

# Phương pháp đo các đặc tính quang học của mẫu y sinh học bằng hệ thống phân cực ánh sáng trong chẩn đoán và theo dõi bệnh tiểu đường

Bùi Thị Ngọc Phượng<sup>1</sup>, Nguyễn Lê Trang Anh<sup>1</sup>, Nguyễn Minh Kim<sup>2</sup>,  
Trịnh Thị Diệu Thường<sup>3</sup>, Phạm Thị Thu Hiền<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Bộ môn Kỹ thuật y sinh, Trường Đại học quốc tế, Đại học Quốc gia TP Hồ Chí Minh

<sup>2</sup>Khoa nội 3, Bệnh viện Ung bướu, Sở Y tế TP Hồ Chí Minh

<sup>3</sup>Khoa Y học cổ truyền, Trường Đại học y dược TP Hồ Chí Minh

Ngày nhận bài 5/3/2018; ngày gửi phản biện 13/3/2018; ngày nhận phản biện 16/4/2018; ngày chấp nhận đăng 19/4/2018

## Tóm tắt:

Gần đây, ngày càng có nhiều sự quan tâm trong việc nghiên cứu đo các thông số quang học trên các mẫu y sinh học vì tiềm năng to lớn trong ứng dụng thực tiễn không xâm lấn. Trong nghiên cứu này, kỹ thuật phân tích dựa trên phương pháp đo phân cực Stokes và phương pháp phân tách ma trận Mueller được sử dụng cho việc đo các tính chất quang học ánh sáng [lưỡng chiết thẳng (LB), lưỡng sắc thẳng (LD), lưỡng chiết tròn (CB), lưỡng sắc tròn (CD), khử cực thẳng (L-Dep), và khử cực tròn (C-Dep)] của huyết tương người. Một hệ thống phân cực quang học được thiết lập nhằm đo đạc và phân tích các thông số quang học của mẫu huyết tương ở người có pha D-glucose với dãy nồng độ 0 ~ 1 M. Kết quả đo cho thấy, tính chất CB tăng tuyến tính với nồng độ D-glucose trong huyết tương. Trong khi đó, chỉ số khử cực giảm nhẹ khi nồng độ D-glucose tăng lên. Kết quả nghiên cứu cũng cho thấy, có sự tương quan giữa biến thiên của CB với nồng độ D-glucose trong các mẫu huyết tương của người và trong các mẫu mô giả (phantom) chứa dung dịch huyền phù (polystyrene microsphere 1,4  $\mu$ m). Phương pháp đo quang học được đề xuất có lợi thế không chỉ trong việc trích xuất các thông số quang học của mẫu đo mà còn trong việc duy trì độ chính xác bằng phương pháp tính toán độc lập (decouple) thông số quang học của mẫu, từ đó làm giảm sai số ảnh hưởng lên kết quả đo. Vì thế, phương pháp này có những ứng dụng đầy hứa hẹn trong chẩn đoán và theo dõi bệnh tiểu đường không xâm lấn.

**Từ khóa:** Ma trận Mueller, mẫu huyết tương, mẫu mô sinh học, phân cực Stokes, tính chất quang học.

**Chỉ số phân loại:** 3.5

## **Giới thiệu**

Các tính chất phân cực của ánh sáng được tán xạ từ môi trường mờ đục như là mô sinh học, cơ bắp của con người và động vật, và một số chất dẻo đã nhận được sự chú ý đáng kể do tiềm năng to lớn trong việc kiểm tra, phát hiện và chẩn đoán bệnh. Nhiều phương pháp khác nhau đã được đề xuất để xác định các tính chất quang học của môi trường mờ đục. Cameron và cs, Liu và cs [1-3] đã đề xuất một phương pháp dựa trên phương pháp tiếp cận hình ảnh ma trận Mueller để ước lượng các hệ số tán xạ của môi trường mờ đục như là mô chuột, khối u ác tính. Deng và nhóm nghiên cứu của ông [4, 5] đã sử dụng ma trận Mueller để mô tả những kiểu tán xạ ngược của ánh sáng trong các môi trường tán xạ cao dựa trên giả định rằng quỹ đạo của photon chỉ bao gồm 3 giai đoạn tán xạ. Một số nghiên cứu tương tự đã sử dụng phương pháp trên và thuật toán mô phỏng Monte Carlo để quan sát các mô hình tán xạ ngược của thể polystyrene hình cầu. Wang và cs [6, 7] đã so sánh mô hình tán xạ ngược

