

DOI:10.22144/ctu.jvn.2017.136

MÔ PHỎNG ĐỘ NHẠY CỦA CẢM BIẾN QUANG HỌC SỬ DỤNG ĐỒNG TẠO HIỆU ỨNG CỘNG HƯỞNG BỀ MẶT TRÊN LĂNG KÍNH ĐỂ ỨNG DỤNG TRONG CHẨN ĐOÁN BỆNH

Nguyễn Tấn Tài

Khoa Hóa học Ứng dụng, Trường Đại học Trà Vinh

Thông tin chung:

Ngày nhận bài: 04/08/2017

Ngày nhận bài sửa: 08/11/2017

Ngày duyệt đăng: 29/11/2017

Title:

Simulation of sensitivity of optical sensor based on prism using copper induced surface plasmon resonance for disease diagnosis

Từ khóa:

Cảm biến quang học, chẩn đoán, độ nhạy, hiệu ứng cộng hưởng bề mặt

Keywords:

Diagnosis, Optical sensor, Surface plasmon resonance, Sensitivity

ABSTRACT

The paper is to present the simulation results of the surface plasmon resonance (SPR) sensor using transfer matrix method for multilayer films. Surface plasmon resonance can be generated by depositing one layer of metal with thickness of less than 100 nm. The metal, which is Cu, is deposited on the bottom of the prism for sensing surface with the optimal thickness of around 50 nm. An optical sensor based on Cu deposited has the detection capability of about 99,5°/RIU, offering high sensitivity and easy fabrication of optical sensors. Moreover, the SPR sensor can be applied to measure biological elements such as fibrinogen protein, tau-protein concentrations in real-time manner for disease diagnosis. The SPR optical sensor has some advantages such as, small, low cost, easy manufacture and relatively high sensitivity.

TÓM TẮT

Bài báo trình bày kết quả mô phỏng cho cảm biến quang học được phủ đồng (Cu) để tạo hiệu ứng cộng hưởng bề mặt sử dụng ma trận truyền tải cho nhiều lớp kim loại. Hiệu ứng cộng hưởng bề mặt được tạo ra bằng cách phủ một lớp kim loại với độ dày thích hợp ($d \leq 100$ nm) trên bề mặt một chất có chiết suất lớn như lăng kính. Kết quả mô phỏng cho thấy lớp phủ Cu với độ dày khoảng 50 nm đã cho thấy thành phần sóng từ trường nằm ngang (transverse magnetic field) tạo nên hiệu ứng cộng hưởng bề mặt với độ nhạy khoảng 99,5°/RIU. Kết quả này có thể dùng để tiến hành thực nghiệm chế tạo cảm biến quang học dùng để phát hiện và đo lường nồng độ các protein trong máu như fibrinogen (bệnh tim), tau-protein (bệnh mất trí nhớ) để ứng dụng trong chẩn đoán bệnh, giá thành rẻ hơn và độ nhạy tương đối cao.

Trích dẫn: Nguyễn Tấn Tài, 2017. Mô phỏng độ nhạy của cảm biến quang học sử dụng đồng tạo hiệu ứng cộng hưởng bề mặt trên lăng kính để ứng dụng trong chẩn đoán bệnh. Tạp chí Khoa học Trường Đại học Cần Thơ. 53a: 13-18.

1 GIỚI THIỆU

Cảm biến quang học sử dụng hiệu ứng cộng hưởng bề mặt có rất nhiều ứng dụng trong các lĩnh vực khác nhau như vật lý, hóa học, sinh học và y dược, đặc biệt là trong lĩnh vực chẩn đoán bệnh (Liedberg *et al.*, 1995; Miwa và Arakawa, 1996; Melendez *et al.*, 1997; Chiang *et al.*, 2007; Sharma *et al.*, 2007, Altintas *et al.*, 2016). Năm 1968,

