

DOI:10.22144/ctu.jvn.2023.062

NGHIÊN CỨU TĂNG CƯỜNG ĐỘ CHÍNH XÁC CỦA CẢM BIẾN QUANG HỌC SỬ DỤNG ÁNH SÁNG CẬN HỒNG NGOẠI ĐỊNH HƯỚNG ỨNG DỤNG Y SINH

Nguyễn Tấn Tài*

Bộ môn Khoa học Vật liệu, Khoa Hóa học Ứng dụng, Trường Đại học Trà Vinh

*Người chịu trách nhiệm về bài viết: Nguyễn Tấn Tài (email: nttai60@tvu.edu.vn)

Thông tin chung:

Ngày nhận bài: 01/08/2022

Ngày nhận bài sửa: 28/09/2022

Ngày duyệt đăng: 15/02/2023

Title:

Enhancement of Detection Accuracy of Optical Sensor using Near Infrared Laser for Biomedical Applications

Từ khóa:

Cảm biến quang học, độ chính xác, độ nhạy, độ xuyên sâu, hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt

Keywords:

Detection accuracy, optical sensor, penetration depth, sensitivity, surface plasmon resonance

ABSTRACT

This research work presented the figure of merits of optical sensor using prism based on surface plasmon resonance with thin layer of Ag, and the wavelength of 1064 nm. The simulated results showed that the sensor with Ag layer of 60 nm coated will give good responsibility with the detection accuracy was 14 times higher than that of the sensor using wavelength of 633 nm. Moreover, the penetration depth was around 789.6 nm, which was 3.5 times better than that of the case of 633 nm wavelength. In addition, the sensor with a sensitivity of 93.4⁰/RIU was 1.5 times lower in comparison with the case of using 633 nm. The enhancement in detection accuracy and penetration depth for the sensor using wavelength of 1064 nm will be offered advantages for early detection of bacteria with size from 1 μm to 20 μm in the biomedical and food applications.

TÓM TẮT

Nghiên cứu trình bày kết quả mô phỏng các đặc tính của cảm biến quang học sử dụng lăng kính dựa trên hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt với lớp phủ kim loại Ag và bước sóng ánh sáng 1064 nm. Kết quả nghiên cứu cho thấy cảm biến sử dụng lớp Ag với độ dày 60 nm sẽ cho độ chính xác của phép đo cao hơn 14 lần và độ xuyên sâu (789,6 nm) cao hơn 3,5 lần so với cảm biến sử dụng ánh sáng 633 nm. Độ nhạy của cảm biến này có kết quả đạt được là 93,4⁰/RIU, khá cao cho cảm biến sử dụng một lớp kim loại và thấp hơn 1,5 lần so với cảm biến sử dụng bước sóng 633 nm. Việc tăng cường độ chính xác và độ xuyên sâu của cảm biến sử dụng bước sóng 1064 nm đã mở ra tiềm năng ứng dụng lớn của cảm biến này trong lĩnh vực chẩn đoán sớm, dùng để đo các thực thể có kích thước lớn như vi khuẩn (1-20 μm) trong lĩnh vực y sinh.

1. GIỚI THIỆU

Cảm biến quang sử dụng hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt đã được nghiên cứu và sử dụng trong nhiều lĩnh vực như hóa học, sinh học và y học, đặc biệt là trong lĩnh vực y sinh để chẩn đoán sớm (Nguyen et al., 2014; Nguyen et al., 2015; Altintas et al., 2016; Fauzia et al., 2018; Saylan et al., 2019). Hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt là hiệu ứng

cộng hưởng xảy ra trên bề mặt phân cách giữa hai môi trường có hằng số điện môi trái ngược nhau, ví dụ như kim loại và thủy tinh. Nó được sử dụng cho phát hiện các mục tiêu mà không cần sử dụng phương pháp đánh dấu (label sensing), đồng thời cho phép phát hiện trong thời gian thực (real-time monitoring) (Ctyroky et al., 1999; Dostalek et al., 2001; Gupta & Sharma, 2005; Chiang et al., 2007; Csete et al., 2007). Andreas Otto and Kretschmann-

Rather là những nhà khoa học tiên phong trong lĩnh vực nghiên cứu về hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt dựa trên cấu trúc lăng kính được phủ một lớp kim loại mỏng (Otto, 1968; Orfanidis, 1999). Các cảm biến sinh học được ứng dụng dựa trên cấu trúc này với độ nhạy và độ chính xác của phép đo có thể điều chỉnh dựa trên kim loại và bước sóng ánh sáng sử dụng (Otto, 1968; Orfanidis, 1999). Với cấu trúc này, hầu hết các cảm biến sinh học hiện nay sử dụng ánh sáng đỏ đơn sắc $\lambda = 633 \text{ nm}$). Sau khi tia sáng đến bề mặt phân cách lăng kính – kim loại thì một phần tia sẽ phản xạ, phần còn lại sẽ tạo ra hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt với cường độ giảm dần trong môi trường cảm biến - theo hướng ra xa bề mặt cảm biến. Tuy nhiên, cần phải chú ý rằng ánh sáng có tính chất sóng gồm 2 thành phần từ trường (magnetic field) và điện trường (electric field), trong đó chỉ có thành phần từ trường ngang (transverse magnetic field) là tạo nên hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt (Otto, 1968; Orfanidis, 1999). Để hiện tượng cộng hưởng plasmon bề mặt xảy ra thì góc tới của tia sáng cần phải được điều chỉnh và thỏa mãn điều kiện cộng hưởng sau (Otto, 1968; Orfanidis, 1999).

