

<https://doi.org/10.7236/JIIBC.2024.24.1.109>
JIIBC 2024-1-17

결합된 플라즈몬-도파관 공진 구조로 구성된 바이오센서의 구현

Implementation of Bio-Sensor with Coupled Plasmon-Waveguide Resonance Profile

호광춘*

Kwang-Chun Ho*

요약 결합된 플라즈몬-도파관 공진 (PWR) 구조에서 전파하는 TE, TM 전송 모드들의 바이오 센싱 특성을 조사하였다. 수치해석을 위하여 모드 전송선로 이론 (MTLT)을 사용되었다. 기존의 Ag-기반 표면 플라즈몬 공명 바이오센서의 감도를 향상시키기 위하여, 제안된 PWR 바이오센서는 N쌍의 MgF₂-Si₃N₄ 층으로 구성된 다층구조로 설계하였다. 그 바이오센서의 각도 감도가 광범위한 생물학적 용액 (굴절률 1.33~1.37)에 대하여 수치적으로 분석되었다. 더욱이, 암세포와 혈장 농도를 감지하는 센서의 가용성을 조사하였다. 결국, 그 결과들은 제안된 바이오센서가 소변에서 다양한 종류의 암 세포와 다양한 포도당 농도를 효율적으로 감지할 수 있음을 보여주었다.

Abstract The bio-sensing properties of TE and TM guided modes in the coupled plasmon-waveguide resonance (PWR) configuration are investigated. The modal transmission-line theory (MTLT) is used for numerical analysis. The proposed PWR bio-sensor is composed of multi-layered configuration with N pairs of MgF₂-Si₃N₄ layers to enhance the sensitivity of a conventional Ag-based surface plasmon resonance bio-sensor. The angular sensitivity of bio-sensor is numerically analyzed for a wide range of biological solutions (refractive index 1.33~1.37). Furthermore, the availability of sensor to detect cancer cells and blood plasma concentration is evaluated. Finally, the results indicate that the proposed bio-sensor is capable efficiently to detect various kinds of cancer cells and different glucose concentrations in urine.

Key Words : Optical Bio-Sensor, Surface Plasmon Resonance, Plasmon-Waveguide Resonance

1. 서 론

표면 플라즈몬 공명 (SPR)은 금속 박막과 유전체 층 사이의 경계면에서 전파되는 자유 전자의 집합적인 파동에 의하여 발생하는 현상이다. SPR의 물리적 현상을 분

석함으로써 연구자들은 실시간 생체 분자 상호 작용의 효과를 조사할 수 있다. 이 접근법은 감지 물질의 굴절률 변화에 잘 반응하며, 증착된 생체분자의 광학적 특성을 변화시키는 결과를 발생시킨다. SPR 바이오센서는 플라즈몬 검출기, 광분극 부호화, 센싱 기술, 바이오 포토닉

*중신회원, 한성대학교 전자트랙
접수일자 2023년 12월 18일, 수정완료 2024년 1월 18일
게재확정일자 2024년 2월 9일

Received: 18 December, 2023 / Revised: 18 January, 2024 /
Accepted: 9 February, 2024

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

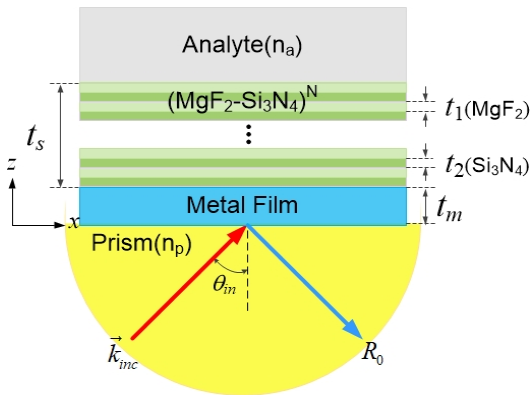


그림 1. 플라즈몬-도파관 공진 바이오센서의 구성도.
Fig. 1. Schematic diagram of plasmon-waveguide resonance bio-sensor.

