

광결정 공진기와 링 공진기의 공진특성 결합을 통한 바이오센서 응용

논문
60-4-22

Applied of Integrated Optical Biosensor based on Combination of Photonic Crystal Micro-Cavity and Ring Resonator

김 홍 승* · 김 두 근** · 오 금 윤* · 이 태 경* · 최 영 완†

(Hong-Seung Kim · Doo-Gun Kim · Geum-Yoon Oh · Tae-Kyeong Lee · Young-Wan Choi)

Abstract - We propose a novel ring structure based on the stadium-shaped ring resonator (SSRR) with dual photonic crystal microcavity (DPCM) for biosensor and analyzed the sensing characteristics. The Q-factor of the photonic crystal microcavity (PCM) can be significantly enhanced when the PCM or DPCM has the same resonance condition as the SSRR. The simulation results show that the Q-factor of the SRR with DPCM was increased by three times in comparison with single PCM structure. We also defined a mutual interference between two PCMs. Assuming a detectable spectral resolution of 10 picometers, a refractive index resolution of 3.03×10^{-5} can be measured on the SSRR-DPCM.

Key Words : Biosensor, Finite-difference time-domain method, Photonic bandgap, Photonic crystal micro-cavity, Ring resonator

1. 서 론

최근 보다 빠르고, 보다 간편한 질병진단을 위해 광소자를 이용한 바이오센서에 관한 연구가 마이크로 링 공진기 [1], 표면 플라즈몬 공명 [2], 간섭계 [3], 광결정 [4] 등 다양한 구조 및 기법을 통해 활발히 진행되고 있다. 광학 센서의 가장 큰 장점으로는 무표지방식 [5], 쉬운 공정, 그리고 가스, 물, 혈청 등 다양한 응용범위이다. 휴대용 바이오센서를 필요로 하는 사회적 요구에 맞게 작고, 고감도, 고신뢰도를 갖는 소자의 개발이 필요하다. 이러한 광학 센서들은 모두 측정하고자 하는 분자가 결합되었을 때 표면에서의 유효 굴절률 변화를 측정하는 방법으로 그 변화량을 통해 분자의 존재량을 파악하는 방법이다. 분자의 결합에 의한 유효굴절률의 변화는 매우 미세하기 때문에 높은 Q-factor를 갖거나 높은 감도를 갖는 소자가 많이 개발되었다.

마이크로 링 공진기 센서의 경우 매우 높은 Q-factor를 갖는 특성을 가지고 있다. 그러나 Q-factor를 높이기 위한 소자의 크기에 비해 측정하고자 하는 물질에 의한 유효굴절률의 변화가 매우 극소량이기 때문에 유효굴절률 변화에 따른 공진특성의 변화는 매우 미미한 단점을 가지고 있다 [6]. 그와 반대로, 광결정 센서의 경우 주기적으로 반복되는 구조의 굴절률 특성에 따라 공진특성이 변화하므로 매우 작은 변화에도 민감한 특성의 변화를 가져오는 장점이 있으나 1

차원 광결정 센서의 경우 낮은 Q-factor와 낮은 소광비를 지니고 [7], Q-factor를 올리기 위해선 2차원 광결정 구조 등 어려운 공정이 필요한 단점이 있다. 그러므로 휴대용 바이오센서로의 요구를 만족시키기 위해 본 연구진은 두 개의 광결정 공진기와 링 공진기가 결합된 이용한 바이오센서 (Stadium-shaped ring resonator with dual photonic crystal microcavity: SSRR-DPCM)를 제안한다. 제안된 구조는 광결정 구조 및 링 공진기의 장점을 차용해 같은 크기의 링 공진기와 비교하여 같은 굴절률의 변화 대비 큰 공진특성의 변화를 갖는다.