$$\epsilon_p^{1/2} \sin \theta = \left[\frac{\epsilon_{mt} \epsilon_s}{(\epsilon_{mt} + \epsilon_s)} \right]^{1/2} \quad (1)$$

Trong đó, ϵ_p là hằng số điện môi của lăng kính; θ là góc tới của tia sáng; ϵ_m là hằng số điện môi của kim loại; ϵ_s là hằng số điện môi của môi trường cảm biến.

Các nghiên cứu về cảm biến dựa trên cấu trúc lăng kính bao gồm cả thực nghiệm và mô phỏng thường sử dụng ánh sáng đỏ với bước sóng 632,8 nm và đã đạt được một số kết quả. Shalabney and Abdulhalim (2010) đã nghiên cứu về sự phân bố trường điện từ của cấu trúc màng mỏng bạc (Ag) và silicon dựa trên hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt với bước sóng từ 600 – 1600 nm. Kết quả nghiên cứu cho thấy độ nhạy (sensitivity) cảm biến đạt được là 200°/RIU với độ dày của Ag và silicon lần lượt là 43 nm và 10,5 nm (Shalabney & Abdulhalim, 2010). Năm 2012, Pradeep và Rajan đã nghiên cứu sử dụng lăng kính chalcogenide kết hợp với graphene để tăng cường độ nhạy và độ chính xác (detection accuracy) với kết quả đạt được là 33°/RIU và 3,021/degree, tương ứng (Maharana & Jha, 2012). Đồng thời, nghiên cứu cũng chỉ ra rằng độ chính xác của cảm biến tăng 16 lần khi sử dụng ánh sáng vùng cận hồng ngoại (near IR) so với ánh sáng khả kiến (visible) (Maharana and Jha, 2012). Năm

2013, Yusser et al. (2013) đã nghiên cứu sự ảnh hưởng của độ nhẵn bề mặt kim loại lên tính chất của cảm biến với ánh sáng được sử dụng có bước sóng từ 520 đến 1240 nm. Kết quả cho thấy bề mặt cảm biến là vàng (Au) có độ dày 40 – 60 nm với sự gồ ghề (roughness) của bề mặt cảm biến lớn hơn 5 nm sẽ có ảnh hưởng lớn đến độ nhạy cảm biến. Năm 2014, Mahima và cộng sự đã sử dụng Indium nitride (InN) để tăng cường độ nhạy của cảm biến trong vùng ánh sáng từ 400 đến 1800 nm (Rani et al., 2014). Kết quả đạt được độ nhạy của cảm biến là 4493 nm/RIU với độ dày của InN là 70 nm. Tương tự như vậy, Amrit và cộng sự đã kết hợp Graphene và Indium Tin Oxide trên sợi quang với ánh sáng từ 1400 đến 1900 nm và độ nhạy cảm biến được tăng cường đáng kể lên 5700 nm/RIU (Patnaik et al., 2015). Rana and Banshi (2015) đã nghiên cứu kết hợp Zinc Oxide (ZnO) với các kim loại khác như Ag và Au để tăng cường độ nhạy trên cảm biến sử dụng sợi quang. Kết quả nghiên cứu cho thấy sự kết hợp của 3 loại vật liệu theo cấu trúc Ag(20nm)/Au(20nm)/ZnO(10nm) sẽ cho độ nhạy và độ chính xác của phép đo tốt nhất ở bước sóng 633 nm so với các cấu trúc khác như Ag/ZnO, Au/ZnO, Au/Ag/ZnO (Tabassum et al., 2015). Năm 2016, nhóm nghiên cứu này cũng sử dụng các kim loại Au, Ag, Cu, Al với cấu trúc đơn lớp và đa lớp Ag/Au, Ag/Al, Ag/Cu, Au/Ag, Au/Al, Au/Cu, Al/Au, Al/Ag, Au/Cu, Cu/Ag, Cu/Au, Cu/Al trên sợi quang với bước sóng từ 400 – 750 nm. Kết quả nghiên cứu cho thấy cấu trúc kết hợp Al/Cu cho độ nhạy cao nhất 3170 nm/RIU (Tabassum et al., 2016). Năm 2018, Yosra và cộng sự đã nghiên cứu sử dụng Au với độ dày 50 nm để ứng dụng trong phát hiện vi khuẩn *Escherichia Coli* (*E.Coli*) với bước sóng sử dụng từ 600 – 1100 nm trên sợi quang có đường kính từ 100 đến 500 μm . Kết quả nghiên cứu cho thấy độ nhạy của cảm biến tỉ lệ thuận với đường kính sợi quang và đối với đường kính 500 μm thì độ nhạy đạt được là 4600 nm/RIU (Saad et al., 2018). Trên cơ sở đó, nhóm nghiên cứu này đã nghiên cứu sử dụng sợi quang có đường kính 200 μm được phủ Au (40 nm) và ánh sáng từ 400 đến 1500 nm để ứng dụng phát hiện vi khuẩn *E.Coli*. Bề mặt của cảm biến được nghiên cứu bổ sung các nhóm chức hóa học và protein BSA để tăng cường độ nhạy. Kết quả mô phỏng cho thấy độ nhạy khoảng 15000 nm/RIU, kết quả này cao hơn rất nhiều lần so với các nghiên cứu đã công bố trước đó (Iga et al., 2004). Các công trình nghiên cứu đã được công bố đều tập trung vào nghiên cứu để tăng cường độ nhạy của cảm biến trong vùng ánh sáng khả kiến và đã đạt được một số kết quả tốt. Tuy nhiên, chưa có công trình nghiên cứu nào quan tâm đến độ chính