센서 등 다양한 응용 분야에서 사용되어 왔다^[1-3]. 종래의 SPR에서는 알루미늄, 금 또는 은과 같은 금속의 박막을 이용하여 바이오센싱을 위한 분자 농도를 측정하였다. SPR 발생 각도는 금속과 유전체 경계 사이에서 발생하는 최소 반사광 세기를 의미하는 입사각이다. SPR 센서는 소멸파 (evanescent wave) 현상을 기반으로 한 센서 중에서 가장 높은 감도를 나타내지만, 지난 20년 동안 감도, FOM 그리고 감지 한계를 개선하기 위하여 많은 연구가 진행되었다.

SPR 기법 연구의 연장선상으로, 얇은 금속 막 위에 유전체 층을 추가하여 바이오센서의 성능을 향상한 설계가 개발되어 보고된 바 있다^[4]. 이 구조는 SPR 여기 외에 유도 모드의 출현에 기인한 결합된 플라즈몬-도파관 공진 (PWR) 현상을 발생시킨다. 기존의 SPR 구조와 달리 TE와 TM 편광 상태 모두에서 추가적으로 PWR 모드를 여기시킨다. 도파관 역할을 하는 유전체 내부에서 발생하는 유도 모드는 분석 물질과의 인터페이스에서 소멸파 특성의 큰 전파 거리를 가지므로 매우 효율적인 감지 성능을 발휘한다. 이러한 모든 이점은 PWR 기반 바이오센서가 생물 종 분석 연구에 매우 적합하고 유망한 광학소자임을 입증하는 것이다.

지금까지 PWR은 주로 가시 영역에서의 감지를 위하여 제안된 각도에서 조사되었다^[5]. 또한, 유도 모드의 분산 특성은 미약하게 연구되었으며, 유도 모드의 공진을 사용할 감지 가능성은 거의 탐구되지 않았다.

이와 같은 이유를 극복하기 위하여, 본 논문에서는 N쌍의 MgF₂-Si₃N₄ 유전체 층으로 구성된 PWR 기반 바이오센서를 연구하였다. 그 구성을 분석하고 광학 반사 특성을 수치적으로 계산하기 위하여 정확한 모드 전송선

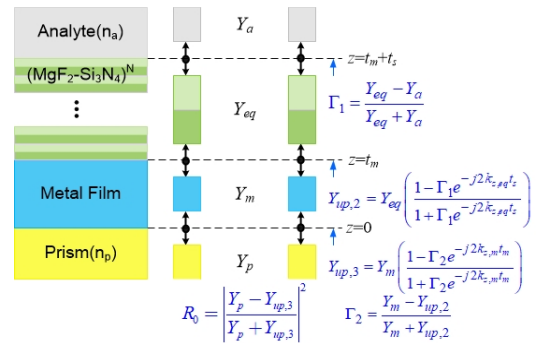


그림 2. 플라즈몬-도파관 공진 바이오센서의 등가 전송선로.
Fig. 2. Equivalent transmission-line of plasmon-waveguide resonance bio-sensor.

로 이론 (MTLT)^[6]을 사용하였다. 이 이론에 기반하여 TE, TM 편광 상태에서 발생하는 유도 모드의 PWR 센서가 기존 SPR 센서에 비하여 대역폭이 매우 좁으며, 감지 성능이 우수하다는 것을 보여주었다.

