

Thiết kế nền tảng Biosensing quang học dựa trên cấu trúc nano điện môi - kim loại - điện môi

Phạm Đình Đạt, Phạm Tiến Thành*

Trường Đại học Việt Nhật (VJU), Đại học Quốc gia Hà Nội (VNU)

Ngày nhận bài 8/2/2021; ngày chuyển phản biện 22/2/2021; ngày nhận phản biện 6/4/2021; ngày chấp nhận đăng 12/4/2021

Tóm tắt:

Cấu trúc chất điện môi - kim loại - chất điện môi (IMI) là một cấu trúc tiềm năng trong thiết kế nền tảng cảm biến sinh học bởi các đặc tính quang học ưu việt, đặc biệt là hiện tượng cộng hưởng bề mặt (SPR). Trong nghiên cứu này, đặc tính quang học của cấu trúc IMI trong dải bước sóng nhìn thấy được tính toán bằng phương pháp transfer matrix. Kết quả chỉ ra rằng, cấu trúc IMI có khả năng hấp thụ ánh sáng mạnh ở bước sóng thích hợp do hiệu ứng SPR trong cấu trúc. Hiện tượng SPR này được hình thành do sự kết hợp giữa ánh sáng tới và các điện tử tự do của lớp kim loại trong cấu trúc. Đặc điểm đỉnh tín hiệu của hiện tượng SPR phụ thuộc vào độ dày của các lớp và môi trường chiết suất xung quanh cấu trúc IMI. Dựa vào các kết quả tính toán nêu trên, cấu trúc IMI ứng dụng cho chip sinh học đã được thiết kế và tối ưu hóa từ đặc tính quang học. Bên cạnh đó, các kết quả tính toán độ nhạy chỉ ra rằng, cấu trúc IMI có độ nhạy cao hơn chip sinh học sử dụng phương pháp phản xạ toàn phần (ATR), SPR và tương đương với phương pháp sử dụng cấu trúc kim loại - chất điện môi - kim loại (MIM).

Từ khóa: ATR, cấu trúc nano chất điện môi - kim loại - chất điện môi, SPR.

Chỉ số phân loại: 1.3

Đặt vấn đề

Hiện nay, có thể chia các chip sinh học được sử dụng rộng rãi làm 3 loại chính: chip sinh học sử dụng tín hiệu quang học (Optical biosensors); chip sinh học sử dụng tín hiệu điện (Electrical biosensors); chip sinh học sử dụng tính chất cơ (Mechanical biosensors) [1]. Chip sinh học sử dụng tín hiệu quang học là loại chip nhận biết lớp sinh học dựa trên sự thay đổi của các đặc tính quang học như phản xạ, truyền qua, phát quang khi trên bề mặt có thêm các lớp sinh học như protein (biotin, avidin) hoặc các virus... Do đó, các cấu trúc được áp dụng trong các chip sinh học loại này thường có độ nhạy cao với sự thay đổi của môi trường xung quanh cấu trúc, ví dụ như sự thay đổi về chiết suất. Nhiều phương pháp khác nhau đã được sử dụng trong chế tạo chip sinh học loại này như phương pháp đánh dấu huỳnh quang, phương pháp sử dụng chất bán dẫn, phương pháp sử dụng hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt [2-5]. Trong đó, phương pháp sử dụng hiệu ứng cộng hưởng plasmon bề mặt đã được nhiều nhóm tiến hành nghiên cứu và phát triển.

Một số nhóm nghiên cứu trên thế giới đang phát triển các chip sinh học dựa trên hiện tượng cộng hưởng plasmon bề mặt như SPR và LSPR (hiện tượng cộng hưởng cục bộ) [6-9]. Hiện tượng plasmon bề mặt là sự dao động của các điện tử tự do ở bề mặt vật liệu khi bị tác động của ánh sáng kích thích. Hiện tượng cộng hưởng plasmon bề mặt xảy ra khi tần số của ánh sáng kích thích trùng với tần số dao động của electron bề mặt [8]. Một phương pháp phổ biến được sử dụng để kích hoạt hiện tượng này là phương pháp phản xạ toàn phần bên trong ATR (Attenuated Total Reflection).