2. Dual PCM-SSRR의 특성분석 및 구조 최적화

2.1 1차원 광결정 공진기(PCM)의 특성 분석

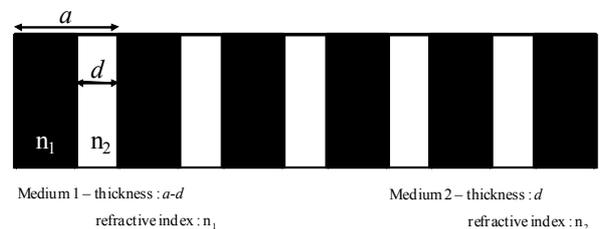


그림 1 1차원 광결정 구조의 개념도

Fig. 1 Schematic of 1D photonic crystal structure

1차원 광결정 구조에 대한 분석은 기존에 많은 연구가 진행되었다 [8]. 광 밴드갭(photonic band gap: PBG)의 크기는 주파수의 넓이, $\Delta\omega$ 로 특징지어 표현할 수 있다. ω_m 을 밴드갭의 중심 주파수라 가정하였을 때, 우리는 밴드갭과 중심

* 정 회 원 : 중앙대학교 전자전기공학부 박사과정

** 정 회 원 : 한국광기술원 광융합시스템연구소 센터장

† 교신저자, 정회원 : 중앙대 전자전기공학부 교수

E-mail : ychoi@cau.ac.kr

접수일자 : 2011년 3월 9일

최종완료 : 2011년 3월 21일

주파수의 관계를 gap-midgap 비율로 표현하여 $\Delta\omega/\omega_m$ 처럼 나타낼 수 있다. 이 gap-midgap 비율은 광결정 구조의 특정 변수가 바뀔 때 따라 밴드갭의 위치가 바뀔지라도 그 비율을 퍼센트로 나타냄으로써 항상 굴절률의 차이와 물질의 두께 비율에 의해 결정되는 밴드갭의 크기를 알 수 있게 해준다. ε 과 $\varepsilon+\Delta\varepsilon$ 의 굴절률을 갖고 a-d와 d의 두께를 갖는 물질이 주기적으로 반복되어있는 광결정 구조라 가정하였을 때, 첫 번째 두 개의 밴드 사이에 있는 gap-midgap ratio와 중심주파수 ω_m 는 다음과 같다.

$$\frac{\Delta\omega}{\omega_m} \approx \frac{\Delta\varepsilon}{\varepsilon} \cdot \frac{\sin(\pi d/a)}{\pi} \quad (1)$$

$$\omega_m = \frac{n_1 + n_2}{4n_1n_2} \cdot \frac{2\pi c}{a} \quad (2)$$

PBG내의 결합이 존재할 경우, 그 결합은 localized frequency mode를 형성하게 된다. 결합의 양 옆에 있는 multilayer 들이 마치 특정 주파수에서의 거울과 같이 동작하게 된다. 따라서 결합의 크기에 따라 결합 모드의 특성이 바뀌는 Fabry-Perot resonator와 같은 동작 특성을 지니게 된다. Silicon-on-insulator(SOI) 기반의 photonic crystal microcavity (PCM) 구조는 J. S. Foresi에 의해 제작되어 발표되었다 [9]. 이를 이용하여 SSRR-DPCM에 적용하기 위해 우리는 SOI 도파로에 air hole을 통해 PBG를 구성하였고, PBG의 중간에 결합을 둠으로써 광 파장 필터로 설계하였다. 설계된 구조의 공진 특성은 air hole의 반지름이 +0.01 μm 변화할 때 공진파장이 -40 nm 이동하였고, 주기성 및 결합의 길이가 +0.01 μm 변화할 때, 각각 +32.5 및 +18.3 nm의 공진 파장 변화가 있었다. 주기성이 고정되어있을 때, 결합의 길이가 길어지는 것은 air hole의 반지름이 감소하는 것과 마찬가지로 이므로 공진 파장이 증가하고 공진 주파수는 감소하는 것을 식 (1)과 (2)를 통해 설명할 수 있다. 이러한 시뮬레이션을 통해 우리는 전파손실이 가장 적고 높은 Q-factor를 갖는 구조를 최적화하였다. 최적화된 도파로의 넓이, air hole의 반지름, 주기성, 그리고 결합의 길이는 각각 500, 100, 370, 580 nm이다. 이러한 결과들은 finite-difference time-domain (FDTD) method를 통해 계산되었다.