Andreas Otto và Kretshmann – Rather là những nhà khoa học đầu tiên nghiên cứu về hiệu ứng cộng hưởng bề mặt (Otto, 1968; Orfanidis, 1999). Họ chứng minh rằng hiệu ứng cộng hưởng bề mặt có thể được tạo ra với những cấu trúc khác nhau dựa trên hiện tượng quang học gọi là phản xạ giảm toàn phần (attenuated total reflection) (Otto, 1968; Orfanidis, 1999). Hầu hết các cảm biến quang học

sử dụng hiệu ứng cộng hưởng bề mặt đều sử dụng lăng kính với một lớp kim loại mỏng phủ lên trên bề mặt (Homola và Yee, 1996; Dostalek *et al.*, 2001; Patskovsky, 2004; Xu *et al.*, 2005). Dựa trên cấu trúc này, độ nhạy và tính chọn lọc có thể được điều chỉnh dựa trên độ dày của lớp kim loại và sự bổ sung các nhóm chức như -COOH, -NH₂ trên bề mặt của cảm biến. Với cấu trúc sử dụng lăng kính, hiệu ứng cộng hưởng bề mặt có thể được tạo ra bằng cách chiếu tia sáng đơn sắc ($\lambda = 632,8 \text{ nm}$), tới lăng kính. Sau khi tia sáng đến bề mặt kim loại thì một phần tia sẽ phản xạ, phần còn lại là sẽ tạo ra hiệu ứng cộng hưởng bề mặt với cường độ suy giảm theo khoảng cách ra xa khỏi bề mặt. Tuy nhiên, cần phải chú ý rằng ánh sáng có tính chất sóng và có 2 thành phần là sóng điện trường ngang (transverse electric field) và sóng từ trường ngang (transverse magnetic field); trong đó chỉ có thành phần sóng từ trường ngang mới có thể tạo được hiệu ứng cộng hưởng bề mặt. Khi đó, cần phải điều chỉnh góc tới của tia sáng thỏa mãn điều kiện sau để tạo nên hiệu ứng cộng hưởng bề mặt (Ctyroky *et al.*, 2005):

$$n_p \sin \psi = \left[\frac{\epsilon_m \epsilon_s}{(\epsilon_m + \epsilon_s)} \right]^{1/2} \quad (1)$$

Trong đó, n_p là chiết suất của lăng kính; ψ là góc tới của tia sáng; ϵ_m là hằng số điện môi của kim loại; ϵ_s là hằng số điện môi của dung dịch.

Hiện nay, các nghiên cứu đã thực hiện đều dựa trên cấu trúc lăng kính kết hợp với các hệ thống đo tín hiệu. Thêm vào đó, kim loại được sử dụng chủ yếu là vàng (Au), bạc (Ag), nhôm (Al) (Liedberg *et al.*, 1995; Dostalek *et al.*, 2001; Xu *et al.*, 2005; Sharma *et al.*, 2007) và đã đạt được một số thuận lợi như sau. Năm 1999, Slavik và các cộng sự thuộc Viện Điện tử và Công nghệ Vô tuyến – Cộng hòa Séc, đã sử dụng Au để phủ lên trên lõi sợi quang để làm cảm biến với độ nhạy khá cao vào khoảng 10^{-5} (RIU) và đạt được độ bền tốt về cả mặt hóa tính và lý tính (Slavik *et al.*, 1999). Tuy nhiên, Vàng là một kim loại quý và có giá thành cao. Việc sử dụng nguyên liệu này để làm cảm biến sẽ không hiệu quả về mặt kinh tế, gây khó khăn cho việc triển khai thực tiễn và thương mại hóa sản phẩm (Homola, 1995; Ctyroky *et al.*, 1999; Slavik *et al.*, 1999). Năm 2004, Iga và cộng sự thuộc trường Đại học Soka - Nhật bản, đã sử dụng Ag để thay thế Au làm kim loại cho cảm biến với độ nhạy đạt được là 10^{-4} (RIU) (Iga *et al.*, 2004). Tuy nhiên, nhược điểm của cảm biến làm từ Ag là độ bền hóa học kém do Ag dễ bị oxy hóa. Để vượt qua những nhược điểm này, nhiều công trình nghiên cứu lý thuyết về kết hợp các loại kim loại đã được công

bổ như: Công trình nghiên cứu về cảm biến sử dụng kết hợp 2 kim loại Au – Al của Abdelmalek (2001); hay công trình của Zynio *et al.* (2002) với sự kết hợp 2 kim loại là Ag - Au để làm cảm biến; hay công trình nghiên cứu của Csete *et al.* (2007), về sử dụng Au - Ag; hay công trình nghiên cứu của Nguyen *et al.* (2017) đã sử dụng Bạc – Nhôm.

