

<https://doi.org/10.7236/JIIBC.2023.23.5.145>  
JIIBC 2023-5-22

## 광 테이퍼 결합기에 기초한 새로운 바이오-센서 플랫폼의 구현

### Implementation of Novel Bio-sensor Platform based on Optical Taper Coupler

호광춘\*

Kwang-Chun Ho\*

**요약** 불균일 형태의 광 테이퍼 도파관은 단일 모드 광섬유나 광결정 도파관과 집적되어 고효율 모드 커플링을 위한 소자로 널리 사용되어 왔다. 본 논문에서는 이와 같은 특성을 나타내는 광 테이퍼 도파관을 사용하여 화학적 감지 및 바이오 감지를 위한 새로운 플랫폼을 제시하였다. 작동 원리는 광 방향성 결합기 (DC)와 다중 모드 간섭 결합기 (MMIC)의 결합효율과 간섭특성에 기반한다. 먼저, DC와 MMIC의 테이퍼 섹션에 대한 곡률 특성을 설명하고, 도파관 감도를 증가시키기 위한 최적화된 테이퍼 도파관의 설계 사양을 선택하였다. 다음으로, 감지 분석물의 굴절률 변화에 대한 센서 응답을 수치해석 하였다. 수치해석 결과, 결합기의 길이가 증가함에 따라 분석 물질의 굴절률 단위 (RIU) 변화 당 유효지수가 증가하였으며, 그 감도는 테이퍼 DC 및 MMIC 설계 기법을 사용하여 조정할 수 있음을 보여주었다.

**Abstract** Non-uniform optical taper waveguides have been widely used as devices for high-efficiency mode coupling, as they are integrated with single-mode optical fibers or photonic crystal waveguides. In this paper, we present a new platform for chemical sensing and bio-sensing using optical taper waveguides with these characteristics. The principle of operation is based on the coupling efficiency and interference properties of optical directional coupler (DC) and multi-mode interference coupler (MMIC). First, the curvature characteristics of taper sections of DC and MMIC is explained, and the design specifications of optimized taper waveguide to increase waveguide sensitivity is selected. Next, the sensor response to the change in refractive index of sensing analyte is numerically analyzed. Numerical results show that as the length of couplers increases, the effective index per change in refractive index unit (RIU) of analyte increases, and that sensitivity can be tuned using taper DC and MMIC design techniques.

**Key Words** : Biosensor, Taper Directional Coupler(DC), Butterfly Multimode Interference Coupler(MMIC)

\*중신회원, 한성대학교 전자트랙  
접수일자 2023년 4월 10일, 수정완료 2023년 9월 3일  
게재확정일자 2023년 10월 6일

Received: 10 April, 2023 / Revised: 3 September, 2023 /  
Accepted: 6 October, 2023

\*Corresponding Author: kwangho@hansung.ac.kr  
Electronics Track, Hansung University, Korea

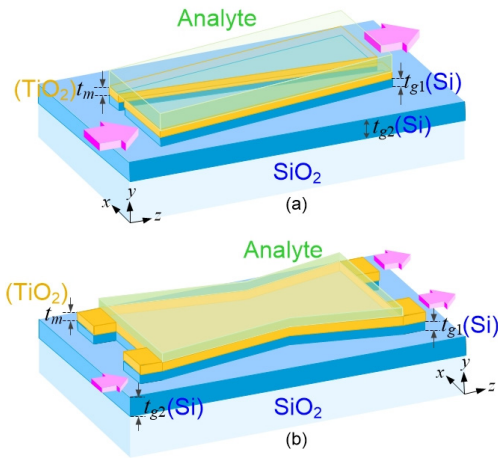


그림 1. (a) 테이퍼 방향성 결합기와 (b) 나비형 MMI 결합기로 구성된 광 bio-sensor의 구성도.  
 Fig. 1. Schematic configuration of optical bio-sensor based on (a) taper directional coupler(DC), and (b) butterfly MMI coupler(MMIC).

