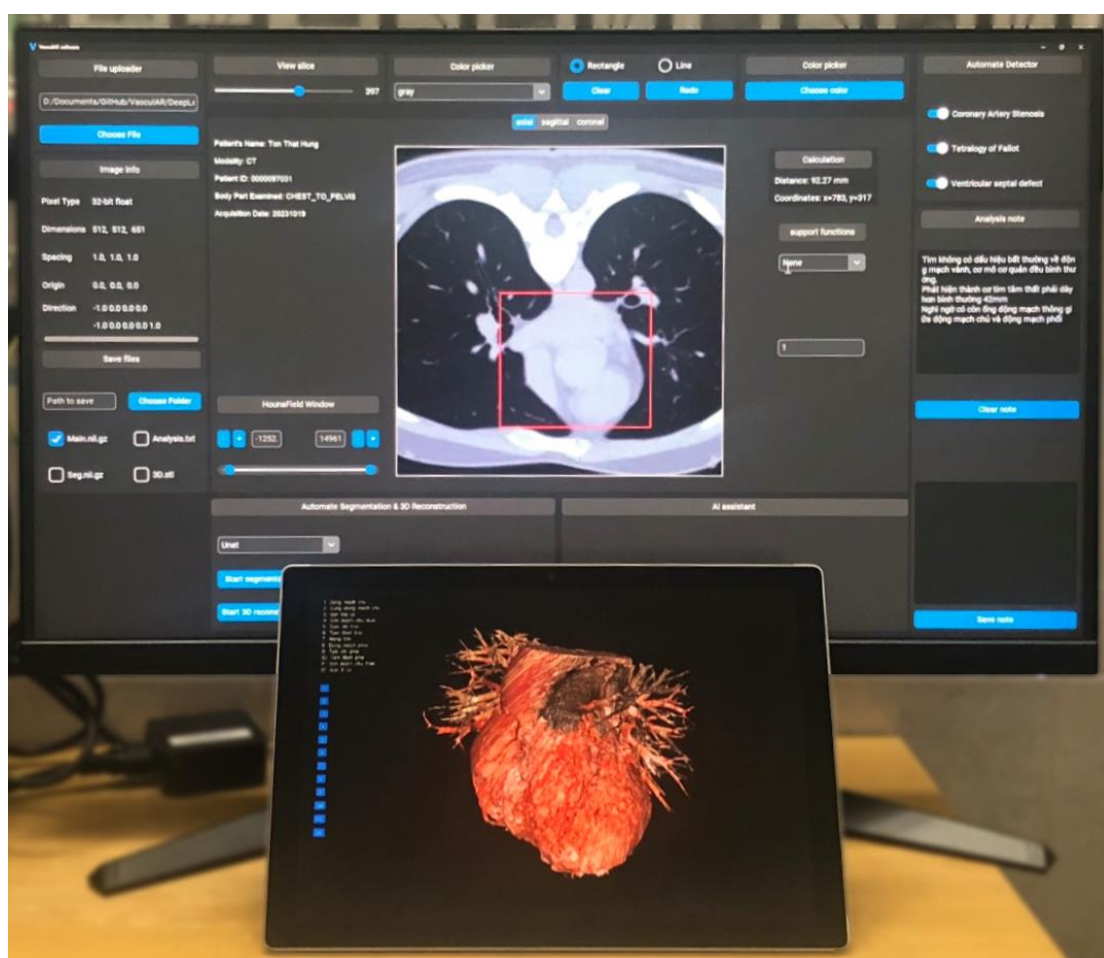


**SỞ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO TP. HCM**  
**CUỘC THI NGHIÊN CỨU KHOA HỌC KỸ THUẬT CẤP THÀNH PHỐ**  
**HỌC SINH TRUNG HỌC NĂM HỌC 2023-2024**

**DỰ ÁN**

**PHẦN MỀM TÍCH HỢP HỌC SÂU ĐỂ PHÂN VÙNG VÀ TÁI TẠO CẤU TRÚC**  
**TIM 3 CHIỀU CHO ỨNG DỤNG Y HỌC**

**LĨNH VỰC: PHẦN MỀM HỆ THỐNG    MÃ DỰ ÁN: 21\_1033\_02**



Giáo viên hướng dẫn: Đỗ Quốc Anh Triết

Tác giả 1: Nguyễn Lê Quốc Bảo  
Tác giả 2: Lê Tuấn Hy

## LỜI CẢM ƠN

Cảm ơn Bác sĩ Trần Văn Nghĩa (Trưởng khoa tim mạch Viện tim thành phố) đã chỉ dẫn những vấn đề quan trọng liên quan tới tim và ảnh chụp cắt lớp.

Cảm ơn bác sĩ Lê Văn Phước (Trưởng khoa Chẩn đoán hình ảnh Bệnh viện Chợ Rẫy) đã thực hiện, tư vấn và hướng dẫn phân vùng trên bộ ảnh cắt lớp lòng ngực thô.

Cảm ơn bác sĩ Trần Văn Hữu (BS chuyên khoa 2, trưởng khoa ngoại tổng hợp bệnh viện Quận 1) đã tư vấn hướng phát triển và ứng dụng thực tế cho dự án.

Cảm ơn bác sĩ Lê Thị Phương Nga BS khoa nội, bệnh viện Nguyễn Trãi, TPHCM đã hỗ trợ kiến thức về giải phẫu lồng ngực, giải phẫu tim người.

Cảm ơn anh Đoàn Văn Tuấn (cựu sinh viên trường Đại học Kỹ Thuật Y Tế Hải Dương, khoa chuẩn đoán hình ảnh) đã giúp giới thiệu form khảo sát đến cho các bạn sinh viên khác.