xác của phép đo (detection accuracy) và độ xuyên sâu (penetration depth) vào môi trường cảm biến (sensing medium) của sóng cộng hưởng bề mặt. Việc tăng độ chính xác sẽ đảm bảo tính khách quan, cho phép lặp lại thí nghiệm ở bất kì không gian và thời gian. Việc này có ý nghĩa rất lớn khi phát triển từ mô hình mô phỏng, thực nghiệm trong phòng thí nghiệm và triển khai ứng dụng thực tế. Thêm vào đó, độ xuyên sâu cho phép phát hiện đối tượng (target) có kích thước lớn như vi khuẩn dễ dàng hơn và nó tỷ lệ thuận với bước sóng ánh sáng sử dụng để tạo hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt. Các nghiên cứu đã công bố thường sử dụng laser có bước sóng 633 nm, việc này dẫn đến độ thâm nhập bị hạn chế, dẫn đến khó phát hiện các vi khuẩn có kích thước lớn. Vì vậy, việc nghiên cứu tìm kiếm phương pháp để tăng cường độ chính xác của phép đo và độ xuyên sâu là vấn đề đáng quan tâm hiện nay.

Trong bài báo này, độ chính xác, độ xuyên sâu và độ nhạy của cảm biến sử dụng bước sóng cận hồng ngoại (1064 nm) trên cơ sở lăng kính phủ Ag với độ dày thay đổi từ 30 đến 70 nm được nghiên cứu. Việc sử dụng bước sóng cận hồng ngoại sẽ mang lại nhiều thuận lợi như độ xuyên sâu lớn, năng lượng

Bảng 1. Hằng số điện môi của một số vật liệu

Vật liệu	Bước sóng (nm)	Hằng số điện môi ($\epsilon_r+i\epsilon_i$)	Tài liệu tham khảo
Lăng kính (BK7)	1064	2,28	(Iga et al., 2004)
Ag	1064	-66,26 + 5,83i	(Werner et al., 2009)
Ag	633	-15,45 + 0,57i	(Ciesielski et al., 2017)
<i>E.coli</i> *	1064	1,83	(Saad et al., 2018)

*Bovine Serum Albumin

2.3. Phương pháp ma trận truyền (Transfer matrix method)

Ma trận truyền sẽ được sử dụng để tính toán các thông số về độ nhạy, độ chính xác của cảm biến với cấu trúc gồm 3 lớp “Lăng kính/Ag/môi trường cảm biến”. Thành phần tiếp tuyến của điện trường và từ trường ở hai bề mặt phân cách “Lăng kính/Ag” và “Ag/môi trường cảm biến” được liên hệ qua biểu thức sau (Gupta & Sharma, 2005):

$$\begin{bmatrix} E_{t1} \\ H_{t1} \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} E_{t3} \\ H_{t3} \end{bmatrix}$$

Trong đó, E_{t1} , H_{t1} , E_{t3} , H_{t3} là thành phần tiếp tuyến của điện trường và tiếp tuyến của từ trường tương ứng với bề mặt phân cách “Lăng kính/Ag” và “Ag/môi trường cảm biến”. M là ma trận truyền của cấu trúc và được cho bởi biểu thức sau:

của bước sóng nhỏ sẽ ít ảnh hưởng đến các đối tượng phân tích như protein, DNA, vi khuẩn,... mở ra tiềm năng ứng dụng lớn trong lĩnh vực y sinh học.

2. PHƯƠNG PHÁP VÀ SỐ LIỆU DÙNG TRONG MÔ PHỎNG

2.1. Cấu trúc

Trong nghiên cứu này, cảm biến sử dụng lăng kính (BK7) với đáy được phủ một lớp kim loại Ag (Hình 1). Ánh sáng hồng ngoại (1064 nm) sẽ được chiếu vào đáy lăng kính với một góc thích hợp và kết hợp với các điện tử trên bề mặt Ag để tạo nên hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt. Một phần ánh sáng sẽ phản xạ và thay đổi từ môi trường cảm biến. Cần lưu ý rằng, với mỗi độ dày của kim loại thì góc tới của ánh sáng cần phải được điều chỉnh phù hợp với phương trình (1) để tạo hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt.

