

플라즈모닉스 현상을 이용한 전반사 기반 다층 유전체 박막 센서의 특성 분석

김홍승¹, 이태경¹, 김두근², 정유라², 오금윤¹, 이병현¹, 기현철², 최영완^{1,a}

¹ 중앙대학교, 전자전기공학부, 광전자 및 회로시스템 연구실

² 한국광기술원 광융합시스템연구센터

Characteristics Analysis of Total Internal Reflection-based Dielectric Multi-layer Sensor Using Plasmonics Phenomena

Hong-Seung Kim¹, Tae-Kyeong Lee¹, Doo-Gun Kim², You-Ra Jung², Geum-Yoon Oh¹,
Byeong-Hyeon Lee¹, Hyun-Chul Ki², and Young-Wan Choi^{1,a}

¹ Department of Electrical and Electronics Engineering, Chung-Ang University, Seoul 156-756, Korea

² Korea Photonics Technology Institute, Photonics Fusion System Research Center, Gwangju 500-779, Korea

(Received May 24, 2012; Revised June 4, 2012; Accepted June 14, 2012)

Abstract: In this paper, we have theoretically analyzed and designed a dielectric multi-layer sensor with a SPR (surface plasmon resonance) using analytical calculation and FDTD (finite difference time-domain) methods. The proposed structure is composed of periodic layer and thin metal film. It has many advantages. One of that is a high sensitivity of the SPR. Another is a high Q-factor of the characteristics in the PhC (photonic crystals) micro-cavity structure. The incident light has double resonance characteristics, because the filtered light by PhC structure, dielectric multi-layer, is met the thin metal film for SPR effect. We have also observed the change of resonance characteristics according to the variation of effective index on the metal film.

Keywords: Finite difference time-domain method, Multi-layer, Surface plasmon resonance, Plasmonics, Photonic crystals, SiO₂, TiO₂

1. 서 론

최근 보다 빠르고, 보다 간편한 질병진단을 위해 마이크로 링 공진기 [1], 표면 플라즈몬 공명 [2], 간섭계 [3], 광결정 [4] 등과 같은 다양한 구조 및 기법을 통해 광학적 방식을 이용한 바이오 센서에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 광학 센서의 가장 큰 장점들로는 무표지 방식 [5], 쉬운 공정, 그리고 가스,

물, 혈청 등 다양한 물질을 검출할 수 있는 점이다. 이러한 장점들은 고집적화, 고감도, 고신뢰도에 대한 사회적 요구를 충족시킬 수 있으므로, 광을 이용한 바이오 센서의 개발이 필요한 실정이다. 환경, 제약, 바이오 산업, 식품 안전, 공업 등에서 이용되는 다양한 종류의 바이오 센서들은 대부분 바이오분자들의 결합에 의한 굴절률의 변화를 측정하고 있다. 굴절률의 변화 측정에 있어서 광학적 방식의 바이오 센서의 성능을 높이기 위해 센서 소자의 공진 특성 중 품질요소를 높이는 연구와 파장 변화 감도를 높이는 연구가

진행되고 있다. 대표적인 무표지 방식의 바이오 센서로는 금속박막을 이용한 표면 플라즈몬 공명 (surface plasmon resonance, SPR) 기법이 있다 [6,7]. 이는 전반사 구조의 금속 박막 표면에 바이오 물질과의 결합에 따라 굴절률이 변화하게 되고, 이로 인하여 발생하는 굴절률 차이를 검출하는 방식이다. 이때 표면 유효 굴절률의 변화에 매우 민감하게 변화하는 장점을 갖고 있다. 그러나 매우 민감한 공진 조건의 변화에도 불구하고 공진특성 자체의 품위값이 매우 낮아 출력 파워의 변화가 작은 단점을 지니고 있다.