Khi hiện tượng SPR xảy ra, đặc tính quang học tại bước sóng xảy ra SPR rất nhạy với sự thay đổi chiết suất ở bề mặt xung quanh. Các nhóm nghiên cứu đã lợi dụng tính chất này để phát triển các loại chip sinh học. Nhiều bộ sản phẩm chip sinh học sử dụng hiện tượng SPR có độ nhạy cao khoảng $0,003 \text{ ng/mm}^2$ đã được bán trên thị trường [9]. Tuy vậy, chip sinh học sử dụng hiện tượng SPR có nhược điểm là cấu tạo phức tạp, đặc biệt là hệ thống xử lý quang học cần có một thấu kính (prism) để kích thích xảy ra hiện tượng phản xạ toàn phần. Để nâng cao độ nhạy cũng như đơn giản hóa quá trình chế tạo các loại chip sinh học này, nhóm nghiên cứu của Giáo sư Kajikawa đã sử dụng cấu trúc nano MIM để phát triển chip sinh học [10-12]. Cấu trúc MIM có kích thước 200-500 nm với kích thước từng lớp 20-100 nm. Độ nhạy của chip sinh học sử dụng phương pháp này khoảng $9-40 \text{ pg/mm}^2$, tương đương với độ nhạy của chip sinh học sử dụng phương pháp ATR [13]. Tuy nhiên, cấu trúc của chip sinh học đơn giản hơn do cấu trúc MIM không cần sử dụng đến thấu kính (prism) để kích hoạt hiện tượng SPR.

Nghiên cứu này tiến hành phân tích đặc tính quang học của cấu trúc nano IMI thông qua việc tính toán về độ phản xạ, truyền qua khi ánh sáng đi vào cấu trúc IMI. Tương tự như cấu trúc MIM, khi có kích thích của ánh sáng với bước sóng thích hợp, hiện tượng SPR cũng sẽ xảy ra trong cấu trúc IMI. Ở cấu trúc IMI, vật liệu điện môi cho phép gắn các lớp phân tử sinh học lên bề mặt một cách đơn giản. Ưu điểm này rất quan trọng trong việc phát triển chip sinh học. Bằng cách tối ưu hóa cấu trúc IMI, các đặc tính quang học như phản xạ và truyền qua sẽ có sự thay đổi lớn khi môi trường chiết suất xung quanh thay đổi. Từ đó, nghiên cứu đề xuất cấu trúc phù hợp nhằm ứng dụng vào chip sinh học có độ nhạy cao.

*Tác giả liên hệ: Email: pt.thanh@vju.ac.vn

Designing a new optical biosensing platform based on an insulator-metal-insulator nanostructure

Dinh Dat Pham, Tien Thanh Pham*

Vietnam-Japan University (VJU),
Vietnam National University, Hanoi (VNU)

Received 8 February 2021; accepted 12 April 2021

Abstract:

The insulator-metal-insulator (IMI) structure is potential for the fabrication of biosensor platform devices because of its unique optical properties, especially surface plasmon resonance (SPR). In this study, the optical properties of the IMI structure in the visible wavelength range were calculated using the transfer matrix method. The results indicated that the IMI structure exhibited high absorbance at the proper wavelength due to the SPR. This phenomenon was resulted from the resonance of incident light and the free electrons in the metal surface. The SPR signal relied on the thickness of layers in the IMI structure and the refractive index of the surrounding medium. Based on calculation results, the IMI structure applied for the biosensor was designed and optimised with respects to optical properties. In addition, sensitivity calculation demonstrated that IMI structure was more sensitive than biosensor based on attenuated total reflection (ATR), SPR method while similar results were attained with the metal-insulator-metal (MIM) structure method.

Keywords: ATR, insulator-metal-insulator nanostructure, SPR.

Classification number: 1.3

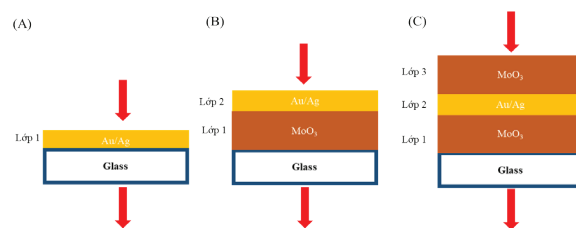
Phương pháp nghiên cứu

Đặc tính quang học như truyền qua và phản xạ khi ánh sáng đi vào cấu trúc đa lớp IMI được tính toán bằng phương pháp transfer matrix [14, 15]. Cùng với đó, sự thay đổi của phổ truyền qua, phản xạ của cấu trúc IMI và lớp phần tử sinh học cũng được tính toán bằng phương pháp tương tự. Việc so sánh và phân tích sự khác nhau của đặc tính quang học khi có và không có lớp phần tử sinh học cũng được thực hiện nhằm tối ưu hóa cấu trúc IMI và đánh giá độ nhạy của nó khi ứng dụng vào việc chế tạo chip sinh học. Quy trình được thực hiện như sau: (1) Tính toán đặc tính truyền qua và phản xạ trong cấu trúc IMI, (2) Tính toán đặc tính quang học phản xạ trong cấu trúc IMI và lớp phần tử sinh học, (3) Tối ưu hóa cấu trúc IMI ứng dụng vào chip sinh học.