II. 설계구조와 수치해석법

그림 1은 본 연구에서 제안한 N쌍의 MgF₂-Si₃N₄ 유전체 층으로 구성된 PWR 기반 바이오센서의 기하학적 구조를 보여준다. 그림에서 보듯이, SF11 유리로 만들어진 프리즘 커플러는 얇은 은막 (Ag)으로 코팅된 후, 두꺼운 N쌍의 MgF₂-Si₃N₄ 유전체 층으로 덮인 형태로 설계되었다. 그때, 금속인 Ag는 두께 $t_m = 40 \text{ nm}$ 로 유전체인 N쌍의 MgF₂-Si₃N₄ 층은 두께 $t_1 = t_2 = 300 \text{ nm}$ 로 구성하였다. Ag 층의 두께는 금속/유전체 경계면에서 PWR의 효율이 극대화되도록 최적화되었다. 반면에, N쌍의 MgF₂-Si₃N₄ 층 두께는 주어진 동작파장 $\lambda = 630 \text{ nm}$ 에서 발생 가능한 유도 모드의 가장 높은 차수가 결정되도록 조정된다. 감지할 분석 물질은 유전체 층에서 보았을 때, 반무한 매질로 간주되며 그 굴절률은 n_a 와 같다. 그때, SF11, Ag, 그리고 MgF₂-Si₃N₄의 굴절률은 참고문헌 [7], [8]에 있는 Sellmeier 방정식을 사용하여 결정하였다.

전자기 모델링 도구로는, 그림 2에서 보듯이 정확한 MTLT를 적용하였다. 이 이론은 종방향으로 전파하는 필드의 모드 분해법과 마이크로파공학의 전송선로 원리를 기반으로 하며, 서브파장의 구조를 쉽게 분석하기 위하여 정립된 기술이다. 그림에서 보듯이, 각 층들은 다음과 같이 정의된 특성 어드미턴스로 등가화된다.

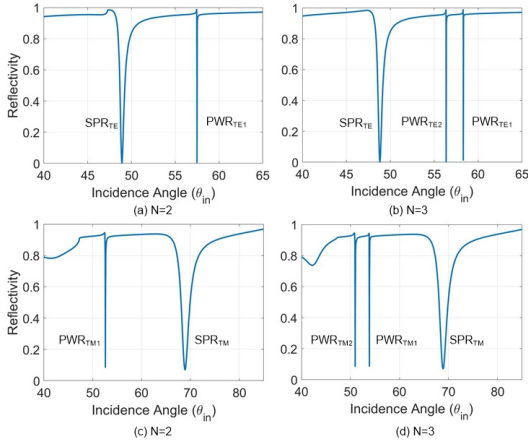


그림 3. 입사각에 따른 제안된 센서에서의 반사율: (a), (b) TE 모드, 그리고 (c), (d) TM 모드.

Fig. 3. (Color Online) Reflectance in the proposed sensor as a function of incident angle: (a), (b) TE mode, and (c), (d) TM mode.

$$Y_q = \begin{cases} k_{z,q} / (\omega\mu_0) & \text{for TE mode} \\ (\omega\epsilon_0 n_q^2) / k_{z,q} & \text{for TM mode} \end{cases} \quad (1)$$

여기서, z -방향의 전파상수인 $k_{z,q}$ 는 다음과 같은 분산 특성을 만족하는 고유치이다.

$$k_{z,q} = k_0 \sqrt{n_q^2 - (n_p \sin \theta_m)^2} \quad (2)$$

더욱이, 그림 2에 도시된 등가 전송선로망에서 N 쌍의 MgF_2 - Si_3N_4 유전체 층을 등가화한 특성 어드미턴스 Y_{eq} 는 Babinet의 원리^[9]를 만족하는 이등분된 개방회로와 단락회로의 어드미턴스를 사용하여 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$Y_{eq} = \sqrt{Y_{ob} Y_{sb}} \quad (3)$$

여기서, 개방회로와 단락회로의 어드미턴스 Y_{ob} 와 Y_{sb} 는 유전체 층을 구성하는 물질인 MgF_2 와 Si_3N_4 의 굴절률로 등가화된 전송선로의 값들이다.