## 1. 서 론

일체형 광 도파관 시스템은 처음 소개된 이후 광범위하게 다양한 분야에서 연구되어 왔다. 센서, 변조기, 광 스캐너, 광 스위치 등에 널리 사용되었다<sup>[1-3]</sup>. 특히, 감지 영역에서, 소멸파 (evanescent wave)를 이용한 도파관은 많은 연구자들에 의해 연구되어 왔고 bio-sensor 및 화학 센서로서의 가능성을 보여주었다<sup>[4]</sup>. 이와 같은 센서를 제작하는 데 사용하는 고분자 물질인 폴리머는 미세 광전자 시스템 응용을 위한 중요한 재료이며, 조정 가능한 굴절률, 우수한 기계적 특성, 저비용, 반도체 기술과의 호환성 등으로 인해 집적 광학에 일반적으로 사용되어 왔다<sup>[5]</sup>. 그 폴리머 물질 중에서 Si 또는 SiO<sub>2</sub>는 E-빔 리소그래피와 같은 직접 새겨 넣을 수 있는 리소그래피 제조법으로 제조할 수 있어 마스크 없는 공정, 저비용 프로토타이핑, 고속 또는 정밀한 서브마이크론 크기의 제조를 가능하게 한다<sup>[6]</sup>. 또한, 중합 및 hard baking 후에도 매우 안정적이어서 감지 센서로 중요하게 사용할 수 있다.

본 논문에서는 Si 또는 SiO<sub>2</sub> 도파관에 금속 성분인 TiO<sub>2</sub>에 기반한 테이퍼 구조의 통합 광학 센서를 사용하여 굴절률 감지를 위한 새로운 일반 플랫폼 bio-sensor를 제시한다. 그것은 제조하기 쉽고 너비와 길이를 간단히 수정하여, 다양한 응용 분야에 적용할 수 있는 테이퍼 구조의 방향성 결합기 (DC)와 다중 모드 간섭 결합기 (MMIC)를 기반으로 설계하였다. 즉, 그림 1에서 보듯이,

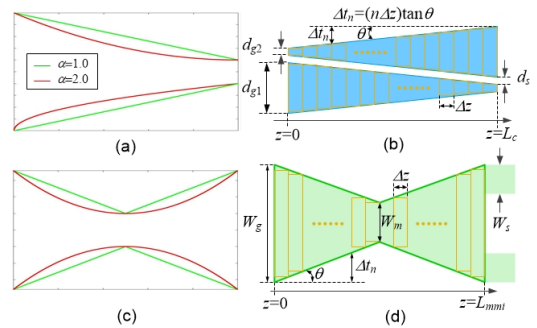


그림 2. 테이퍼 결합기의 일반적인 레이아웃: (a) 서로 다른  $\alpha$  값에 대한 DC 모양, (b) DC의 계단 분석을 보여주는 다이어그램, (c) 서로 다른  $\alpha$  값에 대한 나비형 MMIC 모양, (d) MMIC의 계단 분석을 보여주는 다이어그램

Fig. 2. (Color Online) General layout of taper coupler: (a) DC shapes for different values of  $\alpha$ , (b) diagram of DC showing step analysis, (c) butterfly MMIC shapes for different values of  $\alpha$ , and (d) diagram of MMIC showing step analysis.

다중 모드 섹션을 감지 재료인 analyte로 코팅하여 코팅 물질의 굴절률이 변함에 따라 테이퍼 DC나 나비형 MMIC에서 전파하는 다중 모드들의 결합이나 간섭 현상이 어떻게 변하는지 분석하여, 그 코팅 물질의 물리적/화학적/생물학적 특성을 판단하는 것이다.

이와 같은 bio-sensor 특성을 분석하기 위하여, 먼저 rib형 도파관으로 구성된 3차원 광 결합기를 설계할 때 효율적으로 적용이 가능한 유효 유전체 방법 (Effective Dielectric Method: EDM)<sup>[7]</sup>을 기반으로 하는 정확한 모드 전송선로 이론 (Modal Transmission-Line Theory: MTLT)<sup>[8]</sup>을 적용하여 테이퍼 DC와 나비형 MMIC의 광 전파 이론에 기초한 다중 모드들의 전파특성인 결합효율 (coupling efficiency)을 분석하였다. 다음으로, 결합효율의 수치해석 결과에 기초하여 감지에 민감한 전송구조 (특히 도파관의 폭과 높이, 그리고 도파관 사이의 간격)를 찾고 선정하였다. 마지막으로, bio-sensor 장치의 감지 결과를 제시하였고, 새로운 플랫폼을 기반으로 하는 센서의 실현 가능성을 명확하게 보여주었다.

