

THỰC HIỆN XỬ LÝ ẢNH SỐ TRÊN FPGA VÀ ỨNG DỤNG PHÂN TÍCH CÁC VÙNG HẮC TỔ BẤT THƯỜNG TRÊN DA ĐỂ CHẨN ĐOÁN SỚM NGUY CƠ UNG THƯ DA

PERFORM DIGITAL IMAGE PROCESSING ON THE FPGA AND APPLY AN ANALYSIS OF ABNORMAL AREAS OF THE SKIN TO DIAGNOSE EARLY SKIN CANCER RISK

Phạm Thị Quỳnh Trang^{1,*}, Dương Thị Hằng¹

TÓM TẮT

Phát hiện những dấu hiệu bất thường trên da đặc biệt là những dấu hiệu để phát hiện ung thư da ở giai đoạn sớm là rất quan trọng. Trong những năm gần đây, ung thư da được xem là một trong những loại ung thư nguy hiểm nhất trong những loại ung thư tìm thấy ở con người. Việc phát hiện ung thư, u ác tính giai đoạn sớm có thể hữu ích cho việc chữa trị. Chẩn đoán hình ảnh y khoa đóng vai trò quan trọng trong việc phát hiện sớm các dấu hiệu bất thường trên da dựa vào các hình ảnh y học. Trong bài báo này, chúng tôi trình bày một phương pháp hỗ trợ bác sỹ để phát hiện dấu hiệu bất thường trên da sử dụng các công cụ xử lý hình ảnh được hiện thực hóa trên FPGA. Đầu vào của hệ thống là ảnh tổn thương da và sau đó bằng cách áp dụng các kỹ thuật xử lý hình ảnh sẽ phân tích, xác định kích thước của dấu hiệu bất thường, tính toán các tham số và đưa ra những kết luận ban đầu về sự hiện diện của ung thư da. Các công cụ phân tích hình ảnh vết sẹo kiểm tra các thông số u ác tính khác nhau như Asymmetry, Border, Color, Diameter, (ABCD), kích thước và phân tích hình dạng cho các phân đoạn hình ảnh và các giai đoạn tính năng sẽ được thực hiện trên FPGA và công cụ System Generator (SG). Các tham số được trích xuất được sử dụng để phân loại hình ảnh và chẩn đoán sớm vùng da là da bình thường hay có thương tổn hoặc u ác tính.

Từ khóa: Kỹ thuật xử lý ảnh; FPGA; Ung thư da.

ABSTRACT

Detecting abnormalities on the skin, especially signs for early skin cancer, is very important. In recent years, skin cancer is considered one of the most dangerous types of cancers found in humans. Early detection of melanoma can be helpful for treatment. Medical imaging plays an important role in the early detection of abnormal skin markings based on medical images. In this paper we present a method to assist physicians in detecting skin abnormalities using visualization tools rendered on FPGAs. The input of the system is skin lesions and then by applying imaging techniques it will analyze, determine the size of abnormalities, calculate parameters and make conclusions. Early on the presence of skin cancer. The scanners image analysis tools examine different malignant melanoma parameters, such as Asymmetry, Border, Color, Diameter, (ABCD), size and shape analysis for image segments and counting phases. Features will be implemented on FPGA and System Generator (SG) tools. Parameters to be extracted are used to classify images and to predict early on the skin as normal or damaged or malignant.

Keywords: Image processing techniques; FPGA; Skin cancer.

¹Khoa Điện tử, Trường Đại học Công nghiệp Hà Nội

*Email: duongthihang.hau@gmail.com

Ngày nhận bài: 25/12/2017

Ngày nhận bài sửa sau phản biện: 30/3/2018

Ngày chấp nhận đăng: 21/8/2018

Phản biện khoa học: TS. Hà Mạnh Đào

1. GIỚI THIỆU

Xử lý ảnh là một lĩnh vực mang tính khoa học và công nghệ. Nó là một ngành khoa học mới mẻ so với nhiều ngành khoa học khác nhưng tốc độ phát triển của nó rất nhanh, kích thích các trung tâm nghiên cứu, ứng dụng, đặc biệt là máy tính chuyên dụng riêng cho nó.

Các phương pháp xử lý ảnh bắt đầu từ các ứng dụng chính: nâng cao chất lượng ảnh và phân tích ảnh. Các phương pháp tri thức nhân tạo như mạng nơ ron nhân tạo, các thuật toán xử lý hiện đại và cải tiến, các công cụ nén ảnh ngày càng được áp dụng rộng rãi và thu nhiều kết quả khả quan.