결국, 식 (1)에서 정의된 어드미턴스로 구성된 그림 2의 등가 전송선로망을 사용하여 분석물질과 N 쌍의 MgF_2 - Si_3N_4 유전체 층과의 경계면에서 발생하는 광 신호의 반사율 Γ_1 을 결정할 수 있다. 즉, 경계면을 구성하는 2개의 전송선로 어드미턴스를 사용하여 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$\Gamma_1 = (Y_{eq} - Y_a) / (Y_{eq} + Y_a) \quad (4)$$

그때, 식 (4)으로 정의된 반사율을 적용하여 $z = t_m$ 에

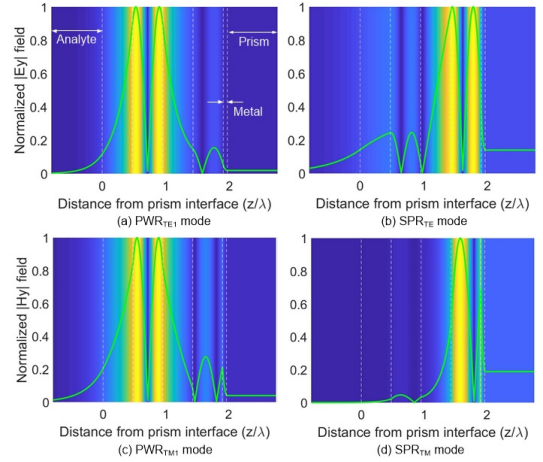


그림 4. 프리즘 표면으로부터 거리에 대한 공명 조건하에서의 필드 분포도: (a), (b) TE 모드, 그리고 (c), (d) TM 모드.

Fig. 4. (Color Online) Field distributions under resonance condition against the distance from prism surface: (a), (b) TE mode, and (c), (d) TM mode.

서 위로 들여다본 등가 전송선로망의 입력 어드미턴스를 다음과 같이 유도할 수 있다.

$$Y_{up,2} = Y_{eq} \left(1 - \Gamma_1 e^{-j2k_{z,eq}t_s} \right) / \left(1 + \Gamma_1 e^{-j2k_{z,eq}t_s} \right) \quad (5)$$

같은 전송선로 개념으로, 이 지점에서 발생하는 반사율은 식 (4)과 같이 경계면 $z = t_m$ 을 구성하는 2개의 전송선로 어드미턴스를 사용하여

$$\Gamma_2 = (Y_m - Y_{up,2}) / (Y_m + Y_{up,2}) \quad (6)$$

와 같이 정의할 수 있다. 이와 같은 과정을 반복하면, 다층 등가 전송선로망으로 구성된 모든 경계면에서 반사율을 유도하고 그 값을 계산할 수 있다. 그러므로, 본 논문에서 제시한 결합된 플라즈몬-도파관 공진 바이오센서의 반사율은 프리즘을 등가화한 어드미턴스 Y_p 와 $z = 0$ 에서 위로 들여다본 입력 어드미턴스 $Y_{up,3}$ 의 비율로 다음과 같이 구할 수 있다.

$$R_0 = |\Gamma_3|^2 = \left| (Y_p - Y_{up,3}) / (Y_p + Y_{up,3}) \right|^2 \quad (7)$$

MTLT에 기초한 그림 2의 등가 전송선로망에서 유도한 식 (7)은 프리즘을 통하여 입사된 광신호의 반사율을 나타낸다. 이 반사율을 사용하여 결합된 플라즈몬-도파관 공진 (PWR) 현상에 의존하는 바이오센서의 특성을 자세하게 분석할 수 있다.

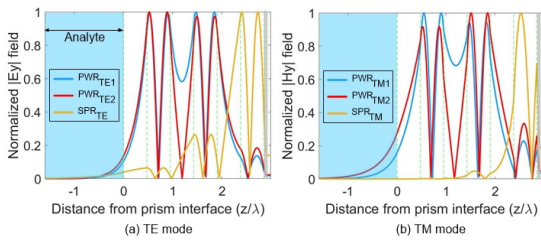


그림 5. 공진 조건에서 다양한 도파관 모드의 정규화된 필드 분포: (a) TE 모드, 그리고 (b) TM 모드.

Fig. 5. (Color Online) Normalized field distributions in different waveguide modes under resonance conditions: (a) TE mode, and (b) TM mode.

