

폴리머 광도파로를 이용한 집적형 표면 플라즈몬 공명 센서

논문

61-3-13

The Integrated Surface Plasmon Resonance Sensor using Polymer Optical Waveguide

오금윤* · 김두근** · 김홍승* · 이태경* · 최영완†

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

Abstract - We propose a novel micro surface plasmon resonance (SPR) sensor system based on polymer materials. The proposed SPR system consists of the incident medium with polymer waveguide and the gold thin film for sensing area. Using a polymer optical waveguide instead of a prism in SPR sensing system offers miniaturization, low cost, and portable sensing capability. The whole device performance was analyzed using the finite-difference time domain method. The optimum gold thickness in the attenuated total reflection mirror of polymer waveguide is around 50 nm and the resonance angle to generate surface plasmon wave is 68 degrees.

Key Words : Biosensor, Finite-difference time-domain(FDTD) method, Optical waveguide, Polymer, Surface plasmon resonance

1. 서론

표면 플라즈몬 파라고 부르는 금속과 유전체 사이에서의 전자기파는 1950년대부터 계속 연구되어 왔다 [1]. 처음 빛을 이용한 표면 플라즈몬 파의 여기는 Otto 와 Kretschmann에 의해 1968년에 소개되었고, 이 방식은 프리즘을 이용한 결합방식을 사용하였다 [2, 3]. 일반적으로 표면 플라즈몬 공명 현상 (SPR: Surface Plasmon Resonance) 은 감쇄 전반사의 효과를 보이는데, p-편광된 빛이 프리즘에서 얇게 코팅된 금속박막으로 입사될 때 관측된다. 이때 반사되는 빛을 입사각이나 파장에 따라 분석을 해보면, 반사율이 특정 입사각이나 파장에서 크게 줄어들어 에너지를 잃어버리는 현상을 보이게 된다. 이 현상은 금속표면의 굴절률에 영향을 많이 받게 되는데, 이러한 현상을 이용한 SPR 센서는 검출에 지연시간이 없고, 분자나 원자에 따로 라벨링이 필요 없으며, 높은 감도를 가지는 장점이 있다. 이런 특성을 이용하여 환경 모니터링, 건강진단, 군사, 식품, 의약 등의 응용분야를 지니는 바이오센서로 사용하기 위한 연구가 지속적으로 진행되고 있는데 [4], 일례로 1982년에 Nylander 와 Lienberg에 의해 SPR 현상을 이용하여 가스를 검출할 수 있는 연구가 성공한 이래 [5], Pharmacoa BIAcore™ system 같은 회사에서 표면진단용 실시간 검출 바이오 센서를 제작하고 있다 [6]. 하지만 현재까지 개발된 센서들은 제작단가, 크기 및 민감도 등의 문제가 있어서, 다른 방식의 SPR센서도 꾸준히 연구가 진행되고 있다. 최근 진행된 연구

로 광도파로를 이용한 SPR센서가 있는데, 마이크로 단위의 도파로를 이용하여 크기를 최소화할 수 있었고, 높은 감도를 얻었다 [7]. 하지만 센서 시스템을 구축하는데 있어서, 광도파로 타입은 넓은 폭의 파장을 가지는 광원이 필요하고, 이를 분석하는데 광스펙트럼 분석기가 필요하다. 따라서 센서의 크기는 작지만 시스템의 크기는 커지는 문제가 있다.

본 연구에서는 위에서 언급한 문제를 해결하기 위해서, 폴리머 도파로를 이용하여 새로운 구조의 SPR 센서 시스템을 제안하고, 이를 최적화하기 위해 유한 차분 시간 영역 (FDTD: Finite Dimension Time Domain) 해석을 통해 분석하였다. 제안된 센서 시스템은 소형화, 낮은 가격, 휴대성에서 큰 장점을 지니게 될 것이다.