## TÓM TẮT

Tại Việt Nam, công tác chẩn đoán hình ảnh của kỹ thuật viên và bác sĩ chưa được tối ưu hóa một cách hiệu quả do sự lạc hậu về kỹ thuật và công nghệ đang sử dụng trong quy trình, đặc biệt đối với chuyên khoa tim mạch với các bệnh lý phức tạp, nguy hiểm. Đề trợ giúp cho ngành y tế, nhóm đã phát triển một nền tảng công nghệ toàn diện có tên **VasculAR** giúp tăng tốc độ và độ chính xác cho phân tích ảnh cắt lớp vi tính, tăng tốc độ lưu chuyển hồ sơ bệnh án, và tăng tính trực quan tương tác trong công tác lập kế hoạch tiền phẫu thuật. Đề tài áp dụng quy trình thiết kế ứng dụng và quy trình nghiên cứu y học. Nhóm nghiên cứu về nguyên lý vật lý hạt nhân của các máy chụp MRI, CT cho việc cấu tạo ảnh. Các bệnh lý về tim được nghiên cứu gồm tứ chứng fallot, bệnh còn ống động mạch, và bất thường động mạch vành. Các mô hình học sâu (deep learning) đã được nghiên cứu bao gồm VGG, Resnet, Unet, Unet Attention và cho công việc phân vùng (segmentation) hình ảnh cắt lớp tim. Điểm mới của đề tài là sự tự động hóa trong các khâu từ tiền xử lý đến hậu xử lý nhờ áp dụng kiến thức toán học như phương trình tuyến tính, phương trình đường tròn và hình học không gian cho thuật toán tái tạo cấu trúc tim trong không gian 3 chiều. Kết quả nghiên cứu cho thấy công nghệ tăng cường thực tế (AR) được xác nhận giúp tăng tính tương tác trong các phiên họp tiền và hậu phẫu thuật. Mô Unet attention vượt xa kiến trúc truyền thống khác, đạt độ chính xác 0.9455 và kết quả Dice Coefficient đạt trung bình 0.91 trên bộ dữ liệu nghiên cứu. Trong quá trình thử nghiệm thực tế, kết quả phân tích từ kỹ thuật viên chẩn đoán hình ảnh được đưa về bác sĩ chẩn đoán lâm sàng hoặc các bệnh viện tuyến trên một cách nhanh chóng qua hệ cơ sở dữ liệu mã hóa đám mây PostgreSQL, giảm từ 20 phút còn 5 phút cho một ca.

*Từ khóa: tim mạch, mô hình học sâu, phân vùng cắt lớp, tái tạo 3D*

## MỞ ĐẦU

### 1. Lý do chọn đề tài

Theo Tổ chức Y tế Thế giới, bệnh tim mạch là nguyên nhân gây tử vong hàng đầu trên toàn cầu (Mendis et al., 2011) [1]. Theo thống kê, Việt Nam có khoảng 200.000 người tử vong vì bệnh tim mạch. Số ca tử vong do các bệnh tim mạch cao hơn cả tử vong do ung thư, hen phế quản và đái tháo đường cộng lại [2]. Trong ca phẫu thuật tim, công tác chuẩn đoán hình ảnh đóng vai trò quan trọng trong việc lập kế hoạch tiền phẫu thuật.

Theo lời của Bác sĩ Trần Văn Nghĩa, có nhiều trường hợp (xin phép không nêu tên) bệnh nhân chụp MRI lần 1 và 2 đều không phát hiện dấu hiệu bất thường, đến lần thứ 3 phải dùng kỹ thuật chụp MRI tim với độ nhạy cao (high-sensitivity cardiac MRI)

mới phát hiện được bệnh lý thường bị bỏ sót trong chụp MRI thông thường do hình ảnh với những dấu hiệu không rõ ràng, mắt người khó nhận diện chính xác. Mỗi lần chụp MRI đều có thể để lại một nguy cơ, rủi ro cho bệnh nhân. Hay sự chậm trễ trong công tác quản lý lưu chuyển kết quả phân tích, hồ sơ bệnh án giữa các tuyến bệnh viện với nhau có thể khiến bệnh nhân chịu đau đớn, chậm trễ tiến trình điều trị [3]. Để hạn chế những bỏ sót, tăng tốc độ lưu chuyển thông tin, tối ưu hóa quy trình phân tích chẩn đoán, nhóm nghiên cứu đã chọn đề tài **“Phần mềm tích hợp học sâu để phân vùng và tái tạo cấu trúc tim 3 chiều cho ứng dụng y học”**.

## **2. Mục tiêu nghiên cứu**

- Huấn luyện mô hình học sâu phân vùng tim cần đạt độ chính xác xấp xỉ 98-99%, chỉ số Dice Coefficient Score chỉ chấp nhận trên 0.9.
- Lập trình thuật toán tái tạo 3D cần vừa chính xác, nhanh, nhẹ, cho phép người dùng có thể tương tác dễ dàng bằng chuột hoặc trong không gian tăng cường thực tế ảo. Không gian 3D cần có chức năng hiển thị/ẩn từng vùng riêng biệt trong tim.
- Lập trình phần mềm đề cao tính tự động hóa.
- Lập trình kết nối cơ sở dữ liệu mã hóa đám mây có thể lưu trữ hình ảnh, khoanh vùng tổn thương, ghi chú phân tích của bác sĩ và kỹ thuật viên chẩn đoán.

## **3. Giả thuyết khoa học**

- Nếu thực hiện nghiên cứu thành công, thì các chức năng, quy trình tự động hóa trong khâu tiền xử lý hình ảnh, khoanh vùng tổn thất sẽ tiết kiệm thời gian trong quá trình chẩn đoán. Hình ảnh tái tạo tim 3 chiều chính xác trong không gian AR tăng tính hình dung cho việc lập kế hoạch tiền phẫu thuật của bác sĩ phẫu thuật. Hệ cơ sở dữ liệu mã hóa bảo mật thông tin, quản lý dữ liệu bệnh nhân tạo thuận lợi cho quy trình phân tích hậu phẫu thuật trong các phiên họp.

