

ĐẠI HỌC QUỐC GIA TP. HỒ CHÍ MINH  
TRƯỜNG ĐẠI HỌC BÁCH KHOA

TRẦN VĂN TIẾN

**ỨNG DỤNG KỸ THUẬT QUANG HỌC ĐA BƯỚC SÓNG  
TRONG CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH DA LIỄU,  
NỘI SOI VÀ PHỤ KHOA**

Ngành: Vật lý kỹ thuật

Mã ngành: 62520401

TÓM TẮT LUẬN ÁN TIẾN SĨ

TP. HỒ CHÍ MINH - NĂM 2022

Công trình được hoàn thành tại **Trường Đại học Bách Khoa – ĐHQG-HCM**

Người hướng dẫn 1: PGS TS Huỳnh Quang Linh

Người hướng dẫn 2: TS Phạm Thị Hải Miên

Phản biện độc lập:

Phản biện độc lập:

Phản biện:

Phản biện:

Phản biện:

Luận án sẽ được bảo vệ trước Hội đồng đánh giá luận án hộc tại

.....  
.....

vào lúc          giờ          ngày          tháng          năm

Có thể tìm hiểu luận án tại thư viện:

- Thư viện Trường Đại học Bách Khoa – ĐHQG-HCM
- Thư viện Đại học Quốc gia Tp.HCM
- Thư viện Khoa học Tổng hợp Tp.HCM

# DANH MỤC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ

## Tạp chí quốc tế

1. Tien Tran Van, Mi Lu Thi Thao, Linh Bui Mai Quynh, Cat Phan Ngoc Khuong and Linh Huynh Quang, “Application of Multispectral Imaging in the Human Tympanic Membrane,” Journal of Healthcare Engineering, vol. 2020, no. 1, 2020
2. Tien Tran Van, Quynh Nguyen Ngoc, Duc Le Huynh, Cat Phan Ngoc Khuong and Linh Huynh Quang, “Detection and localization of the hemoglobin and collagen distribution of the uterine cervix,” Journal of Innovative Optical Health Sciences, Vol 2, no 4, 2019

## Tạp chí trong nước

1. Cat Phan Ngoc Khuong, Tien Tran Van, Quynh Nguyen Ngoc, Tu Ly Anh, Dung Tu Tuyet and Anh Vo Quoc, “Segmentation of blood vessels in colposcopic images using polarized light and Sauvola thresholding,” Tạp chí Phát triển Khoa học và Công nghệ – Kỹ thuật và Công nghệ, tập 3, số 4, trang 523-530, 2020
2. Tien Tran Van, Cat Phan Ngoc Khuong, Linh Huynh Quang, Quynh Nguyen Ngoc and Hieu Nguyen Trung, “Image processing for cervical pathology diagnosis using cervix’s polarized images,” Tạp chí Phát triển Khoa học và Công nghệ – Kỹ thuật và Công nghệ, tập 20, số K3, trang 31-37, 2017
3. Cát Phan Ngọc Khuong, Tiến Trần Văn, Dân Nguyễn Trí và Trị Ngô Minh, “Xây dựng mô hình chụp ảnh gân bàn tay bằng kỹ thuật hồng ngoại,” Tạp chí phát triển KH&CN, tập 20, số K3, 113-119, 2017
4. Tien Tran Van, Hieu Dau Sy, Dan Nguyen Tri, Sang Huynh Quoc and Linh Huynh Quang, “Design and enhance the vein recognition using near infrared light and projector,” Tạp chí phát triển KH&CN, tập 20, số K2, trang 91- 95, 2017
5. Tien Tran Van, Mien Pham Hai and Linh Huynh Quang, “Application of fluorescence technique in studying facial skin,” Tạp chí phát triển KH&CN ĐHQG TP HCM, tập 18, số K8, 44-50, 2015

## Sở hữu trí tuệ

1. Huỳnh Quang Linh, Trần Văn Tiến, Phạm Thị Hải Miên, Phương pháp soi khoang miệng bằng kỹ thuật quang học không tiếp xúc, SC (Sáng chế) số hiệu 21898, Cục Sở hữu trí tuệ VN, 2019.
2. Huỳnh Quang Linh, Trần Văn Tiến, Phạm Thị Hải Miên, Máy soi ven người lớn sử dụng Điốt phát sáng công suất, GPHI số hiệu 2318, Cục Sở hữu trí tuệ VN, 2020.
3. Huỳnh Quang Linh, Trần Văn Tiến, Phạm Thị Hải Miên, Máy soi da bằng phương pháp quang học, GPHI số hiệu 2125, Cục Sở hữu trí tuệ VN, 2019.

## GIỚI THIỆU

Ngày nay, các nghiên cứu trong tương tác ánh sáng và mô sinh học đã cho thấy hiệu quả tốt trong việc xác định thông tin về sinh lý, hình thái và thành phần của mô. Sự tương tác của ánh sáng với các mô sinh học là một quá trình phức tạp vì mô được cấu thành từ nhiều lớp, nhiều thành phần và không đồng nhất về mặt quang học. Sự hấp thụ và tán xạ của mỗi loại mô là khác nhau ứng với các bước sóng kích thích khác nhau, do đó các đặc tính tương tác của ánh sáng với mô sẽ mô tả đầy đủ các đặc điểm của mô. Trong lĩnh vực chẩn đoán hình ảnh, các ứng dụng tương tác ánh sáng và mô cũng đã đạt được những kết quả đầy hứa hẹn trong việc quan sát mô, hướng đến trở thành công cụ chẩn đoán y khoa hiện đại, an toàn, hữu ích như nội soi, soi tai mũi họng, da liễu, cổ tử cung...

Luận án này tập trung vào ứng dụng tương tác ánh sáng và mô sinh học kết hợp với các thuật toán xử lý hình ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh y khoa. Các vấn đề được xem xét bao gồm một số chủ đề chẩn đoán hình ảnh quang học đang được quan tâm liên quan đến da người, tai giữa và cổ tử cung. Bốn hệ thống chụp ảnh chính đã được sử dụng để thu được hình ảnh của các đối tượng khác nhau bao gồm hệ thống chụp ảnh da, tĩnh mạch tay, tai giữa và cổ tử cung. Nguồn sáng được sử dụng trong hệ quang học là nguồn sáng LED có độ sáng cao với các vùng quang phổ riêng biệt từ vùng khả kiến đến hồng ngoại gần. Bên cạnh đó, các thuật toán tổng hợp hình ảnh dựa trên sự kết hợp của các hình ảnh đa bước sóng được phát triển nhằm tăng cường độ tương phản giữa mô và các cấu trúc xung quanh. Các thuật toán phân đoạn cũng được sử dụng để phát hiện và trích xuất các đối tượng giải phẫu cụ thể trong hình ảnh. Đầu tiên, luận án chứng minh các phương pháp đề xuất trên bằng cách đánh giá tỷ lệ tương phản của các mô khác nhau. Da có tổn thương như: bớt sắc tố (hemoglobin), nốt ruồi (melanin), và vảy nến (keratin cao) được chọn để chứng minh nguyên lý và hiệu quả của phương pháp đề xuất. Thứ hai, luận án trình bày về ứng dụng của kỹ thuật hình ảnh đa bước sóng trong quan sát và phân tách màng nhĩ trên tai người. Kết quả nghiên cứu chỉ ra rằng hình ảnh được chiếu bởi sáng đỏ cho khả năng quan sát

màng nhĩ tách biệt, rõ ràng, ngoài ra vùng da xung quanh đồng nhất, ít nhiễu. Cuối cùng, phương pháp tăng cường độ tương phản giữa hai vùng biểu mô trên cổ tử cung được trình bày. Ưu điểm chính của phương pháp luận là tạo ra hình ảnh hợp nhất có độ tương phản tốt giữa vùng biểu mô lát (vảy) và biểu mô tuyến (trụ) trên bề mặt cổ tử cung bằng kỹ thuật quang học không xâm lấn, an toàn và nhanh chóng. Về bố cục, luận án gồm:

**Chương 1** trình bày tổng quan tài liệu. Đầu tiên tính chất vật lý của ánh sáng cũng như các tương tác của ánh sáng với mô sống được đề cập. Tiếp theo, các nghiên cứu ứng dụng tính phân cực của ánh sáng cũng như các tương tác quang học với mô trong chẩn đoán y khoa được trình bày, cụ thể đó là những ứng dụng trong lĩnh vực da liễu, nội soi và phụ khoa. Song song với việc trình bày tổng quan các nghiên cứu hỗ trợ chẩn đoán, tình hình một số bệnh lý liên quan cũng được đề cập.

**Chương 2** trình bày cơ sở lý luận và phương pháp nghiên cứu. Trong chương này, các kỹ thuật chụp ảnh phân cực, chụp ảnh đa bước sóng được đề cập đầu tiên. Sau đó, các phương pháp thu nhận hình ảnh cũng như phương pháp xử lý các hình ảnh da liễu, nội soi và phụ khoa sẽ được trình bày.

**Chương 3** là kết quả nghiên cứu của luận án và thảo luận. Trong phần này, đầu tiên các kết quả chính của luận án sẽ được trình bày. Các thảo luận được đưa ra nhằm xác định tính đúng cũng như tính mới của kết quả. Ngoài ra, các công bố khoa học ứng với mỗi kết quả cũng sẽ được trình bày ở chương này.

**Chương 4** là chương cuối cùng, dành cho phần tổng kết các kết quả của luận án và hướng phát triển của nghiên cứu.

**Danh sách công trình đã công bố** sẽ liệt kê tất cả các bài báo đăng trên tạp chí ISI, tạp chí trong nước, các bài báo cáo trên Hội nghị Quốc tế, Hội nghị trong nước, các đề tài Nghiên cứu Khoa học mà luận án có tham gia cũng như các bằng sáng chế, giải pháp hữu ích.