2.2. Vật liệu

Bảng 1 trình bày về các vật liệu được sử dụng trong mô phỏng bao gồm lăng kính (BK7), Ag, nước chung cất và E.Coli với hằng số điện môi tương ứng.

$$M = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix}$$

Với $M_{11} = M_{22} = \cos\beta_{Ag}$ $M_{12} = -i \sin\beta_{Ag} / q_{Ag}$
 $M_{21} = -iq_{Ag} \sin\beta_{Ag}$

Trong đó

$$q_{Ag} = \frac{(\epsilon_{Ag} - \epsilon_{BK7} \sin^2 \varphi)^{1/2}}{\epsilon_{Ag}}$$

$$\beta_{Ag} = \frac{2\pi d_{Ag}}{\lambda} (\epsilon_{Ag} - \epsilon_{BK7} \sin^2 \varphi)^{1/2}$$

Hệ số phản xạ của thành phần sóng từ trường ngang (transverse magnetic field) được cho bởi biểu thức sau:

$$r_q = \frac{(M_{11} + M_{12}q_s) + q_{BK7} - (M_{21} + M_{22}q_s)}{(M_{11} + M_{12}q_s) + q_{BK7} + (M_{21} + M_{22}q_s)}$$

Trong đó,

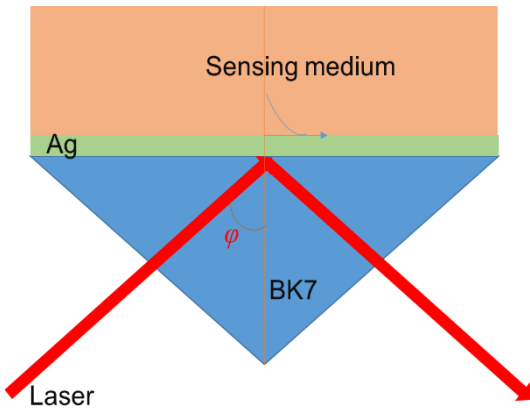
$$q_s = \frac{(\epsilon_s - \epsilon_{BK7} \sin^2 \varphi)^{1/2}}{\epsilon_s}$$

$$q_{BK7} = \frac{\cos \varphi}{\sqrt{\epsilon_{BK7}}}$$

Hệ số phản xạ của thành phần sóng từ ngang

$$R = |r_p|^2$$

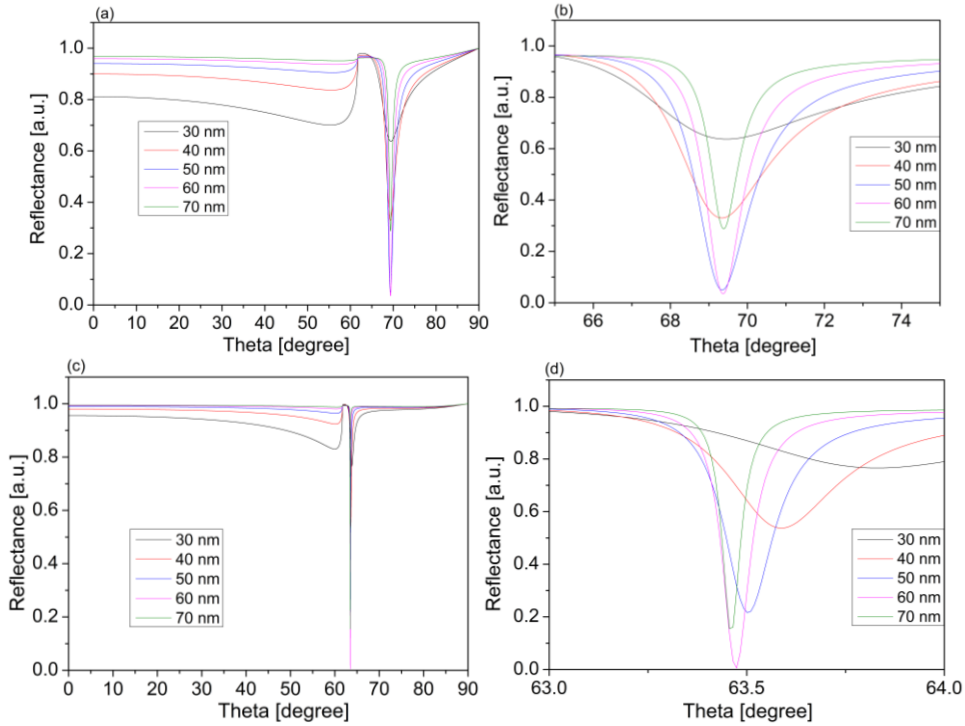
Với các thành phần d_{Ag} là độ dày của lớp Ag, ϵ_{BK7} là hằng số điện môi của lăng kính, ϵ_{Ag} là hằng số điện môi của Ag, φ là góc tới của ánh sáng (tia laser), λ là bước sóng của ánh sáng (tia laser), ϵ_s là hằng số điện môi của môi trường cảm biến.