바이오 센서의 품위값을 높이는 방법 중 대표적인 방식은 다층 박막 구조를 이용한 광결정 파장 필터 센서가 있다 [8,9]. 이는 다층 유전체 박막이 주기적으로 배열되어 있을 때 발생하는 광 밴드갭 현상을 이용하는 방식으로, 구조체 내부에 결합 영역을 형성하고 이를 이용하여 광 파장 필터를 구성하는 기법을 통해 높은 품위값을 가지게 된다. 이 구조에서 결합 영역에 측정하고자 하는 바이오 물질의 결합되면 그 정도에 따라 결합 영역의 유효굴절률이 변하게 되고, 이에 따른 결합 영역의 공진 조건이 변화하여 공진특성의 변화량을 측정할 수 있다. 이 방식은 높은 품위값을 보이기 때문에, 미세한 굴절률의 변화에도 큰 출력 파워 변화를 가져갈 수 있으나 표면 플라즈몬 공명에 비해 바이오 센서의 감도가 떨어지는 단점이 있다.

본 논문에서는 다층 박막의 결합모드를 이용한 광결정 파장 필터 센서를 기반으로 표면 플라즈몬 공명 현상을 결합한 바이오 센서를 제안하였다. 이는 물질 증착을 이용하므로 비교적 간단하게 제작이 가능하고, 높은 품위값을 보일뿐만 아니라, 표면 굴절률 변화에 따른 파장 변화 감도 또한 높은 고감도 바이오 센서에 대하여 분석하였다.

2. 실험 방법

2.1 다층 박막 구조 기반 광 파장 필터

다층 유전체 박막이 주기적으로 배열된 광 밴드갭 구조에 결합영역을 두어 Fabry-Perot resonator의 특성을 지니는 광 파장 필터를 그림 1과 같이 구성하였다. 빛의 투과율이 높은 BK-7 기판위에 서로 다른 굴절률을 가지고 증착이 용이한 TiO_2 와 SiO_2 박막이 주기적으로 구성되어 있고, 주기성을 깨뜨리는 결합

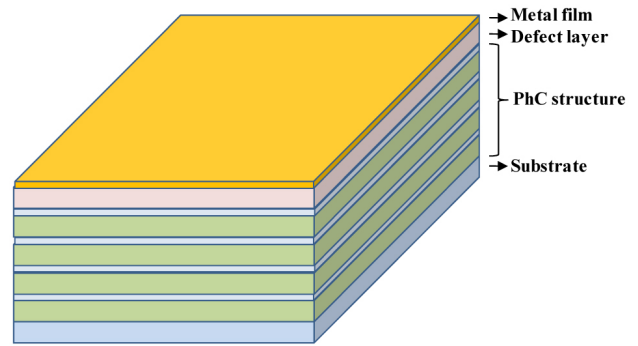


Fig. 1. Structure of plasmonics-combined 1D-like PhC microcavity sensor.

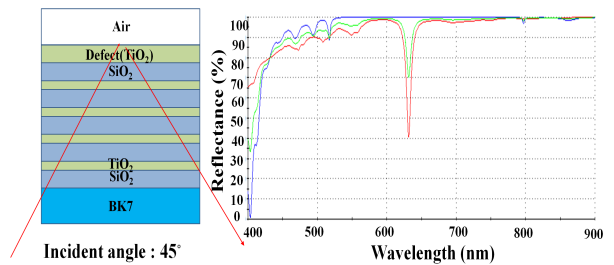


Fig. 2. Macleod simulation results of the 1D-like PhC resonator.