# CHƯƠNG 1 TỔNG QUAN TÀI LIỆU

## 1.1 Cơ sở về tính chất vật lý của ánh sáng

### 1.1.1 Nguồn sáng LED

LED, với những ưu điểm nổi bật của mình, dần trở thành sự lựa chọn chính cho chiếu sáng, cũng như được ứng dụng rộng rãi trong nhiều lĩnh vực khác như: truyền thông, nông nghiệp, đặc biệt là các ứng dụng trong lĩnh vực y sinh học. Một số ưu điểm chính như: dải màu đa dạng, hiệu suất quang học cao, độ bền lớn, tính đơn sắc tốt, chỉ số hoàn màu cao, giá thành thấp, ...

Các phương pháp chẩn đoán hình ảnh sử dụng kỹ thuật quang học ngày càng phát triển. Hình ảnh quang học rất thích hợp cho các ứng dụng chẩn đoán y khoa vì không chỉ cung cấp cái nhìn trực quan, nó cung cấp thông tin về cấu trúc và chức năng của các mô khác nhau, từ tế bào đơn lẻ đến toàn bộ cơ thể. Ánh sáng LED đã dần thay thế các nguồn sáng sợi đốt, halogen trong các thiết bị soi và nội soi. Nguồn sáng LED trắng được sử dụng rộng rãi trong thiết bị soi như: da, tai mũi họng, phụ khoa đến các cơ quan bên trong cơ thể như đại trực tràng, dạ dày, phế quản. Nguồn sáng LED đỏ được sử dụng trong quan sát tĩnh mạch (ven máu), LED xanh lá được sử dụng trong quan sát tăng tương phản máu, LED hồng ngoại trong quan sát hình ảnh võng mạc... Bên cạnh đó các kỹ thuật kết hợp đa bước sóng khác nhau cũng đã có những kết quả triển vọng trong hỗ trợ chẩn đoán y khoa.

### 1.1.2 Tương tác ánh sáng và mô

Khi ánh sáng đi vào mô, các tương tác quang học có thể xảy ra như: phản xạ, khúc xạ, tán xạ, .... Việc thảo luận về các hiện tượng quang học khác nhau trong tương tác với mô là một mảng rộng, có lợi cho chẩn đoán và điều trị y sinh. Trong mục này, 2 tương tác quang học chính được trình bày:

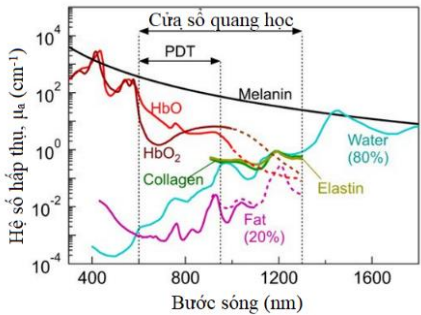
- Hiện tượng tán xạ trên mô sinh học: xảy ra khi sóng điện từ gặp vật cản, trong trường hợp mô thì vật cản là các cấu trúc trong tế bào và được gọi là các tâm tán xạ. Tán xạ là nhân tố đáng kể trong sự tương tác giữa ánh sáng và mô.

Trong chẩn đoán: sự tán xạ phụ thuộc vào kích thước, hình thái, cấu trúc của thành phần mô như màng tế bào, nhân tế bào, sợi collagen, ... Khi bệnh, các thành phần này sẽ thay đổi, làm thay đổi tính chất tán xạ của mô. Do đó hiện tượng tán xạ cung cấp phương tiện để chẩn đoán, đặc biệt trong chẩn đoán hình ảnh.

Trong điều trị: các tín hiệu tán xạ được sử dụng để xác định lượng ánh sáng tối ưu, cung cấp hồi tiếp (feedback) có ích trong quá trình điều trị.

- Hiện tượng hấp thụ trên mô sinh học: Do năng lượng photon trong vùng cửa sổ quang học tương đối nhỏ, nhỏ hơn năng lượng ion hóa của các nguyên tử cấu tạo nên mô như H, O, ... nên quá trình hấp thụ diễn ra theo cơ chế hấp thụ tại chỗ. Năng lượng của photon được chuyển hóa thành nhiệt năng hoặc tăng năng lượng dao động của các phân tử. Lượng năng lượng này không thể giải phóng electron để biến các electron thành tự do.

Sự hấp thụ phụ thuộc vào bước sóng (Hình 1.1). Tâm hấp thụ trong mô: nước, một số phân tử đặc biệt như protein, chất tạo quang, ... Chất tạo quang có thể chọn lọc các bước sóng hấp thụ, cho qua hay phản xạ các bước sóng khác, tạo ra sự hấp thụ khác nhau của các thành phần của mô, như nước hấp thụ yếu trong vùng bước sóng từ 0,5 – 1,0  $\mu\text{m}$ ; melanin (chất tạo sắc tố da): hấp thụ mạnh trong miền khả kiến; máu có 2 đỉnh hấp thụ ở bước sóng 420 nm và 560 nm.



Hình 1.1 Phổ hấp thụ của các chromophores điển hình trên mô

Dựa vào sự khác nhau, có thể chế tạo các thiết bị chẩn đoán, ví dụ như sử dụng sự khác nhau giữa sự hấp thụ của oxi-hemoglobin và deoxy-hemoglobin có thể chế tạo thiết bị đo nồng độ oxy trong máu.

## **1.2 Tổng quan về ứng dụng chẩn đoán trong quang học**

### ***1.2.1 Tổng quan tình hình nghiên cứu các bệnh về da***

Da là cơ quan bao bọc toàn bộ lớp bên ngoài cơ thể. Bệnh da liễu rất đa dạng, thường không gây nguy hiểm đến tính mạng nhưng có thể gây khó chịu, ảnh hưởng đời sống và tâm lý người bệnh. Một số bệnh có thể nhắc đến như: Bớt sắc tố, bớt rộp vang, vảy nến, nốt ruồi, ... và nặng nhất là ung thư da, một căn bệnh có thể gây ảnh hưởng đến tính mạng người bệnh.

Một số thiết bị hỗ trợ chẩn đoán bệnh lý da liễu không xâm lấn có thể kể đến như đèn Wood, kính soi da, kính soi da sử dụng kỹ thuật phân cực ánh sáng, kính hiển vi đồng tiêu và chụp cắt lớp quang học. Trong đó, soi da sử dụng kỹ thuật phân cực ánh sáng đã được chứng minh làm tăng độ nhạy và độ đặc hiệu để chẩn đoán u ác tính so với kiểm tra bằng mắt thường trong thực hành lâm sàng. Kỹ thuật này cho phép chẩn đoán khối u ác tính ở giai đoạn sớm hơn, tăng độ chính xác trong chẩn đoán u ác tính, giảm tỷ lệ bệnh nhân cần sinh thiết.

Kỹ thuật phân cực đa bước sóng cũng được nhiều nhóm nghiên cứu, họ dựa trên tương tác ánh sáng và mô, phát triển và xây dựng các thuật toán tăng cường các dấu hiệu bệnh da liễu. Nhóm Kapsokalyvas sử dụng nguồn sáng ở các bước sóng 470, 530 và 625 nm, xây dựng các thuật toán tăng độ tương phản melanin, melanin bề mặt và máu. Nhóm Tomatis đã thu thập hình ảnh đa bước sóng của 15 dải phổ trong khoảng 483 nm đến 950 nm, kết quả cho thấy độ nhạy và độ đặc hiệu trong đánh giá khối u da tăng lên đáng kể. Nhóm Spigulis sử dụng nguồn sáng 448 nm, 532nm và 659 nm lập bản đồ phân bố sắc tố của melanin, hemoglobin và oxyhemoglobin trên bề mặt da. Ngoài ra, một số thiết bị soi da đã được thương mại như SIAscope, MelaFind.

Từ tổng quan nghiên cứu trên, luận án hướng đến ứng dụng mô hình thiết bị soi da sử dụng nguồn sáng phân cực đa bước sóng, xây dựng một số thuật toán tăng cường các dấu hiệu bệnh lý dựa trên tương tác quang học với mô.



### ***1.2.2 Tổng quan các nghiên cứu trên tai giữa***

Tai giữa là khoang màng nhĩ chứa đầy không khí gồm các bộ phận như màng nhĩ, xương cán búa, ... Bệnh lý phổ biến liên quan đến tai giữa, đặc biệt là ở trẻ em là viêm tai giữa (Otitis media – OM). OM làm khoang tai giữa chứa đầy dịch lỏng hay dịch nhầy thay vì không khí. Để chẩn đoán bệnh, các bác sĩ sẽ quan sát các triệu chứng xuất hiện trên màng nhĩ thông qua các dụng cụ hỗ trợ sử dụng các kỹ thuật quang học khác nhau.

Máy soi tai truyền thống chỉ có một nguồn sáng trắng, làm hạn chế khả năng ứng dụng các kỹ thuật phân tích hình ảnh dựa trên các đặc tính quang học. Dựa trên sự tương tác ánh sáng với mô, các nghiên cứu hỗ trợ chẩn đoán bệnh lý tai giữa sử dụng kỹ thuật hình ảnh quang học ngày càng phát triển.

Nhóm Valdez xây dựng mô hình máy soi tai huỳnh quang đa bước sóng thu hình ảnh huỳnh quang từ tai giữa để đánh giá bệnh cholesteatoma, một loại bệnh tăng sinh tế bào vảy. Nguồn sáng sử dụng có bước sóng 405 nm và 450 nm. Kết quả cho thấy ảnh huỳnh quang hiển thị rõ vùng tế bào vảy. Cũng nhóm Valdez, trong một nghiên cứu khác, sử dụng nguồn sáng đa bước sóng và sự kết hợp giữa chúng để nghiên cứu tăng tương phản máu trên tai giữa. Các nguồn sáng sử dụng là LED trắng, xanh dương (455 nm), xanh lá (523 nm), đỏ (625 nm) và UV (405 nm). Nhóm của Devesa sử dụng các bộ lọc dải hẹp với 2 vùng: ánh sáng xanh dương lá (415nm), và ánh sáng xanh (540nm), để thu ảnh soi tai bị thủng màng nhĩ. Kết quả cho thấy rằng hình ảnh dải hẹp NBI vượt trội hơn hình ảnh ánh sáng trắng trong quan sát hình ảnh mạch máu trên màng nhĩ. Nhóm Jessica ánh sáng hồng ngoại gần (1 $\mu$ m – 2 $\mu$ m) để nghiên cứu đặc trưng của tai giữa, đặc biệt trong trường hợp viêm tai giữa tiết dịch. Kết quả cho thấy hình ảnh soi tai với ánh sáng hồng ngoại sóng gần có tiềm năng lớn trong quan sát các cấu trúc tai giữa mà không thể phát hiện được với ánh sáng khả kiến.