## **4. Nhiệm vụ nghiên cứu**

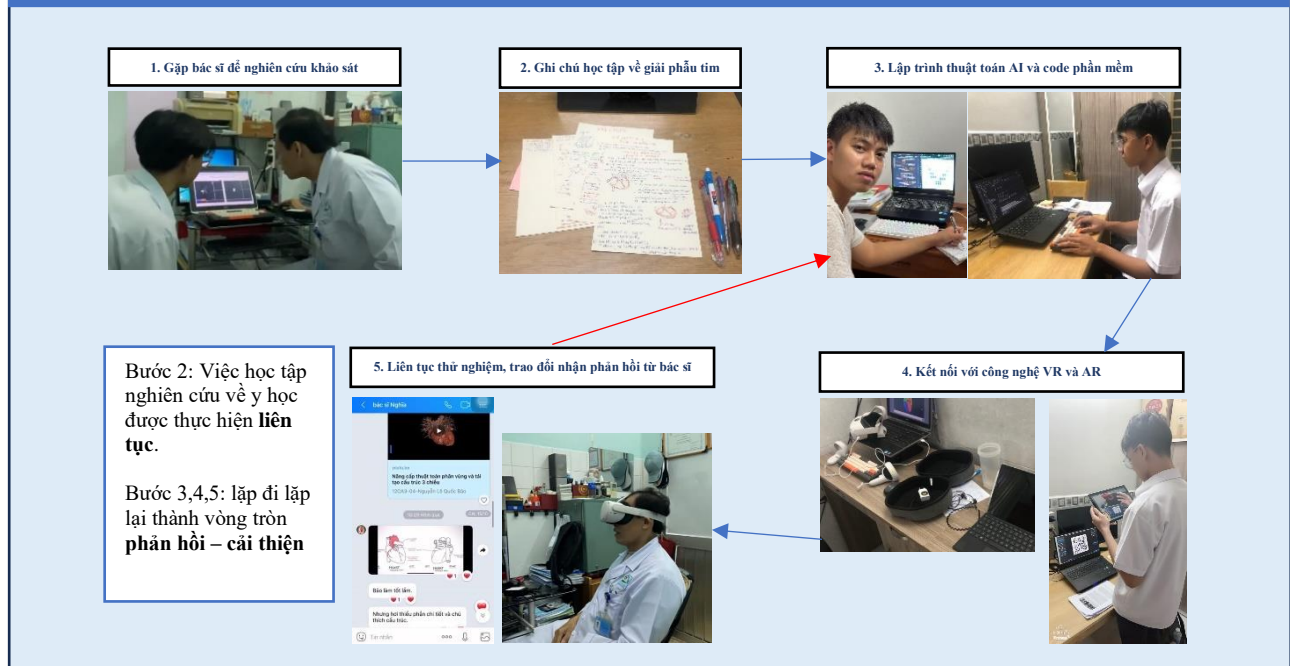
- Nghiên cứu về lý thuyết vật lý (từ trường, hạt nhân, sóng vô tuyến...) trong máy chụp MRI và CT để thông hiểu các thông số kỹ thuật và nguyên lý cấu tạo nên độ tương phản (đơn vị Hounsfield) của ảnh chụp cắt lớp.
- Nghiên cứu về các vùng trong cấu trúc tim và các bệnh lý liên quan đến tim.
- Nghiên cứu các mô hình học sâu tốt cho việc chuẩn đoán hình ảnh y học.
- Nghiên cứu thuật toán hình học không gian tái tạo cấu trúc tim 3 chiều.
- Nghiên cứu môi trường thực tế ảo (VR) và thực tế tăng cường (AR).

## **5. Câu hỏi nghiên cứu**

- C1: Làm sao để huấn luyện mô hình học sâu đạt kết quả tốt nhất.
- C2: Làm sao để xây dựng một ứng dụng tự động hóa đầy đủ các tính năng, công cụ.
- C3: Làm sao để xây dựng một cơ sở dữ liệu an toàn, bảo mật, lưu trữ xử lý dữ liệu lớn.

## **6. Phương pháp nghiên cứu**

## Sơ đồ quy trình nghiên cứu y học và phát triển ứng dụng



## 7. Tính mới và tính sáng tạo của đề tài

- Nền tảng ứng dụng đầu tiên của người Việt sử dụng các mô hình học sâu ứng dụng cho nhiệm vụ phân tích chuyên sâu về ảnh cắt lớp tim mạch, phân vùng và tái tạo cấu trúc tim 3D một cách tự động hóa hoàn toàn.
- Cùng bác sĩ, chuyên gia chẩn đoán hình ảnh tạo ra một bộ data mới với số vùng nhiều và chi tiết nhất hiện nay (12 vùng), trên thế giới chỉ tối đa 7 vùng. [5]
- Kết nối công nghệ VR và AR vào trong ứng dụng y học.

## CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN

### 1.1 Các công trình nghiên cứu phần mềm ứng dụng trên thế giới và Việt Nam

#### 1.1.1 Tại Việt Nam

Theo khảo sát tổng quan, tại Việt Nam đã có dự án liên quan đến phần mềm hỗ trợ đọc phim - VinDir của Vingroup. Phần mềm thực hiện khoanh vùng những tổn thương (vd: gai xương, gai cột sống) trong phim chụp (X-quang, CT, MRI) giúp cho bác sĩ. Phần mềm tập trung chủ yếu vào phần phân tích xương, cột sống, sọ não (đạt độ chính xác trung bình 90%). [6]

Tuy nhiên, Phần mềm Vindir không tái tạo cấu trúc nội quan 3D, không tập trung về phân tích hình ảnh chụp cắt lớp tim. Ứng dụng này chưa hỗ trợ cơ sở dữ liệu mã hóa đám mây và chưa thể ứng dụng các công nghệ VR và AR.[6]

#### 1.1.2 Trên thế giới

Theo khảo sát, hiện nay các trong bệnh viện trong nước và các sinh viên học tập khoa chẩn đoán hình ảnh đều sử dụng các phần mềm nước ngoài. Chi tiết về các phần mềm hiện có trên thế giới được mô tả chi tiết ở bảng sau:

Phần mềm trên thế giới	Mô tả hạn chế	Kết quả	Giá tiền
RadiantViewer	Hoàn toàn không sử dụng trí tuệ nhân tạo trong việc tái tạo cấu trúc 3D. Phần mềm sử	Kết quả hiển thị tái tạo cấu trúc 3D là một khối đặc, không thể xem và phân tích	179 EUR 4.733.393 VNĐ

	dùng phương pháp phân loại đơn vị Hounsfield để phân biệt xương, mô, cơ.	từng vùng riêng biệt, bị gây nhiễu bởi các phần không quan trọng khác như khung xương.	cho giới hạn 5 năm sử dụng.
ITK-snap	Hoàn toàn phải phân vùng các thành phần cấu trúc tim bằng tay (bút vẽ) → Không tự động hóa	Người sử dụng phải bỏ ra ít nhất 1-2 ngày để tự tay phân chia vùng → mất thời gian, thiếu chính xác khi người sử dụng.	Miễn phí
Materialise	Bán tự động hóa (semi-auto segmentation). Ở phần mềm này, người dùng vẫn phải thực hiện phân vùng bằng tay một phần.	Người sử dụng vẫn phải mất thời gian để tự tay phân chia vùng → mất thời gian, thiếu chính xác khi người sử dụng.	5,091,240 VNĐ/tháng  Hoặc 4,068,120 VNĐ/tháng cho một năm sử dụng

Các phần mềm nước ngoài trên đều có giao diện tiếng Anh với các thuật ngữ chuyên ngành gây khó hiểu, các công cụ dày đặc phức tạp vì chưa hoàn toàn tự động hóa các bước xử lý. Vì thế, VAS được phát triển với các tính năng nổi trội hơn như sau.