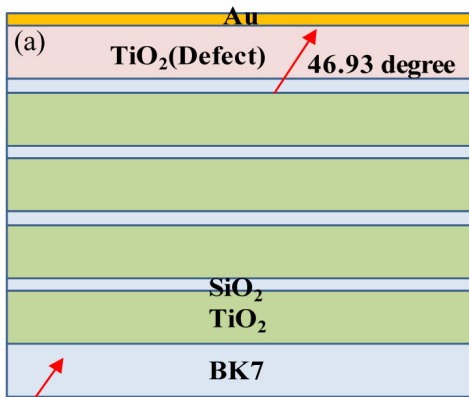
으로 두꺼운 TiO_2 박막이 배치되었다. 또한 표면 플라즈몬 공명과 결합을 위해 Au 금속 박막이 결합의 상부에 결합되어 있다. 이때, TiO_2 , SiO_2 , $\text{TiO}_2(\text{defect})$, Au의 두께는 각각 107 nm, 97 nm, 270 nm, 50 nm이다.

금속박막이 없는 다층 유전체 박막 기반 광결정 파장 필터는 빛이 45°의 각도로 입사되었을 때, He:Ne laser의 파장인 632.8 nm에서 공진 특성이 나타나도록 설계되었고, 그 결과는 그림 2에서 보여진다. 붉은 실선은 TM mode, 파란 실선은 TE mode, 녹색 실선은 hybrid mode의 특성을 나타낸다. 이 구조는 금속 박막에서 발생하는 표면 플라즈몬 공명 현상을 이용하기 위해 TM mode에서 공진 특성이 나타나도록 설계되었다.

일반적인 Fabry-Perot resonator의 경우 결합영역의 양 옆으로 광 밴드갭 구조가 배치되지만 본 논문에서 제안하는 전반사 기반 다층 유전체 박막 필터의 경우 45°의 각도로 입사되는 빛이 결합 영역과 공기층과의 계면에서 전반사되기 때문에 마치 상부에 광

밴드갭 구조가 존재하는 것과 같은 파장 필터의 역할을 하게 된다. 이는 추후 바이오 센서로 사용될 때, 결합 영역에 직접적으로 굴절률 변화를 줄 수 있는 장점을 가지게 된다.

제안된 구조는 TM mode로 입사된 빛이 광 밴드갭 영역과 결합영역을 지나 금속 박막과 만나게 되었을 때, 표면 플라즈몬 공명 현상이 일어나게 된다. 표면 플라즈몬 공명 현상은 특정 파장, 특정 입사각도, 특정 구조체의 조건을 만족해야 발생하는 것으로, 50 nm의 Au 박막에 광 밴드갭 영역을 지나온 빛이 그림 3(a)와 같이 46.93°의 입사각을 가지고 입사될 때 그림 3(c)에서 보이는 것과 같이 표면 플라즈몬 공명 현상이 일어나게 된다. 본 구조에서 사용하는 파장이 632.8 nm이므로 약 3 dB의 흡수율을 갖는 공진 특성을 보이게 된다. 그림 3(b)에서는 표면 플라즈몬 공명 현상이 일어나는 것을 (finite difference time-domain, FDTD) 기법을 이용하여 시각화하였다. 그림 3(b)는 표면 플라즈몬 공명에 의해 Au 박막 표면에 강하게 field가 집중되는 것을 보여준다. 그림 3(d)는 632.8 nm 파장의 빛이 50 nm의 Au 박막에 입사되었을 때 발생하는 입사각도에 따른 위상 변화량을 도시한 결과이다. 표면 플라즈몬 공명이 가장 크게 일어나는 지점에 일치시키지 않는 이유는 금속표면에서 빛의 흡수율이 너무 커지게 되면 전체 센서에서의 출력 파워가 줄어들고, 광결정 파장 필터의 특성 자체도 열화되기 때문에, 위상 변화가 가장 급격한 표면 플라즈몬 공명 피크가 아닌 조금 다른 각도를 가지는 부분에서의 특성을 적용하였다.