Hình 1. Cấu trúc của cảm biến dùng trong mô phỏng gồm 3 lớp BK7/Ag/Môi trường cảm biến

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Trong nghiên cứu này, hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt được tạo từ 2 nguồn chiếu sáng có bước sóng khác nhau gồm ánh sáng đỏ (633 nm) và ánh sáng hồng ngoại (1064 nm). Hai nguồn sáng này được sử dụng khá phổ biến trong lĩnh vực quang học do có độ đơn sắc cao, ít bị hấp phụ bởi môi trường. Cấu trúc cảm biến 3 lớp được sử dụng trong mô phỏng này là “BK7/Ag/nước cất”. Trước hết, sự ảnh hưởng của độ dày lớp kim loại Ag đến hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt thông qua biểu đồ sự tương quan của tính phản xạ và góc tới được khảo sát. Trong đó, độ dày của Ag được thay đổi từ 30 đến 70 nm với kích thước được tăng dần là 10 nm để phù hợp với các thiết bị bốc bay kim loại trong nghiên cứu thực tiễn. Góc của ánh sáng tới được thay đổi từ 0 đến 90⁰ để tìm góc cộng hưởng tương ứng với từng độ dày của kim loại. Kết quả cho thấy, khi tăng độ dày kim loại từ 30 đến 70 nm thì sự phản xạ giảm dần ở xung quanh góc cộng hưởng 69,5⁰ và 63,5⁰ đối với bước sóng 633 nm và 1064 nm (Hình 2 (b) và (d)). Tuy nhiên, khi độ dày của Ag lớn hơn 60 nm thì sự phản xạ tăng lên cho cả hai bước sóng. Hiện tượng này có thể hiểu rằng bản chất của hiệu ứng plasmon bề mặt là sự dao động các cặp điện tích âm (electron) và điện tích dương (lỗ trống). Sự cộng hưởng xảy ra khi tần số của sóng ánh sáng kích thích (thành phần từ trường ngang) bằng với tần số dao động của các cặp electron - lỗ trống trên bề mặt kim loại và thỏa mãn điều kiện trong biểu thức (1). Do đó, tại độ dày 60 nm của Ag, tần số dao động của các cặp electron - lỗ trống trên bề mặt kim loại sẽ dao động cùng tần số với tần số ánh sáng tới, để tạo nên hiện tượng cộng hưởng mạnh nhất. Và khi đó, độ nhạy, độ chính xác của cảm biến là tốt nhất so với các độ dày khác. Qua kết quả trình bày, độ dày kim loại Ag 60 nm sẽ cho cường độ phản xạ thấp nhất, đồng nghĩa với việc hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt sẽ tốt nhất ở độ dày này với góc cộng hưởng được trình bày như trên.

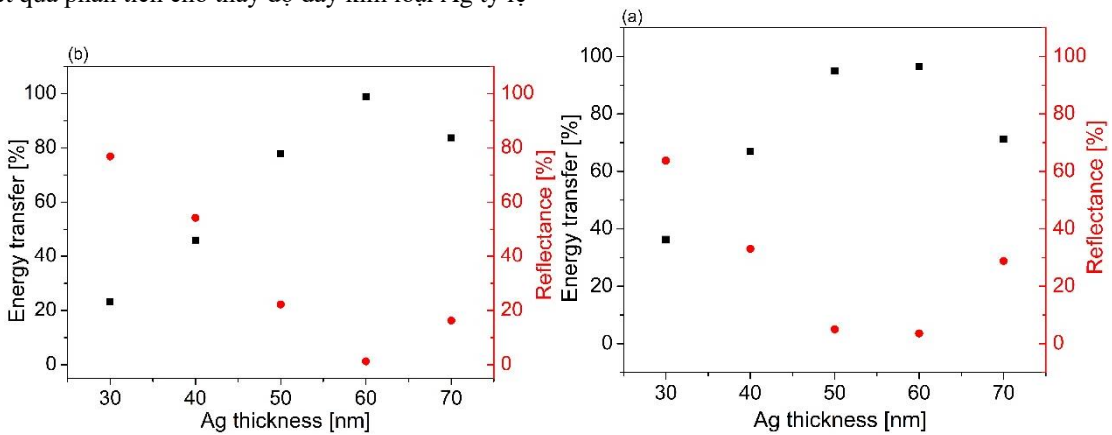


Hình 2. Kết quả mô phỏng sự tương quan của tính phản xạ và góc tới của cảm biến sử dụng bước sóng khác nhau

Ghi chú: (a) Tia laser 633 nm, (b) Sự phóng to hình ảnh (a) từ 65^o – 75^o, (c) Tia laser 1064 nm, (d) Sự phóng to hình ảnh (c) từ 63^o – 64^o.

Trong mô phỏng này, ta cần chú ý rằng cường độ tia phản xạ tỷ lệ nghịch với năng lượng chuyển hóa (Energy transfer) để tạo hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt. Khi cường độ tia phản xạ thấp nhất nghĩa là năng lượng chuyển hóa lớn nhất và hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt được tạo ra mạnh nhất. Kết quả phân tích cho thấy độ dày kim loại Ag tỷ lệ

thuận với năng lượng chuyển hóa và đạt mức cao nhất ở độ dày 60 nm cho cả hai bước sóng 633 nm và 1064 nm, tương ứng với năng lượng chuyển đổi cao hơn 95% (Hình 3). Điều này dẫn đến hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt là tốt nhất, tạo cơ sở cho lựa chọn độ dày thích hợp trong thực nghiệm chế tạo cảm biến.