PCM과 방향성 결합기(DC: Directional coupler)를 이용하여 바이오센서로 적용한 논문이 Mandal과 Erickson에 의해 발표되었다 [7]. 이는 앞서 계산했던 PCM의 특성을 방향성 결합기를 이용해 역으로 사용함으로써 band-rejection filter로 이용한 방법이다. 이 구조(DC-PCM)에서 고려할 사항은 빛의 진행 도파로와 PCM이 존재하는 도파로 사이의 gap이 특성의 결정요소 이고, 앞에서와 마찬가지로 FDTD를 이용하여 전파손실과 결합 효율에 대해 150 nm로 최적화 하였다. 또한 air hole의 개수가 성능의 중요한 요소이다. air hole이 많으면 결합의 주위에 있는 거울의 성능이 향상됨에 따라 공진 특성이 좋아지나, 방향성 결합기 구조이기 때문에 진행하는 빛에 대한 결합손실이 같이 증가하게 된다. 따라서 본 논문에서는 16개의 hole로 구조를 최적화 하였다.

2.2 DC-DPCM을 통한 향상된 Q-factor 특성분석

본문 2.1에서 설명한 PCM과 DC-PCM의 경우, 낮은 Q-factor가 문제가 되었다. 따라서 이를 개선하기 위해 우리는 그림 2(a)와 같은 DC-Double PCM(DPCM) 구조를 제안했다. DC-PCM과 DC-DPCM의 특성이 그림 2(b)에 잘 나타나 있다. 진행하는 빛이 하나의 PCM이 아닌 2개의 PCM에 의해 보다 많이 결합되게 되고, 결합에 따른 손실의 경우 앞서 최소로 최적화하였기 때문에 DPCM에 의한 손실 증가는 매우 적음을 알 수 있다.

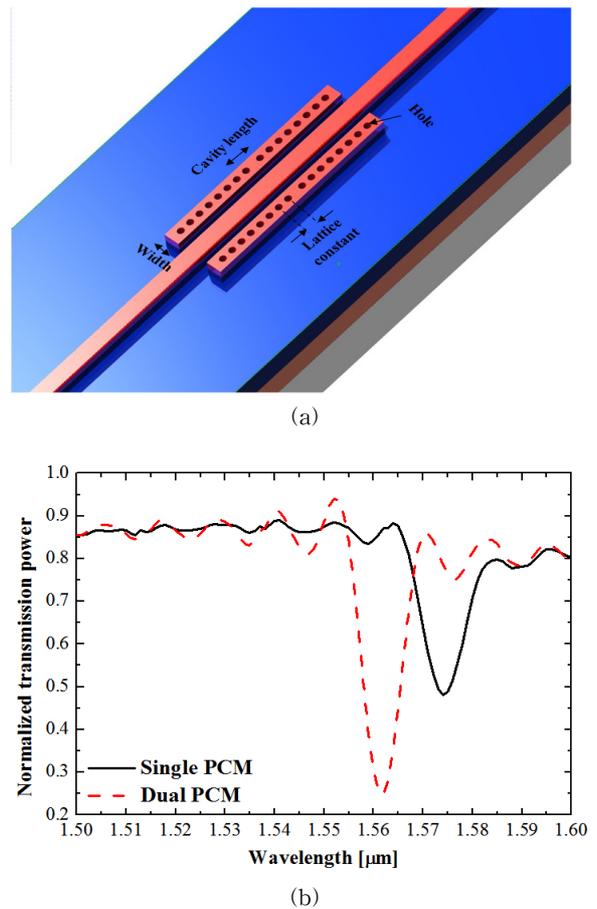
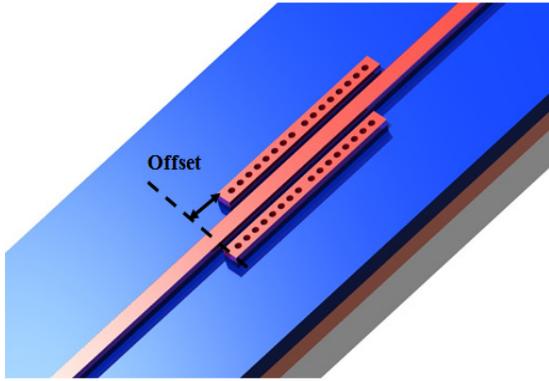