III. 수치해석 결과와 센서 감도 분석

그림 1에서 보듯이, 설계한 구조는 얇은 은막 (Ag)으로 코팅된 후 두꺼운 N쌍의 $MgF_2-Si_3N_4$ 유전체 층으로 덮인 SF11 유리로 만들어진 프리즘 커플러로 구성하였다. 그리고, Ag 막의 두께는 PWR 여기의 효율을 극대화하기 위하여 최적화되었다. 반면에, N쌍의 $MgF_2-Si_3N_4$ 층 두께는 선택한 동작파장 내에서 허용된 전송 모드 중 가장 높은 차수를 결정하도록 조정되었으며, 감지할 분석 물질은 반무한 매질로 간주하였다. 그때, PWR 모드는 동작 파장이 고정되어 있을 때 입사각에 대한 반사율의 급격한 감소 (dip)로 나타난다.

그림 3은 동작 파장이 630 nm 일 때, 입사 각도에 따른 반사율의 변화를 보여준다. 그림에서 보듯이, TE 모드의 SPR 모드는 운동량이 작어 PWR 모드보다 낮은 각도에서 발생한 반면에, TM 모드의 SPR 모드는 운동량이 커 PWR 모드보다 높은 각도에서 여기되는 것을 보여준다. 또한, SPR 모드는 금속 내부에서 부분적으로 전파되어 큰 흠여짐을 경험하기 때문에 더 넓은 각도의 dip을 보여준다. 반면에, PWR 모드는 유전체 코어 내부에 국한되어 전파 거리가 매우 크기 때문에 더 좁은 dip 패턴을 나타낸다. 이와 함께, 유전체 층의 두께가 증가함에 따라, 즉 $MgF_2-Si_3N_4$ 층의 쌍이 N=2에서 3으로 증가함에 따라, 여기되는 PWR 모드의 차수가 TE/TM 모두 1개에서 2개로 변하는 것을 볼 수 있다.

설계된 바이오센서 구조물 내부에서 SPR 모드와 PWR 모드의 전파특성을 자세하게 분석하기 위하여, TE/TM 모드의 필드성분 분포를 그림 4에 도시하였다. N=2일 때 발생하는 모드들에 대한 그림에서 보듯이 (그림 3의 (a), (c)의 경우), 각각의 대응되는 공진 각도들에서 SPR 모드는 주로 Ag와 $MgF_2-Si_3N_4$ 경계면에 국한되

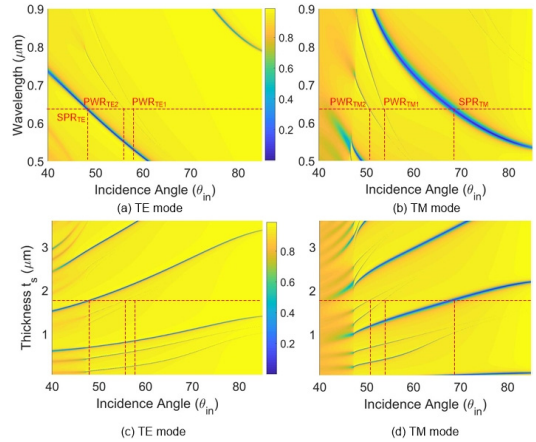


그림 6. 다양한 여기 모드들의 분기분포를 보여주는 분산 곡선: (a), (c) TE 모드, 그리고 (b), (d) TM 모드.

Fig. 6. (Color Online) Dispersion curve showing the branches of different excited modes: (a), (c) TE mode, and (b), (d) TM mode.

어 분포하지만, PWR 모드는 상당한 소멸과 성분이 집중적으로 분석물질 내부에 국한되어 있는 것을 볼 수 있다.