2. 센서 시스템의 구성

본 연구에서 제안하는 마이크로 사이즈의 SPR 센서 시스템은 기본적으로 폴리머 물질을 기반으로 한 도파로 타입의 구조이다. 이를 위해 먼저 우리는 저손실의 도파로를 제작해야 할 필요성이 있다. 광도파로의 코어는 KAYAKU MICROCHEM사의 SU-8, Norland Products 사의 NOA-88 을 클래딩으로 제작하면 cm당 손실이 0.19 ± 0.03 dB 로 상당히 낮은 수준으로 제작할 수 있다 [8]. 그림 1은 폴리머 광도파로를 기반으로한 본 연구에서 제안하는 SPR 센서 시스템의 구조이다. 유리기판위에 클래딩, 코어, 클래딩, 50 nm의 금 박막 순으로 적층되어 있다. 코어 부분의 너비는 4 μ m, 높이는 1 μ m로 형성되어 있는데, 광도파로를 제작하고 나서 나노 임프린트 기법으로 특정 입사각을 가지도록 찍어낸 후 금 박막을 코팅하여 제작할 수 있어서, 대량생산에 용이한 구조이다. 여기서 광원은 633 nm 의 레이저 다이오드를 사용하였고, 같은 기판위에서 빛이 코어부분에 잘 입사되도록 위치되어 있다. 광검출기 역시 기판을 거쳐 빛이 도달하도록 배열되어 있다.

* 정 회 원 : 중앙대 공대 전자전기공학부 박사과정

** 정 회 원 : 한국광기술원 광융합시스템 연구소 센터장

† 교신저자 : 중앙대 전자전기공학부 교수

E-mail : ychoi@cau.ac.kr

접수일자 : 2011년 11월 11일

최종완료 : 2012년 2월 21일

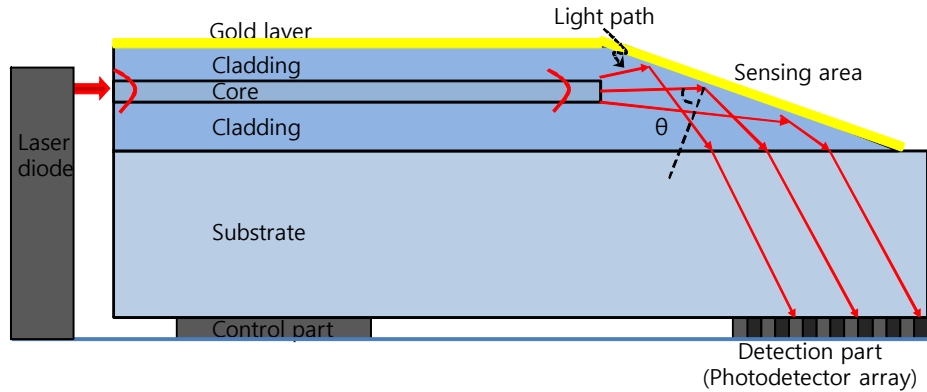


그림 1 제안된 센서시스템의 구조
Fig. 1 Proposed sensor system structure

같은 기관위의 레이저 다이오드를 통하여 입사되는 빛은 광도파로의 코어를 따라 진행하다가 코어의 끝부분에서 클래딩 물질로 입사하게 되면서 빛의 확산이 일어나게 된다. 이때 정각으로 입사되는 빛은 센싱 영역으로 공명각에 맞춰 입사되도록 설계된다. 따라서 확산되는 빛은 각각의 다른 입사각으로 센싱 영역에 도달하게 되는데, 센싱 영역에서 반사되어 나가는 빛들은 유리 기관 밑에 있는 광검출기 어레이에 각각 도달하게 된다. 이때 센싱 영역 표면의 굴절률 변화에 따라 공명각이 변화하게 되는데, 변화되는 공명각은 각각의 광검출기 어레이에 도달하는 빛의 양을 변화시키게 된다. 이에 따라 변화되는 각각의 빛의 세기를 검출하여 센서로 동작시키게 된다.

3. FDTD 분석 결과

확산되는 빛의 양을 입사각 별로 각각 센서 면에 일정하게 도달시키기 위하여 코어의 두께를 변화시켜 가면서, 각 두께 별 확산 정도를 FDTD 시뮬레이션을 통하여 분석하였다. 그림 2는 코어 두께가 1 - 4 μm 로 코어를 벗어나 빛이 10 μm 더 진행했을 때 필드의 확산을 보여준다. 두께가 두꺼워 질수록 확산되는 양이 줄어들고 일정한 입사각으로 진행하는 것을 볼 수 있다.