Kết quả và thảo luận

Đặc tính truyền qua, phản xạ trong cấu trúc IMI

Đặc tính truyền qua, phản xạ được tính toán trong 3 cấu trúc kim loại (M), kim loại - chất điện môi (IM), chất điện môi - kim loại - chất điện môi (IMI) như trong hình 1. Các thông số sử dụng trong tính toán như vật liệu, độ dày và chiết suất của các lớp trong cấu trúc I, IM, IMI được thể hiện ở bảng 1. MoO_3 được sử dụng làm chất điện môi trong cấu trúc IMI do nó có chiết suất cao (khoảng 2,1). Sự khác biệt lớn giữa chiết suất của lớp phần tử sinh học ở trên lớp MoO_3 và lớp MoO_3 dẫn đến thay đổi rõ ràng trong phổ phản xạ khi có và không có lớp phần tử sinh học. Các kim loại được sử dụng để tính toán gồm vàng (Au) và bạc (Ag) là các kim loại ổn định về mặt hóa học và đặc tính quang học.

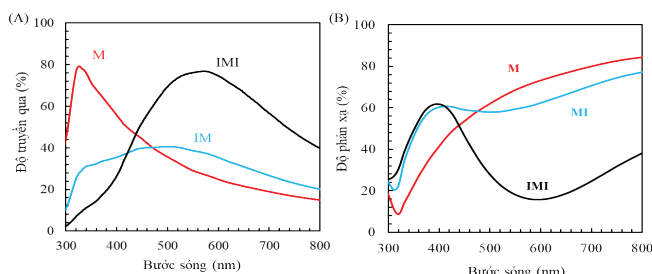


Hình 1. Cấu trúc kim loại (20 nm) (M), kim loại (20 nm) - chất điện môi (50 nm) (MI), chất điện môi (50 nm) - kim loại (20 nm) - chất điện môi (50 nm) (IMI).

Kết quả tính toán đặc tính truyền qua và phản xạ bằng phương pháp transfer matrix khi ánh sáng đi vào cấu trúc M, IM, IMI (với kim loại là Ag) trong khoảng bước sóng từ 300 đến 800 nm được biểu diễn trong hình 2A và 2B. Độ dày của các lớp và thông số tính toán như bảng 1. Trong hình 2A, lần lượt đường màu đỏ, màu xanh và màu đen tương ứng với phổ truyền qua khi ánh sáng đi qua cấu trúc M, cấu trúc IM và cấu trúc IMI. Với cấu trúc là đơn lớp kim loại, độ truyền qua giảm dần theo chiều tăng của độ lớn bước sóng và phổ truyền qua không cho thấy đỉnh phổ nào khác ngoài đỉnh của Ag ở bước sóng 320 nm. Tuy nhiên trong cấu trúc IM cũng như IMI, có thể thấy rõ được đỉnh phổ trong phổ truyền qua cấu trúc này khác với cấu trúc đơn lớp kim loại. Đặc biệt trong cấu trúc IMI, có thể quan sát được đỉnh phổ ở khoảng bước sóng 580 nm với độ truyền qua xấp xỉ 75%, lớn gấp 3 lần so với cấu trúc đơn lớp kim loại và 2 lần so với cấu trúc IM ở cùng bước sóng. Trong khi đó, cấu trúc IMI có độ dày là 120 nm, lớn hơn nhiều độ dày của cấu trúc M (20 nm) và cấu trúc IM. Cấu trúc IMI có 2 bề mặt tiếp xúc giữa 2 lớp chất điện môi (MoO_3) và kim loại Ag, lớp MoO_3 có độ dày 50 nm (độ dày này nhỏ hơn 1/4 bước sóng của ánh sáng đi vào) với chiết suất từ 2,1. Do đó lớp điện môi đóng vai trò như lớp làm giảm phản xạ, và tăng độ truyền qua ở bước sóng thích hợp với độ dày, do hiện tượng giao thoa giữa ánh sáng phản xạ ở lớp kim loại và lớp điện môi. Bên cạnh đó, độ chênh lệch chiết suất ở bề mặt của lớp Ag và MoO_3 là rất lớn, do đó đỉnh của hiện tượng SPR ở bề mặt lớp Ag dịch chuyển về phía bước sóng dài. Do đó đỉnh phổ truyền qua của cấu trúc IMI nằm ở khoảng bước sóng 580 nm so với 320 nm của Ag. Ngược lại với xu hướng ở phổ truyền qua trong hình 2A, phổ phản xạ ở hình 2B cho thấy độ truyền qua tương ứng với các cấu trúc M, IM, IMI có sắp xếp giảm dần. Độ phản xạ ở cấu trúc IMI nhỏ nhất khoảng 19% tại bước sóng 595 nm.

Bảng 1. Các thông số sử dụng trong tính toán.