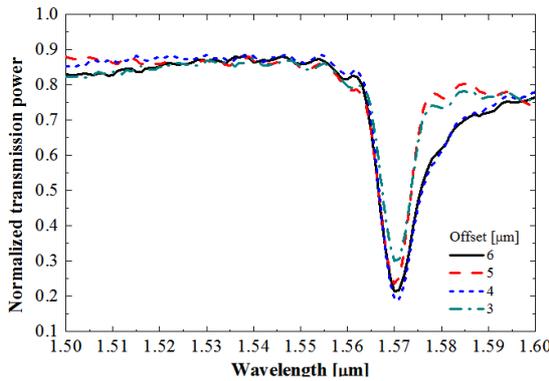
그림 2 (a) DC-DPCM 구조
(b) Single PCM과 dual PCM의 공진특성 비교

Fig. 2 (a) Structure of DC-DPCM
(b) Comparison of resonance characteristics in DC-PCM and DC-DPCM

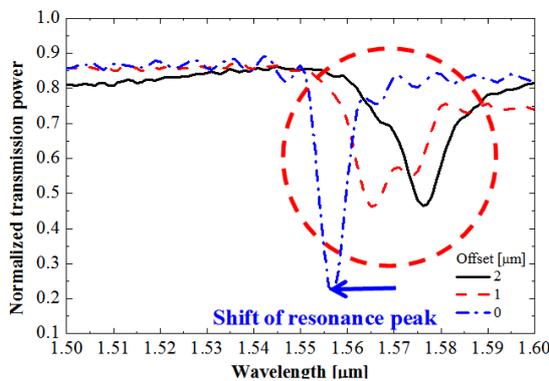
그림 2(b)에서, DPCM구조가 높은 Q-factor를 가짐을 알 수 있지만 공진 파장의 위치가 변화 하게 된다. 이는 매우 가까운 거리에 존재하는 두 개의 PCM에서 빛이 결합될 때, 서로 상호 간섭을 일으키게 되기 때문에 공진기의 특성이 변화하게 되는 것이다. 이를 검증하기 위해 그림 3(a)와 같이 두 개의 PCM사이에 offset을 두어 거리를 변화시키며 계산하였다.



(a)



(b)



(c)

그림 3 (a) Offset이 존재하는 DC-DPCM 구조
(b) Offset: 3 to 6 μm (c) 0 to 2 μm

Fig. 3 (a) Structure of DC-DPCM with offset
(b) Offset: 3 to 6 μm (c) 0 to 2 μm

그림 3(b)와 그림 3(c)는 PCM사이의 거리에 따른 공진특성의 변화를 나타낸다. PCM의 거리가 2 μm 이내로 들어왔을 때, PCM사이에 간섭이 생기게 되고, 두 개의 PCM이 같은 위치에 존재할 경우 향상된 Q-factor는 유지한 채 공진파장의 위치가 변화하게 된다. DC-PCM과 DC-DPCM의 Q-factor는 각각 120.7 과 194.7로 DC-DPCM가 향상된 Q-factor를 보였고, 13 nm 만큼 공진파장이 blue shift 하였다. 이는 dual PCM과 링 공진기와의 결합에 있어서 필수적인 분석이 된다.