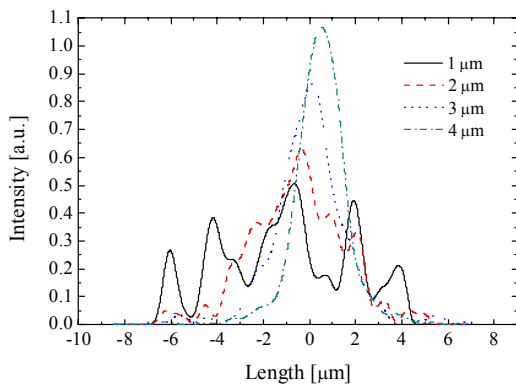


그림 2 도파로 두께에 따른 빛의 확산
Fig. 2 Beam divergence as a function of waveguide thickness

이 때 FDTD 시뮬레이션에 적용된 633 nm 파장에 대한 각각의 물질의 굴절률은 아래 표와 같다.

표 1 FDTD 시뮬레이션에 적용된 물질들의 굴절률
Table 1 Material refractive indices of FDTD simulation

Material	Refractive index
Glass	1.46
SU-8	1.595
NOA-88	1.555
Gold	0.183 + i3.434

이를 적용하여 공명각을 계산하여 보면 그림 3과 같이 나타난다. 센서 표면의 굴절률은 물을 기준으로 0.01씩 증가시키 가면서 계산하였다. 결과로 공명각은 68.3도 정도로 나타나고, 이를 감안하여 센서 시스템 구조의 입사각 θ 를 68도로 고정시켜서 제작하게 된다. 공명각에서는 입사파의 에너지가 금 박막 속으로 흡수되어 반사되는 에너지의 양이 급격히 감소하게 된다. 측정하고자 하는 물질이 센서 표면에 흡착되게 되면 표면에서의 굴절률 변화로 나타나게 되고, 이는 공명각의 변화로 나타나게 된다. 본 연구에서 제안된 구조와 같이 입사각이 고정된 구조라면 반사되는 빛의 세기의 변화로 나타나게 된다.

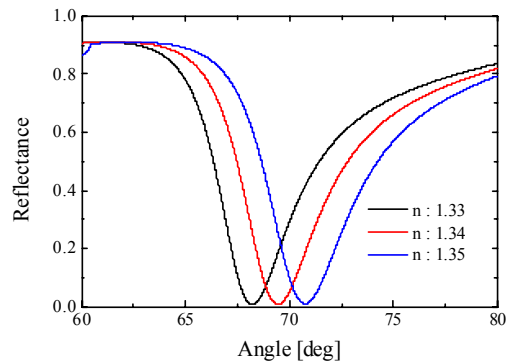


그림 3 금속 표면 굴절률 변화에 따른 공명각의 변화
Fig. 3 Surface plasmon resonance angle variation as a function of refractive index change onto the gold surface

적합한 센서 시스템의 구조를 설계하기 위하여 센서 내부의 빛의 흐름을 FDTD 방법으로 분석하려면 먼저 금 박막의 굴절률을 FDTD방식에 맞도록 모델링해야 할 필요가 있는데, 이는 Drude 모델을 사용하여 해결할 수 있다 [9]. 일반적으로 금속내의 자유전자들은 $\sim 10^{23}$ 정도의 높은 밀도를 가지는 전자 플라즈마로 설명된다. Drude 모델은 금속층 내에 전자들이 플라즈마 형태로 존재하는 것으로 가정하여 금속의 음의 유전율을 FDTD 방식에 적용할 수 있도록 하였는데, 이러한 가정에도 불구하고 금속의 특성을 거의 일치하게 설명하고 있다. Drude 모델을 적용하여 굴절률을 다시 표현하면, 식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} - \frac{\omega_p^2}{\omega(\omega + i\gamma_0)} \approx \epsilon_{\infty} - \frac{\omega_p^2}{\omega^2} + i \frac{\gamma_0 \omega_p^2}{\omega^3}. \quad (1)$$

여기서 ω_p 는 플라즈마 주파수를 말하고, γ_0 는 전자 이완율을 말한다.