của tính chất lưỡng chiết không định hướng của môi trường mờ đục sử dụng mô hình tán xạ đơn, mô hình tán xạ kép và mô hình Monte Carlo. Ghosh và cs [8-11] đã đề xuất một phương pháp dựa trên phương pháp ma trận phân hủy Mueller [12] để trích xuất các thuộc tính phân cực (LB, CB, LD, hệ số khử cực của môi trường mờ đục phức tạp như là polyacrylamide phantoms, thể vân vi cầu polystyrene và đường mía. Ngoài ra, phương pháp trên cũng đã được chứng minh bằng mô phỏng Monte Carlo).

Mặc dù những phương pháp được trình bày ở trên cung cấp một cái nhìn sâu sắc, hữu ích về trạng thái tán xạ của môi trường mờ đục nhưng cũng có một số nhược điểm. Ví dụ, các phương pháp đề xuất trên [1-7] không thể xác định đầy đủ các tính chất của môi trường tán xạ. Tương tự, phương pháp được trình bày trong [8-11] không áp dụng được khi tính chất lưỡng sắc của ma trận Mueller có dạng ma trận đơn (singularity matrix). Trong nghiên cứu gần đây, chúng tôi đã đề xuất kỹ thuật phân tích độc lập để trích

\*Tác giả liên hệ: Email: pthien@hcmiu.edu.vn

# Method for measuring the optical properties of bio-materials utilizing the polarized light system for diagnosis and monitoring of diabetes

Thi Ngoc Phuong Bui<sup>1</sup>, Le Trang Anh Nguyen<sup>1</sup>,  
Minh Kim Nguyen<sup>2</sup>, Thi Dieu Thuong Trinh<sup>3</sup>,  
Thi Thu Hien Pham<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Biomedical Engineering Department, International University, Vietnam National University HCMC

<sup>2</sup>Internal Medicine 3, Oncology Hospital, HCMC Department of Health

<sup>3</sup>Faculty of Traditional Medicine, Ho Chi Minh City University of Medicine and Pharmacy

Received 5 March 2018; accepted 19 April 2018

## Abstract:

Recently, the study of optical parameters on biological samples has attracted more and more attention from researchers because of the great potential in non-invasive practical applications. In this study, an analytical technique based on the Stokes polarization and the Mueller matrix decomposition method was used to extract the optical properties of human plasma samples (i.e. linear birefringence (LB), linear dichroism (LD), circular birefringence (CB), circular dichroism (CD), linear depolarization (LDep), and circular depolarization (CDep)). The optical experimental system was set up to measure and analyze the optical parameters of human blood plasma samples containing dissolved D-glucose with concentrations ranging from 0~1 M. The results showed that there was a good agreement between CB property and D-glucose concentration in human blood plasma samples and in phantom tissue samples containing a 1.4 μm polystyrene microsphere. For the human blood plasma, CB property increased linearly with the concentration of D-glucose whereas the depolarization index decreased slightly as the concentration of D-glucose increased. The proposed optical method has the advantages of not only extracting the optical parameters of the biological samples but also maintaining the accuracy by decoupling method for the optical parameters of the samples, thereby reducing the effect on measurement results. Therefore, this approach has promising applications in non-invasive diabetic diagnosis and monitoring by the optical method.

**Keywords:** Biological sample, human blood plasma, Muller matrix, optical properties, Stokes polarization.

**Classification number:** 3.5

xuất các thông số hiệu quả của vật liệu quang học không định hướng (LB, CB, LD, CD, L-Dep và C-Dep) [13]. Bằng phương pháp tính toán phân tích độc lập các thông số trong nghiên cứu này, hệ thống đo đã nâng cao độ chính xác của các thông số quang học trên mẫu huyết tương với nồng độ đường D-glucose khác nhau.