2.3 SSRR-DPCM 구조의 결합 및 특성 분석

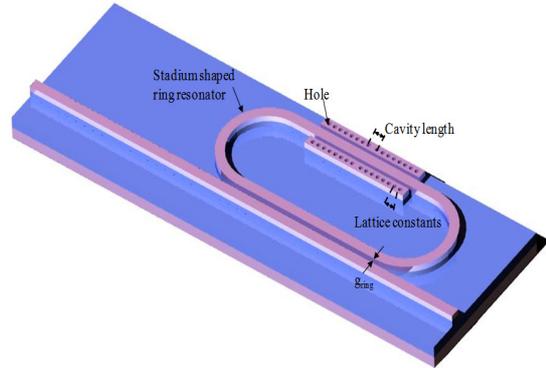
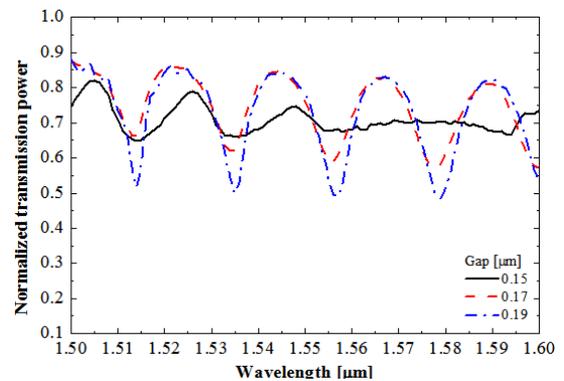
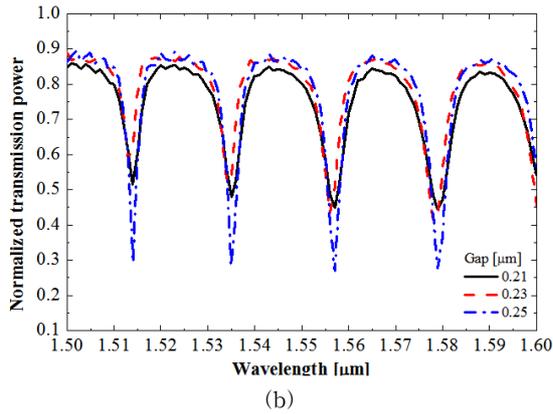


그림 4 본 논문에서 제안한 SSRR-DPCM 구조의 개념도
Fig. 4 Proposed structure of SSRR-DPCM

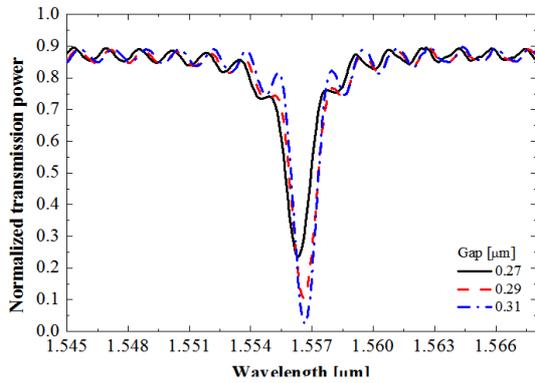
그림 4에서 보이는 것처럼, 제안된 구조는 운동장 모양의 링 공진기와 두 개의 PCM이 결합되어 있다. 우리는 이 구조를 SSRR-DPCM(Stadium-shaped ring resonator with dual photonic crystal microcavity)라 명명하겠다. 링 공진기의 경우 일반적인 링 공진기의 이론으로 설계하였고 [10], PCM과의 결합을 위해 일직선상의 도파로가 필요하기 때문에 운동장 모양의 링 공진기를 선택하였다. SSRR에서의 공진 특성 결정 요소는 링의 크기, 전파손실, 결합 효율이다. 링의 크기와 전파 손실의 경우, 초소형 고감도 바이오센서를 위해 구부러짐 손실을 줄이고 PCM과의 결합이 가능하도록 설계하였고, 도파로사이의 간격, g_{ring} 을 통해 결합효율을 조절함으로써 링의 공진성능을 결정하였다. 그림 5는 g_{ring} 에 따른 SSRR의 공진 특성이다. PCM이 결합되지 않은 SSRR만의 특성을 나타낸 것으로, g_{ring} 이 0.15 μm 일 때부터 공진 특성이 나타나기 시작하며, 103의 Q-factor를 기점으로 0.35 μm 이상이 될 때 특성이 열화되기 시작한다. 공진기에서의 손실과 결합효율과의 비율에 따라 공진특성이 결정되므로 본 논문에서는 PCM과의 결합을 통해 최적화된 g_{ring} 을 계산하였다.