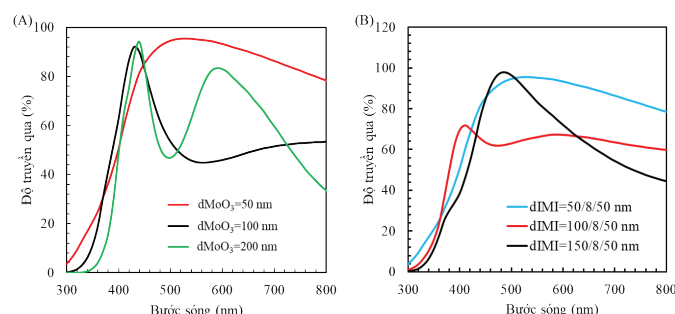
Các lớp	Vật liệu	Độ dày (nm)	Chiết suất
Lớp 1 (Layer 1(I))	MoO ₃	50	2,1~2,15
Lớp 2 (Layer 2(M))	Au/Ag	20	Theo bước sóng
Lớp 3 (Layer 3(I))	MoO ₃	50	2,1~2,15
Đế kính	SiO ₂	-	1,5
Không khí	-	-	1



Hình 2. Kết quả tính toán phổ truyền qua (A) và kết quả phổ phản xạ (B) trong 3 cấu trúc: M, IM, IMI.

Để khảo sát sự thay đổi phổ truyền qua của cấu trúc IMI khi độ dày của các lớp trong cấu trúc IMI thay đổi, hai trường hợp đã được tính toán gồm: (1) Giữ nguyên độ dày lớp kim loại (lớp 2) là 8 nm và thay đổi độ dày lớp MoO₃ là 50, 100, 200 nm (độ dày lớp 1 và lớp 3 bằng nhau, tạo thành cấu trúc đối xứng); (2) Giữ nguyên độ dày lớp kim loại (lớp 2) là 8 nm, lớp MoO₃ thứ 1 là 50 nm và thay đổi độ dày lớp MoO₃ (lớp 3) là 50, 100, 500 nm. Trong trường hợp này cấu trúc IMI là bất đối xứng.

Đối với trường hợp thứ nhất, kết quả phổ truyền qua tương ứng với cấu trúc IMI được biểu diễn trong hình 3A. Có thể thấy rằng khi độ dày của lớp 1 và 3 tăng lên, đỉnh phổ truyền qua rõ ràng hơn mặc dù độ truyền qua không thay đổi nhiều (độ truyền qua trong khoảng 90%). Trong trường hợp lớp MoO₃ có độ dày 200 nm, có hai đỉnh phổ là 440 và 600 nm. Đỉnh thứ 2 của hiện tượng SPR có xu thế chuyển dịch về phía bước sóng ngắn khi độ dày của lớp điện môi tăng lên. Đối với trường hợp thứ 2, kết quả phổ truyền qua của cấu trúc IMI được biểu diễn trong hình 3B. Khi giữ nguyên độ dày lớp Ag và lớp MoO₃ thứ 1 trong khi thay đổi độ dày lớp MoO₃ thứ 3, đỉnh phổ truyền qua dần rõ ràng hơn có xu hướng dịch chuyển về phía bước sóng lớn hơn. Cụ thể, đỉnh phổ chuyển dịch từ bước sóng 410 tới 490 nm tương ứng với sự tăng độ dày lớp MoO₃ từ 100 lên 150 nm.



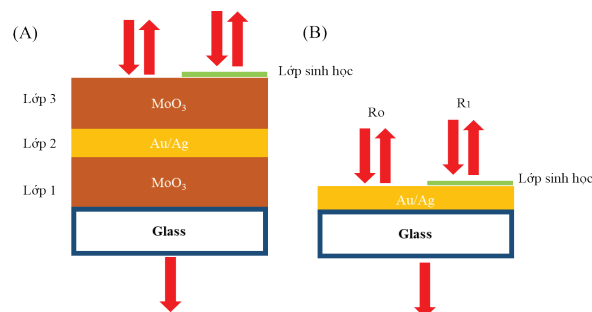
Hình 3. Phổ truyền qua của cấu trúc IMI: kim loại (Ag) 8 nm, các lớp MoO₃ lần lượt là 50, 100, 200 nm (A); phổ truyền qua của cấu trúc IMI (B).

