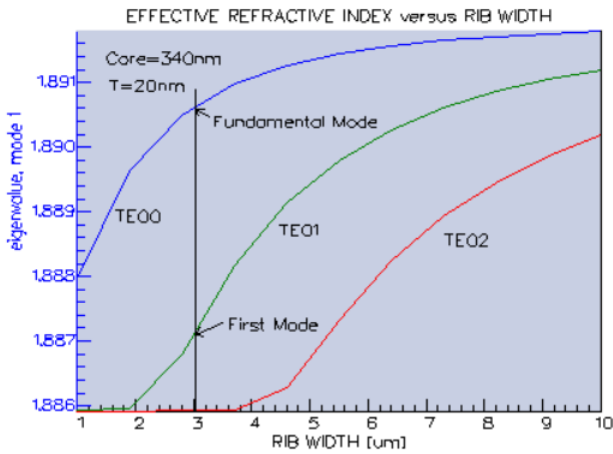


Fig. 8. Effective refractive indices as a function of rib-optical waveguide (two-mode region) width for TE00, TE01, and TE02 mode, respectively.

는 광학적 영향이 다르기 때문에 두 모드들의 유효굴절률에 미치는 영향 또한 달라져서 궁극적으로는 위상 차를 야기시키게 된다. 이러한 위상변화를 적절히 분석할 경우 물질 분석이 가능하게 된다. 기본모드와 제 1고차 모드들에 대해서 평면 및 2, 3차원 세기(intensity) 패턴들을 그림 9, 10(a), 10(b)와 같이 분석되었으며, 각 모드들의 Ex 성분의 세기에 대해서 수평 및 수직 분포를 그림 9, 10(c), 10(d)와 같이 분석되었다. 각 모드들의 FWHM과 1/e-width 계산결과를 비교해보면 기본모드가 제 1 고차모드에 비해서 타이트하게 구속됨을 알 수 있다.

Si₃N₄ 립-광도파로 기반의 그림 6과 같은 구조의 바이오센서는 그림 11과 같은 구조로 구현 가능하다. 광파가 결합되는 입사영역은 그림 7과 같은 도파모드 특성을 갖는 단일모드 립-광도파로를 위치시키고, 감지영역은 두 모드가 도파될 수 있도록 그림 8과 같은 모드특성을 갖는 광도파로를 배열시켰다. 감지영역의 클래딩은 분석물질이 포함되어 있는 H₂O 수용액이 채울 것이다.