## II. 광 테이퍼 DC와 MMIC의 전파특성

광 테이퍼 도파관은 전자파 전송을 위한 길쭉한 유도 구조물로 한쪽 끝으로 갈수록 점점 좁아지거나 넓어지는

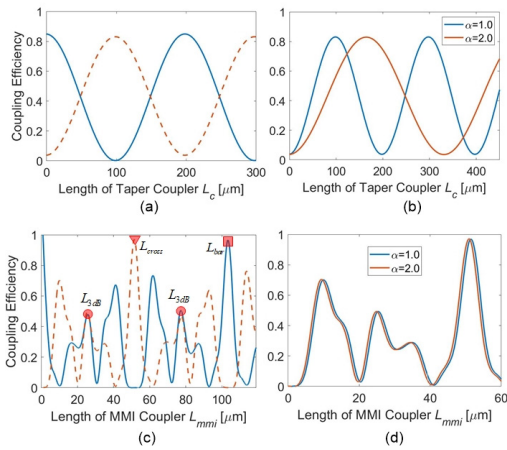


그림 3. 테이퍼 결합기의 결합 길이에 따른 결합효율의 변화: (a) DC, (b) DC에서 테이퍼 모양에 대한 cross 도파로의 결합효율, (c) MMIC, (d) MMIC에서 테이퍼 모양에 대한 cross 도파로의 결합효율.

Fig. 3. (Color Online) Variation of coupling efficiency along coupling length of taper coupler: (a) DC, (b) coupling efficiency of cross guide for taper shapes in DC, (c) MMIC, and (d) coupling efficiency of cross guide for taper shapes in MMIC.

형태를 갖는다. 이와 같은 구조적 특성에 기초한 테이퍼 DC와 나비형 MMIC를 구성하는 rib형 도파관은 형성된 도파관의 높이, 전송 폭, 굴절률에 따라 전송 특성이 변화한다. 결국, 이에 의존하여 전송 모드들 사이의 결합 효율이나 간섭현상이 증가하거나 감소하여 다양한 형태의 전송특성을 나타낸다. 이러한 변수들에 의존하는 3D 테이퍼 DC와 나비형 MMIC가 그림 1에 자세하게 도시되어 있다. 그림에서 보듯이, rib형 도파관은 굴절률  $n_s = 1.445$ 인 SiO<sub>2</sub> 기판 위에, 두께  $t_{g1} = t_{g2} = 0.5 \mu\text{m}$ , 굴절률  $n_f = 3.455$ 인 Si와 두께  $t_m = 1.5 \mu\text{m}$ 인 TiO<sub>2</sub>가 적층된 구조로 설계하였다. 여기서, TiO<sub>2</sub> 층의 굴절률은 다음과 같은 Sellmeier 분산 방정식을 사용하여 결정하였다.

$$n^2(\lambda) = 1 + \frac{4.316\lambda^2}{\lambda^2 - (3.846 \times 10^4 (\text{nm})^2)} \quad (1)$$

또한, 그림 1(a)의 테이퍼 DC에서 광 신호를 전달하는 도파로의 입/출력 폭은  $d_{g1} = 3.6 \mu\text{m}$ ,  $d_{g2} = 3.2 \mu\text{m}$ 로 설계하였으며, DC의 상/하향 도파로들 사이의 간격은  $d_s = 20 \text{nm}$ 로 선택하였다. 더욱이, 그림 1(b)에 도시된 나비형 MMIC의 입/출력 폭은  $W_s = 1.2 \mu\text{m}$ 와 같이 설계하였으며, 전송 폭은 4개의 혼성모드가 서로 간섭하