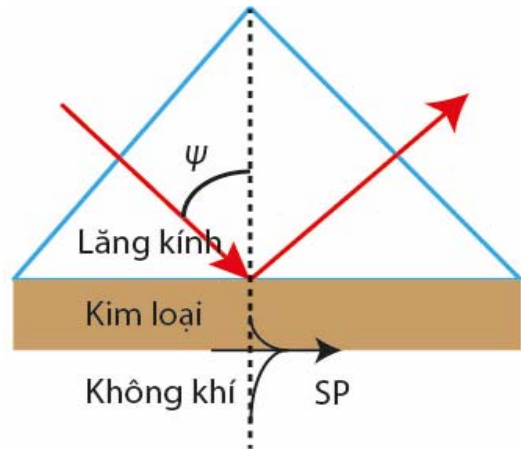
Vì vậy, việc tìm kiếm các vật liệu khác để thay thế Au và Ag là một vấn đề đáng quan tâm hiện nay. Trong thời gian gần đây, đồng (Cu) được xem là một vật liệu có thể thay thế Au và Ag để tạo nên bề mặt cảm biến, do phần thực của hằng số điện môi của Cu lớn dẫn đến độ nhạy cao hơn (Sharma và Gupta, 2005).

Bài báo này nghiên cứu độ nhạy của cảm biến sử dụng lăng kính dựa trên sự kết hợp của kim loại Cu. Kết quả mô phỏng cho thấy việc sử dụng kim loại với độ dày là 50 nm sẽ cho kết quả tốt nhất. Việc kết hợp sử dụng Cu để chế tạo cảm biến quang học ứng dụng trong chẩn đoán bệnh sẽ mang lại nhiều thuận lợi như giá thành thấp, dễ chế tạo và mang tính ứng dụng cao.

2 PHƯƠNG PHÁP VÀ SỐ LIỆU DÙNG TRONG MÔ PHỎNG

2.1 Cấu trúc

Cấu trúc dùng cho mô phỏng được trình bày như Hình 1. Tia laser sẽ được chiếu vào đáy lăng kính có phủ lớp kim loại với một góc thích hợp. Khi đó, một phần tia sáng sẽ được truyền tải kết hợp với dao động của các điện tử trên bề mặt kim loại để tạo nên hiệu ứng cộng hưởng bề mặt. Một phần sẽ phản xạ trở lại lăng kính, tia phản xạ sẽ được dùng để ghi tín hiệu khi có sự thay đổi ở môi trường cảm biến. Để đạt được hiệu suất cao trong việc tạo hiệu ứng cộng hưởng bề mặt, góc tới của tia laser cần phải được điều chỉnh để thỏa mãn phương trình (1).



Hình 1: Cấu trúc thông dụng của cảm biến sử dụng hiệu ứng cộng hưởng bề mặt

2.2 Vật liệu

Vật liệu được sử dụng trong mô phỏng là lăng kính, đồng, nước chung cất và huyết thanh (bovine serum albumin) với hằng số điện môi được đề cập bằng bên dưới.

Bảng 1: Hằng số điện môi của một số vật liệu (Iga et al., 2004)

Vật liệu	Bước sóng (nm)	Hằng số điện môi ($\epsilon_r+i\epsilon_i$)
Lăng kính	632,8	2,9687
Cu	632,8	-12,892+0,78295i
Nước chung cất	632,8	1,7689
BSA*	632,8	1,8225

* Huyết thanh (Bovine Serum Albumin)