Hình 3. Mối tương quan giữa sự phản xạ (reflection) và sự chuyển đổi năng lượng (energy transfer) trong 2 trường hợp bước sóng 633 nm (a) và 1064 (nm)

Kết quả phân tích cho thấy độ dày của lớp kim loại Ag là 60 nm sẽ cho khả năng tạo hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt là tốt nhất cho cả 2 bước sóng 633 nm và 1064 nm. Và độ dày này sẽ được sử dụng để so sánh các thông số đặc trưng của cảm biến như độ chính xác, độ nhạy và độ xuyên sâu. Trong phần tính này, chiết suất của môi trường cảm biến sẽ được thay đổi từ 1,33 đến 1,3515 (RIU). Ta thấy độ rộng vùng đo của phép đo này là 0,0215 (RIU), tương ứng với sự thay đổi từ môi trường nước sang nồng độ... của vi khuẩn E.coli (Saad et al., 2018). Cần phải chú rằng độ rộng vùng đo của cảm biến phụ thuộc vào bản chất và độ dày của kim loại được sử dụng. Khi môi trường thay đổi, tín hiệu đầu ra của cảm biến thay đổi cho cả hai bước sóng 633 nm và 1064 nm (Hình 4). Bảng 2 trình bày sự so sánh các thông số đặc trưng của cảm biến sử dụng 2 bước sóng 633 nm và 1064 nm. Trong đó, độ nhạy, độ chính xác và độ xuyên sâu được tính theo các công thức tương ứng được trình bày bên dưới (Shalabney & Abdulhalim, 2010; Saad et al., 2018).

$$S = \frac{\delta\varphi}{\delta n} \tag{2}$$

$$D_{ac} = \frac{1}{FWHM} \tag{3}$$

$$Z_{depth} = \frac{\lambda}{4\pi} \left(\frac{\epsilon'_m + \epsilon_s}{-\epsilon_s^2} \right)^{1/2} \tag{4}$$

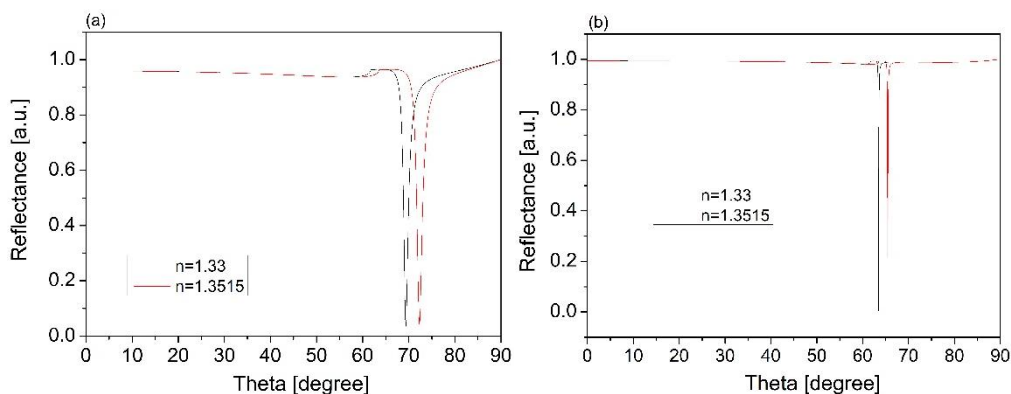
Trong đó, S là độ nhạy của cảm biến, D_{ac} là độ chính xác của phép đo, Z_{depth} là độ xuyên sâu, φ là góc tới của tia laser, n là chiết suất của môi trường cảm biến, $FWHM$ là toàn độ rộng ở nửa cực đại, λ là bước sóng ánh sáng sử dụng, ϵ'_m là phần thực hằng số điện môi của kim loại, ϵ_s là hằng số điện môi của môi trường cảm biến. Kết quả phân tích từ Bảng 5 cho thấy độ nhạy (S) được tính toán là 137,3⁰/RIU (bước sóng 633 nm) và 93,4⁰/RIU (1064 nm), cho thấy cảm biến sử dụng ánh sáng có bước sóng ngắn hơn sẽ cho độ nhạy cao hơn khoảng 1,5 lần. Đây là độ nhạy khá cao của cảm biến sử dụng 2 bước sóng ở 2 vùng ánh sáng khác nhau chỉ với một lớp kim loại mà không có bất kì sự kết hợp nhiều loại kim

loại khác nhau, đặc biệt là kim loại được sử dụng phổ biến và khá đắt tiền trong cảm biến như Au. Tuy nhiên, độ chính xác của phép đo sử dụng bước sóng vùng cận hồng ngoại (1064 nm) cao hơn khoảng 14 lần so với ánh sáng đỏ (633 nm). Điều này cho thấy rằng khi sử dụng ánh sáng với bước sóng 1064 nm sẽ cho phép lặp lại phép đo nhiều lần mà không phụ thuộc vào những yếu tố chủ quan (kỹ năng người đo, trang thiết bị sử dụng) với độ chính xác cao hơn so với ánh sáng 633 nm. Thêm vào đó, độ xuyên sâu của sóng cộng hưởng bề mặt vào bên trong môi trường cảm biến sử dụng bước sóng 1064 nm là 384,40 nm, kết quả này cao hơn 3,5 lần so với độ xuyên sâu của cảm biến sử dụng bước sóng 633 nm. Điều này cho phép tăng cường khả năng phát hiện các vi khuẩn có kích thước lớn như vi khuẩn E. coli (0,7-3µm), định hướng ứng dụng trong chẩn đoán sớm trong lĩnh vực y sinh và thực phẩm.