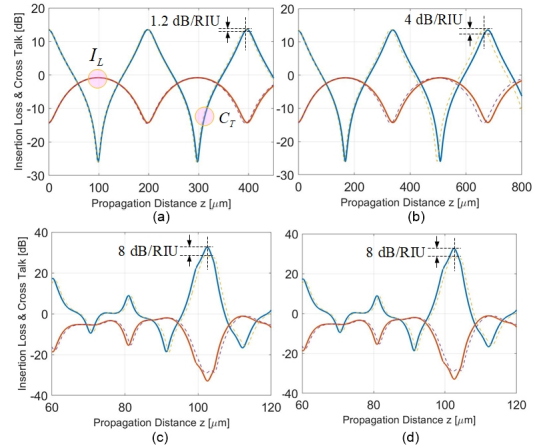


그림 4. 테이퍼 결합기에서 전파거리에 따른 삽입손실과 교차비율의 변화: (a) 선형 DC, (b) 오목형 DC, (c) 선형 MMIC, (d) 오목형 MMIC. 여기서, 실선은  $n_a = 1.0$ , 점선은  $n_a = 1.5$ 인 구조를 나타낸다.

Fig. 4. (Color Online) Variation of insertion loss and cross talk along propagation distance in taper coupler: (a) linear DC, and (b) concave DC, (c) linear MMIC, and (d) concave MMIC. Here, solid-line and dashed-line show  $n_a = 1.0$  and  $n_a = 1.5$  type, respectively.

면 전파되도록  $W_g = 4.0 \mu\text{m}$ ,  $W_m = 3.0 \mu\text{m}$ 로 결정하였다. 이와 같은 광 매개변수들의 설계 값들은 테이퍼 DC와 나비형 MMIC 소자가 가장 적합한 bio-sensor로 동작하는 현상을 분석하여 결정한 것이다.

그때, 그림 2에서 보듯이, 테이퍼와 나비형의 곡률은 그림과 같이 정상적인 평면 구조의 왜곡에 의해 구해진다. 곡률이 다른 형태인 테이퍼와 나비형을 설계하는 곡률 방정식은 다음과 같이 표현된다.

$$W(z) = d_{g2} + (d_{g2} - d_{g1}) \left[ \left( 1 - \frac{z}{L_c} \right)^\alpha - 1 \right] \quad (\text{DC})$$

$$W(z) = W_m + (W_g - W_m) \left| 1 - \left( \frac{2z}{L_{mmi}} \right)^\alpha \right| \quad (\text{MMIC}) \quad (2)$$

여기서, 균일하지 않은 테이퍼 곡선의 설계 구조는 변수  $\alpha$ 에 따라 달라진다.  $\alpha = 1$ 일 때, 테이퍼는 선형 테이퍼 구조이며,  $\alpha = 2$ 일 때는 테이퍼가 끝으로 갈수록 기울기가 작아지면서 테이퍼가 오목하게 된다. 테이퍼의 길이는 테이퍼의 입력 단에서 출력 단까지의 거리이며, 테이퍼의 길이를 변화시킴으로써 모드 변환 효율을 향상시켜 결합효율을 높일 수 있다.

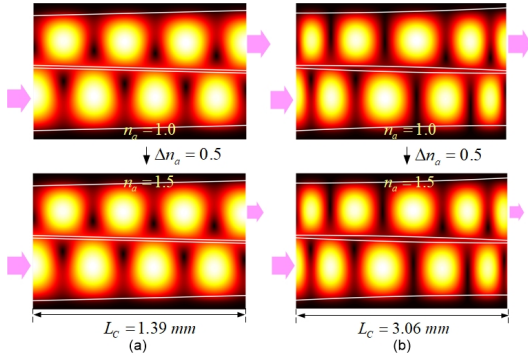


그림 5. 방향성 결합기에서  $\Delta n_a = 0.5$ 의 효과를 보여주는 필드 분포도: (a) 선형 DC ( $\alpha = 1$ ), (b) 오목형 DC ( $\alpha = 2$ ).  
 Fig. 5. (Color Online) Field distribution visualizing the effect of  $\Delta n_a = 0.5$  in DC: (a) linear DC ( $\alpha = 1$ ), and (b) concave DC ( $\alpha = 2$ ).