Từ tổng quan tình hình nghiên cứu, luận án hướng đến việc sử dụng kỹ thuật đa bước sóng trong việc nghiên cứu tai giữa. Cụ thể, luận án xây dựng thuật toán nhằm tách màng nhĩ ra khỏi nền xung quanh.

### ***1.2.3 Tổng quan các nghiên cứu trên cổ tử cung***

Cổ tử cung (CTC) là cầu nối giữa tử cung và âm đạo. Khi các tế bào CTC phát triển bất thường, các vùng biểu mô xung quanh lỗ CTC bị tổn thương sẽ gây ra các bệnh lý về CTC như polyp CTC, loạn sản CTC, ung thư CTC, ... Ung thư CTC phổ biến thứ hai trong các ung thư ở nữ giới. Ung thư CTC thường phát triển âm ỉ trong một thời gian dài, các tế bào ở CTC biến đổi bất thường gọi là loạn sản. Phần lớn loạn sản xảy ra ở vùng chuyển tiếp (Transformation Zone - TZ) – ranh giới giữa biểu mô lát và trụ của CTC. Do đó, khi có nghi ngờ, bác sĩ sẽ tiến hành soi CTC, kết hợp sử dụng của axit axetic 3–5% và iốt của Lugol trên bề mặt của CTC, giúp nhìn rõ hơn vùng biểu mô lát, trụ, ranh giới giữa chúng cũng như các vùng loạn sản. Tuy nhiên, phương pháp này khá chủ quan, phụ thuộc vào kinh nghiệm và chuyên môn của bác sĩ soi CTC. Do đó, cần phát triển các công nghệ hỗ trợ chẩn đoán bệnh lý CTC.

Nhiều nghiên cứu đã chỉ ra rằng, soi CTC sử dụng nguồn sáng phân cực cải thiện, nâng cao độ chính xác trong chẩn đoán bệnh lý CTC. Nhóm Wenjing Li ứng dụng kỹ thuật phân cực, phát triển thuật toán đánh giá tự động vùng biểu mô bất màu axit axetic. Nhóm DG Ferris đã chứng minh ảnh soi CTC bằng nguồn sáng phân cực tăng khả năng quan sát các mô ở sâu hơn. Nhóm Seema Devi cũng ứng dụng kỹ thuật phân cực để thu được phổ huỳnh quang các mô bình thường cũng như tân sinh.

Bên cạnh các nghiên cứu tích hợp hệ phân cực ánh sáng trên thiết bị soi truyền thống, nhiều nhóm đã xây dựng các mô hình thiết bị sử dụng nguồn sáng phân cực hay đa bước sóng và cho những kết quả khả quan trong hỗ trợ y bác sĩ quan sát các dấu hiệu tổn thương của bệnh lý CTC.

Từ tổng quan tình hình nghiên cứu trên, luận án hướng đến việc sử dụng kỹ thuật phân cực và đặc tính quang học về mô để tăng tương phản biểu mô lát-trụ, hướng đến hỗ trợ y bác sĩ trong xác định biểu mô lát, trụ cũng như ranh giới giữa chúng.

## CHƯƠNG 2 CƠ SỞ LÝ LUẬN VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

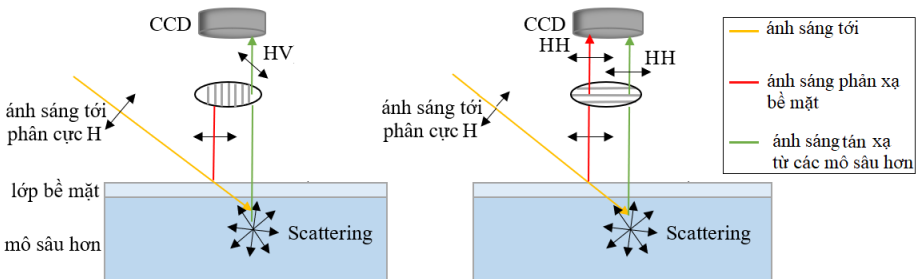
### 2.1 Kỹ thuật chụp ảnh phân cực và đa bước sóng

#### 2.1.1 Mô hình hình ảnh phân cực ánh sáng trên mô sinh mô

Ánh sáng là sự kết hợp của dao động điện trường và từ trường lan truyền trong không gian. Trong đó, điện trường  $\vec{E}$  được mô tả là tổng vectơ của hai thành phần vuông góc với nhau:  $\vec{E}_{\parallel}$  và  $\vec{E}_{\perp}$ . Độ lớn và pha tương đối của các thành phần điện trường sẽ quyết định trạng thái phân cực của ánh sáng.

Do tương tác quang học của các loại mô là khác nhau, kết hợp với tính phân cực của ánh sáng, sử dụng các kính phân cực khác nhau, sẽ hỗ trợ cho việc thu thập các thông tin của mô trên đường truyền qua của ánh sáng. Một trường hợp cụ thể được thể hiện ở Hình 2.1. Theo đó, nếu ánh sáng tới là phân cực tuyến tính H, sau khi đi qua mô, tùy loại kính phân cực sử dụng, CCD có thể thu được:

- Ánh sáng phân cực chéo HV: là thành phần tán xạ từ các mô sâu hơn (deep).
- Ánh sáng đồng cực HH: bao gồm cả thành phần ánh sáng phản xạ bề mặt (superficial) và tán xạ từ các mô sâu bên trong (deep).



Hình 2.1 Sơ đồ hệ thu nhận hình ảnh phân cực ánh sáng: H – phân cực tuyến tính, HV – phân cực chéo (cross-polarized); HH – đồng cực (copolarized)

Tùy thuộc vào mục đích nghiên cứu, chúng ta có thể thiết lập các công thức sau:

$$I = HH + HV \quad (2.1)$$

$$Q = HH - HV \quad (2.2)$$

$$HH = \frac{1}{2} \text{deep} + \text{superficial} \quad (2.3)$$

$$HV = \frac{1}{2} \text{ deep} \quad (2.4)$$

### 2.1.2 Hệ thống hình ảnh đa bước sóng

Ảnh đa bước sóng (Multispectral Imaging- MSI) là hình ảnh ba chiều bao gồm hai chiều không gian (cột x hàng y) và một chiều quang phổ (bước sóng  $\lambda$ ). Có thể xem ảnh đa phổ  $I(x, y, \lambda)$  dưới dạng hình ảnh  $I(x, y)$  ở mỗi bước sóng riêng hoặc dưới dạng phổ  $I(\lambda)$  tại mỗi pixel riêng lẻ  $(x, y)$ . MSI sử dụng khoảng dưới 10 dải bước sóng để thu nhận hình ảnh. Nguyên tắc cơ bản của hình ảnh đa phổ là sử dụng sự khác nhau về các tương tác quang học của mô. Bản chất sự kết hợp của hình ảnh không gian và quang phổ cho phép hình ảnh đa phổ đồng thời cung cấp các tính năng vật lý và hình học của vật thể cũng như các đặc trưng hóa sinh thông qua phân tích quang phổ.

Có nhiều kỹ thuật thu nhận hình ảnh đa bước sóng, mỗi phương pháp có những ưu điểm và nhược điểm riêng:

Phương pháp quét không gian: độ phân giải về không gian và phổ là rất tốt; hạn chế về tốc độ quét; phù hợp các nghiên cứu mẫu cố định tại phòng thí nghiệm.

Phương pháp quét quang phổ: ưu điểm là khả năng thu nhận hình ảnh với các dải bước sóng khác nhau theo thứ tự tùy ý; nhược điểm là độ phân giải phổ không cao; được ứng dụng trong ghi nhận mẫu nhanh.

Phương pháp chụp ảnh nhanh hoặc phương pháp không: ưu điểm là thu nhận hình ảnh rất nhanh; nhược điểm là chi phí cao.

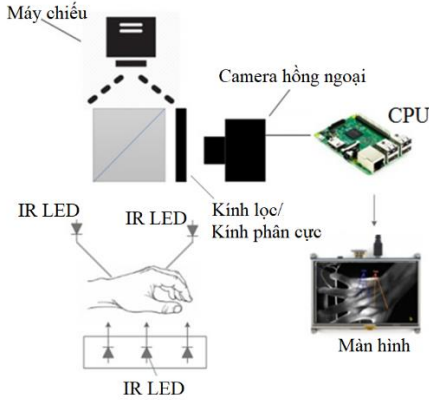
## 2.2 Phương pháp thu nhận hình ảnh đa

### 2.2.1 Phương pháp thu nhận và xử lý hình ảnh gân bàn tay và tĩnh mạch

Mô hình quang học thu nhận hình ảnh ven, gân bàn tay thể hiện ở

Hình 2.2. Nguồn sáng sử dụng gồm các LED có bước sóng 740 nm, 850 nm và 940 nm. LED được bố trí để có thể thu nhận hình ảnh gân bàn tay và ven theo 3 phương pháp khác nhau: truyền qua, tán xạ và sự kết hợp giữa truyền qua và tán xạ. Khi ánh sáng hồng ngoại chiếu qua mẫu (bàn tay), các mô sẽ hấp thụ ánh sáng

hồng ngoại, mạch máu chứa hemoglobin sẽ hấp thụ nhiều hơn những vùng khác trong hình ảnh thu được sẽ hiển thị như một vùng tối trong khi vùng da xung quanh hấp thụ thấp hơn sẽ hiển thị trong hình ảnh thu được như một vùng sáng. Hình ảnh sẽ được thu lại qua hệ thống quang học và camera hồng ngoại sau đó hiển thị trên màn hình. CPU là nơi lưu trữ cũng như xử lý hình ảnh bằng các thuật toán viết trên phần mềm Matlab.