Bảng 2. So sánh các thông số của cảm biến sử dụng 2 bước sóng 1064 nm và 633 nm

Thông số cảm biến	Bước sóng ánh sáng	
	$\lambda = 633$ nm	$\lambda = 1064$ nm
Độ nhạy (⁰ /RIU)	137,3	93,4
Độ chính xác (1/degree)	0,8	11
Độ xuyên sâu (nm)	105,33	384,40

Khi sử dụng Ag để làm bề mặt cảm biến ứng dụng, hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt mang lại một số tính chất vượt trội như sau: i) độ nhạy của cảm biến sử dụng lớp phủ Ag khá cao so với các kim loại khác như Cu, Al hay kim loại đắt tiền như Au (Homola, 1997; Gupta & Sharma, 2005); ii) khi sử dụng với bước sóng ánh sáng 1064 nm sẽ tăng cường độ chính xác và độ xuyên sâu, cho phép ứng dụng đo các thực thể vi khuẩn có kích thước lớn (0,7-3 µm) và mở rộng ứng dụng chẩn đoán sớm trong lĩnh vực y sinh và môi trường; iii) nghiên cứu cho thấy tính khả thi khi sử dụng bước sóng 1064 nm cho cảm biến ứng dụng y sinh, mở ra tiền đề cho những nghiên cứu tiếp theo để ứng dụng nhiều loại vật liệu khác kết hợp để tăng cường độ nhạy, độ chính xác và độ thâm nhập của cảm biến như Al, Cu, graphene, TiO₂, ZnO và Teflon.



Hình 4. Sự thay đổi tín hiệu khi môi trường cảm biến thay đổi

Chi chú: (a) bước sóng 633nm, (b) bước sóng 1064 nm

4. KẾT LUẬN

Bài nghiên cứu trình bày kết quả mô phỏng cảm biến quang sử dụng lớp phủ nano Ag sử dụng bước sóng 1064 nm. Kết quả phân tích cho thấy độ dày của lớp Ag là 60 nm sẽ tạo hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt là tốt nhất với độ nhạy đạt được là 93,4⁰RIU, kết quả này thấp hơn 1,5 lần so với kết quả của cảm biến sử dụng bước sóng 633 nm. Tuy nhiên, độ chính xác của cảm biến sử dụng tia sáng cận hồng ngoại là 14 lần và độ xuyên sâu cao hơn 3,5 lần so với cảm biến sử dụng ánh sáng đỏ. Kết quả nghiên cứu mở ra một tiềm năng ứng dụng mới

của cảm biến quang sử dụng tia sáng vùng cận hồng ngoại để ứng dụng đo các thực thể có kích thước lớn như vi khuẩn (0,7-3 μm), định hướng ứng dụng trong lĩnh vực y sinh và thực phẩm. Bên cạnh đó, trên cơ sở nghiên cứu này, độ nhạy, độ xuyên sâu và độ chính xác của cảm biến còn có thể tăng cường bằng cách kết hợp Ag với các vật liệu khác như Al, Cu, ZnO, TiO₂.

LỜI CẢM ƠN

Nghiên cứu này được tài trợ bởi Quỹ nghiên cứu Khoa học Cơ bản, Trường Đại học Trà Vinh.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Altintas, Z., France, B., Ortiz, J. O., & Tothill, I. E., (2016). Computationally modelled receptors for drug monitoring using an optical based biomimetic SPR sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 224, 726-737. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2015.10.075>
- Ciesielski, A., Skowronski, L., Trzinski, M., & Szoplik, T. (2017). Controlling the optical parameters of self-assembled silver films with wetting layers and annealing. *Applied Surface Science*, 421(1B), 349-356. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.01.039>
- Chiang, H. P., Chen, C. W., Wu, J. J., Li, H. L., Lin, T. Y., Sánchez, E. J., & Leung, P. T. (2007). Effects of temperature on the surface plasmon resonance at a metal-semiconductor interface. *Thin Solid Films*, 515(17), 6953-6961. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2007.02.034>
- Csete, M., Kohazi-Kis, A., Vass, Cs., Sipos, A., Szekeres, G., Deli, M., Osvay, K., & Bor, Zs. (2007). Atomic force microscopical and surface plasmon resonance spectroscopical investigation of sub-micrometer metal gratings generated by UV laser based two beam interference in Au-Ag bimetallic layers. *Applied Surface Science*, 253(19), 7662-7671. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2007.02.035>
- Ctyroky, J., Homola J., Lambeck, P. V., Musa S., Hoekstra, H. J. W. M., Harris, R. D., Wilkinson, J. S., Usievich, B., & Lyndin, N. M. (1999). Theory and modeling of optical waveguide sensors utilizing surface plasmon resonance. *Sensors and Actuators B*, 54(1-2), 66-73. [https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(98\)00328-1](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(98)00328-1)
- Dostalek, J., Ctyroky, J., Homola, J., Brynda, E., Skalsky, M., Nekvindova, P., Spirkova, J., Skvor, J., & Schrofel, J. (2001). Surface plasmon resonance biosensor based on integrated optical waveguide. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 76(1-3), 8-12. [https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(01\)00559-7](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(01)00559-7)
- Fauzia, V., Nurlily, Imawan, C., Narayani, N. M. M. S., & Putri, A. E. (2018). Alocalized surface plasmon resonance enhacend dye-based biosensor for formaldehyde detection. *Sensors and Actuators B: Chemical* 257, 1128-1133. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2017.11.031>
- Gupta, B. D., & Sharma Anu, j K. (2005). Sensitivity evaluation of a multi-layered surface plasmon resonance based fiber optic sensor: a theoretical