그림 2에서 보듯이, 결합기의 그 결합특성을 분석하기 위하여 결합기를  $n$ 개의 미소구간  $\Delta z$ 로 분할하였다. 그 때,  $n$ 개의 미소 평행 도파관 (parallel waveguide)으로 구성된 결합기는 각각의 미소구간  $\Delta z$ 에서 존재하는 정상모드들의 정합관계를 등가 전송선로로 등가화하여 정확하게 해석할 수 있다. 결정된  $n$ 번째 미소구간의 전파 상수에 의존하는 quasi-TE 모드에 대한 정확한 횡 방향 전계 성분은 다음과 같이 표현할 수 있다<sup>[9]</sup>.

$$E_n(y, \Delta z) = \sum_{m=1}^M V_m^{(n)} e^{i\beta_m^{(n)} \Delta z} e_m^{(n)}(y) \quad (3)$$

여기서,  $\beta_m^{(n)}$ 은  $n$ 번째 미소구간에서 전파하는  $m$ 차 중첩 모드의 전파상수를 나타내며,  $M$ 은 결합기 내에서 전파하는 모든 중첩모드들의 수를 나타낸다. 본 논문에서 제안한 테이퍼 DC의 경우  $M$ 은 2이며, 나비형 MMIC의 경우는  $M=4$ 이다. 그때,  $n$ 번째 미소구간에서의 필드 분포를 나타내는 위의 식은 각 미소구간의 경계면에서 모드정합조건 (modal matching condition)을 만족하며, 아래와 같은 입력 전력에 대한 출력 전력의 비율인 결합효율을 얻을 수 있다<sup>[9]</sup>.

$$\eta_{TE} = \frac{P_{out}}{P_{in}} = \text{Re} \left( \frac{k_{z,out}^{(y)}}{k_{z,in}^{(y)}} \right) \left| \frac{V_{out}(z)}{V_{in}(0)} \right|^2 \quad (4)$$

주어진 식(4)에서 입력 전압에 대한 출력 전압의 비율은 다음과 같이 정의된다.

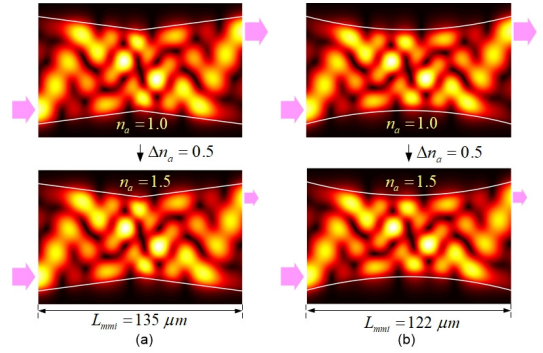


그림 6. MMI 결합기에서  $\Delta n_a = 0.5$ 의 효과를 보여주는 필드 분포도: (a) 선형 MMIC ( $\alpha = 1$ ), (b) 오목형 MMIC ( $\alpha = 2$ ).  
 Fig. 6. (Color Online) Field distribution visualizing the effect of  $\Delta n_a = 0.5$  in MMIC: (a) linear MMIC ( $\alpha = 1$ ), and (b) concave MMIC ( $\alpha = 2$ ).

$$\frac{V_{out}(z)}{V_{in}(0)} = \sum_{m=1}^M \left( T_{in,m} T_{m,out} \exp \left[ i \left( \sum_{k=1}^n \beta_m^{(k)} \right) \Delta z \right] \right) \quad (5)$$

여기서,  $T_{in,m}$ ,  $T_{m,out}$ 는 각각 입/출력 경계면에서 발생하는 전송선로의 입/출력 변환상수를 의미한다.

결국, 식 (4)에 주어진 MTLT의 전송특성에 기초하여 결합기의 결합길이에 따른 결합효율을 수치 해석하고, 분석하였다. 그림 3(a)에서 보듯이, 선형 테이퍼 DC ( $\alpha = 1$ )의 경우는  $L_c = 100 \mu\text{m}$ 에서 하향 도파관에서 입력된 광신호가 상향 도파관으로 출력되는 현상이 발생하였다. 또한, 그림 3(b)에서 보듯이, 오목형 테이퍼 DC ( $\alpha = 2$ )의 경우는 선형 테이퍼 DC의 결합길이 보다 다소 늘어난  $L_c = 165 \mu\text{m}$ 에서 이와 같은 결합특성이 나타남을 보였다.