Tính năng	RadiantViewer	ITK-snap	Materialise	VAS
Sử dụng mô hình học sâu	Không	Không	Có	Có
Tự động hoàn toàn	Có	Không	Không	Có
Phân biệt từng vùng riêng biệt	Không	Có	Có	Có
Khoanh vùng phân tích bệnh lý	Không	Không	Không	Có
Miễn phí	Không	Có	Không	Có
Kết nối môi trường VR hoặc AR	Có	Không	Không	Có

### 1.1.2 Nghiên cứu hành vi người dùng tại Việt Nam

Lúc đầu, nhóm nghiên cứu lập trình một website (giống Vindir) có giao diện đơn giản nhưng website không nhận được sự phản hồi tích cực từ bác sĩ và kỹ thuật viên chuẩn đoán hình ảnh vì nền tảng website có các nhược điểm sau:

- Không đầy đủ công cụ cần thiết.
- Không đủ bảo mật vì hệ cơ sở dữ liệu dùng chung và xử lý dữ liệu không trên máy chủ.
- Không thân thiện với người dùng (2/3 bác sĩ, kỹ thuật viên thấy không quen khi thao tác trên web)
- Website Js sử dụng thư viện papaya không thể nâng cấp và tích hợp thêm các tính năng khác như AI assistant hay khoanh vùng tổn thương tự động.

## CHƯƠNG 2: CƠ SỞ LÝ THUYẾT

### 2.1. Bộ dữ liệu

#### 2.1.1 Bộ dữ liệu MM-WHS (Multi-Modality Whole Heart Segmentation):

**Nguồn gốc:** Dữ liệu CT/CTA tim được thu thập từ hai máy chụp CT 64 lát cắt hiện đại (Philips Medical Systems, Hà Lan) sử dụng quy trình chụp CT tiêu chuẩn tại



Thượng Hải, Trung Quốc. Dữ liệu MRI tim được lấy từ hai bệnh viện ở London, Vương quốc Anh. Một bộ dữ liệu được thu thập từ Bệnh viện St. Thomas trên máy quét Philips 1.5T (Philips Healthcare, Best, The Netherlands) và từ bệnh viện Royal Brompton trên máy chụp Siemens Magnetom Avanto 1.5T (Siemens Medical Systems, Erlangen, Đức). [5]

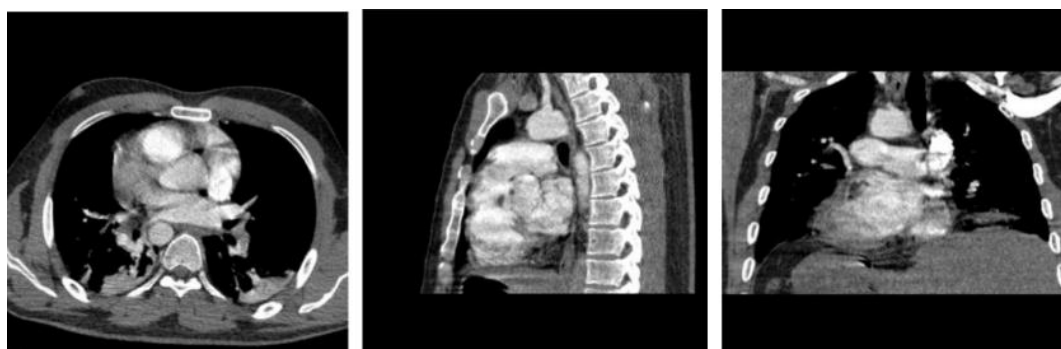
Bộ dữ liệu có 120 bộ ảnh bao gồm 60 bộ ảnh CT/CTA và 60 bộ ảnh MRI, lưu dưới dạng “.nii.gz” . Bộ dữ liệu được lưu trữ theo cấu trúc:



**Nhược điểm:** Bộ dữ liệu đã được xử lý trước quá kỹ: loại bỏ các thành phần không liên quan như phổi, bo tròn góc nhìn. Điều này có nghĩa mô hình huấn luyện trên tập dữ liệu này sẽ không đảm bảo tốt với dữ liệu thô của người Việt Nam. Ngoài ra, bộ dữ liệu này được phân vùng gán nhãn bằng tay bằng phần mềm ITK-SNAP (Yushkevich et al., 2006) chỉ có 7 vùng cơ bản: tâm thất trái/phải, tâm nhĩ trái/phải, động mạch chủ, động mạch phổi, cơ tim của tâm thất trái. [5]

### 2.1.2 Bộ dữ liệu thô của người Việt Nam.

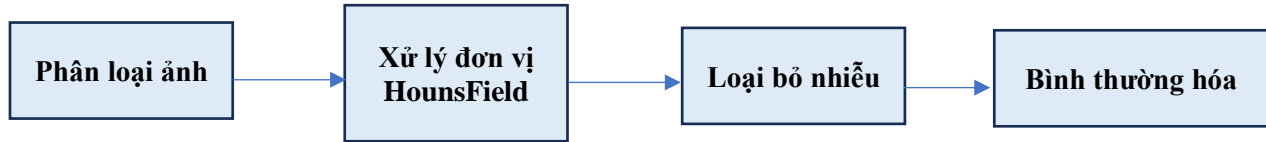
Hiện tại, nhóm tác giả đang cùng BS. Trần Văn Nghĩa (Trưởng khoa tim mạch Viện tim thành phố) và BS. Lê Văn Phước (trưởng khoa chuẩn đoán hình ảnh BV Chợ Rẫy) để thực hiện gán nhãn, phân vùng cho bộ ảnh dữ liệu thô của người Việt Nam với mức độ chi tiết hơn (thêm mạch máu, van ba lá, van hai lá,...).