더욱이, PWR 모드의 센서 감도는 그 모드 구조와 분석 물질 영역 사이의 중첩과 완벽하게 상관관계가 있음을 확인하였다. 즉, 그 중첩되는 분포가 클수록 센서 감도가 증가하는 것을 알 수 있었다. N=3일 때 발생하는 모드들에 대한 (그림 3의 (b), (d)의 경우) 필드 분포인 그림 5에서 보듯이, TE 모드의 경우 분석물질 내부에 국한되어 있는 PWR_{TE1} 과 PWR_{TE2} 의 소멸과 성분이 거의 유사했으며, SPR_{TE} 의 분포와도 차이가 거의 없었다. 반면에, TM 모드의 경우, PWR_{TM2} 가 PWR_{TM1} 보다 큰 소멸과 성분을 분석 물질 내에 함유하고 있었으며, SPR_{TM} 은 거의 존재하지 않았다. 이와 같은 결과는 제안한 바이오센서가 TE 모드에서는 모든 PWR, SPR에서 좋지 않은 센서 감도를 제시할 것이며, TM 모드의 PWR_{TM2} 만이 가장 좋은 센서 감도를 발생시키는 입사 모드로 사용할 수 있음을 예측하게 한다.

모드 특성에 대한 광범위한 통찰력을 얻기 위하여, 두 편광 모드 상태에서 동작파장 λ 와 $MgF_2-Si_3N_4$ 층의 두께 t_s 에 대한 모드의 분산 분포를 분석하였다. 그림 6(a)와 (b)는 $t_s = 1.8\ \mu\text{m}$ 인 경우이며 그림 6(c)와 (d)는 $\lambda = 630\text{ nm}$ 인 경우에 대한 분포도이다. 그림 6(a)와 (c)에서 보듯이, TE 모드의 경우 가장 낮은 지점인 $\theta_{in} = 48.8^\circ$ 의 가지는 정상적인 여기 특성을 나타내는 SPR 모드에 해당하며, 위쪽 가지들인 $\theta_{in} = 56.4^\circ$ 와

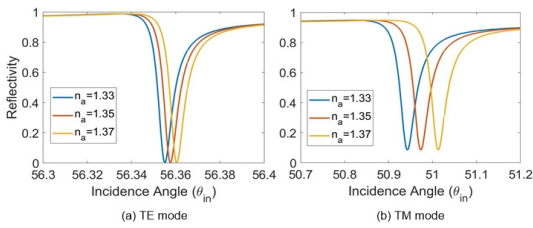


그림 7. 굴절률이 다른 분석 물질에 대한 반사율: (a) TE 모드, 그리고 (b) TM 모드.

Fig. 7. (Color Online) Reflectivity for analytes with different refractive indices: (a) TE mode, and (b) TM mode.

58.3°는 SPR 모드와 비교하여 매우 좁은 폭을 보여주는 다양한 차수의 PWR 모드 분산을 나타낸다. 이와 비교하여, 그림 6(b)와 (d)에서 보듯이, TM 모드의 경우 TE 모드에서 발생하는 SPR 모드의 위치가 PWR 보다 더 위쪽 지점에서 발생한다는 것을 제외하고는 유사한 분산 특징을 나타내었다. $\theta_{in} = 68.9^\circ$ 에서 SPR 모드가 $\theta_{in} = 50.9^\circ$ 와 53.8° 에서 각각 PWR 모드가 발생하였다. 단지, 가시 영역에서는 파동이 금속 표면에 고도로 함축되어 전파 거리가 감소함에 따라 분산이 포화되는 현상이 나타났다. 더욱이, 그림 6(c)와 (d)에서 보듯이, $MgF_2-Si_3N_4$ 층의 두께가 증가함에 따라 SPR과 PWR 모드가 주기적으로 유사한 분산 곡선을 발생시킴을 알 수 있었다. 즉, 유전체 층의 두께 t_s 를 증가시켜도 바이오센서의 감지 성능 향상은 기대하기 어렵다는 것이다.