같은 개념으로 분석한 나비형 MMIC의 경우는 그림 3(c)에서 보듯이, 나비형의 대칭 특성에 기인하여  $L_{cross} = 51 \mu\text{m}$ 에서 대칭 특성의 결합효율이 나타났으며, 하향 도파관에서 입력된 광신호가 상/하향 도파관으로 균등하게 출력되는 3dB 결합효율이  $L_{3dB} = 26 \mu\text{m}$ 와  $77 \mu\text{m}$ 에서 동시에 발생하였다. 그러나, 그림 3(d)에서 보듯이, 테이퍼 DC의 경우와 다르게 나비형 MMIC는 선형 구조와 오목형 구조의 결합효율이 거의 유사한 특성으로 발생함을 보였다.

그림 3에 수치 해석된 결합효율은 테이퍼 DC와 나비형 MMIC의 입/출력 폭을 고정하고, 결합기의 전송 길이인  $L_c$ 와  $L_{mmi}$ 를 조정하면서 그때 발생하는 결합효율을 분

석한 결과이다. 즉, 나비형 MMIC의 경우는  $W_g = 4.0 \mu m$ ,  $W_m = 3.0 \mu m$ 로 고정하고, 테이퍼 기울기를 나타내는 각도  $\theta$ 의 변화에 의존하여 결정되는 각각 다른 전송 길이인  $L_{mmi}$ 에서 분석한 결과이다. 예를 들어,  $L_{mmi} = 10 \mu m$ 인 선형 MMIC의 기울기 각도는

$$\tan(\theta) = \frac{W_g - W_m}{L_{mmi}} \rightarrow \theta = \tan^{-1}\left(\frac{1}{10}\right) \approx 5.7^\circ \quad (6)$$

와 같이 계산되어 구성된 나비형 구조를 의미한다.

### III. 광 테이퍼 DC와 MMIC의 감지성능

2장에서 언급한 광 테이퍼 DC와 나비형 MMIC에 기초한 새로운 bio-sensor 플랫폼의 최적 설계사양을 참고하여 구성된 소자들의 감지성능을 자세하게 분석하였다. 기존의 bio-sensor 성능을 평가하기 위하여 널리 사용되어 왔던 파장 감도 (wavelength sensitivity)는 단일 모드를 전송하는 전송구조에서는 매우 유용한 매개변수이나, 테이퍼 DC와 나비형 MMIC와 같이 다중 모드가 결합하거나 간섭하며 전송되는 소자에서는 그 효율성이 거의 없다고 할 수 있다. 이를 위하여, 결합기의 설계 시에 그 특성을 분석하기 위하여 널리 사용하는 삽입손실  $I_L$ 과 교차비율  $C_T$ 을 적용하여, 결합기들의 감지 성능을 수치 해석하였다. 정의된 삽입손실과 교차비율은 다음과 같다.

$$I_L = 10 \log\left(\frac{P_c}{P_b}\right), C_T = 10 \log\left(\frac{P_c}{P_b}\right) \quad (7)$$

여기서,  $P_c$ 와  $P_b$ 는 각각 cross와 bar 도파관을 통하여 방출되는 광 신호들의 출력전력을 나타낸다. 그림 1에서 보듯이, cross는 하향 도파관에서 입력된 광 신호가 상향 도파관으로 출력되는 것을 의미하며, bar는 하향 도파관에서 입력되고 하향 도파관으로 출력되는 결합기를 나타낸다. 이때, analyte의 굴절률  $n_a$ 에 의존하는 교차비율 감도는 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$S_{C_T} = \frac{\Delta C_T}{\Delta n_a} \quad (8)$$