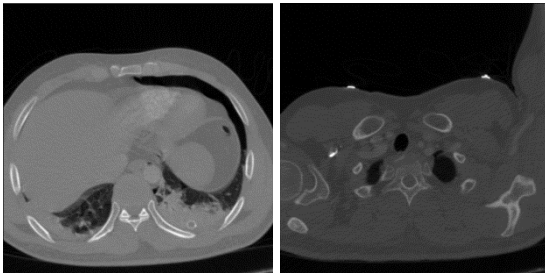
Bộ ảnh thô được Bác sĩ Nghĩa đồng thuận giám sát cho công việc phân vùng. Nhận thấy rằng nếu huấn luyện trên tập dữ liệu MM-WHS và đưa đầu vào là bộ ảnh thô như hình trên thì mô hình học sâu sẽ không thực thi được tốt. Vì vậy, nhóm đề xuất các phương pháp bên dưới để đưa tập ảnh thô về giống với ảnh được huấn luyện nhất. Sau khi bộ dữ liệu trên hoàn thiện, nhóm sẽ tiến hành huấn luyện lại trên bộ dữ liệu mới.

### 2.2 Tiền xử lý dữ liệu

Hầu hết các phần mềm hiện nay không thể tự động hoàn toàn vì yêu cầu người dùng thực hiện một số thao tác trên ảnh thô như cắt khung ảnh cần thiết, bỏ qua các ảnh không liên quan. Vì vậy, yêu cầu tiên quyết cho một quy trình tự động hóa hoàn toàn là đưa quá trình xử lý được các loại dữ liệu thô trở nên tự động trước khi đưa ảnh vào mô hình học sâu. Để làm được việc này, nhóm thực một quy trình tự động như sau:



### 2.2.1 Phân loại ảnh



Các bộ ảnh thô chụp từ các máy khác nhau sẽ có số lát cắt khác nhau. Ví dụ bộ ảnh A có 200 lát cắt và đến lát cắt thứ 10 thì mới có hình ảnh tim, trong khi bộ ảnh B có 210 lát cắt và đến lát cắt thứ 15 mới có hình ảnh tim.

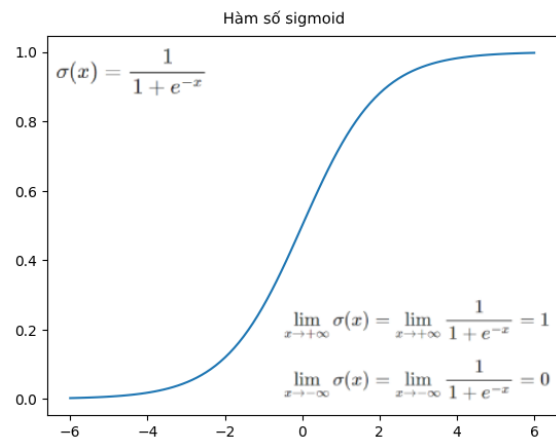
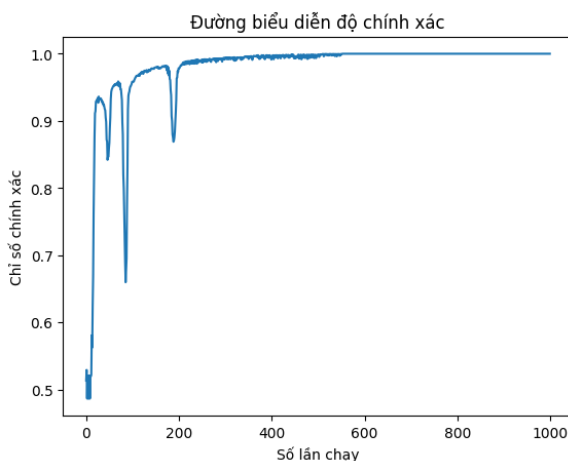
(Ảnh chụp không cho thấy tim nên không cần thiết cho việc phân vùng và tái tạo 3D nên ta cần loại bỏ)

Việc xác định đúng ở lát cắt nào thì xuất hiện hình ảnh tim để ta phân vùng rất quan trọng trong khâu tự động hóa. Vì vậy, nhóm sử dụng thuật toán Logistic Regression cho bài toán phân loại ảnh thành 2 phần này. Ta cần tối ưu các hệ số  $w$  trong phương trình tuyến tính (toán 10) sau:

$$y = \sigma(w_1 \times x_1 + w_2 \times x_2 + \dots + w_n \times x_n + b)$$

$$y = \sigma(W \times X + b)$$

Trong đó:  $X$  là vector ảnh đầu vào có  $n$  phần tử và  $\sigma$  là hàm sigmoid. Quan sát giới hạn lim của đồ thị (toán 11) ta thấy sigmoid để biến đổi kết quả đầu ra vào  $(0,1)$ . Ảnh không cần thiết nếu  $y = 0$  và cần thiết khi  $y = 1$ . [7]



### 2.2.2 Xử lý đơn vị Hounsfield

Đây là một đơn vị thể hiện sự tương phản giữa các mô cơ quan trong tầm ảnh cắt lớp. Nhờ đơn vị này, ta có thể thực hiện tiền xử lý dữ liệu và loại bỏ một số thành phần không liên quan đến tim như phổi, xương. Nhóm áp dụng phương pháp tiêu chuẩn hóa đơn vị HounsField. [8]

Mô		Đơn vị Hounsfield
Không khí		-1000
Phổi		-500 đến -700
Mỡ		-100 đến -50
Nước		0
Máu		+30 đến +45
Cơ bắp		+10 đến +40
Gan		+40 đến +60
Xương	Xương bột	+300 đến +400
	Xương sụn	+3000

Gọi tập hợp các lát cắt là

$$S = \{x_1, \dots, x_t, \dots, x_N\} = \{x^t\}_{t=1}^N$$

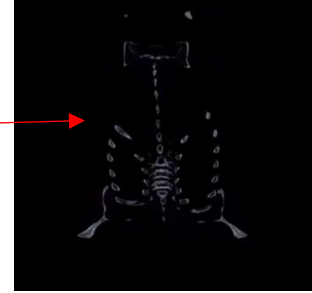
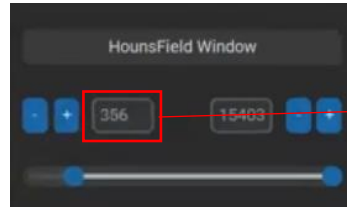
Trong đó  $x_t \in R^{w \times h}$  là một lát cắt có chiều dài  $w$  và chiều cao  $h$ .

Nhóm dùng công thức tuyến tính [8]:

$$x_t = x_t \times \text{slope} + \text{intercept}$$

để chuẩn hóa mật độ phóng xạ về một đơn vị Hounsfield thống nhất.