다음으로, bio-sensor의 감지 성능을 평가하기 위하여 다음과 같은 각도 감도 (angular sensitivity)를 정의하고 수치해석 하였다.

$$S_\theta = \left| \frac{\Delta\theta_m}{\Delta n_a} \right| \quad (8)$$

그때, 식 (8)을 이용하여 센서의 반사 스펙트럼을 테스트하기 위하여 분석 물질의 굴절률을 1.33에서 1.37까지 변경하였다. $N=3$ 인 경우, PWR_{TE2} 모드의 각도 감도를 수치 해석한 그림 7(a)에서 보듯이, TE 모드는 굴절률 변화에 대한 민감도는 $S_\theta \sim 0.15 \text{ deg/RIU}$ 와 같이 계산되었다. 반면에, PWR_{TM2} 의 각도 감도인 그림 7(b)에서 보듯이, TM 모드는 TE 모드보다 민감도가 다소 향상된 $S_\theta \sim 1.6 \text{ deg/RIU}$ 와 같이 평가되었다. 이와 같은 결과는 그림 5에서 언급하였듯이, 분석 물질에 소멸파가 얼마나 잘 한정되어 있는지에 따라 센서의 감도가 다르게 발생한다는 물리적 현상과 잘 일치하는 결과라 할 수 있다. 본 논문에서는 그 결과를 도시하지 않았지만, SPR

표 1. 정상 및 암세포 분석물질의 굴절률 데이터.

Table 1. Refractive index data of normal and cancerous cell analyte.

Cancer Type	Cell Specifications	Cell Refractive Index(n_a)
Skin	Healthy Basal Cell	1.360
	Cancerous Basal Cell	1.380
Cervical	Healthy Basal Cell	1.368
	Cancerous Basal Cell	1.392
Blood	Healthy Jurkat Cell	1.376
	Cancerous Jurkat Cell	1.390
Breast	Healthy MCF-7 Cell	1.387
	Cancerous MCF-7 Cell	1.401

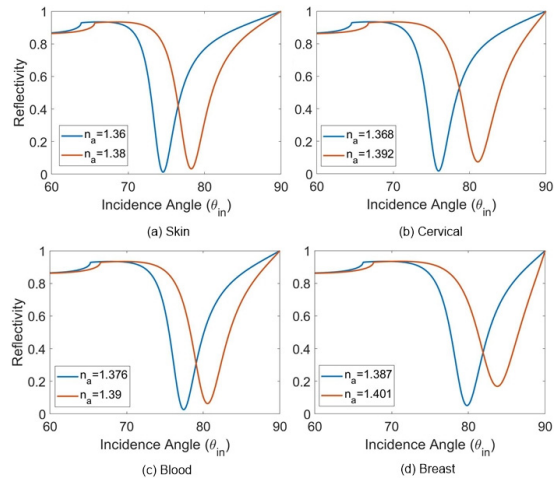


그림 8. 다양한 종류의 암세포에 대한 각도 감도.

Fig. 8. (Color Online) Angular sensitivity for various types of cancerous cell.

모드에 대한 민감도는 TE, TM 모두 거의 측정할 수 없을 정도로 변화가 없었다.

마지막으로, 제안된 N층의 $MgF_2-Si_3N_4$ 유전체 층으로 구성된 바이오센서로 암을 검출하는 방법에 관하여 분석하였다. 정상 세포가 암의 영향을 받으면 세포의 굴절률이 증가하며, 그에 대한 각 셀 유형의 굴절률 데이터를 표 1에 작성하였다. 이러한 피부, 자궁경부, 혈액, 유방의 정상 및 암세포 굴절률 데이터를 정상 세포에서 암세포를 식별하기 위한 분석 물질 굴절률로 사용하였다. 각각의 셀에 대한 출력 반사율 곡선을 그림 8에 도시하였다. $N=1$, $t_1 = t_2 = 1 \text{ nm}$, $t_m = 50 \text{ nm}$ 인 구조의 TM 모드에서 분석한, 그림 8에서 보듯이, 각 정상세포와 암세포 사이의 굴절률 증가로 인해 PWR의 공명 각이 오른쪽으로 이동하는 것을 알 수 있다. 피부, 자궁경부, 혈액, 유방의 정상 및 암세포 사이의 각도 감도는 각각 $S_\theta \sim 185 \text{ deg/RIU}$, 212.5 deg/RIU , 221.4 deg/RIU , 285.7 deg/RIU 와 같이 명확하게 구분되어 발생하였다.