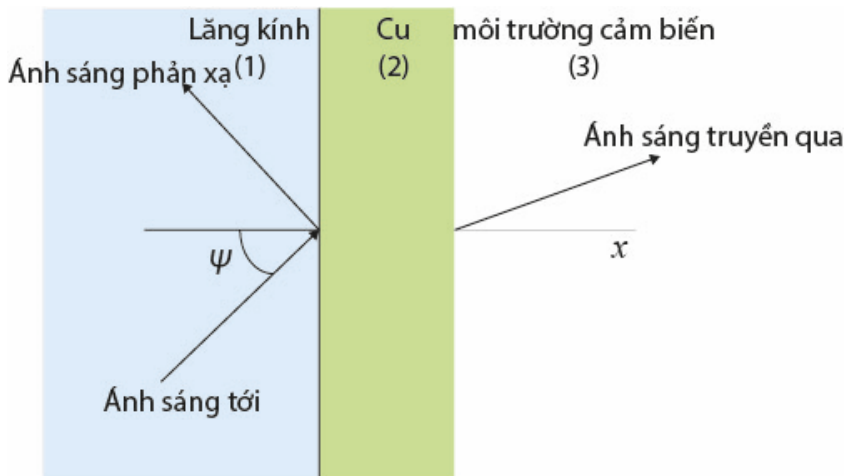
2.3 Phương pháp ma trận truyền tải (Transfer matrix method)

Xét cấu trúc cho một cảm biến gồm có 3 lớp như sau: Lăng kính/Cu/môi trường cảm biến mô tả như Hình 2. Thành phần tiếp tuyến của điện trường (electric field) và từ trường (magnetic field) ở đường biên đầu tiên giữa lăng kính và Cu liên hệ với chúng ở đường biên cuối giữa Cu và môi trường cảm biến được tính toán thông qua biểu thức sau (Gupta và Sharma, 2005):

$$\begin{bmatrix} E_{t1} \\ H_{t1} \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} E_{t3} \\ H_{t3} \end{bmatrix} \tag{2}$$

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 lớp đầu tiên và lớp cuối. M là ma trận truyền tải của cấu trúc và được cho bởi biểu thức sau:

$$M = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \tag{3}$$



Hình 2: Cấu trúc 3 lớp của cảm biến sử dụng trong mô phỏng

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

Trong đó,

$$q_{Cu} = \frac{(\epsilon_{Cu} - \epsilon_{core} \sin^2 \psi)^{1/2}}{\epsilon_{Cu}} \tag{4}$$

$$\beta_{Cu} = \frac{2\pi d_{Cu}}{\lambda} (\epsilon_{Cu} - \epsilon_{core} \sin^2 \psi)^{1/2} \tag{5}$$

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

$$r_q = \frac{(M_{11} + M_{12}q_s) + q_{core} - (M_{21} + M_{22}q_s)}{(M_{11} + M_{12}q_s) + q_{core} + (M_{21} + M_{22}q_s)} \tag{6}$$

Trong đó,

$$q_s = \frac{(\epsilon_s - \epsilon_{core} \sin^2 \psi)^{1/2}}{\epsilon_s} \tag{7}$$

$$q_{core} = \frac{\cos\psi}{\sqrt{\epsilon_{core}}} \tag{8}$$

Cường độ phản xạ của thành phần sóng từ trường ngang

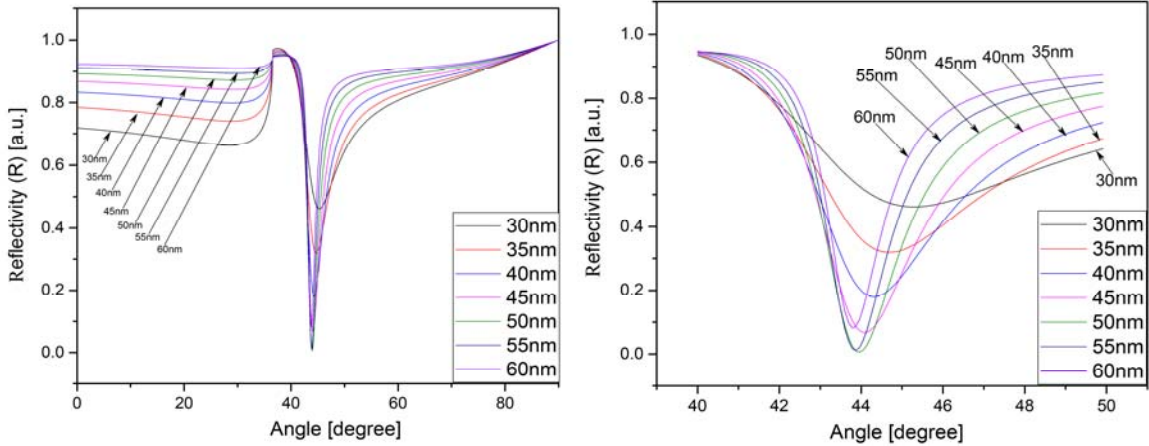
$$R = |r_p|^2 \tag{9}$$

Với các thành phần d_{Cu} là độ dày của lớp Cu; ϵ_{core} là hằng số điện môi của lăng kính; ϵ_{Cu} là hằng số điện môi của lăng kính; ψ là góc tới của ánh sáng (tia laser); λ là bước sóng của ánh sáng (tia laser); ϵ_{core} là hằng số điện môi của dung dịch cần đo (môi trường cảm biến).