Ở phần mềm, chỉ cần chỉnh hounsfield unit > 300 là ta có thể quan sát xương. Tương tự với các mô còn lại, ta có thể chọn lọc và quan sát nhanh chóng.

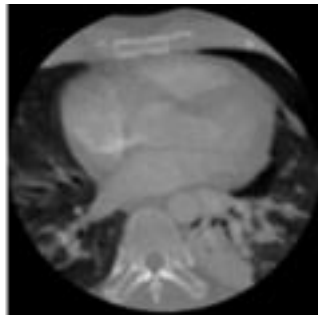
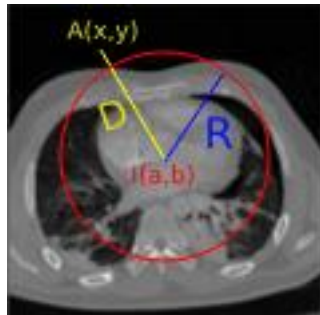


### 2.2.3 Loại bỏ nhiễu

Vì để giúp cho mô hình học sâu tránh bị “phân tâm” đến những bộ phận khác như phổi, xương,... thì nhóm thực hiện việc bo tròn phần tim như bộ dữ liệu MM-WHS. Nhóm áp dụng phương trình đường tròn ở chương trình toán 10 để thực hiện tác vụ này một cách tự động:

$$(x - a)^2 + (y - b)^2 = R^2$$

Ở phương trình này ta thấy nếu một điểm ảnh  $A$  có tọa độ  $(x,y)$  nằm trên đường tròn thì khoảng cách Euclide (toán 8) của  $A$  đến tâm đường tròn  $I(a,b)$  bằng với bán kính  $R$ .

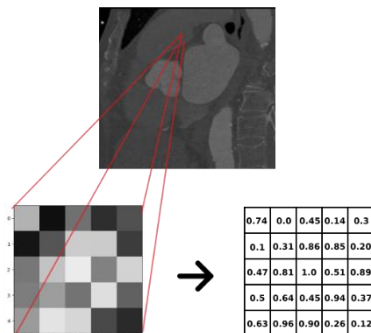


Vậy để khoanh tròn hình tim thì ta chỉ cần lập qua hết các điểm ảnh trên một lát cắt 2D và xác định khoảng cách  $D$  từ điểm đó đến tâm đường tròn  $I$ : s

Nếu  $D > R \rightarrow$  đổi giá trị thành nền đen, còn  $D \leq R \rightarrow$  giữ nguyên.

### 2.2.4 Bình thường hóa (Normalization)

Các mô hình học sâu hay mạng neuron nhân tạo chỉ có thể học tốt và hội tụ nhanh khi các giá trị xử lý nằm trong khoảng nhỏ, từ (0,1) hoặc từ (-1,1). Nên chúng tôi normalize bộ data từ scale (-1000, 1000) về (0,1) với công thức intensity normalization [9]:



$$X_{norm} = a + \frac{(X - X_{min})(b - a)}{X_{max} - X_{min}}$$

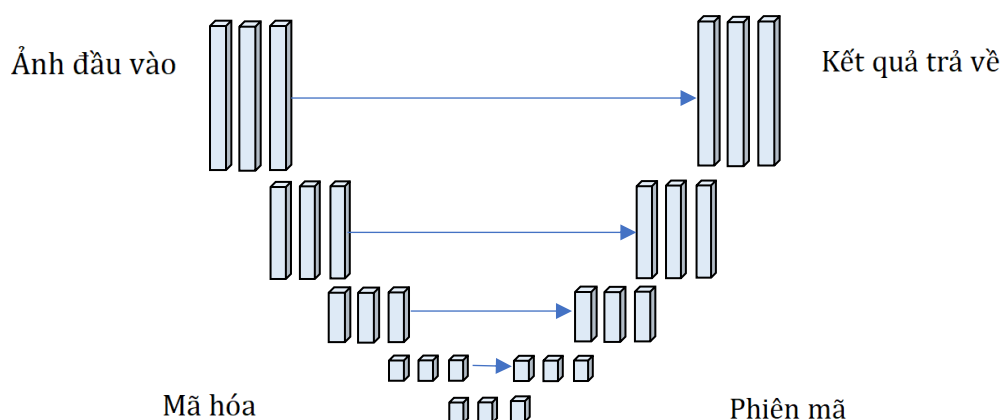
$$X_{norm} = \frac{X - X_{min}}{X_{max} - X_{min}} \quad (\text{với } a = 0 \text{ và } b = 1)$$



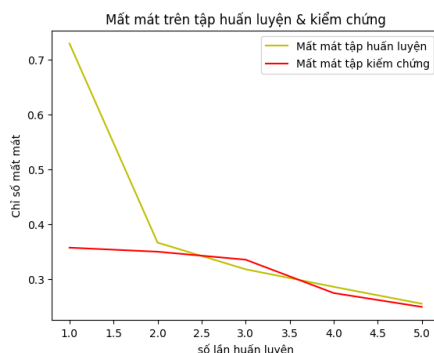
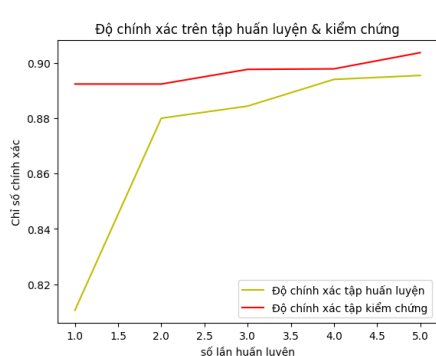
## 2.3 Huấn luyện

### 2.3.1 Xây dựng và thử nghiệm với các kiến trúc học sâu

Nhóm bắt đầu quá trình thử nghiệm với mô hình thị giác máy tính truyền thống Unet được chứng minh hiệu năng chính xác cao với kiến trúc gồm 2 phần : Mã hóa (encoder) và Phiên mã (Decoder) tạo thành hình chữ U đặc trưng [10].