IV. 결 론

지난 몇 년 동안 생물 및 의학 연구의 급속한 발전은 높은 민감도, 특이도 그리고 처리량을 갖는 생물 감지에 대한 상당한 수요가 있음을 보여주었다. 민감도가 매우 높고, 식별 성능이 우수한 바이오센서는 특정 생체분자를 검출할 수 있을 것으로 기대된다. 그 중에서 PWR 모드에 의존하는 센서는 생체 분자가 센서 표면과 상호 작용할 때 높은 감도, 짧은 응답 시간, 실시간 라벨 없는 감지를 수행할 수 있는 등의 유일한 특성 때문에 현재 최고의 감지 기술 중의 하나로 꼽힌다. 본 논문에서는 PWR 모드를 여기시키는 유도 모드의 특성과 물리적 현상을 이론적으로 연구하였다. 더욱이, 수치적 접근법을 이용하여 초기 암 검출을 위한 N쌍의 $MgF_2-Si_3N_4$ 유전체 층으로 구성된 바이오센서를 제안하였다. 제안된 바이오센서는 기존의 제조 기술을 사용하여 설계할 수 있고, 플라즈몬 감지에 대한 나노기술의 획기적인 발전으로 인하여, 암 검출 및 기타 바이오 감지를 위한 미래의 의료 응용 분야에서 광범위하게 적용 가능한 기회가 있을 것으로 기대한다.

References

- [1] Dai, X., Jiang, L., Xiang, Y., "Low threshold optical bistability at terahertz frequencies with graphene surface plasmons," *Sci. Rep.* Vol. 5, pp. 1~11, 2015. DOI: <https://doi.org/10.1038/srep12271>
- [2] Singh, V.V., et al., "Greener electrochemical synthesis of high quality graphene nanosheets directly from pencil and its SPR sensing application," *Adv. Funct. Mater.*, Vol. 22, pp. 2352~2362, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm201102525>
- [3] Esteban, Ó., et al., "High-sensitive SPR sensing with Indium Nitride as a dielectric overlay of optical fibers. *Sens., Actuators B Chem.*, Vol. 158, pp. 372~376, 2011. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2011.06.038>
- [4] Z. Salamon, H. A. Macleod, and G. Tollin, "Coupled plasmonwaveguide resonators: a new spectroscopic tool for probing proteolipid film structure and properties," *Biophysical Journal*, Vol. 73, pp. 2791~2797, 1997. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(97\)78308-5](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(97)78308-5)

- [5] N. Skivesen, R. Horvath, and H. C. Pedersen, "Optimization of metal-clad waveguide sensors," *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 106, pp. 668~676, 2005. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2004.09.014>
- [6] K. C. Ho, "Diffraction Analysis of Multi-layered Grating Structures using Rigorous Equivalent Transmission-Line Theory," *The J. of IIBC*, Vol. 15, pp. 261~267, 2015. DOI: <https://doi.org/10.7236/JIIBC.2015.15.1.261>
- [7] <http://refractiveindex.info/?shelf=glass&book=SF11&page=SCOTT>.
- [8] A. D. Rakic, et. al., "Optical properties of metallic films for vertical-cavity optoelectronic devices," *Appl. Opt.* Vol. 37, pp. 5271~5283, 1998. DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.37.005271>
- [9] J. A. Kong, *Electromagnetic Wave Theory*, pp. 373~382, John Wiley & Sons, Inc, 1990.

저 자 소 개

호 광 춘(중신회원)



- 1996 : NYU School of Engineering (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 Bio-sensors and Bioelectronics

※ 본 연구는 한성대학교 교내연구비 지원과제입니다.