## Phương pháp đo

### Lý thuyết

Phần này giới thiệu các mô hình phân tích để xác định đặc tính quang học LB, LD, CB, CD, L-Dep và C-Dep của mẫu sinh học. 9 thông số được trích xuất từ một mẫu sinh học với tính chất quang học lưỡng tính gồm góc định hướng của LB ( $\alpha$ ), tính chất LB ( $\beta$ ), góc quay quang học của tính CB ( $\gamma$ ), góc định hướng của LD ( $\theta_d$ ), tính chất LD (D), tính chất CD (R), hai mức độ L-Dep ( $e_1$  và  $e_2$ ) và mức độ C-Dep ( $e_3$ ). Bảng 1 trình bày các ký hiệu, phạm vi đo, định nghĩa của các thông số đo và chỉ số khử cực tương ứng.

**Bảng 1.** Ký hiệu, phạm vi đo, định nghĩa của các tính chất quang học phân cực của môi trường mờ đục với tính lưỡng tính [13].

Tên gọi	Ký hiệu	Phạm vi đo	Định nghĩa(*)
Góc định hướng của LB	$\alpha$	0 ~ 180°	
LB	$\beta$	0 ~ 360°	$2\pi(n_s - n_e)l/\lambda_0$
Góc quay quang học của CB	$\gamma$	0 ~ 180°	$2\pi(n_- - n_+)l/\lambda_0$
Góc định hướng của LD	$\theta_d$	0 ~ 180°	
LD	D	0 ~ 1	$2\pi(\mu_s - \mu_e)l/\lambda_0$
CD	R	-1 ~ 1	$2\pi(\mu_- - \mu_+)l/\lambda_0$
L-Dep	$e_1$ và $e_2$	-1 ~ 1	
C-Dep	$e_3$	-1 ~ 1	
Chỉ số khử cực	$\Delta$	0 ~ 1	

(\*) n là chiết suất,  $\mu$  là hệ số hấp thụ, l là chiều dài đường dẫn đi qua môi trường (độ dày của vật liệu),  $\lambda_0$  là bước sóng trong chân không. Ngoài ra, các ký hiệu f và s đại diện cho trục nhanh và chậm của sóng phân cực thẳng khi bỏ qua các hiệu ứng sóng tròn. Cuối cùng, + và - đại diện cho sóng phân cực phải và trái khi bỏ qua những phân cực thẳng.

Một vector Stokes đầu ra (output) có thể được tính như sau:

$$\begin{pmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{pmatrix}_c = [M_\Delta][M_{lb}][M_{cb}][M_{ld}][M_{cd}]\hat{S}_c = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \hat{S}_0 \\ \hat{S}_1 \\ \hat{S}_2 \\ \hat{S}_3 \end{pmatrix}_c \quad (1)$$

Với  $[M_\Delta]$ ,  $[M_{lb}]$ ,  $[M_{cb}]$ ,  $[M_{ld}]$  và  $[M_{cd}]$  là các ma trận Mueller diễn tả sự khử cực của các tính chất LB, CB, LD, CD của mẫu y sinh tương ứng;  $\hat{S}_c$  là vector Stokes đầu vào (input). Trong phương pháp này, mẫu được chiếu bởi ánh sáng phân cực, cụ thể là 2 loại phân cực tròn và 4 loại phân cực thẳng. Các vector Stokes đầu ra tương ứng được tính toán và rút ra từ phương trình (1) như sau:

$$S_{0^{\circ}} = [m_{11} + m_{12}, m_{21} + m_{22}, m_{31} + m_{32}, m_{41} + m_{42}]^T \quad (2)$$

$$S_{45^{\circ}} = [m_{11} + m_{13}, m_{21} + m_{23}, m_{31} + m_{33}, m_{41} + m_{43}]^T \quad (3)$$

$$S_{90^{\circ}} = [m_{11} - m_{12}, m_{21} - m_{22}, m_{31} - m_{32}, m_{41} - m_{42}]^T \quad (4)$$

$$S_{135^{\circ}} = [m_{11} - m_{13}, m_{21} - m_{23}, m_{31} - m_{33}, m_{41} - m_{43}]^T \quad (5)$$

$$S_{RHC} = [m_{11} + m_{14}, m_{21} + m_{24}, m_{31} + m_{34}, m_{41} + m_{44}]^T \quad (6)$$

$$S_{LHC} = [m_{11} - m_{14}, m_{21} - m_{24}, m_{31} - m_{34}, m_{41} - m_{44}]^T \quad (7)$$