- study. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 107(1), 40-46.
<https://doi.org/10.1016/j.snb.2004.08.030>
- Homola, J. (1997). On the sensitivity of surface plasmon resonance sensors with spectral interrogation. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 41(1-3), 207-211.
[https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(97\)80297-3](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(97)80297-3)
- Iga, M., Seki, A., & Watanabe, K. (2004). Hetero-core structured fiber optic surface plasmon resonance sensor with silver film. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 10(3), 368-372.
<https://doi.org/10.1016/j.snb.2004.04.007>
- Maharana, P. K., & Jha R., (2012). Chalcogenide prism and graphene multilayer based surface plasmon resonance affinity biosensor for high performance. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 169(5), 161-166.
<https://doi.org/10.1016/j.snb.2012.04.051>
- Nguyen, T. T., Lee E. C., & Ju, H. (2014). Bimetal coated optical fiber sensors based on surface plasmon resonance induced change in birefringence and intensity. *Optics Express*, 22(5), 5590-5598.
<https://doi.org/10.1364/OE.22.005590>
- Nguyen, T. T., Bea, S. O., Kim, D. M., Yoon, W. J., Park, J. W., An, S. S., & Ju, H. (2015). A regenerative fiber optic sensor using surface plasmon resonance for clinical diagnosis off fibrinogen. *International Journal of Biomedicine*, 10, 115. doi: 10.2147/IJN.S88963
- Otto, A. (1968). Excitation of nonradiative surface plasmon waves in silver by the method frustrated total reflection. *Zeitschrift fur Physik*, 216, 398-410. <https://doi.org/10.1007/BF01391532>
- Orfanidis, S. J. (1999). *Electromagnetic waves and antennas*. Rutgers University, Pp 311-313.
- Patnaik, A., & Senthilnathan, K., Jha R. (2015). Graphene based conducting metal oxide coated D-shaped optical fiber SPR sensor. *IEEE Photonics Technology Letters*, 27(23), 2437-2440, DOI: 10.1109/LPT.2015.2467189.
- Rani, M., Shukla, S., Sharma, N. K., & Sajal, V. (2014). Theoretical analysis of surface plasmon resonance based fiber optic sensor using indium nitride. *Optik*, 125(20), 6026-6031.
<https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2014.06.101>
- Saad, Y., Selmi, M., Gazzah, M. H., & Belmabrouk, H. (2018). The effect of physical and geometric parameters on the surface plasmon resonance response of a fiber optic biosensor: sensitivity analysis and numerical optimization. *Sensor Letters*, 16(6), 403-409.
<https://doi.org/10.1166/sl.2018.3970>
- Saad, Y., Selmi, M., Gazzah, M. H., & Belmabrouk, H. (2018). Theoretical evaluation of a fiber-optic SPR biosensor based on a gold layer treated with thiol acid. *The European Physical Journal Applied Physics*, 82(3), 31210.
<https://doi.org/10.1051/epjap/2018180059>
- Saylan, Y., Akgonullu, S., Yavuz, H., Unal, S., & Denizli, A. (2019). Molecularly imprinted polymer based sensors for medical applications. *Sensors*, 19(6), 1279.
<https://doi.org/10.3390/s19061279>
- Shalabney, A., & Abdulhalim, I., (2010). Electromagnetic field distribution in multilayer thin film structures and the origin of sensitivity enhancement in surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators A: Physical* 159(1), 24-32.
<https://doi.org/10.1016/j.sna.2010.02.005>
- Tabassum, R., & Gupta, B. D. (2015). Performance analysis of bimetallic layer with Zinc oxide for SPR-based fiber optic sensor. *Journal of Lightwave Technology*, 33(22), 4565-4571.
<https://doi.org/10.1109/JLT.2015.2479631>
- Tabassum, R., & Gupta, B. D. (2016). SPR based fiber-optic sensor with enhanced electric field intensity and figure of merit using different single and bimetallic configurations. *Optics Communications*, 367(15), 23-34.
<https://doi.org/10.1016/j.optcom.2016.01.014>
- Yusser, A. Q., Noor, A. S., Arasu, P. T., & Sadrolhosseini, A. R. (2013). Investigation of the performance of an SPR-based optical fiber sensor using finite-difference time domain. *Current Applied Physics*, 13(7), 1354-1358.
<https://doi.org/10.1016/j.cap.2013.04.011>
- Werner, W. S. M., Glantschnig, K., & Ambrosch-Draxl, C. (2009). Optical constants and inelastic electron-scattering data for 17 elemental metals. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, 38, 1013-1092.
<https://doi.org/10.1063/1.3243762>