Tương tự như trên, khi thay lớp kim loại Ag bằng Au cũng thu được phổ truyền qua hoặc phản xạ tương tự như trong trường hợp với Ag. Từ kết quả tính toán nêu trên có thể thấy rằng, đặc tính của phổ truyền qua hoặc phổ phản xạ của cấu trúc IMI phụ thuộc vào độ dày và chiết suất của lớp điện môi. Độ dày của lớp kim loại hầu như chỉ ảnh hưởng đến độ truyền qua. Khi độ dày lớp kim loại tăng thì độ truyền qua cấu trúc IMI sẽ giảm và độ phản xạ sẽ tăng. Dựa vào các đặc tính trên, khi có lớp sinh học mỏng (Biolayer) được gắn vào bề mặt cấu trúc IMI, dự đoán sẽ có sự thay đổi trong phổ phản xạ và truyền qua, đặc biệt là phổ phản xạ. Đặc tính này có tiềm năng được áp dụng trong chế tạo chip sinh học. Phần tiếp theo sẽ khảo sát sự thay đổi của phổ phản xạ khi có lớp sinh học gắn trên bề mặt IMI.

Đặc tính phản xạ trong cấu trúc IMI - lớp sinh học (Biolayer)

Để xem cấu trúc IMI có thể ứng dụng vào việc chế tạo chip sinh học hay không, cần tiến hành đánh giá sự thay đổi đặc tính phản xạ của cấu trúc IMI khi có lớp sinh học gắn vào bề mặt của nó (hình 4A). Trên thực tế, để đánh giá độ nhạy của phương pháp hay cấu trúc ứng dụng cho chip sinh học, các nhóm nghiên cứu thường sử dụng đánh giá độ nhạy với Biotin và Avidin. Độ dày của lớp Biotin và Avidin này khoảng 2 nm.

Để khảo sát đặc tính phản xạ của cấu trúc IMI - lớp sinh học và đánh giá khả năng ứng dụng vào việc chế tạo chip sinh học, đặc tính phản xạ được tính dựa trên mô hình lớp sinh học (Avidin-biotin) với độ dày 2 nm gắn trên bề mặt cấu trúc IMI. Chiết suất của lớp này giả định trong tính toán là 1,5.

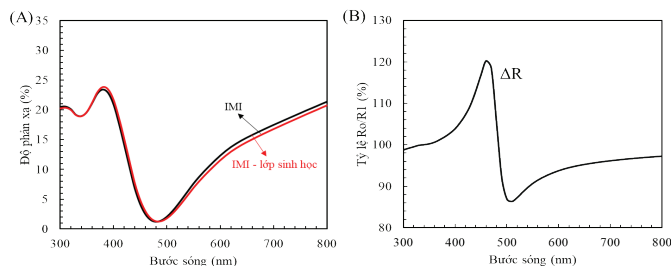


Hình 4. Cấu trúc IMI - Biolayer (2 nm) (A); cấu trúc M - Biolayer (B).

Đặt R_0 là độ phản xạ của cấu trúc khi không có lớp sinh học và R_1 là độ phản xạ của cấu trúc khi có lớp sinh học. Tỷ lệ $\Delta R = 100 \cdot R_1 / R_0$ được sử dụng để đánh giá khả năng ứng dụng của cấu trúc được tính toán cho chip sinh học.

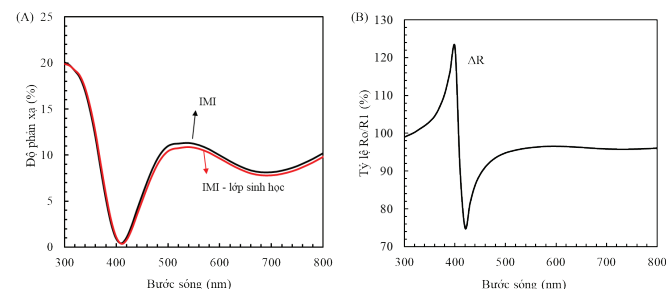
Đặc tính phổ phản xạ của cấu trúc IMI, IMI - lớp sinh học được chỉ ra trong hình 5A. Đường màu đen chỉ phổ phản xạ của cấu trúc IMI khi không có lớp sinh học và đường màu đỏ chỉ phổ phản xạ của cấu trúc IMI - lớp sinh học. Độ dày của các lớp vật liệu được thiết lập như sau: lớp 1 (MoO₃) 80 nm, lớp 2 (kim loại Ag) 8 nm, lớp 3 (MoO₃) 30 nm, lớp sinh học (Biolayer) 2 nm. Kết quả phổ phản xạ chỉ ra sự khác nhau giữa trường hợp có và không có lớp sinh học. Tỷ lệ ΔR được tính toán như trong hình 5B. Độ nhạy của cấu trúc được tính bằng $\Delta S = 100 \cdot 100 \cdot R_1 / R_0$, độ nhạy càng lớn thì khả năng nhận biết các phân tử sinh học càng tốt [10]. Tại bước

sóng khoảng 490 nm, sự thay đổi độ phản xạ của cấu trúc IMI có và không có lớp sinh học là khoảng 10% đối với độ dày 2 nm của lớp sinh học. Khi đó, độ dày 1 nm của lớp sinh học gắn trên IMI như trên dẫn đến độ thay đổi của độ phản xạ là 5%/nm, đây được gọi là độ nhạy (ΔS) của cấu trúc IMI có độ dày như trên. Kết quả tính toán cho thấy, việc thay đổi độ dày các lớp MoO_3 và độ dày của lớp kim loại sẽ dẫn đến thay đổi độ nhạy của cấu trúc IMI.