Phương trình từ (2) đến (7) là các giá trị của tích số ma trận Mueller và vector Stokes đầu vào được đưa ra trong phương trình (1). Tính chất LD và CD của mẫu được tính toán bằng cách chỉ sử dụng các giá trị  $m_{11}$ ,  $m_{12}$ ,  $m_{13}$  và  $m_{14}$  trong phương trình (1). Cụ thể hơn, góc định hướng của LD ( $\theta_d$ ) và LD (D) được tính theo phương trình sau:

$$2\theta_d = \tan^{-1} \left( \frac{S_{45^{\circ}}(S_0) - S_{135^{\circ}}(S_0)}{S_{0^{\circ}}(S_0) - S_{90^{\circ}}(S_0)} \right) \quad (8)$$

$$D = \frac{\sqrt{(S_{0^{\circ}}(S_0) - S_{90^{\circ}}(S_0))^2 + S_{45^{\circ}}(S_0) - S_{135^{\circ}}(S_0)}^2}}{\sqrt{(S_{0^{\circ}}(S_0) + S_{90^{\circ}}(S_0))^2 - (S_{RHC}(S_0) - S_{LHC}(S_0))^2}} \quad (9)$$

Giá trị của CB (R) được tính như sau:

$$R = \frac{[S_{0^{\circ}}(S_0) + S_{90^{\circ}}(S_0)] - \sqrt{[S_{0^{\circ}}(S_0) + S_{90^{\circ}}(S_0)]^2 - (S_{RHC}(S_0) - S_{LHC}(S_0))^2}}{[S_{RHC}(S_0) - S_{LHC}(S_0)]} \quad (10)$$

Góc định hướng của LB ( $\alpha$ ), tính chất LB ( $\beta$ ), góc quay quang học CB ( $\gamma$ ) được rút ra bằng cách sử dụng từ các phần tử đã biết  $n_{ij}$  trong ma trận  $[M_{\Delta R}]$ . Tính chất LB ( $\beta$ ) được tính theo công thức sau:

$$\beta = \cos^{-1} \left( \sqrt{\frac{-(n_{22}n_{42} + n_{23}n_{43})(n_{32}n_{42} + n_{33}n_{43})}{(n_{22}n_{43} - n_{23}n_{42})(n_{32}n_{43} - n_{33}n_{42})}} \right) \quad (11)$$

Góc định hướng LB được tính như sau:

$$\alpha = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left( \frac{-(n_{22}n_{42} + n_{23}n_{43})}{\cos(\beta)(n_{22}n_{43} - n_{23}n_{42})} \right) \quad (12)$$

Góc quay quang học CB được tính theo công thức:

$$\gamma = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left( \frac{-C_2n_{22} + C_1n_{23}}{C_1n_{22} + C_2n_{23}} \right) \quad (13)$$

Với:

$$C_1 = \cos^2(2\alpha) + \cos(\beta)\sin^2(2\alpha) \quad (14)$$

$$C_2 = \cos(2\alpha)(1 - \cos(\beta))\sin(2\alpha) \quad (15)$$

$n_{ij}$  là các phần tử trong ma trận  $[M_{\Delta R}] = [M_{\Delta}] \cdot [M_{lb}] \cdot [M_{cb}]$ .

Mức độ tuyến tính và C-Dep được tính như sau:

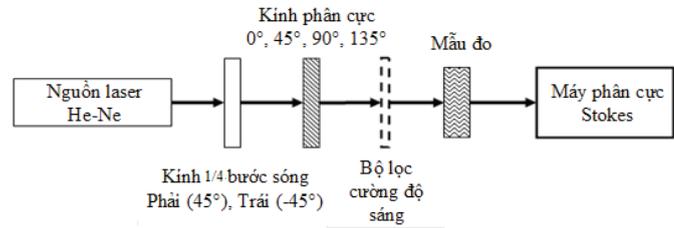
$$e_1 = \frac{n_{22}}{A_{22}} \quad (16)$$

$$e_2 = \frac{n_{33}}{A_{33}} \quad (17)$$

$$e_3 = \frac{n_{44}}{A_{44}} \quad (18)$$

Tóm lại, các kết quả tính toán các tính chất quang học trên không yêu cầu trực lượng chiết chính và phụ phải được liên kết và đồng thời phân tách giữa các thông số. Từ đó, 9 thông số là những hàm số độc lập, nghĩa là sai số của giá trị tính toán thông số này sẽ không ảnh hưởng đến những kết quả tính toán của thông số khác, và như vậy phương pháp tính toán trên sẽ làm tăng độ chính xác của kết quả đo.