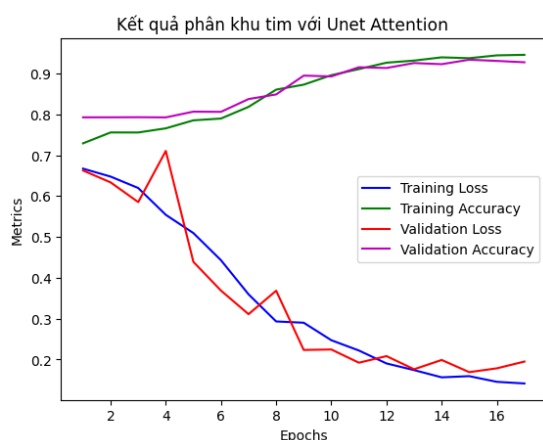


Tuy nhiên kiến trúc trên đều gặp chung một vấn đề: không nhận diện được chính xác các cạnh của các vùng khi hình dạng liên tục thay đổi kích thước, nhầm lẫn các vùng (classes) với nhau.



Kết quả cho thấy độ chính xác chỉ xấp xỉ 90% và độ mất mát xấp xỉ 0.25.

Vì thế Nhóm tiếp cận một phương pháp hiện đại hơn: Unet tích hợp attention. Sự thay đổi này giúp cho mô hình bỏ qua các thành phần không quan trọng, nhận diện sự thay đổi hình thù của vùng tốt hơn. [11].

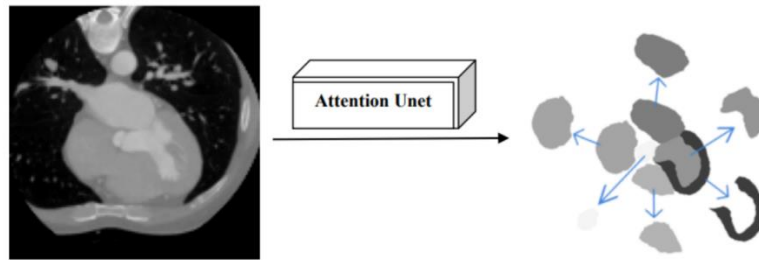


Chúng tôi cho “fit” với 25 epochs và cài đặt early stopping với callback trong thư viện tensorflow. Vì vậy ở epoch 16, khi Validation Loss có dấu hiệu tăng (nghĩa là mô hình đang học thuộc lòng bộ dữ liệu) thì quá trình training kết thúc để đảm bảo tính tổng quát hóa (generalizability) cho mô hình.

Hình 3. Quá trình huấn luyện mô hình học sâu

### 2.3.2 Đánh giá mô hình (Metrics)

Nhóm dùng phương pháp phổ biến để đánh giá mô hình cho bài toán phân vùng nhiều lớp cho dữ liệu y học (medical multiclass segmentation) là DSC (Dice Similarity Coefficient) [12].

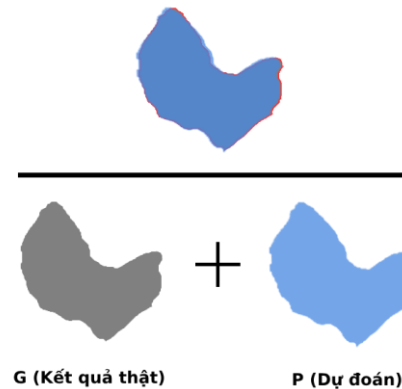


**Dice Coefficient:** Sau khi có kết quả dự đoán như hình trên thì Chúng tôi tính Dice trên từng class (từng vùng một). Bên dưới là ví dụ tính Dice cho tâm thất trái: so sánh hai hình ảnh trên từng pixel: kết quả thật (G - ground truth) và dự đoán của mô hình (P - prediction).

$$Dice = \frac{2|P \cap G|}{|P| + |G|}$$

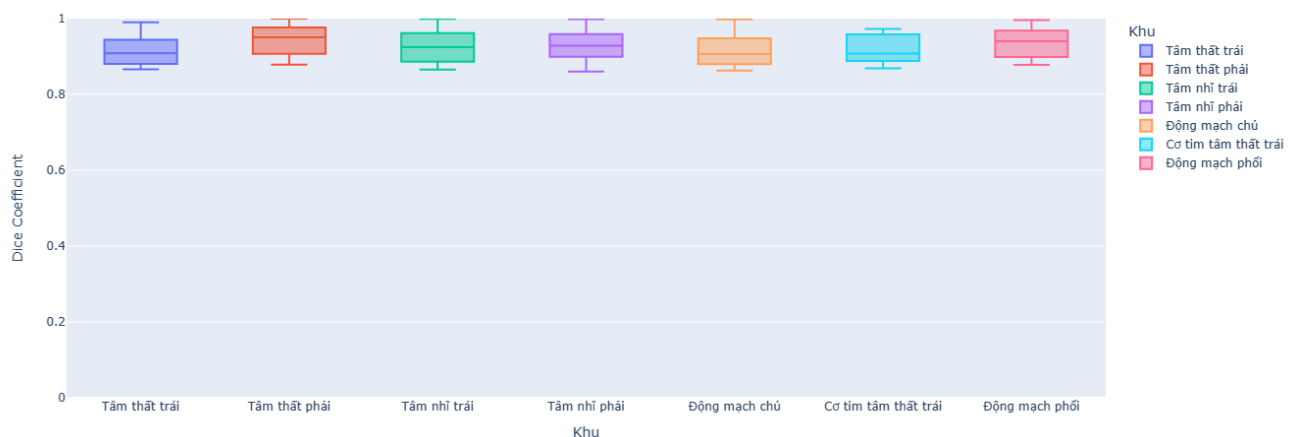
Chia phần giao nhau (intersection)  
cho phần tổng (Union)

Ở phần code chúng tôi cộng thêm 1 vào tử và mẫu để tránh kết quả trả về 0 hoặc chia cho mẫu 0.



Dice Coefficient **tiến về 0** cho thấy không có sự trùng lặp giữa hai bộ (nghĩa là kết quả phân đoạn **P** và kết quả thật **G** hoàn toàn không khớp nhau).