Hình 2.2 Mô hình quang học thu nhận hình ảnh ven, gân bàn tay

Hình ảnh ven, gân bàn tay được xử lý theo phương pháp kết hợp ảnh: Đầu tiên, hình ảnh ven / gân bàn tay được chụp dưới ba khoảng bước sóng hồng ngoại lần lượt là 740 nm, 850 nm và 940 nm. Hình ảnh thu được từ hệ thống quang học sẽ được tiền xử lý như lọc nhiễu bằng phần mềm Matlab. Tiếp đến, thuật toán kết hợp hình ảnh 2 trong 3 ảnh thu được sẽ được sử dụng theo công thức (2.5) và (2.6):

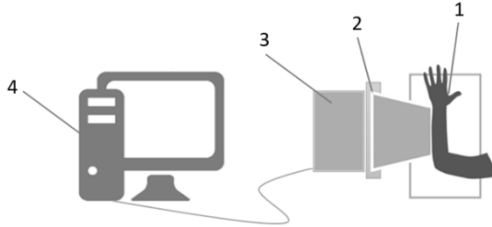
$$I_1 = \frac{I_{850} - I_{940}}{I_{850} + I_{940}} \tag{2.5}$$

$$I_1 = \frac{I_{850} - I_{740}}{I_{850} + I_{740}} \tag{2.6}$$

Để có cái nhìn chính xác và toàn diện hơn nên trong nghiên cứu này đã sử dụng công thức để tính toán độ tương phản giữa ven U – da V và gân bàn tay U – da V, độ tương phản M được biểu diễn bởi công thức (2.7):

$$M = \frac{|U - V|}{U + V} \quad (2.7)$$

### 2.2.2 Phương pháp thu nhận và xử lý hình ảnh da liễu



Hình 2.3 Sơ đồ khối mô hình thiết bị soi da: 1 – Vị trí tiếp xúc da; 2 – Nguồn sáng; 3 – camera thu nhận ảnh; 4 – Khối hiển thị, xử lý hình ảnh

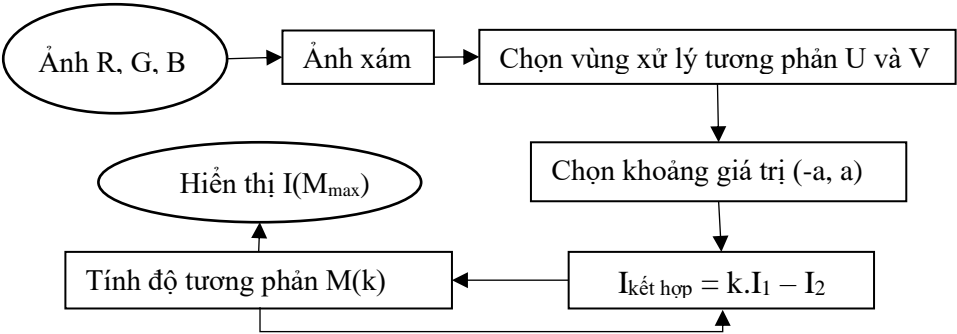
Hình ảnh da được thu nhận bằng phương pháp soi da sử dụng các dải phổ trong vùng khả kiến kết hợp kỹ thuật phân cực. Mô hình thiết bị soi da gồm 2 bộ phận chính: đầu soi (gồm nguồn sáng và camera thu nhận ảnh) và khối hiển thị, xử lý hình ảnh (Hình 2.3). Ánh sáng từ nguồn sáng (2) rọi lên vị trí da cần soi (1). Ánh sáng phản xạ, tán xạ ngược trở lại từ vùng da sẽ được thu nhận bởi camera (3). Khối hiển thị, xử lý hình ảnh (4) hỗ trợ trong việc quan sát hình ảnh vùng da được soi cũng như phân tích hình ảnh bằng cách sử dụng các thuật toán xử lý.

Nguồn sáng gồm 4 LED Cree Xlamp – XML, với các dải sóng: 620 nm (Đỏ - R), 520 nm (Xanh lá - G), 450 nm (Xanh dương - B) và ánh sáng Trắng (W). Hệ điều khiển LED được thiết kế để sau 2 s chụp được hệ 4 hình với 4 dải sóng khác nhau. Camera sử dụng là SONY IMX179. Phần mềm lưu trữ, hiển thị hình ảnh được thiết kế bằng ngôn ngữ C# có thể xuất ra file “.exe” để thuận tiện cài đặt. Phần mềm xử lý ảnh gồm các thuật toán xây dựng bằng thư viện Matlab.

Phương pháp kết hợp ảnh đa bước sóng sử dụng các đặc tính hấp thụ quang học của mô để nâng cao độ tương phản của các đối tượng như hemoglobin, melanin và keratin trên nền ảnh da. Phương pháp này được mô tả như Hình 2.4. Theo đó,

đầu tiên, ảnh da đơn sắc R, G, B được chuyển sang thang xám. Ảnh W được sử dụng là ảnh tham chiếu (đánh dấu đối tượng cần được tăng tương phản U và vùng nền V) để đánh dấu tự động trên các ảnh R, G, B. Tiếp theo, 2 ảnh đơn sắc khác nhau được kết hợp theo công thức (2.8), với trọng số k được lựa chọn trong  $[-a, a]$  với bước nhảy là 0,1; I1 là giá trị ma trận của ảnh thứ 1 và I2 là giá trị ma trận của ảnh thứ 2.

$$I_{\text{kết hợp}} = k \cdot I_1 - I_2 \tag{2.8}$$



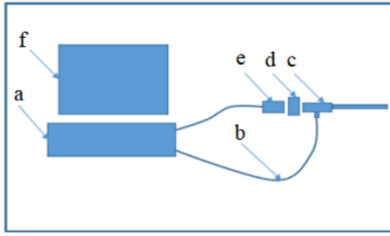
Hình 2.4 Sơ đồ thuật toán tăng tương phản đối tượng theo trọng số k.

Độ tương phản giữa 2 vùng U và V sẽ được xác định theo công thức (2.7). Độ tương phản sẽ được tính cho tất cả các tổng ảnh với các trọng số k khác nhau. Và cuối cùng, thuật toán sẽ cho chúng ta biết được giá trị trọng số k ứng với cực đại hệ số tương phản giữa 2 vùng và giá trị cực đại của hệ số tương phản đó.

Các kết quả tăng tương phản hemoglobin, melanin và keratin của phương pháp luận án sẽ được so sánh với phương pháp do Kapsokalyvas và cộng sự đề xuất.

**2.3 Phương pháp thu nhận và xử lý hình ảnh tai giữa**

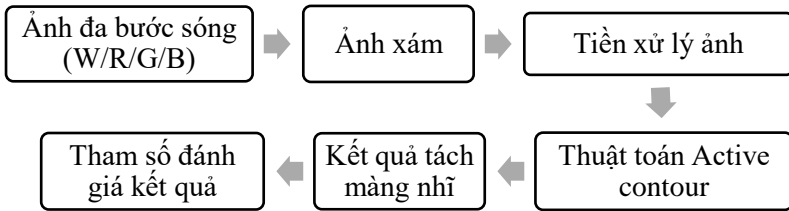
Hình ảnh tai giữa được thu nhận bằng mô hình thiết bị soi tai đa bước sóng (Hình 2.5). Đầu tiên, ánh sáng từ nguồn sáng LED đa bước sóng (a) thông qua cáp quang (b) đến ống nội soi cứng (c). Hệ thấu kính (d) được dùng để nối ống nội soi cứng và CCD camera (e). Hình ảnh mẫu vật thu nhận nhờ CCD được xử lý và hiển thị trên màn hình (f). Nguồn sáng LED được sử dụng là LED đa bước sóng LED Cree Xlamp XML.



- a. Khối nguồn;
- b. Cấp quang học;
- c. Ống nội soi cứng;
- d. C-mount TV/Endoscope adapter;
- e. CCD camera;
- f. LCD

Hình 2.5 Mô hình thiết bị máy soi tai đa bước sóng

Sơ đồ thuật toán tách màng nhĩ được thể hiện ở Hình 2.6. Đầu tiên, các ảnh Trắng W và đa bước sóng Đỏ R, Xanh lá G, Xanh dương B được chuyển về ảnh xám. Tiếp theo, các ảnh xám sẽ trải qua bước tiền xử lý ảnh nhằm loại bỏ nhiễu cũng như làm tăng độ tương phản của hai vùng bằng các hàm có sẵn trong phần mềm Matlab. Trên cơ sở ảnh xám, thuật toán Active Contour được phát triển bởi Shawn Lankton và cộng sự được áp dụng để phân tách màng nhĩ.



Hình 2.6 Sơ đồ thuật toán tách màng nhĩ

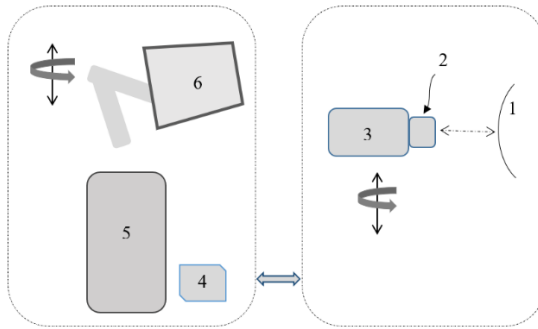
Để xác định mức độ chính xác của kết quả phân đoạn, kết quả của thuật toán sẽ được so sánh với kết quả tách của các bác sĩ chuyên k (ground truth) bằng 2 tham số: hệ số tương tự Dice (DSC) và giá trị khoảng cách Hausdorff (HD).