Ngày nay, công nghệ xử lý hình ảnh đang được ứng dụng rộng rãi trong nhiều lĩnh vực như y học, an ninh, giao thông, bảo mật, cũng như trong lĩnh vực tự động hóa. Các ứng dụng của xử lý ảnh trong chẩn đoán y học dựa vào các thiết bị phần cứng đa dạng như máy chụp cắt lớp, máy chụp cộng hưởng từ, máy siêu âm, máy điện tim. Có thể nói, kỹ thuật xử lý ảnh đã và đang đóng vai trò cực kỳ quan trọng và đang hiện hữu rộng khắp trong các hệ thống điện tử thông minh có trên thị trường. Ngày nay, yêu cầu sử dụng các thiết bị nhúng thông minh tích hợp kỹ thuật xử lý ảnh nâng cao đang gia tăng nhanh chóng. Điều này đòi hỏi sự tích hợp của các kỹ thuật xử lý ảnh trên các hệ thống nhúng để đạt được những yêu cầu khắt khe về công suất tiêu thụ, tốc độ xử lý, tài nguyên phần cứng và thời gian phát

triển sản phẩm. Thách thức đặt ra là làm thế nào để có thể thực thi các kỹ thuật tách biên ảnh này cũng như các kỹ thuật xử lý ảnh khác một cách hiệu quả trên các phần cứng và hệ thống nhúng.

Trong bối cảnh đó, công nghệ FPGA (Field Programmable Gate Array) cho phép thiết kế và thực thi các hệ thống số với tốc độ cao, công suất tiêu thụ thấp, đồng thời cho phép tái cấu hình và cấu hình động từng phần. Các ứng dụng điển hình của FPGA là sử dụng FPGA như một bộ tăng tốc phần cứng (hardware-accelerator) trong các hệ thống tính toán hiệu năng cao, hoặc sử dụng FPGA để thiết kế và phát triển hệ thống nhúng.

Cùng với sự ra đời của các dòng sản phẩm chip FPGA mới có mật độ tích hợp ngày càng cao và công suất tiêu thụ cực thấp, các công cụ phần mềm hỗ trợ thiết kế đi kèm cho FPGA cũng được các hãng sản xuất FPGA chú trọng phát triển với mục tiêu giúp người dùng giảm thiểu thời gian thiết kế và phát triển sản phẩm. Hai công cụ tiêu biểu của hãng Xilinx - một trong những hãng sản xuất FPGA hàng đầu thế giới - là Embedded Development Kit (EDK) cho phép phát triển hệ thống nhúng và Xilinx System Generator (XSG) cho phép phát triển nhanh các ứng dụng xử lý tín hiệu (bao gồm cả xử lý ảnh) trên các board phát triển FPGA của Xilinx [1].

Bài báo sẽ trình bày việc thực thi kỹ thuật chuyển đổi ảnh màu về ảnh mức xám, chuyển đổi ảnh xám về ảnh nhị phân và tách biên ảnh nhị phân, đồng thời tính toán các tham số ABCD trên ảnh các vùng bất thường hay các vùng tổn thương trên da người để đưa ra các cảnh báo sớm về khả năng ung thư da. Các kỹ thuật xử lý ảnh nêu trên được thực thi trên chip FPGA của hãng Xilinx sử dụng công cụ System Generator (SG). Kết quả thu được bằng phương pháp đồng mô phỏng (software-hardware co-design) trên Kit ZedBoard.

2. CƠ SỞ LÝ THUYẾT

2.1. Kỹ thuật tách biên Gradient

Phát hiện biên dựa trên gradient là một kỹ thuật thường được sử dụng. Phương pháp gradient là phương pháp dò biên cục bộ (phương pháp tìm biên trực tiếp) dựa theo đạo hàm cực đại bậc nhất. Gradient được hiểu là một vectơ có các thành phần biểu thị tốc độ thay đổi giá trị cường độ sáng của điểm ảnh theo hai hướng x (hướng ngang) và y (hướng dọc).

Đạo hàm bậc nhất theo hướng ngang và dọc được tính theo (1) [1]:

$$\Delta f = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (1)$$

Biên độ của gradient vector hay độ lớn tổng cộng của giá trị đạo hàm nằm tại biên là kết hợp của cả hai giá trị này theo công thức (2)[1]:

$$\Delta f = |\Delta f| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (2)$$

Hướng của gradient vector được xác định theo (3)[1]:

$$\text{angle of } \nabla f = \tan^{-1} \left(\frac{G_y}{G_x} \right) \quad (3)$$

Hướng của biên sẽ vuông góc với hướng của gradient vector này.