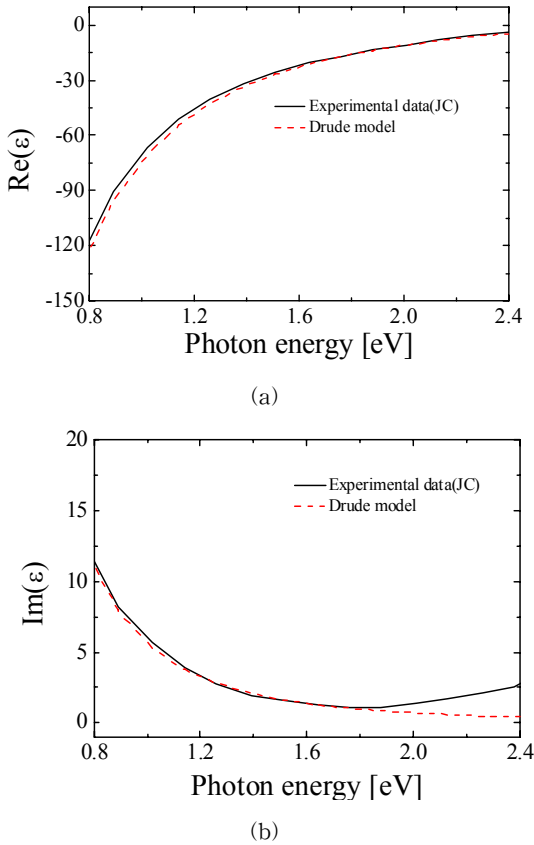


그림 4 금의 유전율의 (a) 실수치; (b) 허수치
Fig. 4 Permittivity of Au: (a) real value; (b) imaginary value

그림 4는 P.B. Johnson and R. W. Christy에 의해 측정된 실제 금의 유전율과 Drude 모델이 적용된 유전율을 보여준다. 여기서 Drude 모델의 ω_p 는 9.13 eV, γ_0 은 67 meV, ϵ_{∞} 는 9.84 이다. 광원의 파장인 633 nm에서 실수치와 허수치의 유전율 수치가 대체로 일치하는 것을 볼 수 있다. 이를 적용하여 FDTD방식에 적용되는 Maxwell 방정식을 시간 성

분에 대해 다시 정리해보면

$$\frac{\partial}{\partial t} \bar{E}(x, y, z, t) = \frac{1}{\epsilon_{eff}(x, y, z, t)} [\nabla \times \bar{H}(x, y, z, t) - \bar{J}(x, y, z, t)], \quad (2)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} \bar{H}(x, y, z, t) = -\frac{1}{\mu_0} \nabla \times \bar{E}(x, y, z, t), \quad (3)$$

$$\epsilon_{eff}(x, y, z, t) = \epsilon_0 \epsilon_r(\infty). \quad (4)$$

와같이 정리될 수 있다. 여기서 전류밀도 벡터 \bar{J} 는 자유공간에서 0이고, 특정한 유전물질 내에서만 값을 가진다. 또한 ω_p , γ_0 , ϵ_{∞} 값은 금속층에서만 값을 지니게 된다. 따라서 이를 전류밀도 벡터 \bar{J} 에 다시 적용하면 식 5와 같이 표현할 수 있다.

$$\frac{\partial}{\partial t} \bar{J} + \gamma_0 \bar{J} = \epsilon_0 \omega_p^2 \bar{E}. \quad (5)$$

이를 통해 센서 구조를 FDTD 방법으로 시뮬레이션 해보면 그림 5과 같은 결과를 얻을 수 있다. 그림 5에서 1 μm 두께의 광도파로를 통하여 입사되는 빛은 30 μm를 진행하다가 코어를 벗어나 확산되고, 이 빛은 센싱 영역에 도달하여 다시 반사된다. 반사되는 빛은 유리기판을 거쳐 광검출기로 도달하게 된다. 센싱 영역으로 입사되는 빛 중 공명각 부근으로 입사되는 성분은 표면 플라즈몬 파의 형태로 표면을 따라 진행하게 된다.

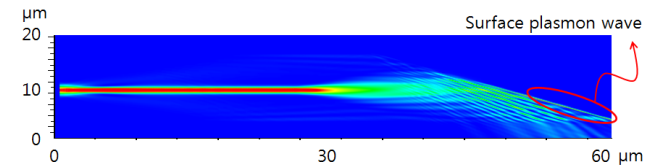


그림 5 유한차분 시간영역 해석 방법에 의한 진행파 해석
Fig. 5 Analysis of propagation wave by using FDTD method

반사되는 빛의 패턴을 보면 그림 6과 같이 센서 표면의 굴절률이 0.01 증가함에 따라 반사파의 세기가 특정 광검출기 위치에서 최대 약 33% 까지 증가되는 것을 볼 수 있다. 이를 이용하여 센싱 영역의 굴절률의 변화를 쉽게 검출할 수 있다.