## 2.4 Phương pháp thu nhận và xử lý hình ảnh CTC

Mô hình thiết bị soi CTC sử dụng nguồn sáng phân cực được thiết kế gồm 2 bộ phận chính: nguồn sáng LED và hệ thu nhận, hiển thị và xử lý hình ảnh (gồm camera thu nhận ảnh và khối hiển thị, xử lý hình ảnh) (Hình 2.7). Nguồn sáng (2) chiếu ánh sáng trực tiếp lên bề mặt cổ tử cung (1), ánh sáng phản xạ đi vào camera (3), thông qua card ghi hình (4), hình ảnh được lưu trữ hình ảnh, phân tích và xử



lý bởi CPU (5). Cuối cùng, hình ảnh bề mặt CTC được hiển thị trên màn hình (6). LED được sử dụng là LED Cree Xlamp – XP G2.



Hình 2.7 Sơ đồ khối thiết bị soi CTC kỹ thuật số, trong đó: 1 – bề mặt cổ tử cung, 2 – nguồn sáng, 3 – máy ảnh, 4 – card kết nối, 5 – CPU xử lý, 6 – màn hình hiển thị.

Biểu mô lát (SE) có cấu tạo đa lớp, trong khi biểu mô trụ (CE) có cấu tạo đơn lớp. Do đó, vùng tế bào trụ khá mỏng, các mạch máu phân bố gần bề mặt hơn so với vùng tế bào lát. Đó là lý do, vùng CE thường có màu hồng đậm so với vùng SE khi quan sát bằng mắt thường. Do đó, tăng tương phản máu, đồng nghĩa với việc tăng tương phản biểu mô lát trụ.

Mặc khác, phổ phát xạ của Led trắng được chọn ứng với vùng bước sóng từ khoảng 400 - 700 nm. Các thành phần oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin hấp thụ rất mạnh ở khoảng 430 nm (vùng Xanh dương), và đạt đỉnh hấp thụ thứ hai thấp hơn ở vùng 550 nm (vùng Xanh lá), và giảm dần về vùng ánh sáng đỏ. Dựa trên những cơ sở về đặc tính quang học, tính chất xuyên sâu và sự tương tác của ánh sáng khi đi qua các mô, sự kết hợp hình ảnh ở hai khoảng bước sóng khác nhau (xanh dương hoặc xanh lá và đỏ) có thể giúp tăng tương phản mạch máu đồng thời loại nhiễu do các thành phần hấp thụ khác.

Trên cơ sở đó, phương pháp tăng tương phản biểu mô lát trụ được đề xuất như sau: Đầu tiên hình ảnh CTC được chụp dưới ánh sáng trắng và lưu lại chuẩn “png” gọi là ảnh W; từ ảnh W, các ảnh Đỏ R, Xanh lá G và Xanh dương B được

tách ra tương ứng với các kênh màu R, G, B trên hệ màu RGB. Cường độ pixel ma trận ảnh sau khi tăng tương phản máu được xác định theo công thức (2.9) và (2.10) bằng cách kết hợp các ảnh R, G, B.

$$I_{\text{Blood1}} = \frac{K_1 (\alpha_1 \cdot I_G - I_R)}{I_R + I_G + I_B} \quad (2.9)$$

$$I_{\text{Blood2}} = \frac{K_2 (\alpha_2 \cdot I_B - I_R)}{I_R + I_G + I_B} \quad (2.10)$$

Với  $I_G$ ,  $I_R$  và  $I_B$  lần lượt là cường độ pixel ma trận ảnh ứng với các kênh màu G, R và B. Các hệ số  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $K_1$  và  $K_2$  được xác định trong quá trình tính toán sao cho sự tương phản của hemoglobin trên bề mặt CTC là tốt nhất. Phương pháp kết hợp theo công thức(2.9) gọi là phương pháp GR và phương pháp kết hợp theo công thức (2.10) được gọi là phương pháp BR.

Để đánh giá sự hiệu quả của phương pháp tăng tương phản biểu mô lát trụ, hệ số tương phản CR (contrast ratio) và hệ số tương phản trên nhiễu (CNR – contrast-to-noise ratio) được sử dụng. Bên cạnh đó, phương pháp này còn được so sánh với phương pháp của nhóm Kapsokalyvas và phương pháp cân bằng (CLAHE - contrast limited adaptive histogram equalization).

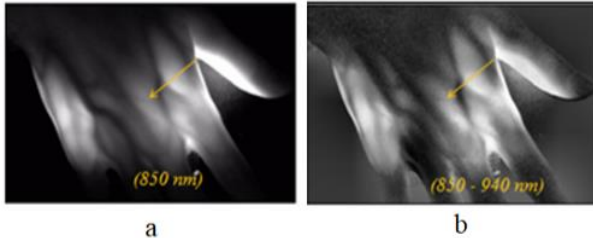
## CHƯƠNG 3 KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU VÀ BÀN LUẬN

### 3.1 Kết quả nghiên cứu hình ảnh da

#### 3.1.1 Cơ sở dữ liệu hình ảnh da

Nghiên cứu được phê duyệt bởi Hội đồng Đạo đức trong nghiên cứu Y sinh học của Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh, Việt Nam mã số 135/ĐHQG-KHCN và được thực hiện theo các nguyên lý của Tuyên bố Helsinki. Dữ liệu hình ảnh thu được gồm 50 bộ ảnh da liễu, mỗi bộ ảnh gồm 4 ảnh khác nhau: ảnh R, G, B và ảnh W và 30 bộ ảnh ven, gân bàn tay, mỗi bộ gồm 3 ảnh được chụp với các dải sóng 740, 850 và 940 nm

#### 3.1.2 Kết quả tăng tương phản ven, gân bàn tay



Hình 3.1 Hình ảnh bàn tay: a. chụp với bước sóng 850 nm, b. sau khi kết hợp ảnh giữa 850 và 940 nm.

Hình 3.1 là một ví dụ ảnh bàn tay chụp bằng ánh sáng hồng ngoại trước và sau xử lý ảnh. Một số kết quả ảnh ven, gân bàn tay:

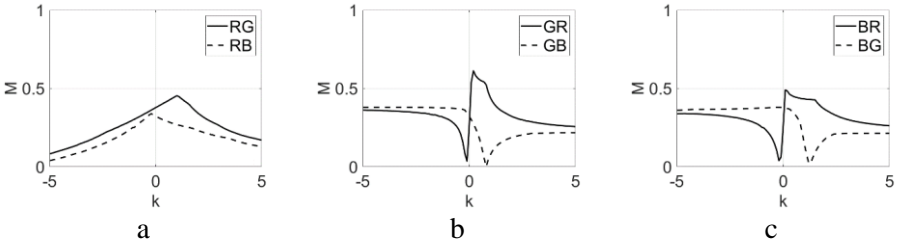
- Ảnh chụp với bước sóng 850 nm cho hình ảnh rõ ven, gân bàn tay rõ nét hơn so với chụp bằng các bước sóng 740 và 940 nm.
- Ảnh sau tăng tương phản cho độ tương phản giữa ven / da và gân / da cao hơn so với ảnh chưa xử lý.
- Ở những vị trí mô mỏng (bàn tay, ngón tay), chụp bằng phương pháp truyền qua chiếm ưu thế so với phương pháp tán xạ.

#### 3.1.3 Tăng tương phản máu

Hình 3.2 là đồ thị kết hợp hình ảnh theo trọng số k của một bộ ảnh chụp vết bết rượu vang. Một số nhận xét và kết luận chính có thể rút ra như sau:

(i) Độ tương phản máu cực đại  $M = 0,61$ , ứng với sự kết hợp 0,2G-R. Điều này phù hợp với phổ hấp thụ ánh sáng của mô và các nghiên cứu trước đó.

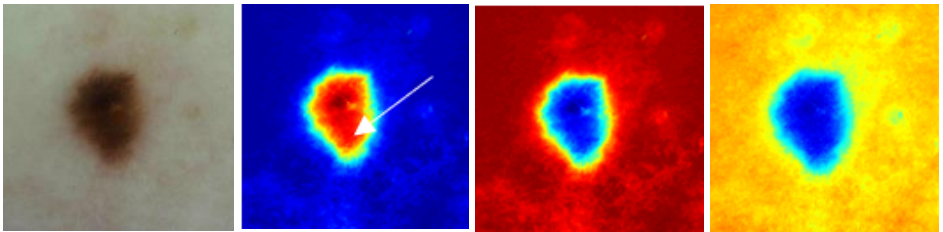
(ii) Ứng với mỗi sự kết hợp ảnh, các đồ thị đều xuất hiện các đỉnh cực đại của hệ số tương phản máu  $M$ , nghĩa là có thể sử dụng các đồ thị này để lựa chọn trọng số  $k$  phù hợp ứng với mỗi sự kết hợp ảnh để chọn hệ số tương phản tối ưu.



Hình 3.2 Đồ thị mối liên hệ giữa hệ số tương phản  $M$  và trọng số  $k$  trong sự kết hợp các cặp ảnh: a. RG và RB; b. GR và GB; c. BR và BG.

Sự tăng tương phản máu theo phương pháp kết hợp ảnh và phương pháp Kapsokalyvas đã được thực hiện trên 10 bộ ảnh khác nhau. Kết quả cho thấy phương pháp của luận án cho kết quả tốt hơn.

### 3.1.4 Tăng tương phản melanin



Ảnh W

Ảnh 0R-G

Ảnh -5G+R

Ảnh 0B-R

Hình 3.3 Ảnh trước và sau xử lý của một nốt ruồi.