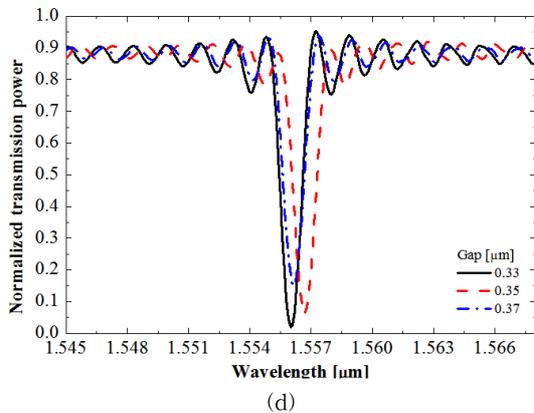
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 5 gring에 따른 SSRR의 공진 특성의 변화
(a) 0.15 to 0.19 μm (b) 0.21 to 0.25 μm
(c) 0.27 to 0.31 μm (d) 0.33 to 0.37 μm

Fig. 5 Resonance characteristics of the SSRR as gring changes from

(a) 0.15 to 0.19 μm (b) 0.21 to 0.25 μm
(c) 0.27 to 0.31 μm (d) 0.33 to 0.37 μm

그림 4에서 보여지는 구조와 같이 본 논문에서 제안하는 SSRR-DPCM 구조를 최적화 하기 위해 SSRR의 공진 파장과 DPCM의 공진파장을 일치시켰다. 결합되는 파장 부근에서의 공진 특성에 따라 Q-factor는 두 개의 공진 피크지점이 생기기 때문에 열화될 수 있어도 그림 6에서 보여지는

것과 같이 0.21 μm 의 g_{ring} 을 갖는 구조에서는 기존의 SSRR에서 103의 Q-factor와 동일한 기울기를 가지게 된다.

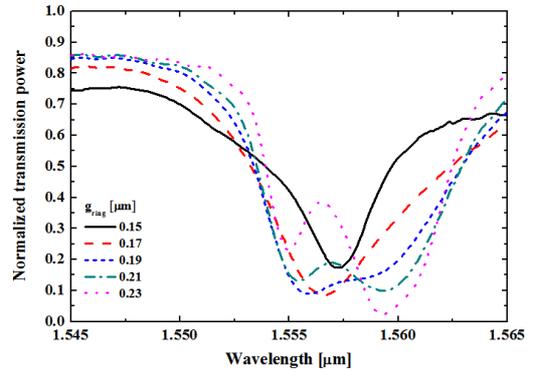


그림 6 g_{ring} 에 따른 SSRR-DPCM의 공진 특성

Fig. 6 Resonance characteristics of SSRR-DPCM as g_{ring} changes

3. SSRR-DPCM을 이용한 바이오센서 특성

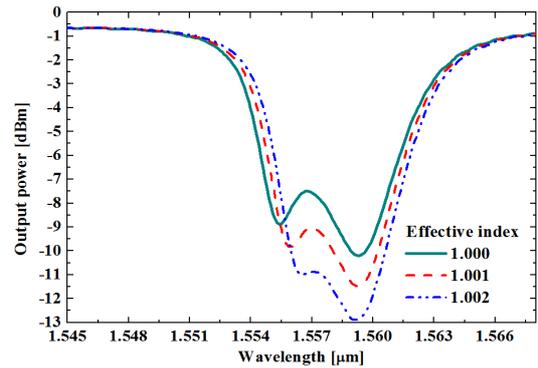


그림 7 유효굴절률 변화에 따른 공진 특성의 변화

Fig. 7 Simulation results for the transmission power as the effective index changes