### Thiết lập thí nghiệm



Hình 1. Sơ đồ minh họa hệ thống đo dùng trong thí nghiệm.

Hình 1 trình bày sơ đồ minh họa của hệ thống đo dùng trong nghiên cứu này để đo các tính chất LB, LD, CB, CD, L-Dep và C-Dep của mẫu mô y sinh học dùng trong xét nghiệm, chẩn đoán bệnh. Trong thí nghiệm này, ánh sáng đầu vào được cung cấp bởi một laser Helium-Neon (JDSU - Model 1125P) với bước sóng 632,8 nm. Ngoài ra, một kính phân cực (GTH5M, Thorlabs Co.) và kính 1/4 bước sóng (QWP0-633-04-4-R10, CVI Co.) được sử dụng để tạo ra 4 chùm tia sáng phân cực thẳng (0, 45, 90 và 135°) và 2 chùm tia sáng phân cực tròn (phải và trái). Cuối cùng là một bộ lọc cường độ trung lập (NDC-100-2, ONSET Co.) được sử dụng để nhằm đảm bảo mỗi ánh sáng phân cực đầu vào có một cường độ đồng nhất như nhau. Các thông số đầu ra Stokes được tính từ các phép đo cường độ bằng cách sử dụng máy đo phân cực Stokes (PAX5710, Thorlabs Co.) với tốc độ lấy mẫu là 33,33 mẫu/giây. Tại mỗi thời điểm đo có 1.024 kết quả đo được lấy cho mỗi mẫu đo. Sau đó, một chương trình tính toán được Phạm [13] viết bằng ngôn ngữ MATLAB sẽ đọc giá trị của 100 điểm dữ liệu đo chọn lọc và tính ra giá trị trung bình kèm sai số kết quả đo (standard deviation) của từng tính chất quang học.

**Quá trình chuẩn bị**

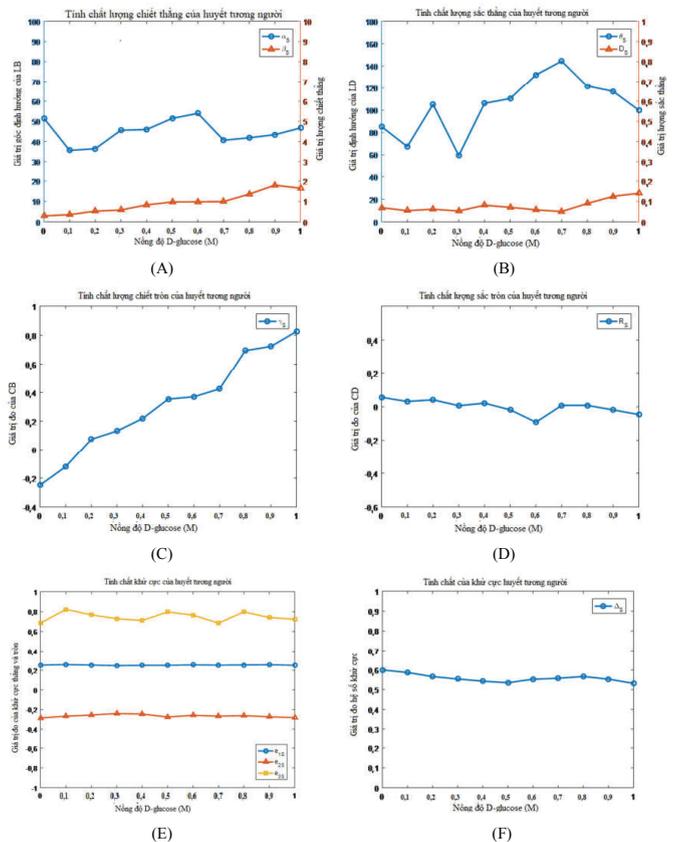
Quá trình hiệu chỉnh máy gồm việc điều chỉnh các trạng thái phân cực của ánh sáng đầu vào và góc quay của ánh sáng. Để đảm bảo ánh sáng truyền qua các thành phần quang học được chính xác thì một dụng cụ hiệu chỉnh quang học (có lỗ kim) được đặt trước các thiết bị quang học. Ánh sáng được phản chiếu bởi các thiết bị quang học trên sẽ được điều chỉnh qua lỗ kim nhằm đảm bảo một hệ đo quang học thẳng hàng. Cũng theo quy trình trên, mẫu được đặt vào hệ quang được điều chỉnh với ánh sáng đầu vào và tiếp đó là góc tới của ánh sáng đầu vào bằng một bộ động cơ xoay điều khiển các góc quay chính xác trên máy tính. Sau đó, các trạng thái của ánh sáng đầu vào tiếp tục được hiệu chỉnh bởi bộ phận điều khiển và mô hình hình cầu Poincare trong phân cực kế của máy đo phân cực Stokes. Tất cả các quá trình hiệu chỉnh trên nhằm đảm bảo một hệ đo quang học đồng nhất và chính xác khi tiến hành quá trình đo trên nhiều mẫu y sinh học.