먼저, 동작 파장  $\lambda = 1.5 \mu m$ 에서 테이퍼 DC에 기초한 bio-sensor의 삽입손실과 교차비율을 수치 해석하였다. 그림 4(a)와 (b)에서 보듯이, analyte의 굴절률이  $n_a = 1.5$ 인 경우 (점선으로 표시된 그래프)와  $n_a = 1.0$  (실선으로 표시된 그래프)인 경우의 삽입손실과 교차비

율이 결합길이에 따라 서로 많은 차이가 발생함을 보였다. 선형 테이퍼로 구성된 DC에 대한 그림 4(a)의 경우, 첫 번째 결합길이에서는 교차비율 감도가 거의 유사했으나, 두 번째 결합길이에서는 약 1.2 dB/RIU의 약한 교차비율 감도가 나타났다. 또한, 오목형 테이퍼로 구성된 DC에 대한 그림 4(b)의 경우도 이와 유사한 특성을 보였으며, 단지 두 번째 결합길이에서 약 4 dB/RIU의 증가된 교차비율 감도를 보였다. 이와 같은 분석 현상을 확장하면, 교차비율 감도는 결합길이가 반복됨에 따라 지속적으로 증가한다는 것을 알 수 있다. 즉, 결합길이가 충분히 반복되는 테이퍼 DC 소자를 설계하면, 매우 좋은 특성의 감지성능을 갖는 bio-sensor 소자를 설계할 수 있다는 것이다. 이를 명확하게 확인하기 위하여, 테이퍼 DC에 기초한 bio-sensor 플랫폼에서 전파하는 필드의 3D 분포도를 도시하였다. 그림 5(a)에서 보듯이, 선형 테이퍼인 경우, 결합길이가  $L_c = 1.39 mm$ 인 지점에서 출력되는 필드의 크기는  $n_a = 1.0$ 인 경우 입력된 필드의 약 85%, 그리고  $n_a = 1.5$ 에서는 약 70%가 출력되었다. 더욱이, 그림 5(b)에서 보듯이, 오목형 테이퍼의 경우, 결합길이가  $L_c = 3.06 mm$ 인 지점에서 출력되는 필드의 크기는  $n_a = 1.5$ 에서는 약 60%가 출력되었다. 이와 같은 결과는 오목형 테이퍼 구조가 선형 테이퍼 구조 보다 좋은 성능의 bio-sensor 소자, 즉 교차비율 감도가 높은 소자를 구현할 수 있는 테이퍼 DC 플랫폼을 보여주는 것이라 할 수 있다.

다음으로, 나비형 MMIC에 기초한 bio-sensor의 삽입손실과 교차비율을 수치 해석하였다. 그림 4(c)와 (d)에서 보듯이, analyte의 굴절률이  $n_a = 1.5$ 인 경우 (점선으로 표시된 그래프)와  $n_a = 1.0$  (실선으로 표시된 그래프)인 경우, 테이퍼 DC의 결과 보다 삽입손실과 교차비율이 결합길이에 따라 증가함을 보였다.  $L_{bar} = 102.6 \mu m$ 인 결합길이에선 선형 구조와 오목형 MMIC 구조 모두, 약 8 dB/RIU의 교차비율 감도가 나타났다. 즉, 나비형 MMIC는 곡률 구조에 상관없이 교차비율 감도가 일정하게 발생함을 보였다. 그림 6의 나비형 MMIC에서 전파하는 필드의 3D 분포도에서 보듯이, 선형 구조인 경우 결합길이가  $L_{mmi} = 135 \mu m$ 인 지점에서, 그리고 오목형 구조인 경우  $122 \mu m$ 에서, 출력되는 필드의 크기는  $n_a = 1.5$ 인 경우 입력된 필드의 약 55%가 출력되었다.

종합하면, 나비형 MMIC에 기초한 새로운 bio-sensor 플랫폼이 테이퍼 DC 보다 더욱 우수한 감도 성능을 보

여주었다. 이와 같은 결과는, 오직 2개의 전파모드가 analyte의 굴절률  $n_a$ 에 영향을 받아 결합하며 전파하는 테이퍼 DC 보다, 4개의 전파모드가 analyte의 굴절률에 영향을 받아 간섭현상을 발생시키는 나비형 MMIC가 더욱 민감한 교차비율 감도를 갖기 때문으로 분석된다.