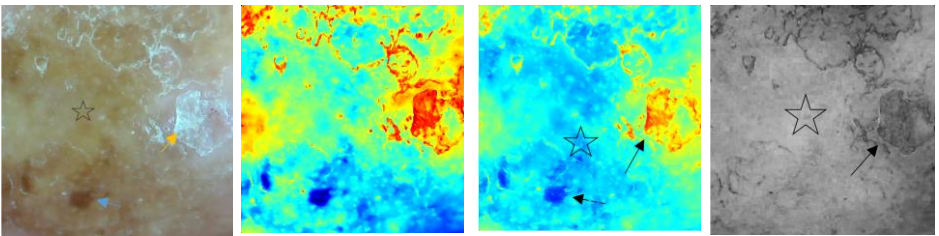
Hình 3.3 là ảnh trắng của một nốt ruồi và ảnh kết hợp của RG, GR và BR với trọng số  $k$  cho độ tương phản giữa vùng nốt ruồi và vùng da xung quanh cực đại. Có thể thấy, nếu quan sát trên ảnh Trắng thì quy tắc ABCDE không thể hiện rõ, nhưng quy tắc này lại thể hiện rõ nét trên các ảnh kết hợp. Lưu ý rằng, quy tắc

ABCDE là phương pháp thường quy được sử dụng trong thăm khám da liễu, để xác định dấu là nốt ruồi bình thường, dấu có thể là biểu hiện của ung thư hắc tố.

Tăng tương phản melanin và melanin bề mặt bằng hai phương pháp: phương pháp kết hợp ảnh và phương pháp Kapsokalyvas đã được thực hiện trên 20 bộ ảnh. Kết quả này một lần nữa cho thấy ưu thế của phương pháp kết hợp ảnh trong việc tăng tương phản đối tượng so với phương pháp Kapsokalyvas.

**3.1.5 Tăng tương phản keratin**

Hình 3.4 cho thấy, trên hình ảnh kết hợp, có thể quan sát rõ vùng vảy và vùng da xung quanh so với ảnh W. Ví dụ như khi kết hợp BR cho độ tương phản vảy / da cực đại, phần vảy (mũi tên đen) xuất hiện rõ với thang màu nóng so với vùng da xung quanh (ngôi sao) có thang màu lạnh, ngoài ra các phần da sậm màu (mũi tên đen nét đứt) cũng được hiển thị rõ ràng. Bên cạnh đó, ảnh kết hợp BR cho độ tương phản M vảy / da cực tiểu giúp hiển thị cấu trúc lớp trên cùng của bề mặt, cụ thể ở đây là vảy. Mức độ thể hiện rõ đường biên của vảy trên những hình ảnh bề mặt còn tùy vào mức độ bong tróc của từng mảng vảy trên da; tại những vị trí mà sự liên kết giữa vảy với các tế bào da bên dưới càng kém, vảy càng bong tróc lên trên bề mặt thì đường biên càng nổi bật. Với những đường biên được hiện lên một cách rõ ràng, khác biệt với những vùng da xung quanh, hình ảnh kết hợp là hữu ích trong đánh giá mức độ vảy.



Ảnh W                      Ảnh kết hợp GR cho M cực đại                      Ảnh kết hợp BR cho M cực đại                      Ảnh kết hợp BR cho M cực tiểu

Hình 3.4 Ảnh trước và sau xử lý của một trường hợp vảy nến.

Có thể thấy, thuật toán tăng tương phản đối tượng bằng cách kết hợp từng cặp ảnh từ các ảnh đơn sắc R, G, B theo trọng số k được xây dựng và cho kết quả khả quan. Các đối tượng được tăng tương phản với độ tương phản cao so với nền, ảnh kết quả cho cái nhìn trực quan rõ nét, có thể hỗ trợ cho bác sĩ trong chẩn đoán các bệnh da liễu bằng hình ảnh.

## **3.2 Kết quả nghiên cứu hình ảnh tai giữa**

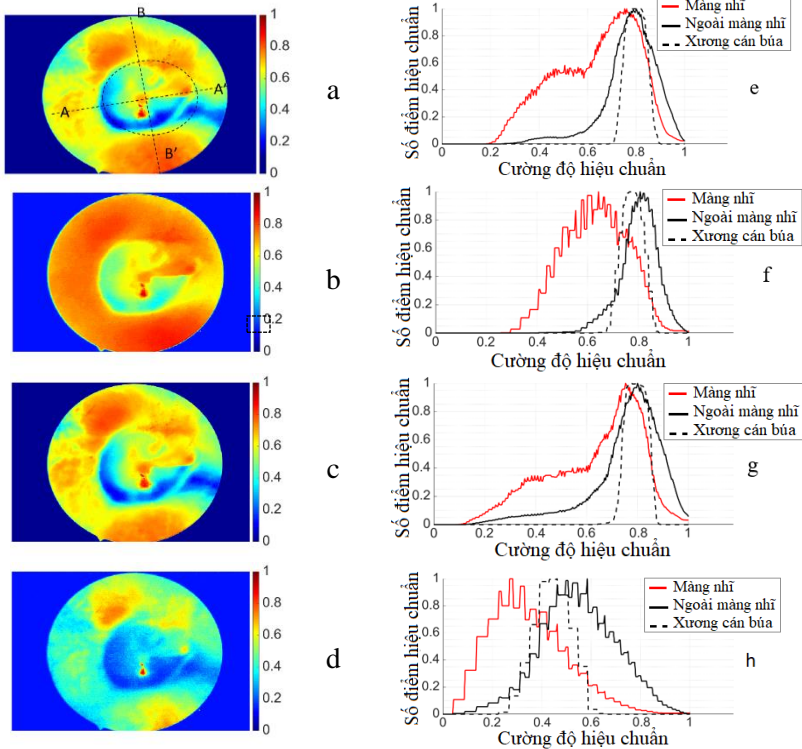
### **3.2.1 Cơ sở dữ liệu hình ảnh tai giữa**

Nghiên cứu được phê duyệt bởi Hội đồng Đạo đức trong nghiên cứu Y sinh học ĐHQG TP Hồ Chí Minh, Việt Nam mã số 135/ĐHQG-KHCN. Dữ liệu hình ảnh gồm 30 bộ, mỗi bộ có 4 ảnh: W, R, G, B và được lưu dưới dạng .png với kích thước 976×494 pixel. Hình ảnh được chọn phải đạt các yêu cầu cơ bản về độ sắc nét và khả năng phân biệt các thành phần sinh học trong ảnh chụp màng nhĩ.

### **3.2.2 Phân tích hình ảnh tai giữa đa bước sóng**

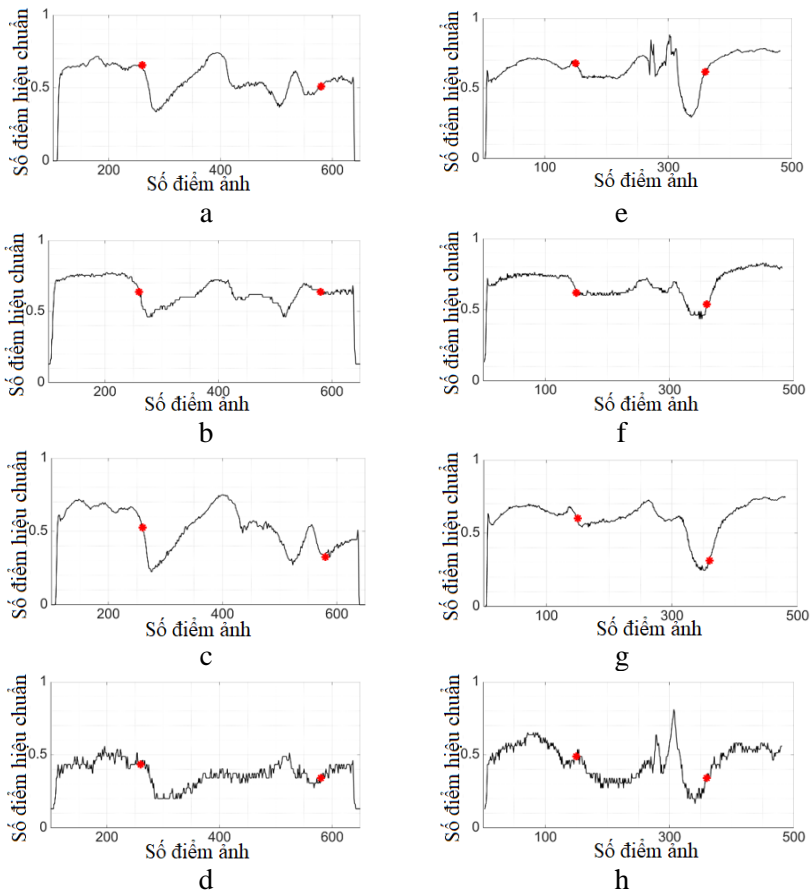
Màng nhĩ là một mô màng mỏng, bao gồm ba loại collagen I, II và III. Đặc biệt, lớp giữa của màng căng và vòng hình khuyên (annulus) giàu sợi collagen. Một số nghiên cứu đã chỉ ra rằng hình ảnh màu đỏ có thể được ứng dụng để tăng cường khả năng nhận diện của melanin trên da hoặc collagen trên vú. Mặc khác, ánh sáng đỏ thâm nhập sâu vào mô hơn. Do đó, hình ảnh màu đỏ cũng có thể được sử dụng để tạo ra hình ảnh có độ tương phản cao cho các cấu trúc collagen trong màng nhĩ.

Theo Hình 3.5, biểu đồ vùng của các hình ảnh J White, J Red, J Blue và J Green cho thấy sự chồng lấp của hai đỉnh màng nhĩ và ngoài màng nhĩ. Đây là lý do dẫn đến việc không thể tách màng nhĩ bao gồm xương búa bằng các thuật toán dựa trên ngưỡng. Mặc dù vậy, biểu đồ của màng nhĩ bên ngoài của hình ảnh J Red có một đỉnh hẹp với phân bố cường độ đồng nhất, cho thấy, hình ảnh đỏ phù hợp nhất để xác định và phân đoạn màng nhĩ tai giữa.



Hình 3.5 Hình ảnh tai giữa: a - d là ảnh cường độ của hình ảnh W, R, G, B; e - h là biểu đồ vùng của hình ảnh J White, J Red, J Green và J Blue tương ứng.