SSRR-DPCM 구조는 fluidic method와의 결합을 통해 바이오 및 가스 센서로 응용이 가능하다. 바이오 물질이나 가스가 예정된 채널로 주입되었을 때, 주입된 부분의 유효굴절률이 변화하게 되고 그에 따라 공진특성이 변화하게 된다. 그림 7은 유효굴절률의 변화에 따른 공진특성의 변화를 나타낸 그래프이다. 가스나 바이오 물질에 의해 유효굴절률이 변화하는 부분은 SSRR과 DPCM이 결합된 부분으로 설정하였다. 시뮬레이션 결과에 따르면 유효 굴절률이 10^{-3} 만큼 바뀌었을 때, 공진 파장은 0.33 nm 변화했고, 출력 파워는 1.84 dB가 변화함을 알 수 있다. 이 때 기준 파장은 1556.9 nm의 파장으로 설정하였다. 측정 가능한 파장변화의 감도를 10 pm라고 가정하였을 때, 본 구조의 유효굴절률 검출 한계는 3.03×10^{-5} 로 추정할 수 있다.

휴대용 바이오센서로 가기 위해서는 크기가 큰 분광기나 광 스펙트럼 분석기를 이용할 수 없기 때문에 단 파장을 입사시키고 그에 따른 출력 파워의 변화를 검출해야 한다. 따

라서 가장 파워의 변화가 급격한 지점을 잡아야 미세한 변화량에도 반응을 할 수 있게 된다. 본 구조는 광결정 구조의 높은 감도 특성과 이용하여 링 공진기의 높은 Q-factor를 접목시켜 작은 변화에도 큰 출력 파워의 변화를 가져올 수 있다.

3. 결 론

본 논문에서는 SSRR과 두 개의 PCM이 결합된 새로운 구조의 바이오 센서를 제안했고, 가능성을 FDTD simulation을 통해 분석하였다. 제안된 구조는 DPCM을 사용함으로써 기존 PCM의 낮은 Q-factor와 낮은 소광비 결합을 극복하였고, 두 개의 광결정 공진기의 거리에 따른 상호 간섭을 simulation을 통해 분석하였다. 1556.9 nm의 파장에서 유효 굴절률이 10⁻³ 만큼 바뀌었을 때, 공진 파장은 0.33 nm 변화했고, 출력 파워는 1.84 dB가 변화하였다. 이는 측정 가능한 파장변화의 resolution을 10 pm라고 가정하였을 때, 본 구조의 유효굴절률 검출 limit은 3.03×10⁻⁵로 추정할 수 있다.

감사의 글

본 이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술)의 재원으로 한국연구재단의 지원(No.2010-0014612 및 No.2011-0002497)을 받고, 2009년도 정부(교육과학기술)의 재원으로 한국연구재단의 대학중점연구소 지원사업(2009-0093817)으로 수행된 연구로서, 관계부처에 감사 드립니다.

참 고 문 헌

[1] Katrien De Vos, Irene Bartolozzi, Etienne Schacht, Peter Bienstman, and Roel Baets, "Silicon-on-Insulator microring resonator for sensitive and label-free biosensing," *Optics express*, vol. 15, no. 12, 2007.

[2] J. Homola, "Present and future of surface plasmon resonance biosensors," *Anal. Bioanal Chem.*, vol. 377, pp. 528-539, 2003.

[3] David Hradetzky, Claas Mueller, and Holger Reinecke, "Interferometric label-free biomolecular detection system," *J. Optics A: Pure Appl. Opt.*, vol. 8, S360-S364, 2006

[4] E. Chow, A. Grot, L. W. Mirkarimi, M. Sigalas, and G. Girolami, "Ultracompact biochemical sensor built with two-dimensional photonic crystal microcavity," *Optics letters*, vol. 29, no. 10, 2004.