Trên thực tế Sobel sử dụng hai mặt nạ có kích thước [3 x 3] trong đó một mặt nạ chỉ đơn giản là sự quay của mặt nạ kia đi một góc 90° như (4). Các mặt nạ này được thiết kế để tìm ra các đường biên theo chiều đứng và chiều ngang một cách tốt nhất. Khi thực hiện phép convolution giữa ảnh và các mặt nạ này ta nhận được các gradient theo chiều đứng và chiều ngang G_x , G_y . Toán tử Sobel có dạng như (4):

$$H_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad H_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Hướng ngang (x) Hướng dọc (y)

2.2. Công cụ System Generator (SG)

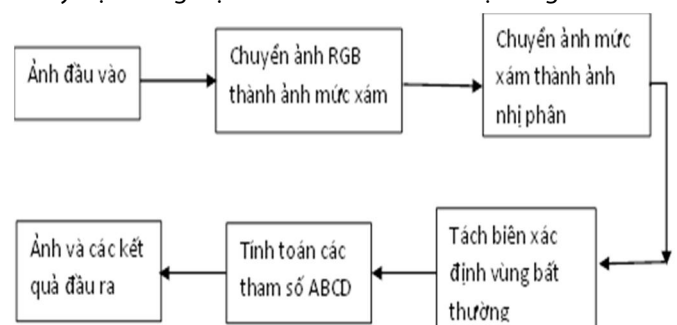
Bộ công cụ System Generator là sự kết hợp giữa Xilinx và MatLab cho phép người thiết kế sử dụng các khối có sẵn của Xilinx như một Block trong Matlab Simulink để xây dựng và mô phỏng các thiết kế lớn hơn đồng thời chuyển chúng thành các mã HDL để hiện thực hóa trên phần cứng [9].

MathWorks SIMULINK cung cấp chứa 2 thư viện (block) hỗ trợ thiết kế các ứng dụng trên nền tảng FPGA là: Xilinx Blocksets và Xilinx Reference Blocksets. Mỗi block có một chức năng riêng. Sau khi mô hình được xây dựng, các tham số về thời gian, tính đồng bộ, các thuật toán có thể chạy động (mô phỏng hoạt động như trong thời gian thực) dựa trên các công cụ có khả năng ước lượng các hành vi của cả mô hình, chỉ trong một giao diện người dùng dạng đồ họa. Công cụ HDL Coder có chức năng tạo ra các file HDL, test benches HDL trên nền tảng một chip FPGA cụ thể. Với những khả năng này của phần mềm, người thiết kế có thể dễ dàng kiểm tra, phân tích kết quả về mặt lý thuyết trên các mô hình cũng có thể kiểm chứng lại kết quả trên phần cứng bằng cách tổng hợp thiết kế trên một chip Xilinx FPGA cụ thể. Xilinx System Generator for DSP là một công cụ hữu ích cho công việc thiết kế ứng dụng DSP trên FPGA ở cấp độ System- level, giúp cho việc thiết kế các ứng dụng trên FPGA trở nên thuận tiện và dễ dàng hơn [9].

3. MÔ HÌNH HỆ THỐNG

3.1. Sơ đồ khối thiết kế

Hình 1 biểu diễn sơ đồ khối bộ xử lý ảnh số ứng dụng cho y học trong việc cảnh báo sớm biểu hiện ung thư da.



Hình 1. Sơ đồ khối thiết kế

Khối ảnh đầu vào: được thực hiện trên Matlab Simulink nguồn ảnh từ [4], có nhiệm vụ đọc một ảnh màu chứa vùng bất thường hay vùng thương tổn trên da, ảnh này được cắt về kích thước 256x256 với độ phân giải 96dpi.

Khối chuyển ảnh RGB thành ảnh mức xám: được thực hiện trên System Generator, nhiệm vụ của khối này là chuyển đổi một ảnh RGB về ảnh mức xám theo công thức (2).