3 KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Trong kết quả này, ánh sáng đỏ có bước sóng 632,8 nm đã được tác giả sử dụng như là một nguồn chiếu tia sáng tới trong cấu trúc của cảm biến quang học. Ánh sáng đỏ được sử dụng là do có độ đơn sắc cao, ít bị hấp thụ bởi môi trường chất lỏng so với các vùng sáng khác. Môi trường cảm biến (3) được sử dụng ở đây là nước chưng cất. Trước hết, sự thay đổi của ánh sáng phản xạ từ bề mặt của cảm biến được khảo sát dựa trên cấu trúc

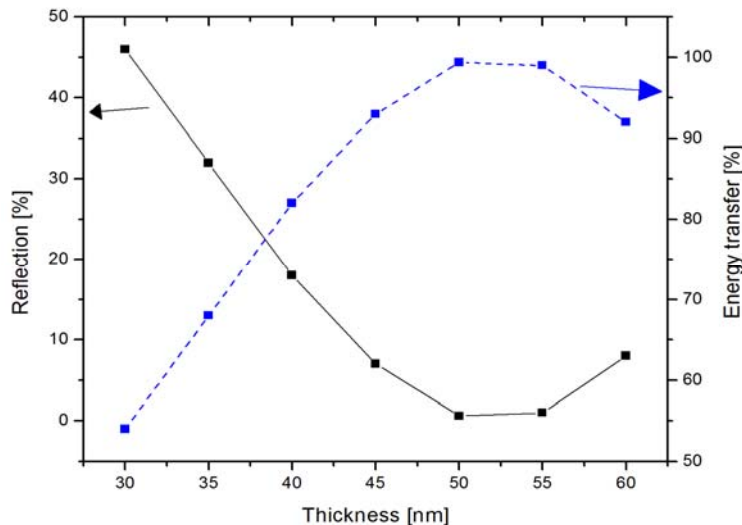
cơ bản của cảm biến như sau Lăng kính/Cu/H₂O. Ở mô phỏng này, góc tới (angle) của tia laser được thay đổi từ 0 – 90°. Kết quả mô phỏng cho thấy, khi độ dày của lớp Cu tăng lên từ 30 – 60 nm thì sự phản xạ (reflectivity) giảm dần. Tuy nhiên, khi vượt quá 50 nm thì sự phản xạ có xu hướng tăng lên như kết quả được trình bày trong Hình 3(b). Theo kết quả trình bày như Hình 3, với độ dày 50 nm của lớp phủ Cu sẽ cho cường độ phản xạ thấp nhất với góc tới khoảng 43,96°.



Hình 3: Mối quan hệ giữa góc tới và sự phản xạ của tia tới: (a) Sự phụ thuộc của tính phản xạ của tia laser vào góc tới; (b) Sự phóng to hình ảnh (a) từ 40° - 50°

Tính chất của tia phản xạ có ý nghĩa rất lớn đối với việc tạo hiệu ứng cảm ứng bề mặt. Nếu cường độ tia phản xạ nhỏ, thì có nghĩa là phần lớn năng lượng hao hụt đã được chuyển hóa thành sự cộng hưởng bề mặt trên bề mặt Cu. Dựa vào kết quả trình bày trên Hình 4, nếu độ dày của kim loại tăng lên thì năng lượng chuyển đổi (Energy transfer) càng lớn. Tuy nhiên, khi tăng đến một độ dày thích

hợp thì năng lượng chuyển đổi đó sẽ bắt đầu suy giảm. Nếu được phủ lớp đồng với độ dày là 50 nm thì ở độ dày này cho kết quả của sự phản xạ là thấp nhất - khoảng 0,5 %. Điều này đồng nghĩa với năng lượng chuyển đổi sẽ là lớn nhất - khoảng hơn 99 % (Hình 4), điều đó dẫn tới hiệu ứng cộng hưởng bề mặt tạo ra trên bề mặt cảm biến sẽ là tốt nhất ở độ dày 50 nm này.