[5] D. Erickson, Sudeep Mandal, Allen H. J. Yang, and Bernardo Cordovez, "Nanobiosensors: optofluidic, electrical and mechanical approaches to biomolecular detection at the nanoscale," *Microfluidics and*

Nanofluidics, vol. 4, pp. 33-52, 2008.

[6] D. X. Xu, A. Densmore, A. Delage, P. Waldron, R. McKinnon, S. Janz, J. Lapointe, G. Lopinski, T. Mischki, E. Post, P. Cheben, and J. H. Schmid, "Folded cavity SOI microring sensors for high sensitivity and real time measurement of biomolecules binding," *Optics express*, vol. 16, no. 19, 2008.

[7] Sudeep Mandal and David Erickson, "Nanoscale optofluidic sensor arrays," *Optics Express*, vol. 16, no. 3, 2008.

[8] John D. Joannopoulos, Steven G. Johnson, Hoshua N. Winn, and Robert D. Meade, "The multilayer film," Chap.4 in *Photonic crystals: molding the flow of light*, Princeton university press, pp. 44-65, 2008.

[9] J. S. Foresi, P.R. Villeneuve, J. Ferrera, E. R. Thoen, G. Steinmeyer, S. Fan, J. D. Joannopoulos, L. C. Kimerling, Henry I. Smith, and E. P. Ippen, "Photonic-bandgap microcavities in optical waveguides," *Nature*, vol. 390, no. 13, 1997.

[10] J. K. S. Poon, J. Scheuer, S. Mookherjea, G. T. Palocz, Y. Huang, and A. Yariv, "Matrix analysis of microring coupled-resonator optical waveguides," *Optics express*, vol. 12, no. 1, 2004.

저 자 소 개



김 홍 승 (金弘昇)

2008년 중앙대학교 전자전기공학부 학사 졸업, 2010년 중앙대학교 전자전기공학부 석사 졸업, 2010년~중앙대학교 전자전기공학부 박사과정.

<주관심분야 : 집적 광학소자, Plasmonics, 바이오센서>



김 두 근 (金斗根)

1998년 중앙대학교 전자전기공학부 학사 졸업, 2000년 중앙대학교 전자전기공학부 석사 졸업, 2003년 중앙대학교 전자전기공학부 박사 졸업, 2003년~2005년 University of California Santa Barbara 박사후 연구원, 2006년~2007년 중앙대학

교 초빙교수

2007년~2008년 중앙대학교 전임연구원

2009년~한국광기술원 선임연구원(센터장)

<주관심분야 : 집적 광학소자, Plasmonics, 바이오센서>



오 금 윤 (吳 錦 潤)

2007년 중앙대학교 전자전기공학부 학사 졸업, 2009년 중앙대학교 전자전기공학부 석사 졸업, 2009년~중앙대학교 전자전기공학부 박사과정.

<주관심분야 : 집적 광소자, Plasmonics, 바이오센서>



이 태 경 (李 泰 旻)

2008년 중앙대학교 전자전기공학부 학사 졸업, 2010년 중앙대학교 전자전기공학부 석사 졸업, 2010년~중앙대학교 전자전기공학부 박사과정.

<주관심분야 : Microwave Photonics, 광통신, 광소자, 바이오센서>



최 영 완 (崔 永 完)

1985년 서강대학교 전자공학과 학사 졸업.

1987년 State University of New York at Buffalo, 전기 및 컴퓨터 공학 석사 졸업.

1992년 State University of New York at Buffalo, 전기 및 컴퓨터 공학 박사 졸업.

1992년~1995년 한국전자통신연구원(ETRI)

선임연구원

1995년~현재 중앙대학교 전자공학과 교수.

<주관심분야 : 광전자, 광통신, 광소자, Microwave Photonics, Plasmonics, Bio-sensor system>