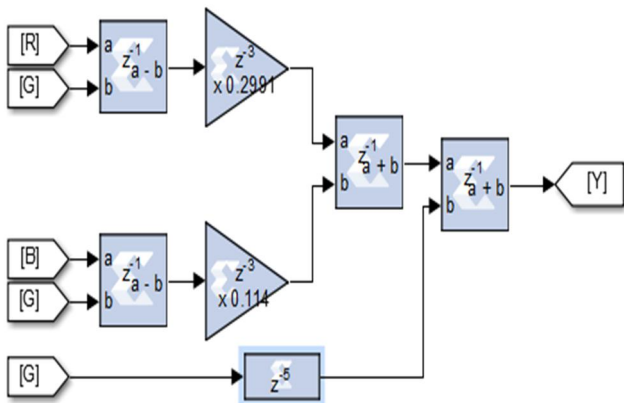
Khối chuyển ảnh mức xám thành ảnh nhị phân: được thực hiện trên System Generator, với chức năng chuyển đổi ảnh mức xám về ảnh nhị phân với ngưỡng chuyển đổi bằng 40%.

Khối tách biên xác định vùng bất thường: được thực hiện trên System Generator, với chức năng khoanh vùng da bất thường hay vùng da bị tổn thương trên ảnh.

Khối tính toán các tham số ABCD và khối đầu ra: được thực hiện Matlab, nhiệm vụ của khối này là trích chọn các tham số mong muốn và so sánh các tham số với ngưỡng cho trước để đưa ra dự đoán và hiển thị kết quả, hiển thị ảnh đầu ra.

3.2. Khối chuyển ảnh màu (ảnh RGB) thành ảnh mức xám

Sơ đồ chi tiết khối chuyển đổi ảnh RGB sang ảnh xám (hình 2) được thực hiện dựa trên công thức (2).

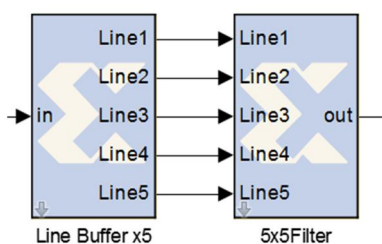


Hình 2. Sơ đồ chi tiết khối chuyển đổi ảnh RGB sang ảnh xám

3.3. Khối chuyển đổi ảnh mức xám về ảnh nhị phân

Trong thiết kế khối này được đặt trong Mcode: được lập trình bằng các lệnh hỗ trợ HDL trên m-file chuyển đổi ảnh xám thành ảnh nhị phân. Ảnh mức xám có giá trị từ 0 - 255 được chuyển thành nhị phân theo ngưỡng 103 (cỡ 40% mức cường độ sáng tối đa) theo công thức (3).

3.4. Khối tách biên



Hình 3. Sơ đồ khối tách biên

Sơ đồ khối tách biên trong thiết kế của nhóm nghiên cứu được biểu diễn trên hình 3. Ở đây sử dụng khối 5x5Filter là khối tách biên dùng bộ lọc tách biên ảnh thông dụng là bộ lọc Sobel X-Y có kích thước 5x5 có sẵn trong tài nguyên của SG.

3.5. Tính toán các tham số xác định bất thường trên da

Các tham số được xác định sẽ mô tả tính đồng đều, tính đối xứng về hình dạng, màu sắc của các vùng bất thường trên da [5, 6].

Tham số A (Asymmetry of lesion shape) là giá trị biểu diễn tính không đồng đều (tính bất đối xứng) của vùng biến dạng trên da. Tham số này được tính bằng tỷ lệ phần trăm của các điểm biên trên diện tích tổn thương.

$$IndexA = \frac{P}{A} \quad (5)$$

Trong đó: P là tổng các điểm ảnh trên đường biên

A là tổng các điểm ảnh trên vùng biến dạng

Tham số B (Border irregularity) độ lệch của đường biên được tính theo công thức:

$$IndexB = \frac{p^2}{4 \cdot \pi \cdot A} \quad (6)$$

Tham số C (Colour variegation): Sự biến dạng màu được định lượng bằng độ lệch chuẩn được chuẩn hóa của các thành phần màu red, green, blue của vùng biến dạng:

$$IndexC = \frac{\partial red}{M_{red}} + \frac{\partial green}{M_{green}} + \frac{\partial blue}{M_{blue}} \quad (7)$$

Trong đó: ∂red , $\partial green$, $\partial blue$ là độ lệch chuẩn của các thành phần màu đỏ, xanh lá cây và xanh dương của vùng biến dạng.

M_{red} , M_{green} , M_{blue} là giá trị lớn nhất của các thành phần màu đỏ, xanh lá, xanh dương của vùng biến dạng.