Hình 5. Phổ phản xạ của cấu trúc IM(Ag)I, IM(Ag)I - lớp sinh học (A); tỷ lệ $\Delta R=100 \cdot R_1/R_0$ (B).

Kết quả phổ phản xạ của cấu trúc IMI với lớp vật liệu kim loại là Au và độ dày của 2 lớp MoO_3 được chỉ ra trong hình 6A: I (50 nm) M (Au-15 nm) I (30 nm) - lớp sinh học (2 nm). Tương tự như trường hợp nêu trên, cấu trúc IMI sử dụng lớp kim loại Au cũng cho thấy sự khác nhau rõ ràng của phổ phản xạ của cấu trúc IMI trong trường hợp có và không có lớp sinh học. Từ hình 6B, tại bước sóng khoảng 500 nm, sự thay đổi độ phản xạ của cấu trúc IMI có và không có lớp sinh học là khoảng 4% (được tính bằng $\Delta S=100 \cdot R_1/R_0$). Đối với độ dày 1 nm của lớp sinh học gắn trên IMI sẽ dẫn đến sự thay đổi của độ phản xạ là 2%/nm, đây là độ nhạy của cấu trúc IMI nêu trên với kim loại là Au.



Hình 6. Phổ phản xạ của cấu trúc IM(Au)I, IM(Au)I - lớp sinh học (A); tỷ lệ $\Delta R=100 \cdot R_1/R_0$ (B).

Tối ưu hóa cấu trúc IMI ứng dụng vào chip sinh học

Để tối ưu hóa cấu trúc IMI ứng dụng vào chip sinh học, các tính toán được tiến hành nhằm khảo sát sự thay đổi phổ phản xạ ΔR , sau đó là độ nhạy ΔS của cấu trúc IMI tương ứng với sự thay đổi độ dày của các lớp thứ 1, 2, 3 và kim loại sử dụng trong cấu trúc IMI lần lượt là Au và Ag. Sau đó, cấu trúc thích hợp nhất để có thể ứng dụng vào chip sinh học được đề xuất dựa trên các kết quả thu được. Các yếu tố để lựa chọn cấu trúc IMI như sau: có độ phản xạ tại đỉnh phổ lớn hơn 5% và có độ nhạy ΔS lớn.

Bước thứ 1 - Tối ưu hóa kim loại sử dụng trong cấu trúc IMI:

Lớp kim loại Au: khi lớp Au quá mỏng, độ phản xạ của ánh

sáng khi đi vào cấu trúc IMI sẽ nhỏ, việc quan sát sự thay đổi độ phản xạ theo độ dày tương đối khó. Do đó, độ dày của lớp Au sử dụng để tính toán là 15, 20, 30 nm. Bên cạnh đó, độ dày của lớp MoO_3 lần lượt thay đổi từ 50 đến 150 nm. Bảng 2 là kết quả tổng hợp độ nhạy của cấu trúc IMI theo độ dày các lớp.

Bảng 2. Độ nhạy $\Delta S(=100 \cdot R_1/R_0)$ của cấu trúc IMI khi độ dày các lớp thay đổi và độ dày lớp sinh học 2 nm.

Lớp 3 d3 (nm)	Lớp 2 d2 (nm)	Lớp 1 d1 (nm)	Bước sóng đỉnh phổ λ (nm)	ΔS (%/nm)
50	15	50	579	-
100	15	100	470	1,4
150	15	150	540	1,35
50	20	50	520	-
100	20	100	490	1,3
150	20	150	525	1.15
50	30	50	490	-
100	30	100	485	1,1
150	30	150	520	0,85

Đối với những cấu trúc không có kết quả độ nhạy ΔS thì độ phản xạ tại bước sóng đỉnh phổ nhỏ hơn 5%. Từ kết quả ở bảng 2 có thể thấy độ nhạy ΔS của cấu trúc IMI khi sử dụng Au vào khoảng từ 1,4~2 (%/nm).

Lớp kim loại là Ag: để so sánh với kim loại Au, tính toán độ nhạy ΔS của cấu trúc IMI có độ dày của lớp Ag lần lượt là 8, 10, 15, 20 nm và độ dày của lớp MoO_3 lần lượt thay đổi từ 50 đến 150 nm. Bảng 3 là kết quả tổng hợp độ nhạy của cấu trúc IMI khi độ dày các lớp thay đổi.