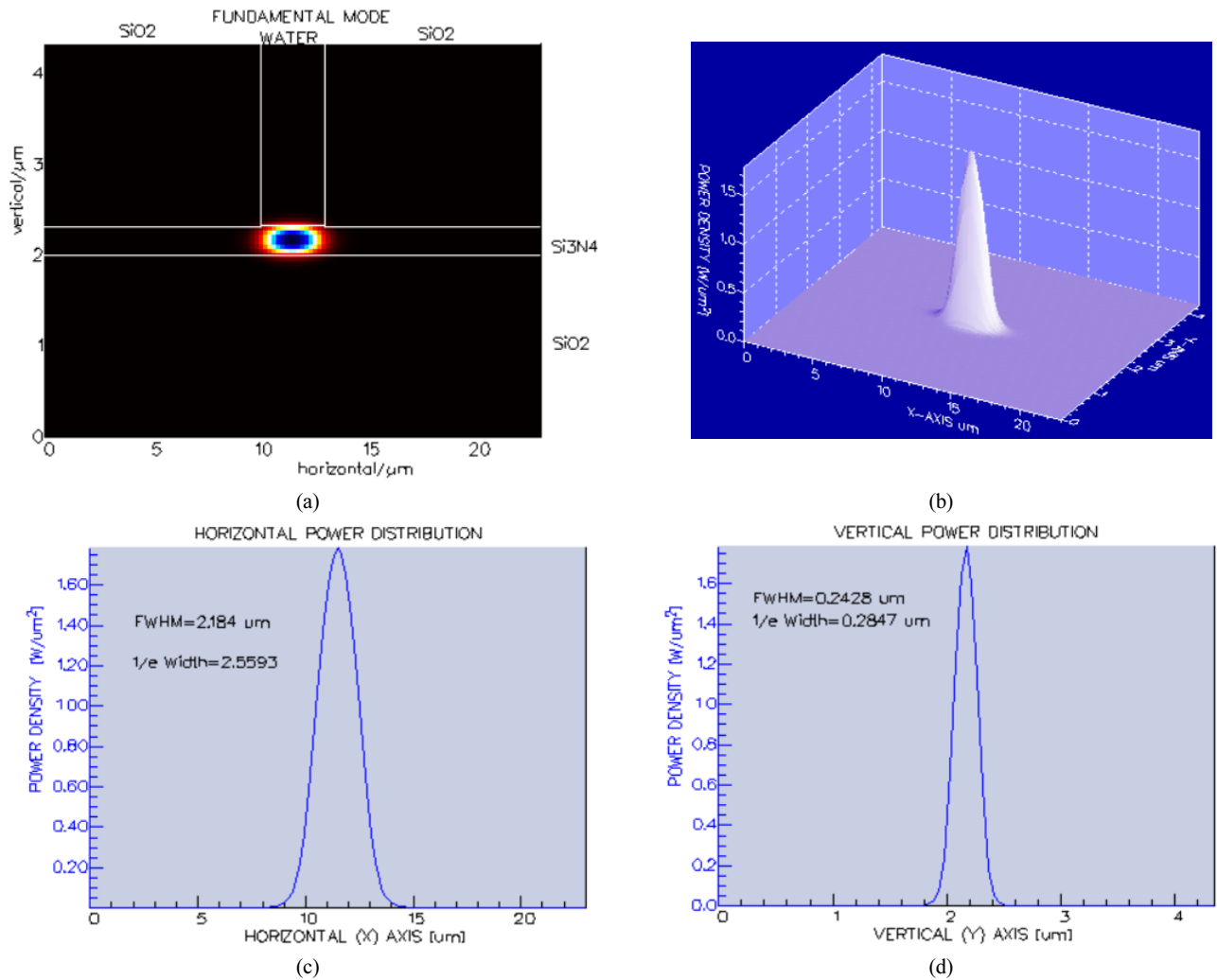


Fig. 9. (a) Planar intensity distribution, (b) three-dimensional intensity distribution, (c) horizontal and (d) vertical distribution of Ex-field intensity for the fundamental-mode of two-mode, rib-optical waveguide.