Tham số D (Diameter of lesion) đường kính vùng biến dạng. Trong thực tế, đối với những nốt ruồi thông thường, đường kính của nó nhỏ hơn 6mm. Do vậy tham số $D = 5$ nếu đường kính của vùng biến dạng lớn hơn 6mm trường hợp ngược lại D được tính bằng đường kính của vùng biến dạng với tọa độ tâm của vùng biến dạng được xác định bằng biểu thức:

$$(x_c, y_c) = \left(\frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}, \frac{\sum_{i=1}^n y_i}{n} \right) \quad (8)$$

Trong đó: x_i , y_i là tọa độ các điểm ảnh nằm trong vùng biến dạng.

n là tổng số điểm ảnh trong vùng biến dạng.

Tỷ số TDS (Total Dermoscopy Score) được xác định bằng biểu thức:

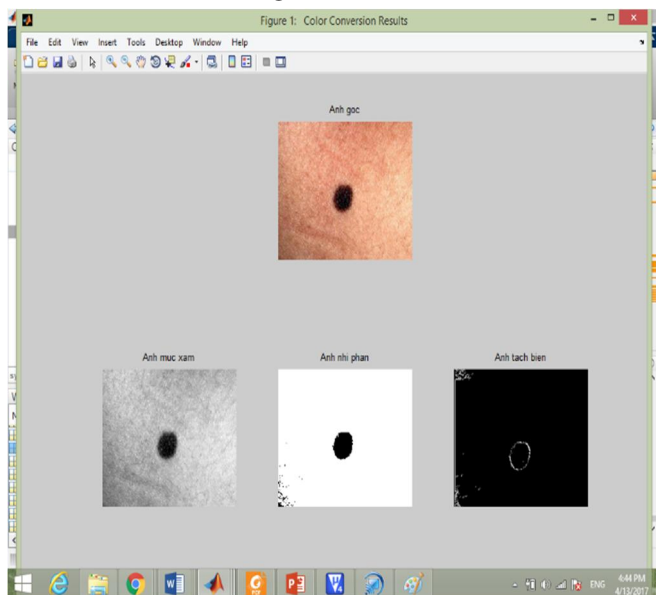
$$TDS = 1,3 \cdot IndexA + 0,1 \cdot IndexB + 0,5 \cdot IndexC + 0,5 \cdot IndexD$$

Cảnh báo về ung thư trên da được xác định từ tỷ số TDS. Nếu $1 < TDS < 4,75$ da đã có dấu hiệu bất thường, nếu $4,75 < TDS < 5,45$ da cần theo dõi về khả năng ung thư, nếu $TDS > 5,45$ cảnh báo vùng biến dạng trên da là u ác tính [5, 6].

4. KẾT QUẢ ĐẠT ĐƯỢC

Việc tổng hợp các thiết kế đã trình bày trong phần trước được thực hiện trên chip Zynq XC7z020-1clg484 của hãng Xilinx. Để đánh giá kết quả của các khối xử lý ảnh trên phần cứng, chúng tôi thực hiện mô phỏng phần mềm và phần cứng (hardware-software co-design) với board thí nghiệm được sử dụng là ZedBoard Zynq XC7z020-1clg484. Kết quả chuyển đổi ảnh và tách biên được biểu diễn trên hình 4, 5 đối với một trường hợp có cảnh báo về u ác tính trên da [4].

So sánh kết quả thực hiện trên phần cứng và kết quả mô phỏng trên phần mềm là tương đương nhau. Điều này cho thấy thuật toán xây dựng trên FPGA sử dụng công cụ SG đã đảm bảo tính đúng đắn của thiết kế.



Hình 4. Kết quả thực hiện trên phần mềm

Kết quả tính toán các tham số ABCD:

$$A = 1711 \quad P = 739$$

$$\text{Tọa độ tâm } X_i = 60 \quad Y_j = 139$$

Bán kính nhỏ nhất và lớn nhất

$$SD = 13,6690 \quad GD = 22,9883$$

$$\text{IndexA} = 0,4321$$

$$\text{IndexB} = 25,4226$$

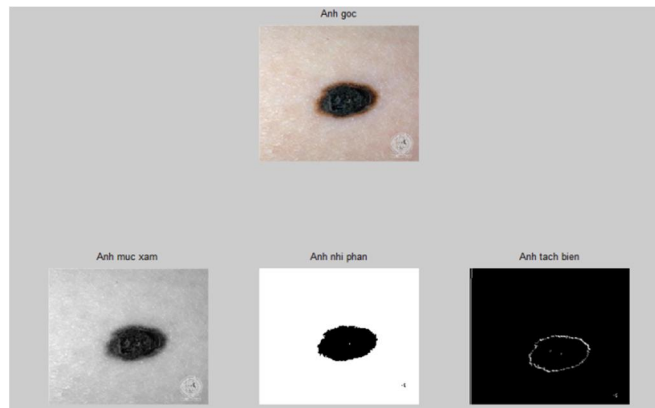
$$\text{IndexC} = 0,4097$$

$$\text{IndexD} = 5$$

$$\text{Tỷ số TDS} = 5,8089 \text{ (Cảnh báo u ác tính)}$$



Hình 5. Kết quả ảnh nhị phân và ảnh tách biên thu được trên phần cứng



Hình 6. Kết quả thực hiện trên phần mềm

Kết quả chuyển đổi ảnh và tách biên được biểu diễn trên hình 6, 7 đối với một trường hợp da bình thường [4].

Kết quả tính toán các tham số ABCD:

$$A = 4787 \quad P = 697$$

$$\text{Tọa độ tâm } X_i = 148 \quad Y_j = 156$$

Bán kính nhỏ nhất và lớn nhất

$$SD = 6,9601 \quad GD = 14,8025$$

$$\text{IndexA} = 0,1457$$

$$\text{IndexB} = 8,0837$$

$$\text{IndexC} = 0,5069$$

$$\text{IndexD} = 5$$

$$\text{Tỷ số TDS} = 3,7512 \text{ (Da bình thường)}$$



Hình 7. Kết quả ảnh nhị phân và ảnh tách biên thu được trên phần cứng

Ước lượng công suất và tài nguyên phần cứng cần sử dụng của thiết kế trên board phát triển Zed Board Zynq XC7z020-1clg484 được biểu diễn trên bảng 1.

Bảng 1. Ước lượng công suất và tài nguyên phần cứng của thiết kế trên chip Zynq XC7z020-1clg484

	Công suất (W)	Tài nguyên đã sử dụng (block)	Tài nguyên đã sử dụng (%)
LUT as Logic	1,850	587	1,10
CARRY4	0,312	118	0,89
Register	0,239	1063	1,00
BUFG	0,049	4	12,50
LUT as Shift Register	0,019	35	0,20
Block RAM	4,097	6,5	4,64
MMCM	1,784	1	25,00

DSPs	0,493	5	2,27
I/O	0,004	4	0,50
Static Power	1,055		
Total	13,689		

5. KẾT LUẬN

Bài báo đã trình bày sử dụng một số công cụ để thực thi xử lý ảnh số trên FPGA, đồng thời phân tích ảnh để đưa ra một số cảnh báo sớm về nguy cơ mắc bệnh ung thư, hoặc các dấu hiệu bất thường trên da hỗ trợ các bác sỹ trong quá trình chẩn đoán bệnh.

Hướng nghiên cứu tiếp theo của nhóm tác giả là thực thi các thuật toán xử lý tín hiệu y học khác trên nền tảng phần cứng FPGA bằng công cụ SG.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. <https://www.stdio.vn/articles/read/383/ky-thuat-grayscale-va-nhi-phan-hoa-anh-adaptive-threshold>.
- [2]. <https://uwaterloo.ca/vision-image-processing-lab/research-demos/skin-cancer-detection>
- [3]. Zhishun She. *Combination of features from skin pattern and ABCD analysis for lesion classification*. Glyndwr University, Skin Research & Technology, 13(1), 25–33.
- [4]. Shivangi Jaina, Vandana Jagtapb, Nitin Pise, 2015. *Computer aided Melanoma skin cancer detection using Image Processing*. International Conference on Intelligent Computing, Communication & Convergence (ICCC-2015).
- [5]. Dr. S.Gopinathan¹, S. Nancy Arokia Rani. *The Melanoma Skin Cancer Detection and Feature Extraction through Image Processing Techniques*. International Journal of Emerging Trends & Technology in Computer Science (IJETTCS) Web Site: www.ijettcs.org Email: editor@ijettcs.org, Volume 5, Issue 4.
- [6]. Sanjay Jaiswar, Mehran Kadri, Vaishali Gatty, 2014. *Skin Cancer Detection Using Digital Image Processing*. International Journal of Scientific Engineering and Research (IJSER) www.ijser.in ISSN (Online): 2347-3878, Impact Factor: 3.05.
- [7]. Vivado Design Suite Tutorial, Model-Based DSP Design using System Generator, UG948 (v2014.1) May 20, 2014.