Bảng 3. Độ nhạy $\Delta S(=100 \cdot R_1/R_0)$ của cấu trúc IMI khi độ dày các lớp thay đổi.

Lớp 3 d3 (nm)	Lớp 2 d2 (nm)	Lớp 1 d1 (nm)	Bước sóng đỉnh phổ λ (nm)	ΔS (%/nm)
50	8	50	680	-
100	8	100	425	4
150	8	150	550	4,5
50	10	50	650	-
100	10	100	424	-
150	10	150	532	-
50	15	50	610	-
100	15	100	410	-
150	15	150	508	-
50	20	50	587	2,6
100	20	100	396	3
150	20	150	506	-

Tương tự như đối với Au, với những cấu trúc không có kết quả độ nhạy ΔS thì độ phản xạ tại bước sóng đỉnh phổ nhỏ hơn 5%. Từ kết quả ở bảng 3 có thể thấy, độ nhạy ΔS của cấu trúc IMI khi sử dụng Ag vào khoảng từ 2,6~4,5 (%/nm). Như vậy, cấu trúc IMI sử dụng kim loại Ag cho độ nhạy cao hơn khi sử dụng kim loại Au. Do đó, tối ưu hóa độ dày các lớp MoO_3 được tiến hành với lớp kim loại là Ag.

Bước thứ 2 - Tối ưu hóa độ dày các lớp sử dụng trong cấu trúc IMI:

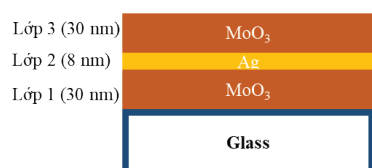
Từ bảng 3 có thể thấy rằng, độ dày của lớp kim loại Ag là 8 nm trong cấu trúc IMI cho độ nhạy cao. Với độ dày lớp kim loại nhỏ

hơn 8 nm, việc chế tạo trong thực tế gặp nhiều khó khăn. Lý do là khi dùng phương pháp phun xạ hoặc bốc bay để chế tạo lớp màng quá mỏng thì sẽ thu được lớp màng không đồng nhất tạo thành từng đám. Do đó, độ dày của lớp kim loại được cố định là 8 nm và độ dày của các lớp MoO_3 được thay đổi để tìm ra độ dày tối ưu cho cấu trúc IMI. Bảng 4 là kết quả tổng hợp độ nhạy của cấu trúc IMI khi độ dày các lớp MoO_3 thay đổi từ 30 đến 150 nm.

Bảng 4. Độ nhạy $\Delta S (=100 \cdot 100 \cdot R_i/R_0)$ của cấu trúc IMI.

Lớp 3 d3 (nm)	Lớp 2 d2 (nm)	Lớp 1 d1 (nm)	Bước sóng đỉnh phổ λ (nm)	ΔS (%/nm)
30	8	30	620	6
30	8	50	427	-
30	8	80	483	-
30	8	100	520	-
30	8	150	585	-
50	8	30	735	-
50	8	50	700	-
50	8	80	615	-
50	8	100	640	4
50	8	150	685	3,5
80	8	30	335	2
80	8	50	355	3
80	8	80	387	3
80	8	100	340	-
80	8	150	380	2,9
100	8	30	385	2
100	8	50	392	-
100	8	80	412	-
100	8	100	420	-
100	8	150	400	-
150	8	30	530	3,7
150	8	50	490	-
150	8	80	510	-
150	8	100	515	-
150	8	150	520	-

Từ bảng 4 có thể thấy, cấu trúc IMI cho độ nhạy cao nhất 6 (%/nm) khi độ dày các lớp của cấu trúc IMI như sau: I (MoO_3 -30 nm) - M (Ag-8 nm) - I (MoO_3 -30 nm), đây là độ dày lý tưởng của cấu trúc IMI khi ứng dụng vào việc chế tạo chip sinh học (hình 7). Tuy nhiên trên thực tế, việc chế tạo cấu trúc IMI có độ dày đúng như trên là rất khó khăn. Với độ dày lớp MoO_3 trong khoảng 30 đến 100 nm, cấu trúc cho độ nhạy khá cao từ 3 đến 6 (%/nm), độ dày này có thể sử dụng để chế tạo cấu trúc IMI trong điều kiện thực tế. Có thể thấy, độ nhạy ΔS của cấu trúc IMI cao hơn các loại chip sinh học sử dụng phương pháp ATR và tương đương với phương pháp sử dụng cấu trúc MIM, tuy nhiên khi sử dụng cấu trúc IMI dễ dàng quan sát sự thay đổi của phổ phản xạ (do độ phản xạ của cấu trúc lớn) hơn khi sử dụng cấu trúc MIM.