#### IV. 결 론

본 논문에서는 테이퍼 DC와 나비형 MMIC에 기초한 광학 감지를 위한 새로운 플랫폼이 제안되고 분석되었다. 평면 도파관 및 감지 층을 기반으로 하는 제안된 플랫폼은 이론적 관점에서 설명되었으며, 수치해석 결과 감지 응용 분야에 대한 잠재력이 높음을 보여주었다. 플랫폼의 원리 증명과 감도 분석은 다중 도파로의 전파특성을 나타내는 삽입손실과 교차비율을 도입하여 교차비율 감도  $S_{C_r}$ 를 정의하여 성공적으로 실현하였다.

분석결과, 나비형 MMIC에 기초한 bio-sensor가 테이퍼 DC를 사용하여 설계한 플랫폼보다 감지능력이 우수하다는 것을 알 수 있었다. 또한, 나비형 MMIC는 선형 또는 오목형 테이퍼 구조에 관계없이 교차비율 감도가 일정함을 보여 주었다. 결론적으로, 이 새로운 개념은 완전히 통합된 평면 도파관을 응용한 bio-sensor 설계를 위한 새로운 플랫폼을 향한 중요한 단계로 발전될 것으로 생각한다.

#### References

- [1] P. X. Piao, S. Yu, and N. Park, "Control of Fano asymmetry in plasmon induced transparency and its application to plasmonic waveguide modulator," *Opt. Express*, Vol. 20, pp. 18994-18999, 2012.  
DOI: <https://doi.org/10.1364/OE.20.018994>
- [2] W. C. Wang, et al., "Micromachined optical waveguide cantilever as a resonant optical scanner," *Sens. Actuators A Phys.*, Vol. 102, pp. 165-175, 2002.  
DOI: [https://doi.org/10.1016/S0924-4247\(02\)00303-5](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(02)00303-5)
- [3] E. Ollier, "Optical MEMS devices based on moving waveguides," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, Vol. 8, pp. 155-162, 2002.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/2944.991411>

- [4] H. Mukundan, et al., "Waveguide-Based Biosensors for Pathogen Detection," *Sensors*, Vol. 9, pp. 5783-5809, 2009.  
DOI: <https://doi.org/10.3390/s90705783>
- [5] L. Eldada, L. Shacklette, "Advances in polymer integrated optics," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, Vol. 6, pp. 54-68, 2000.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/2944.826873>
- [6] T. C. Sum, et al., "Proton beam writing of low-loss polymer optical waveguides," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 83, pp. 1707-1709, 2003.  
DOI: <https://doi.org/10.1063/1.1606502>
- [7] S. T. Peng and A. Oliner, "Guidance and Leakage Properties of a Class of Open Dielectric Waveguides: Part I-Mathematical Formulations," *IEEE Trans. MTT*, Vol. 29, pp. 843-855, 1981.  
DOI: <https://doi.org/10.1109/TMTT.1981.1130465>
- [8] K. C. Ho, and K. Ho, "Longitudinal Modal Transmission-Line Theory (L-MTLT) of Multilayered Periodic Waveguides," *IEICE Trans. Electronics*, Vol. E88-C, pp. 270-274, 2005.  
DOI: <https://doi.org/10.1093/ietele/e88-c.2.270>
- [9] K. C. Ho, "Device Miniaturization using Butterfly Grating-Assisted MMI Couplers," *Korean J. Opt. Photon.*, Vol. 19, pp. 25-30, 2008.  
DOI: <https://doi.org/10.3807/HKH.2008.19.1.025>

#### 저 자 소개

##### 호 광 춘(중신회원)



- 1996 : Polytechnic Institute of NYU (Ph.D. in EE)
- 1998 ~ 1999 : 한국통신 연구개발본부 선임연구원
- 2000 ~ 현재 : 한성대학교 기계전자공학부 전자트랙 교수

• 주관심분야 : Optical Electromagnetics, Design and Analysis of Photonic Devices, Optical Biosensors and Bioelectronics