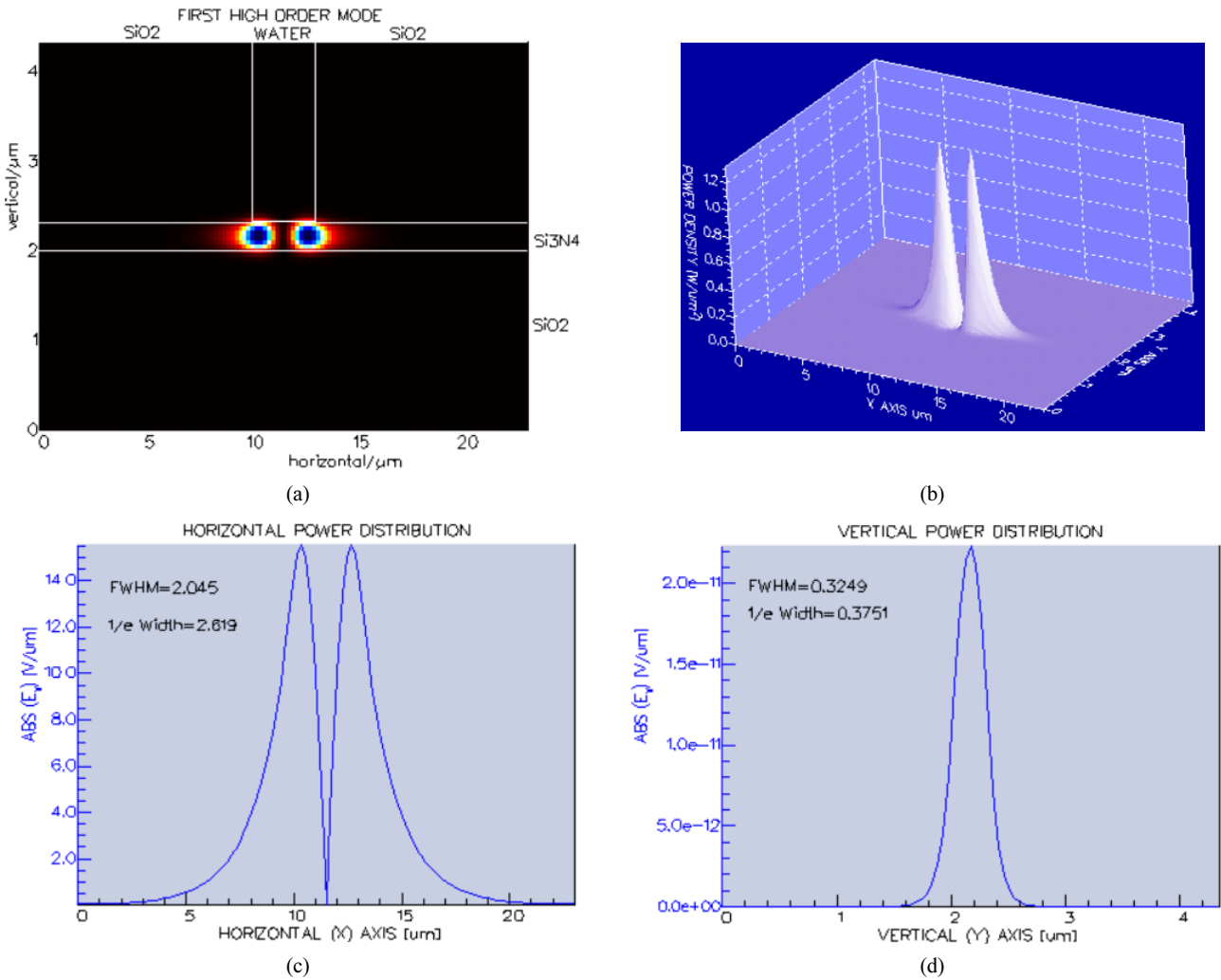


Fig. 10. (a) Planar intensity distribution, (b) three-dimensional intensity distribution, (c) horizontal and (d) vertical distribution of Ex-field intensity for the first high-order mode of two-mode, rib-optical waveguide.

	n _{cover} =1.46	n _{cover} =1.46	n _{cover(water)} =1.33	n _{cover} =1.46
150nm	n _{core} =2.0	n _{core} =2.0	n _{core} =2.0	n _{core} =2.0
2.0 μm	n _{clad} =1.46	n _{clad} =1.46	n _{clad} =1.46	n _{clad} =1.46
				2.0 μm
				340nm

Fig. 11. Longitudinal cross-section with refractive-indices and layer thickness for proposed two-mode, integrated-optical biosensor utilizing Si₃N₄ rib-optical waveguides.

V. 결 론

소산파 기반 집적광학 바이오센서에 적합한 Si₃N₄ 립-광도파로 구조에 대해서 유효 광도파로 파라미터 V 와 Goos-Haen-

chen shift를 고려해서 단일모드 도파조건인 $h_{eff}/H_{eff} > 0.5$ 를 도출하였다. 립-광도파로 구조에서 광파의 파장, 립-두께, 립-폭에 따른 기본모드 및 고차모드의 유효굴절률과 모드패턴에 미치는 영향을 film mode matching 기반 전산해석 소프트

웨어를 적용해서 검토하였다. 립-두께, 폭, 그리고 코어 두께 각각을 2 nm, 3 μm , 150 nm로 설정하고, 커버 클래딩 물질은 SiO_2 ($n = 1.46$)로 했을 경우 단일모드로 도파됨을 확인하였다. 기본모드의 유효굴절률과 구속계수는 1.7339, 0.904로 계산되었고, 기본 도파모드는 립-광도파로에 매우 타이트하게 구속됨이 확인되었다.

감지영역에 해당되는 두-모드 립-광도파로의 두께, 폭, 그리고 코어 두께 각각을 20 nm, 3 μm , 340 nm로 설계하고, 커버 클래딩 물질로 H_2O ($n = 1.33$)을 적용해서 립-폭 변화에 대한 도파모드들의 유효굴절률에 미치는 영향을 검토하였다. 립-폭 3 μm 에 대해서 기본 및 제 1 고차모드들이 도파되었으며, 각 모드들의 유효굴절률과 구속계수는 1.8906, 1.8871 그리고 0.904, 0.578로 계산되었고, 각 모드들의 평면 및 2, 3 차원 형태로 모드패턴들과, Ex 성분의 세기에 대해서 수평 및 수직 분포들을 분석하였다. 제 1 고차모드가 기본모드와 비교해서 구속계수가 많이 낮은 수치를 보이고 있는데, 이러한 현상은 광도파로의 일반적인 도파특성 이지만, 이는 두 모드의 소산과 세기 및 분포가 다르고, 클래딩 물질의 종류 및 농도들로부터 받는 영향이 다르기 때문에 이를 기반으로 하는 센서에서는 긍정적으로 이 현상을 활용할 수 있다. 즉 커버 클래딩 역할을 하는 H_2O 용액에 포함되어 있는 물질의 종류, 농도 등에 따라 두 모드의 소산과 받는 광학적 영향이 다르기 때문에 두 모드들의 유효굴절률에 미치는 영향 또한 달라져서 궁극적으로는 위상 차를 야기시키게 되고, 이 위상 변화를 적절히 분석할 경우 물질 분석이 가능하게 된다. 끝으로 Si_3N_4 립-광도파로 기반의 광파가 결합되는 입사 영역과 감지영역 각각을 단일모드와 두-모드 립-광도파로 구조로 제안하였다.

감사의 글

이 논문은 한국연구재단 기초연구(2018049908)와 홍익대학교 2018년 교내연구비 지원으로 수행되었습니다.