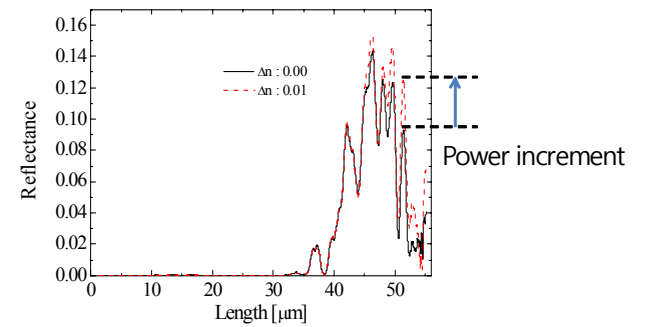


그림 6 표면의 굴절률 변화에 따른 반사파의 분포도
Fig. 6 Refraction wave pattern as a function of refractive index variation onto Au surface

본 연구에서는 기존의 표면 플라즈몬 공명 현상을 이용한 센서보다 쉽게 제작할 수 있으면서 소형화가 가능하고, 감도를 유지시킬 수 있는 구조를 제안하였고, 이를 FDTD 방법으로 분석하였다. 제안된 구조는 유리기판 위에 폴리머 물질을 사용하여 저손실의 광도파로를 구성하고, 임프린트 기법으로 찍어내서 제작할 수 있기 때문에 제작공정이 단순화될 수 있다는 장점이 있다. 또한 광원과 광검출기를 집적화할 수 있기 때문에 소형화할 수 있다. FDTD 방법을 통하여 제안된 구조의 민감도는 센서 표면의 굴절률이 0.01 바뀔 때 광검출기에 도달하는 빛의 세기가 최대 33%변화함을 볼 수 있었다.

감사의 글

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원(No. 2011-0012201 및 No. 2011-0018048)을 받고, 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 대학중점연구소 지원 사업으로 수행된 연구임(2009-0093817)

참 고 문 헌

[1] U. Fano, "The theory of anomalous diffraction gratings and of quasi-stationary waves on metallic surfaces (Sommerfeld's wave)," J. Opt. Soc. 31, 213-222 1941.

[2] A. Otto, "Excitation of Nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection," Z. Phys. 216(4), 398-410, 1968.

[3] E. Kretshmann and H. Raether, "Radiative decay of nonradiative surface plasmons excited by light," Z. Naturforsch. (23), 2135-2136, 1968.

[4] J. Homola, S.S Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review," Sens. Actuators B, Chem.(54), 3-15, 1999.

[5] C. Nylander, B. Lienberg and T. Lind, "Gas detection by means of surface plasmon resonance," Sens. Actuators. (3), 79-88, 1982.

[6] B. Liedberg, I. Lundstrom, and E.Stenberg, "Principles of biosensing with an extended coupling matrix and surface plasmon resonance," Sensors and Actuators B11, 63-72, 1993.

[7] Akihiro Suzukia, Jun Kondoha, Yoshikazu Matsui, Showko Shiokawa and Kazuyasu Suzuki, "Development of novel optical waveguide surface plasmon resonance (SPR) sensor with dual light emitting diodes," Sensors and Actuators B, 106, 383-387, 2005.

[8] T. C. Sum, A. A. Bettiol, J. A. van Kan, and F. Watt, "Proton Beam Writing of low-loss polymer optical waveguides," Applied Physics Letters. 83(9),1707-1709, 2003.

[9] P. Drude, "Zur Elektronentheorie. II,". Annalen der Physik, 3,369, 1900.

저 자 소 개



오 금 윤 (吳 錦 潤)

2007년 중앙대학교 전자전기공학부 학사 졸업, 2009년 중앙대학교 전자전기공학부 석사 졸업, 2009년~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 중앙대학교 초빙교수, 2007년~2008년 중앙대학교 전임연구원, 2009년~한국

광기술원 선임연구원(센터장).

<주관심분야 : 집적 광학소자, Plasmonics, 바이오센서>



김 흥 승 (金 弘 昇)

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

<주관심분야 : 집적 광학소자, Plasmonics, 바이오센서>



이 태 경 (李 泰 炔)

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 공학박사 졸업, 1992년~1995년 한국전자통신연구원(ETRI) 선임연구원, 1995년~현재 중앙대학교 전자공학과 교수.

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