Hình 3.6 thể hiện biểu đồ đường ứng với hai đường đặc biệt: đường ngang AA' đi qua xương búa và đường dọc BB' (Hình 3.5 a). Có thể thấy, các biểu đồ đường chỉ ra sự thay đổi mạnh mẽ của cường độ ở ranh giới bên trái và ít thay đổi ở ranh giới bên phải (được đánh dấu bằng các chấm đỏ). Điều này được gây ra bởi xương búa gắn liền với màng nhĩ, từ rốn nhĩ đến tường thịt. Ngoài ra, các biểu đồ đường của Hình 3.6 e - h cũng có các biến đổi cường độ mạnh ở phía trên cũng như phía dưới ranh giới của màng nhĩ (được đánh dấu bằng các chấm đỏ). Nó chứng minh rằng sử dụng thuật toán Active contour rất phù hợp để phân tách màng nhĩ.

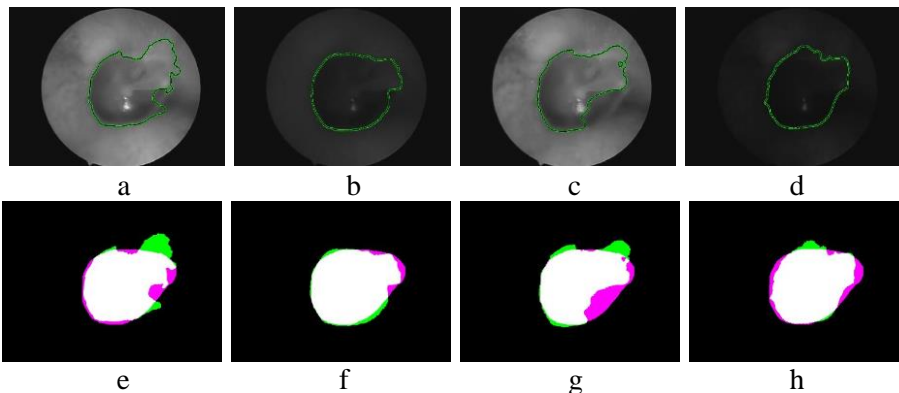


Hình 3.6 So sánh biểu đồ đường hình ảnh J White, J Red, J Green và J Blue (Hình 3.5): a - d hiển thị biểu đồ ngang và e - h hiển thị biểu đồ dọc.

### 3.2.3 Kết quả phân tách vùng màng nhĩ

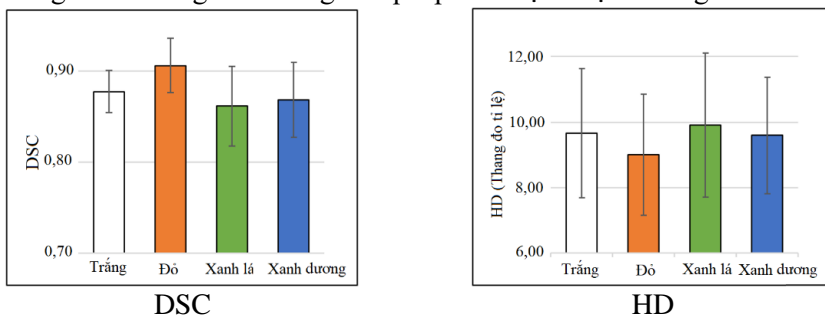
Ảnh W được chọn để đặt mặt nạ hình elip bao phủ màng nhĩ và ground truth được xác định bởi các chuyên gia nội soi. Hình 3.7 cho thấy, màng nhĩ đã được phân đoạn có kèm theo cả xương cán búa, đó là một thành công của phép phân đoạn. Ngoài ra, khi so sánh với ảnh ground truth, ảnh phân đoạn trên ảnh Đỏ cho kết quả tốt nhất, đường viền màng nhĩ mịn, trơn và gần giống nhất với kết quả của bác sĩ. Để chứng minh rằng kết quả này là đáng tin cậy, các hệ số DSC và HD được tính toán để đánh giá sự chính xác các kết quả phân đoạn của màng nhĩ.





Hình 3.7 Kết quả phân đoạn màng nhĩ: a, e – W; b, f – R; c, g – G; d, h – B. Vùng màu xanh lá là kết quả của thuật toán, vùng màu hồng là ground truth và màu trắng là kết quả chồng lấp của hai vùng trên.

Các biểu đồ DSC và HD (Hình 3.8) là giá trị trung bình của các kết quả phân đoạn trong 12 bộ ảnh cho thấy sự khác biệt của 4 bước sóng khác nhau. Kết quả thu được cho thấy hiệu quả tốt khi sử dụng thuật toán Active contour trên ảnh Đồ để phân đoạn màng nhĩ bao gồm cả xương búa, với giá trị DSC cao nhất và giá trị HD thấp nhất. Ngoài ra, việc phân đoạn còn giữ nguyên các đặc tính hình thái học của màng nhĩ, giữ nguyên được xương cán búa cũng như vùng tam giác sáng trên màng nhĩ. Đường biên trong kết quả phân đoạn được đánh giá là trơn tru.



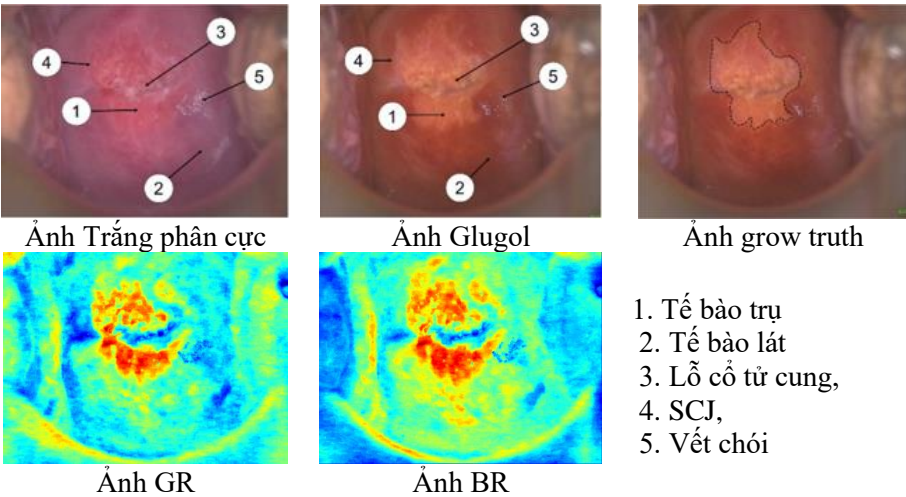
Hình 3.8 Giá trị số liệu trung bình của kết quả phân đoạn của màng nhĩ.

### 3.3 Kết quả nghiên cứu hình ảnh cổ tử cung

#### 3.3.1 Cơ sở dữ liệu hình ảnh cổ tử cung

Nghiên cứu được phê duyệt bởi Hội đồng Đạo đức trong nghiên cứu Y sinh học ĐHQG TP Hồ Chí Minh, Việt Nam mã số 135/ĐHQG-KHCN. Dữ liệu hình ảnh gồm 60 bộ ảnh trắng phân cực, mỗi bộ có 2 ảnh: chụp trước và sau khi áp dụng phương pháp VILI. Hình ảnh được chọn phải đạt các yêu cầu cơ bản về độ sắc nét và khả năng phân biệt các thành phần sinh học trong ảnh chụp màng nhĩ.

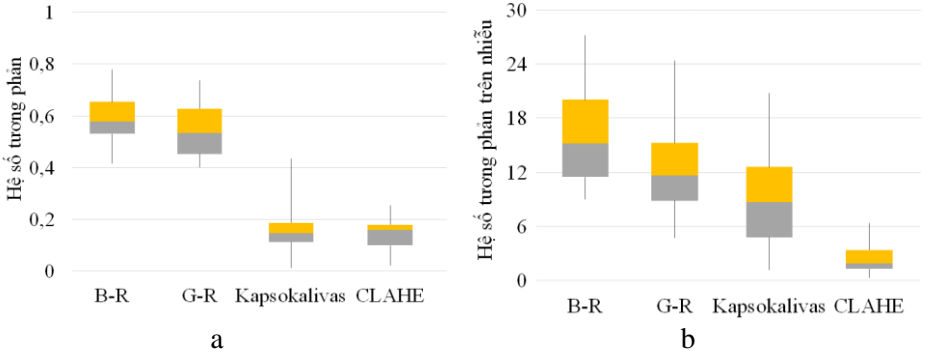
#### 3.3.2 Kết quả xử lý hình ảnh cổ tử cung



Hình 3.9 Ảnh cổ tử cung bị viêm lộ tuyến.

Hình 3.9 thể hiện kết quả tăng tương phản theo thuật toán GR và BR ở thang màu Jet. Vùng biểu mô trụ đặc trưng bởi màu nóng hơn tương ứng với nồng độ hemoglobin cao hơn. So sánh với hình ảnh Lugol, vùng có màu nóng hơn hoàn toàn tương đồng với biểu mô trụ. Như vậy, chúng ta có thể kết luận, sử dụng tính hấp thụ ánh sáng của máu có thể giúp chúng ta phân tách vùng lát trụ. Ngoài ra, hình ảnh kết hợp giữa B và R cho hình ảnh vùng biểu mô trụ rõ nét hơn so với ảnh kết hợp G và R. Điều này có thể được lý giải là do độ xuyên sâu của G cao hơn B, mà biểu mô trụ lại cấu tạo đơn lớp.

Để có thể đánh giá kết quả của phương pháp tăng tương phản máu do luận án đề xuất một cách khách quan, hệ số tương phản CR và hệ số tương phản trên nhiều CRN giữa vùng biểu mô trụ và biểu mô lát được tính toán và thể hiện ở Hình 3.10. Ở đây, dữ liệu hình ảnh gồm 19 ảnh soi bề mặt cổ tử cung có lộ tuyến ở những mức độ khác nhau được lựa chọn. Vùng 1 được đánh dấu là vùng biểu mô trụ, với kích thước 100 x 100 pixel và Vùng 2 là biểu mô vảy với cùng kích thước.