Mẫu đo y sinh học trong nghiên cứu này là huyết tương người được lấy từ Bệnh viện Truyền máu huyết học TP Hồ Chí Minh. Huyết tương được bảo quản ở -20°C. Trong thí nghiệm, các mẫu được làm tan ra ở 37°C và được sử dụng trong vòng 24 giờ. Huyết tương pha thêm đường (D-glucose) được sử dụng trong vòng 2 giờ để tránh làm giảm nồng độ đường. Mẫu được sử dụng cho thí nghiệm có nồng độ đường trong khoảng từ 3 mM (54 mg/dl) đến 1 M (18 g/dl). 3 ml mỗi mẫu huyết tương được đặt trong ống thủy tinh vuông (cuvette) làm từ thạch anh (quartz) có đường kính 10 mm cho mỗi thí nghiệm đo mẫu. Thí nghiệm được tiến hành để nghiên cứu mối tương quan giữa nồng độ đường trong nước, thể mờ đục (polystyrene microsphere) và góc quay quang học.

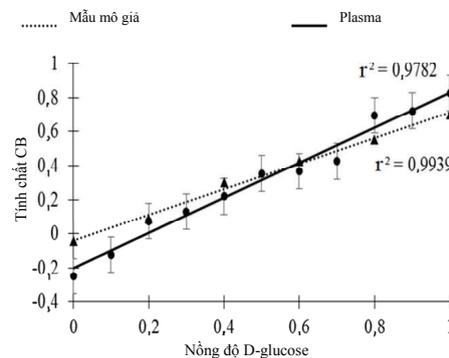
**Kết quả và thảo luận**

Hình 2 trình bày kết quả thí nghiệm của mẫu gồm huyết tương có hòa tan D-glucose. Các giá trị thông số quang học được biểu diễn theo sự gia tăng nồng độ D-glucose trong phạm vi 0 ~ 1 M với lượng tăng 0,1 M tại mỗi điểm đo.

Hình 2(A) và 2(B) cho thấy tính chất LB ( $\beta$ ) và LD (D) đều gần bằng không cho tất cả các giá trị đo của nồng độ D-glucose. Từ đó dẫn đến các giá trị của các góc định hướng LB và LD ( $\alpha$  và  $\theta_d$  tương ứng) sẽ thay đổi ngẫu nhiên khi  $\beta$  và D gần bằng 0. Trong hình 2(C), giá trị đo của góc quay quang học CB tăng gần như tuyến tính với nồng độ D-glucose trong phạm vi đo, điều này cho thấy có mối tương quan giữa tính chất CB và nồng độ đường. Ngược lại, chỉ số khử cực ( $\Delta$ ) giảm nhẹ khi nồng độ D-glucose tăng (hình 2(F)). Những tính chất còn lại [CD (R), độ L-Dep và C-Dep ( $e_1, e_2$  và  $e_3$ )] không nhạy với nồng độ D-glucose.