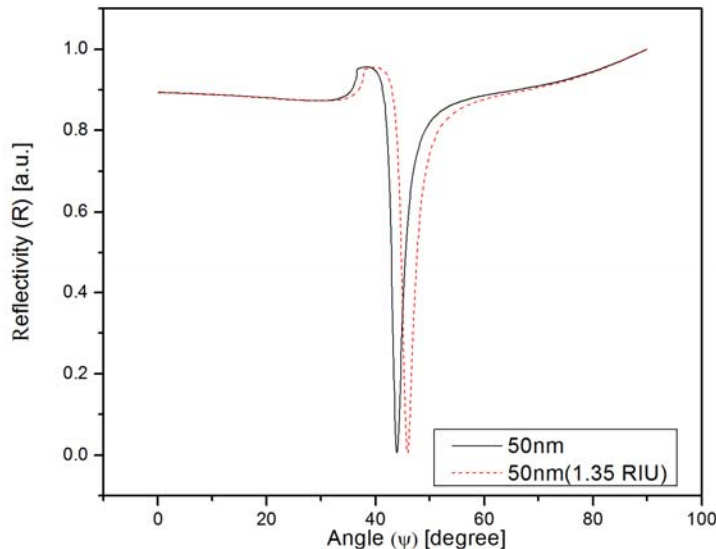


Hình 4: Sự phản xạ (reflection) và sự chuyển đổi năng lượng (energy transfer) để tạo hiệu ứng cộng hưởng bề mặt với độ dày tương ứng của Cu

Để minh chứng cho độ dày thích hợp của lớp phủ Cu, độ nhạy của cảm biến đã được tính. Trong phần tính này, độ dày của lớp phủ Cu là 50 nm, bước sóng của tia laser là 632,8 nm, chiết suất của môi trường cảm biến sẽ được thay đổi từ 1,33 – 1,35 (RIU), tương ứng với độ rộng vùng đo của cảm biến được dùng trong mô phỏng này là 0,02 RIU. Cần chú ý rằng độ rộng vùng đo của cảm biến phụ thuộc vào độ dày và bản chất kim loại sử dụng. Độ nhạy (sensitivity) của cảm biến sẽ được tính theo công thức như sau (Gupta và Sharma, 2005):

$$S = \frac{\delta\psi}{\delta n} \tag{10}$$

Trong đó, S là độ nhạy của cảm biến, ψ là góc tới của tia laser, n là chiết suất của môi trường cảm biến. Theo kết quả trình bày trong Hình 5, độ nhạy (S) được tính toán là 99,5⁰/RIU. Đây là độ nhạy tương đối cao của một cảm biến chỉ sử dụng một lớp kim loại mà không có bất kì kim loại hay hợp kim hỗ trợ nào khác như Ag, Au, Al, ZnO, SiO₂ để tăng cường độ nhạy.



Hình 5: Sự phụ thuộc của độ nhạy cảm biến và độ dày của lớp Cu

Việc sử dụng Cu để làm lớp phủ kim loại trên bề mặt cảm biến sử dụng hiệu ứng cộng hưởng bề mặt mang lại một số ưu điểm sau: Một là, mang lại hiệu quả về mặt kinh tế vì Cu có giá thành rẻ hơn so với các kim loại khác thường dùng trong cảm biến như Au, Ag (Xu *et al.*, 2005; Sharma *et al.*, 2007). Hai là, do Cu có khả năng bám dính cao nên có thể dễ dàng phủ thêm các lớp khác như ZnO, TiO₂, SiO₂ hoặc graphene để tăng độ nhạy và tăng cường khả năng bổ sung các nhóm chức hóa học như: -COOH, -NH₂ trên bề mặt của cảm biến để ứng dụng trong chẩn đoán bệnh. Sau cùng là, sử dụng Cu kết hợp với các kim loại khác có thể mở rộng vùng đo lớn hơn 0,02 RIU, kết quả đã đạt được trong mô phỏng này.