Hình 7. Cấu trúc IMI lý tưởng ứng dụng vào chip sinh học.

Kết luận

Nghiên cứu đã tính toán và phân tích các đặc tính quang học như độ truyền qua, độ phản xạ của cấu trúc IMI, cũng như cấu trúc IMI - lớp sinh học. Từ kết quả phổ phản xạ của cấu trúc IMI thấy rằng, cấu trúc IMI có thể ứng dụng vào việc chế tạo chip sinh học với độ nhạy ΔS khoảng 6 (%/nm) với cấu trúc: I (MoO_3 -30 nm) - M (Ag-8 nm) - I (MoO_3 -30 nm). Độ nhạy ΔS của cấu trúc IMI cao hơn các loại chip sinh học sử dụng phương pháp ATR, SPR, LSPR và tương đương với phương pháp sử dụng cấu trúc MIM, tuy nhiên khi sử dụng cấu trúc IMI dễ dàng quan sát sự thay đổi của phổ phản xạ (do độ phản xạ của cấu trúc lớn) hơn khi sử dụng cấu trúc MIM. Cấu trúc thực tế ứng dụng vào chip sinh học sẽ được chế tạo và báo cáo trong thời gian tới.

LỜI CẢM ƠN

Nghiên cứu này được tài trợ bởi Đại học Quốc gia Hà Nội thông qua đề tài mã số QG.18.57. Các tác giả xin trân trọng cảm ơn.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] J.Z.K. Sutherland, D.M. Vu, H.M. Mendez, S. Jakhar and H. Mukundan (2017), "Detection of lipid and amphiphilic biomarkers for disease diagnostics", *Biosensors*, **7**(3), p.25.
- [2] C.L. Wilson, and C.J. Miller (2005), "Simpleaffy: a BioConductor package for Affymetrix quality control and data analysis", *Bioinformatics*, **26**(18), pp.3683-3685.
- [3] D. Shalon, S.J. Smith, and P.O. Brown (1996), "A DNA microarray system for analyzing complex DNA samples using two-color fluorescent probe hybridization", *Genome Res.*, **6**(7), pp.639-645.
- [4] V.M. Shalaev (2007), "Optical negative-index metamaterials", *Nature Photon.*, **1**, pp.41-48.
- [5] J. Homola, S.S. Yee, and G. Gauglitz (1999), "Surface plasmon resonance sensors: review", *Sens. Actuators B Chem.*, **54**, pp.3-15.
- [6] W. Knoll (1998), "Interfaces and thin films as seen by bound electromagnetic waves", *Annu. Rev. Phys. Chem.*, **49**, pp.569-638.
- [7] J.M. Brockman, B.P. Nelson, and R.M. Corn (2000), "Surface plasmon resonance imaging measurements of ultrathin organic films", *Annu. Rev. Phys. Chem.*, **51**, pp.41-63.
- [8] S. Fukuba, K. Tsuboi, S. Abe and K. Kajikawa (2008), "Nonlinear optical detection of proteins based on localized surface plasmons in surface immobilized gold nanospheres", *Langmuir*, **24**(15), pp.8367-8372.
- [9] K. Tsuboi, S. Fukuba, R. Naraoka, K. Fujita and K. Kajikawa (2007), "Multichannel biosensing platform of surface-immobilized gold nanospheres for linear and nonlinear optical imaging", *Appl. Opt.*, **46**(20), pp.4486-4490.
- [10] A. Syahir, K. Kajikawa and H. Mihara (2010), "A new optical label-free biosensing platform based on a metal-insulator-metal structure", *Langmuir*, **26**(8), pp.6053-6057.
- [11] A. Syahir, K. Kajikawa and H. Mihara (2021), "Sensitive detection of small molecule-protein interactions on a metal-insulator-metal label-free biosensing platform", *Chem. Asian J.*, **7**(8), pp.1867-1874.
- [12] A. Syahir, K. Kajikawa and H. Mihara (2014), "Enhanced refractive index sensitivity for anomalous reflection of gold to improve performance of bio-molecular detection", *Sens. Actuators. B Chem.*, **190**, pp.357-362.
- [13] L. Wu, H.S. Chu, W.S. Koh, and E.P. Li (2010), "Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance", *Opt. Express*, **18**, pp.14395-14400.
- [14] D.S. Bethune (1989), "Optical harmonic generation and mixing in multilayer media: analysis using optical transfer matrix techniques", *J. Opt. Soc. Am. B*, **6**, pp.910-916.
- [15] P.T. Thanh, K. Yamamoto, R. Fujimura, and K. Kajikawa (2014), "All optical bistability device with counterclockwise hysteresis using twisted nematic liquid crystals on metal-insulator-metal structure", *Jpn. J. Appl. Phys.*, **53**, pp.92202.