**Hình 2. Các tính chất quang học đo được của mẫu huyết tương với sự thay đổi nồng độ D-glucose.**



**Hình 3. Sự thay đổi góc quay quang học CB với nồng độ D-glucose trong mẫu huyết tương và mẫu mô giả.**

Hình 3 trình bày các kết quả thực nghiệm thu được trong sự biến thiên của góc quay quang học CB ( $\gamma$ ) với nồng độ D-glucose trong huyết tương người và mẫu mô giả có chứa các hạt huyền phù (polystyrene microspheres có đường kính 1,4  $\mu$ m). Với cả hai mẫu đo, có sự tuyến tính xuất hiện giữa góc quay quang học CB và nồng độ D-glucose. Tuy nhiên, tỷ lệ tăng góc quay quang học của mẫu huyết tương (1,07° cho 1 M D-glucose) cao hơn so với mẫu mô giả (0,75° cho 1 M D-glucose). Kết quả này là hợp lý vì huyết tương là dung dịch pha lỏng tinh khiết, trong khi đó, mẫu

mô giả có chứa các hạt cầu nhỏ polystyrene.

### KẾT LUẬN

Nghiên cứu này đã đề xuất kỹ thuật phân tích độc lập dựa trên phương pháp đo phân cực Stokes và phương pháp ma trận Mueller để trích xuất ra các tính chất phân ánh sáng (LB, CB, LD, CD, L-Dep, C-Dep) của mẫu quang học y sinh. Kết quả thí nghiệm cho thấy có mối tương quan có ý nghĩa giữa góc quay quang học CB và nồng độ D-glucose trong mẫu huyết tương và mẫu mô giả. Qua kết quả đo này có thể cho thấy một tiềm năng cho việc ứng dụng tính chất phân cực ánh sáng trong việc phát hiện bệnh tiểu đường (cụ thể là dựa trên số đo của CB).

### LỜI CẢM ƠN

Nghiên cứu được tài trợ bởi Đại học Quốc gia TP Hồ Chí Minh trong khuôn khổ Đề tài mã số C2016-28-10. Các tác giả xin chân thành cảm ơn.

### TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1] B.D. Cameron, et al. (1998), "Measurement and calculation of the two-dimensional backscattering Mueller matrix of a turbid medium", *Opt. Lett.*, **23**(7), pp.485-487.

[2] B.D. Cameron, Y. Li, A. Nezhuvingal (2006), "Determination of optical scattering properties in turbid media using Mueller matrix imaging", *J. Biomed. Opt.*, **11**(5), pp.1-8, doi: 10.1117/1.2363347.

[3] G.L. Liu, et al. (2002), "Polarization-based optical imaging and processing techniques with application to the cancer diagnostics", *Proc. SPIE*, **4617**, pp.208-220.

[4] Y. Deng, et al. (2007), "Characterization of backscattering Mueller matrix patterns of highly scattering media with triple scattering assumption", *Opt. Exp.*, **15**(15), pp.9672-9680.

[5] Y. Deng, et al. (2008), "Numerical study of the effects of scatterer sizes and distributions on multiple backscattered intensity patterns of polarized light", *Opt. Lett.*, **33**(1), pp.77-79.

[6] X. Wang, L.V. Wang (2002), "Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study", *J. Biomed. Opt.*, **7**(3), pp.279-290.

[7] X. Wang, G. Yao, L.V. Wang (2002), "Monte Carlo model and single-scattering approximation of the propagation of polarized Light in turbid media containing glucose", *Appl. Opt.*, **41**(4), pp.792-801.

[8] N. Ghosh, et al. (2009), "Mueller matrix decomposition for polarized light assessment of biological tissues", *J. Bioph.*, **2**(3), pp.145-156.

[9] N. Ghosh, M.F.G. Wood, I.A. Vitkin (2009), "Polarimetry in turbid, birefringent, optically active media: a Monte Carlo study of Mueller matrix decomposition in the backscattering geometry", *J. Appl. Phys.*, **105**(10), pp.1-8.

[10] X. Ghosh, et al. (2010), "Depolarization of light in turbid media: a scattering event resolved Monte Carlo study", *Appl. Opt.*, **49**(2), pp.153-162.

[11] N. Ghosh, I.A. Vitkin (2011), "Tissue polarimetry: Concepts, challenges, applications, and outlook", *J. Biomed. Opt.*, **16**(11), pp.1-29.

[12] S.Y. Lu, R.A. Chipman (1996), "Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition", *J. Opt. Soc. Am. A*, **13**(5), pp.1106-1113.

[13] Thi Thu Hien Pham, Yu Lung Lo (2012), "Extraction of effective parameters of anisotropic optical materials using decoupled analytical method", *J. Biomed. Opt.*, **17**(2), pp.1-17.