References

1. A. Z. Subramanian, P. Neutens, A. Dhakal, R. Jansen, T. Claes, X. Rottenberg, F. Peyskens, S. Selvaraja, P. Helin, B. Du Bois, K. Leyssens, S. Severi, P. Deshpande, R. Baets, and P. Van Dorpe, "Low-loss singlemode PECVD silicon nitride photonic wire waveguides for 532-900 nm wavelength window fabricated within a CMOS pilot line," *IEEE Photon. J.* **5**, 2202809-2202809 (2013).
2. P. Muellner, E. Melnik, G. Koppitsch, J. Kraft, F. Schrank, and R. Hainberger, "CMOS-compatible Si_3N_4 waveguides for optical biosensing," *Procedia Eng.* **120**, 578-581 (2015).
3. J.-C. Tinguely, Ø. I. Helle, and B. S. Ahluwalia, "Silicon nitride waveguide platform for fluorescence microscopy of living cells," *Opt. Express* **25**, 27678-27690 (2017).
4. A. Dhakal, P. Wuytens, F. Peyskens, A. Z. Subramanian, N. Le Thomas, and R. Baets, "Silicon-nitride waveguides for on-chip Raman spectroscopy," *Proc. SPIE* **9141**, 91411C (2014).
5. G. Vurtsever, P. Dumon, W. Bogaerts, and R. Baets, "Integrated photonic circuit in silicon on insulator for Fourier domain optical coherence tomography," *Proc. SPIE* **7554**, 75514B (2010).
6. F. T. Dullo, S. Lindcrantz, J. Jágorská, J. H. Hansen, M. Engqvist, S. A. Solbø, and O. G. Hellesø, "Sensitive on-chip methane detection with a cryptophane-A cladded Mach-Zehnder interferometer," *Opt. Express* **23**, 31564-31573 (2015).
7. H. Jung, "A study on the normalized analysis of sensitivity optimization of evanescent-field, integrated-optic biosensor based on planar optical waveguide," *J. Sensor Sci. Technol.* **27**, 25-30 (2018).
8. J. Riemensberger, K. Hartinger, T. Herr, V. Brasch, R. Holzwarth, and T. J. Kippenberg, "Dispersion engineering of thick high-Q silicon nitride ring-resonator via atomic layer deposition," *Opt. Express* **20**, 27661-27669 (2012).
9. Z. Wu, Y. Chen, T. Zhang, Z. Shao, Y. Wen, P. Xu, Y. Zhang, and S. Yu, "Design and optimization of optical modulators based on graphene-on-silicon nitride micro-ring resonators," *J. Opt.* **19**, 045801 (2017).
10. A. Z. Subramanian, E. Ryckeboer, A. Dhakal, F. Peyskens, A. Malik, B. Kuyken, H. Zhao, S. Pathak, A. Ruocco, A. De Groote, P. Wuytens, D. Martens, F. Leo, W. Xie, U. D. Dave, M. Muneeb, P. Van Dorpe, J. Van Campenhout, W. Bogaerts, P. Bienstman, N. Le Thomas, D. Van Thourhout, Z. Hens, G. Roelkens, and R. Baets, "Silicon and silicon nitride photonic circuits for spectroscopic sensing on-a-chip," *Photon. Res.* **3**, B47-B59 (2015).
11. F. T. Dullo and O. G. Hellesø, "On-chip phase measurement for micro-particles trapped on a waveguide," *Lab Chip* **15**, 3918-3924 (2015).
12. R. A. Soref, J. Schmidtchen, and K. Peterman, "Large single-mode rib waveguides in GeSi-Si and Si-on- SiO_2 ," *IEEE J. Quantum Electron.* **27**, 1971-1974 (1991).
13. S. P. Pogossian, L. Vescan, and A. Vonsovici, "The single-mode condition for semiconductor rib waveguides with large cross section," *J. Lightw. Technol.* **16**, 1851-1853 (1998).
14. J. Schmidtchen, A. Splett, B. Schoppert, and K. Pertermann, "Low loss single mode optical waveguides with large cross-selection in silicon-on-insulator," *Electron. Lett.* **27**, 1486-1487 (1991).
15. Photon Design Ltd, FIMMWAVE v6.6.0, Oxford United Kingdom.
16. K. E. Zinoviev, A. B. Gonzalez-Guerrero, C. Dominguez, and L. M. Lechuga, "Integrated bimodal waveguide interferometric biosensor for label-free analysis," *J. Lightw. Technol.* **29**, 1926-1930 (2011).
17. D. Duval, "Nanophotonic lab-on-a-chip platforms including novel bimodal interferometers, microfluidics and grating couplers," *Lab Chip* **12**, 1987-1994 (2012).