Incident light (45 degree)

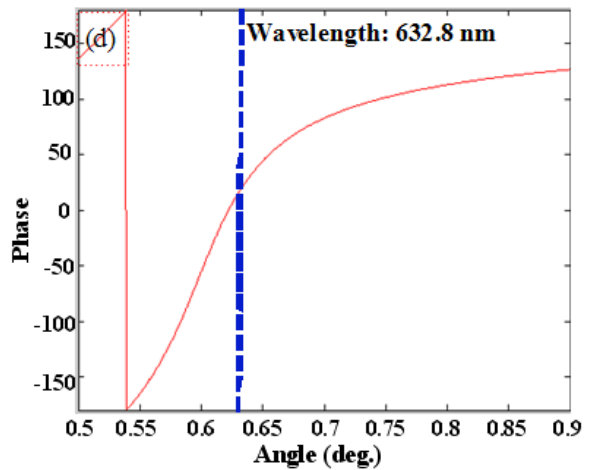
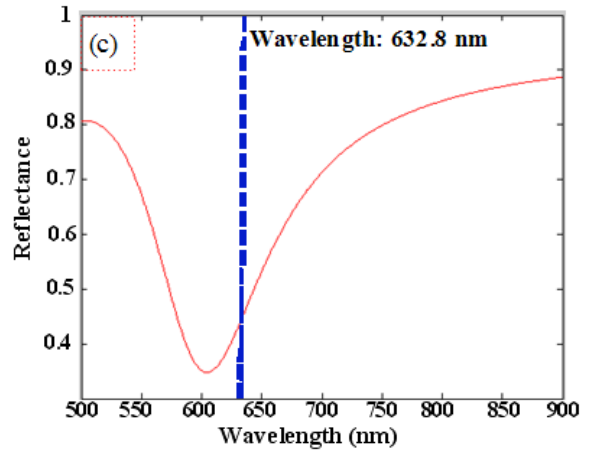
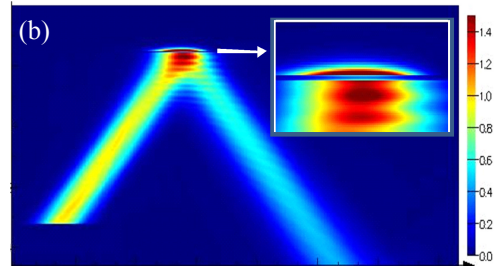


Fig. 3. (a) Incident angle of light at the bottom region of the metal film, (b) FDTD simulation results at the defect/metal interface for the 46.93 degree-angle, (c) SPR characteristics curve at the incident angle of the 46.93 degree, (d) phase variations on SPR condition.

3. 결과 및 고찰

앞서 구조 설명에서 말한 바와 같이 광 바이오 센

감사의 글

This work were supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korean government (MEST) (No. 2011-0018048), (No. 2011-0002497), and (No. 2011-0012201).

REFERENCES

- [1] K. D. Vos, I. Bartolozzi, E. Schacht, P. Bienstman, and R. Baets, *Opt. Express*, **15**, 12 (2007).
- [2] J. Homola, *Anal. Bioanal. Chem.*, **377** (2003).
- [3] D. Hradetzky, C. Mueller, and H. Reinecke, *J. Optics A: Pure Appl. Opt.*, **8** (2006).
- [4] E. Chow, A. Grot, L. W. Mirkarimi, M. Sigalas, and G. Girolami, *Opt. Lett.*, **29**, 10 (2004).
- [5] D. Erickson, S. Mandal, A. H. J. Yang, and B. Cordovez, *Microfluidics and Nanofluidics*, **4**, (2008).
- [6] J. Homolar, S. S. Yee, and G. Gauglitz, *Sensor. Actuat.*, **B54** (1999).
- [7] J. S. Shumaker-Parry, and C. T. Campbell, *Anal. Chem.*, **76** (2004).
- [8] Y. Guo, C. Divin, A. Myc, F. L. Terry, Jr., J. R. Baker, Jr., T. B. Norris, and J. Y. Ye, *Opt. Express*, **16**, 16 (2008).
- [9] Y. Guo, J. Y. Ye, C. Divin, B. Huang, T. P. Thomas, J. R. Baker, and Jr., T. B. Norris, *Anal. Chem.*, **82**, 12 (2010).