4 KẾT LUẬN

Bài báo đã trình bày kết quả mô phỏng cảm biến sinh học sử dụng lớp phủ Cu làm bề mặt của cảm biến. Kết quả đạt được cho thấy, Cu với lớp phủ ở độ dày 50 nm sẽ cho sự chuyển hóa năng lượng để tạo thành hiệu ứng cộng hưởng bề mặt là lớn nhất với độ nhạy khoảng 99,5⁰/RIU. Kết quả này sẽ là tiền đề cho việc chế tạo cảm biến quang

học với giá thành thấp hơn do Cu có giá rẻ hơn so với các kim loại truyền thống dùng trong cảm biến như Au, Cu. Đồng thời, kết quả cũng tạo tiền đề cho nghiên cứu tiếp theo là phủ thêm các lớp TiO₂ hay SiO₂ để tăng cường độ nhạy, mở rộng vùng đo và khả năng bổ sung nhóm chức cho bề mặt cảm biến để ứng dụng cho các trường hợp đo chuyên biệt (specific detection).

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Abdelmalek F., 2001. Study of the optical properties of corroded gold-aluminum films using surface plasmon resonances. *Thin solid film*. 389(1): 296-300.
- 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.
- 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.

- 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.
- 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 beams interference in Au-Ag bimetallic layers. *Applied surface science*. 253(19): 7662-7671.
- 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.
- Gupta B. D., Sharma Anuj 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.
- Homola J., Yee S. S., 1996. Surface plasmon resonance sensor based on planar light pipe: theoretical optimization analysis. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 37(3): 145-150.
- Homola J., 1995. Optical fiber sensor based on surface plasmon excitation. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 29(1-3): 401-405.
- Iga M., Seki A., Watanabe K., 2004. Hetero-core structured fiber optic surface plasmon resonance sensor with silver film. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 101(3): 368-372.
- Liedberg B., Nylander C., Lundstrom I., 1995. Biosensing with surface Plasmon resonance – how it all started. *Biosensors and Bioelectronics*. 10(8): i-ix.
- Miwa S., Arakawa T., 1996. Selective gas detection by means of surface plasmon resonance sensor. *Thin solid film*. 281-282: 466-468.
- Melendez J., Carr R., Bartholomew D., Taneja H., Yee S., Jung C., Furlong C., 1997. Development of a surface Plasmon resonance sensor for commercial applications. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 38-39(1-3): 375-379.
- Otto A., 1968. Excitation of nonradiative surface plasmon waves in silver by the method frustrated total reflection. *Zeitschrift fur Physik*. 216(4): 398-410.
- Orfanidis S. J., 1999-2008. Electromagnetic waves and antennas. *Rutgers University*. Pp 311-313.
- Patskovsky S., Kabashin A. V., Meunier M., Luong J. H.T., 2004. Near-infrared surface plasmon resonance sensing on a silicon platform. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 97(2-3): 409-414.
- Sharma A. K., Jha R., Gupta B. D., 2007. Fiber-Optic Sensors Based on Surface Plasmon Resonance: A Comprehensive Review. *IEEE sensor journal*. 7(8): 1118-1129.
- Sharma A. K., Gupta B. D., 2005. On the sensitivity and the signal to noise ratio of a step-index fiber optic surface plasmon resonance sensor with bimetallic layers. *Optics Communications*. 245(1-6):159-169.
- Slavik R., Homola J., Ctyroky J., 1999. Single mode optical fiber surface plasmon resonance sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 54(1-2): 74-79.
- 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.
- Nguyen, T. T., Trinh K. T. L., Lee N. Y. and Ju H., 2017. Integration of a miniaturized polymerase chain reaction device with surface plasmon resonance fiber sensor for the construction of an inline all-in-one device for quantitative measurement of pathogenic bacteria. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 242: 1-8.
- Xu Y., Cottenden A., Jones N. B., 2005. An approximate theoretical model of surface plasmon resonance optical waveguide and fibre-optic sensor. *Optical and Quantum Electronics*. 37(12):1129-1140.
- Zynio S. A., Samoylov A. V., Surovtseval E. R., Mirsky V. M., Shirshov Y. M., 2002. Bimetallic Layers Increase Sensitivity of Affinity Sensors Based on Surface Plasmon Resonance. *Sensors*. 2: 62-70.