Hình 3.10 a. Hệ số tương phản CR và b. hệ số tương phản trên nhiều CRN giữa hai vùng biểu mô lát – trụ.

Theo Hình 3.10, hệ số tương phản CR của hai phương pháp BR hay GR đều cho giá trị trung bình cao hơn nhiều lần khi so với kết quả của phương pháp Kapsokalyvas và CLAHE. Ngoài ra, giá trị CNR cũng cho thấy kết quả của phương pháp đề xuất đạt được hệ số tương phản trên nhiều tốt nhất so với các cách tiếp cận khác (phương pháp Kapsokalyvas và CLAHE).

So với các phương pháp truyền thống, sự kết hợp các kênh màu đơn sắc, bổ sung các trọng số  $\alpha$  và  $K$  cho thấy sự vượt trội hơn hẳn trong việc giảm nhiễu cũng như tăng độ tương phản máu. Kết quả cho thấy có thể phân biệt vùng biểu mô trụ và biểu mô lát bằng mắt thường khi sử dụng phương pháp GR và BR. Hứa hẹn trong tương lai có thể hướng đến việc thay thế một phần cho phương pháp VILI – phương pháp xâm lấn trong việc hỗ trợ xác định biểu mô lát trụ hiện đang sử dụng trong các phòng khám.

## CHƯƠNG 4 KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN

### 4.1 Kết luận

Ứng dụng các đặc tính tương tác quang học của ánh sáng trong dải khả kiến và hồng ngoại gần với mô sinh học, đặc trưng phân cực ánh sáng trên mô, kết hợp cùng kỹ thuật xử lý hình ảnh số nhằm tạo ra mô hình một số loại thiết bị chẩn đoán hình ảnh y khoa bằng kỹ thuật quang học sử dụng nguồn sáng LED, luận án đã đạt được một số kết quả mới như sau:

a) Với tính chất quang học khác nhau của các loại mô liên quan đến khả năng hấp thụ và xuyên sâu của bức xạ trong mô, các thuật toán xử lý ảnh mới đã được xây dựng và phát triển, hỗ trợ quan sát hiệu quả các đối tượng y sinh khác nhau. Cụ thể:

- Về tĩnh mạch và gân bàn tay: Thuật toán kết hợp ảnh được chụp với dải sóng 850 nm và 940 nm, 850 nm và 740 nm làm tăng độ tương phản giữa các vùng tĩnh mạch, gân và các vùng da xung quanh.
- Về da: Thuật toán kết hợp 2 trong 3 ảnh đơn sắc G, R, B sử dụng các trọng số  $k$  chọn lọc được xây dựng và thử nghiệm phù hợp với yêu cầu người chẩn đoán. Từ đó, đồ thị mối liên hệ giữa độ tương phản giữa đối tượng với nền và hệ số  $k$  (còn gọi là đồ thị  $M(k)$ ) được biểu diễn trực quan bằng đồ thị, qua đó tùy thuộc vào đối tượng cần tăng tương phản, các cặp ảnh kết hợp và trọng số  $k$  được lựa chọn dễ dàng để tối ưu hoá độ tương phản. Một số kết quả đáng kể của thuật toán (được xác nhận trong công bố khoa học) như: tăng cường tương phản máu trên vết bớt rượu vang, tăng cường phân biệt phân bố melanin và hỗ trợ tốt đánh giá trực quan theo quy tắc ABCDE trong việc phân biệt nốt ruồi bình thường và ung thư hắc tố da, tăng cường quan sát da bị vảy nến bằng ảnh kết hợp ứng với cực tiểu hệ số tương phản cho thấy lớp da bề mặt, ảnh kết hợp ứng với cực đại hệ số tương phản cho thấy hình ảnh phân biệt về phân bố vảy, melanin cũng như hemoglobin.

- Về tai giữa: Đã chứng minh được không thể sử dụng các thuật toán phân đoạn theo ngưỡng (Otsu, K-means) trong phân đoạn màng nhĩ do khi phân tích histogram trên ảnh tai giữa ở tất cả các ảnh W, R, G hay B. Phân đoạn có thể thực hiện tốt sử dụng thuật toán Active Contour để tách ảnh màng nhĩ ra khỏi tai giữa.

- Về cổ tử cung: Xây dựng được thuật toán tăng tương phản máu và tăng tương phản collagen trên bề mặt CTC bằng cách kết hợp các ảnh G, R, B được tách ra từ ảnh trắng phân cực. Thuật toán có sử dụng các trọng số  $\alpha$  và  $K$  giúp tối ưu được hệ số tương phản của đối tượng trên nền. Một số kết quả đáng kể đã công bố của thuật toán là: Tăng tương phản giữa vùng biểu mô lát và biểu mô trụ, tăng tương phản vùng u nang Nabothian.

b) Thiết kế và thử nghiệm một số mô hình thiết bị thu nhận hình ảnh da liễu, tai mũi họng và cổ tử cung với nguồn sáng LED dựa vào các kết quả nghiên cứu ở trên (với kết quả đã đăng ký sở hữu trí tuệ quốc gia). Cụ thể:

- Máy soi ven người lớn sử dụng LED được thiết kế gồm nguồn phát sáng đèn LED công suất kết hợp cảm biến hồng ngoại, với mục đích hỗ trợ nhân viên y tế xác định ven nhanh chóng trên khu vực cánh tay người lớn (GPHI số hiệu 2318).

- Mô hình quang học thu nhận hình ảnh tĩnh mạch, gân bàn tay sử dụng nguồn sáng LED đỏ và hồng ngoại gần.

- Máy soi da bằng phương pháp quang học với nguồn phát sáng LED công suất được thiết kế gồm hệ phóng đại 10x và hệ kính phân cực ánh sáng chẩn đoán các bệnh về da (GPHI số hiệu 2125).

- Mô hình thiết bị thu nhận hình ảnh da liễu sử dụng nguồn sáng LED phân cực đa bước sóng, với các bước sóng 620 nm, 520 nm, 450 nm và trắng.

- Mô hình thiết bị nội soi tai sử dụng nguồn sáng LED đa bước sóng, với các bước sóng 620 nm, 520 nm, 450 nm và trắng. Mô hình được nâng cấp dựa trên thiết bị nội soi tai mũi họng đang sử dụng phổ biến hiện nay trong các bệnh viện, tích hợp thêm nguồn sáng đa bước sóng để hỗ trợ trong quá trình xử lý ảnh số trên máy tính (Sáng chế số hiệu 21898).

- Mô hình thiết bị soi cổ tử cung sử dụng nguồn sáng LED trắng phân cực. Mô hình sử dụng nguồn sáng phân cực nên giảm chói bề mặt và tăng độ xuyên sâu của các tia sáng.

c) Xây dựng được bộ cơ sở dữ liệu hình ảnh các đối tượng liên quan với việc sử dụng kỹ thuật quang học như luận án thực hiện, có thể sử dụng trong đào tạo, huấn luyện các chuyên ngành liên quan, được các chuyên gia liên quan đánh giá tốt.

## **4.2 Hướng phát triển**

Các kỹ thuật quang học sử dụng các nguồn sáng LED phù hợp rất đa dạng hiện nay kết hợp các kỹ thuật xử lý ảnh số được phát triển phù hợp đang mở ra những ứng dụng tiềm năng và triển vọng trong chẩn đoán hình ảnh y khoa, đáp ứng các tiêu chí xâm lấn tối thiểu, an toàn, nhanh chóng và tiện dụng một cách linh hoạt. Trong tương lai, để tiếp tục phục vụ các nghiên cứu chuyên sâu hơn, một số hướng phát triển có thể kể đến như sau:

- Đầu tiên cần hoàn thiện các mô hình thiết bị, tiến hành thực hiện các kiểm định, đánh giá các thông số kỹ thuật của thiết bị, đảm bảo chất lượng và an toàn của thiết bị, hướng đến việc hợp tác nghiên cứu ứng dụng các mô hình thiết bị này với các cơ sở y tế chuyên khoa.

- Dưới sự hỗ trợ của các chuyên gia, tiến hành thu thập cơ sở dữ liệu hình ảnh bệnh lý bằng hai nhóm thiết bị song song nhau: Nhóm thiết bị 1 là các thiết bị đang được sử dụng tại các cơ sở y tế, nhóm thiết bị 2 là các thiết bị do luận án hoàn thiện. Sau đó, dựa vào các đánh giá chuyên môn của các bác sĩ chuyên khoa, cũng như các tiêu chuẩn vàng của mỗi nhóm bệnh lý khi cần thiết (như sinh thiết), tạo ra một ngân hàng dữ liệu hình ảnh có phân loại thành các nhóm các bệnh lý riêng biệt. Mỗi hình ảnh sẽ được kèm theo các đánh giá lâm sàng về mức độ, tính chất bệnh lý của các chuyên gia.

- Trên cơ sở ngân hàng dữ liệu hình ảnh, phát triển các thuật toán tăng cường các dấu hiệu bệnh lý, hướng đến việc hỗ trợ y bác sĩ trong việc chẩn đoán.

- Làm chủ công nghệ chế tạo các thiết bị chẩn đoán hình ảnh quang học như soi da, nội soi tai mũi họng, soi cổ tử cung với nhiều đặc tính tối ưu như: chống chói, độ phân giải cao, tích hợp các phần mềm tăng độ tương phản, tăng cường các dấu hiệu bệnh lý, giá thành thấp... Với sự kết hợp các công nghệ IoT, các phương pháp trí tuệ nhân tạo như mạng neuron, học máy, học sâu... có thể nâng cấp khả năng chẩn đoán và sự tiện dụng không chỉ cho bác sĩ mà cho cả người dùng không chuyên trong việc quản lý sức khỏe cá nhân, phù hợp tiêu chí của nền y tế 4P (dự phòng, dự báo, cá nhân hóa, chia sẻ - preventive, predictive, personalized, participated) hiện nay và trong tương lai.