Dice Coefficient **tiến về 1** cho thấy sự khớp hoàn hảo (tức là kết quả phân đoạn **P** và kết quả thật **G** khớp hoàn hảo)



Hình 4. Biểu đồ Boxplot cho Dice Coefficient 7 vùng

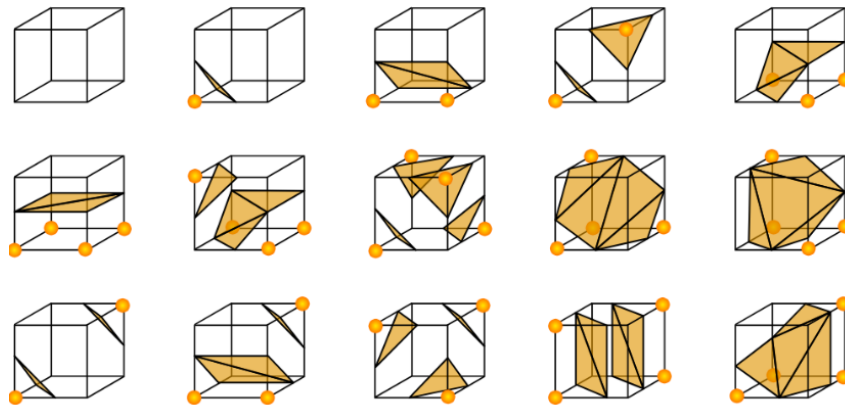
Vùng	Dice Coefficient cho 20 bệnh nhân / 20 slices								lower_fence	upper_fence
	count	mean	std	min	25%	50%	75%	max		
Cơ tim tâm thất trái	20	0.93302	0.042186	0.864674	0.901512	0.933976	0.96989	0.991049	0.798946	1.072456
Tâm nhĩ phải	20	0.929527	0.04093	0.86328	0.892338	0.93238	0.954225	0.999991	0.799508	1.047055
Tâm nhĩ trái	20	0.925144	0.038813	0.865499	0.893871	0.917029	0.958943	0.999968	0.796262	1.056552
Tâm thất phải	20	0.940627	0.036126	0.864289	0.918125	0.93834	0.963854	0.999686	0.849532	1.032447
Tâm thất trái	20	0.929294	0.032247	0.880099	0.895661	0.927914	0.960857	0.977849	0.797867	1.058651
Động mạch chủ	20	0.919959	0.042516	0.865959	0.884811	0.913828	0.954293	0.994028	0.780589	1.058515
Động mạch phổi	20	0.934415	0.041747	0.86063	0.902986	0.927965	0.9632	0.994484	0.812665	1.05352

Hình 5. Bảng thống kê Dice coefficient của model Attention Unet cho 20 slices

### 2.3.3 Thuật toán tái tạo 3D

Nhóm nghiên cứu thuật toán **Marching Cubes** được xuất bản trong cuốn kỷ yếu SIGGRAPH bởi William E. Lorensen and Harvey E. Cline [13].

Về mặt toán học, thuật toán sử dụng “Chia để trị” (Divide and Conquer) bằng cách lặp qua, tìm kiếm các khu vực vượt qua một mức độ quan tâm nhất định. (level of interest) Nếu các vùng như vậy được tìm thấy, tam giác được tạo và thêm vào lưới đầu ra. Kết quả cuối cùng là một tập hợp các đỉnh và một tập hợp các mặt tam giác. Các mặt tam giác nhau được liên kết với nhau trong không gian 3D tạo thành mạng lưới (meshing extraction) [14].

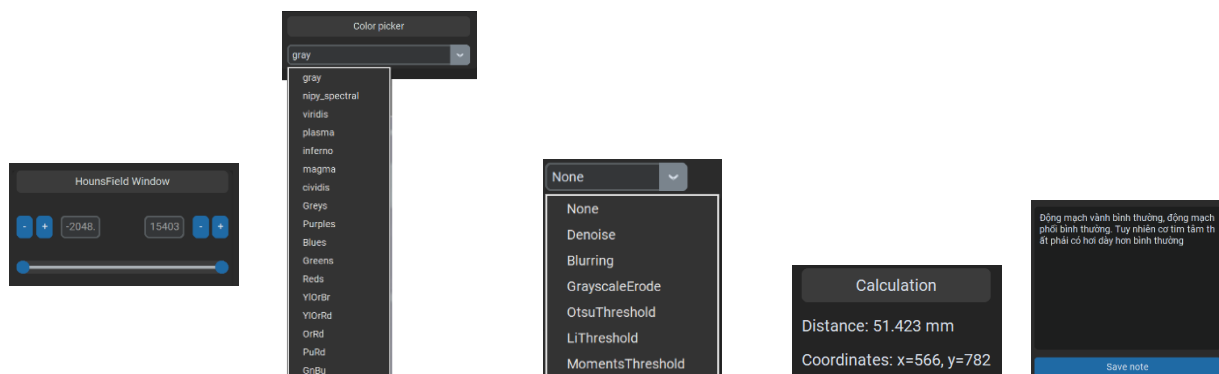


## CHƯƠNG 3: KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU VÀ THỰC NGHIỆM

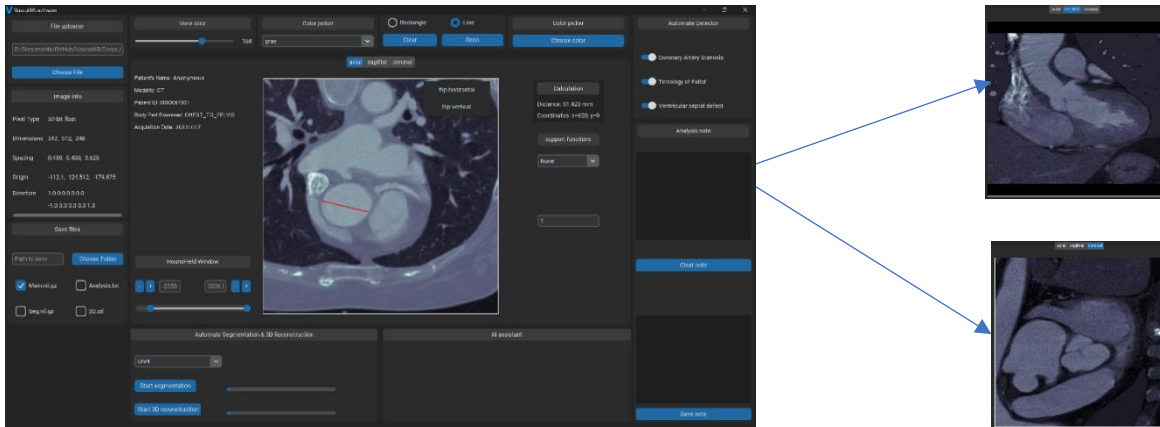
### 3.1 Sản phẩm đã hoàn thành (Xem thêm tại [link này](#))

#### 3.1.1 Các chức năng xử lý ảnh hỗ trợ tác phân tích chẩn đoán tốt hơn

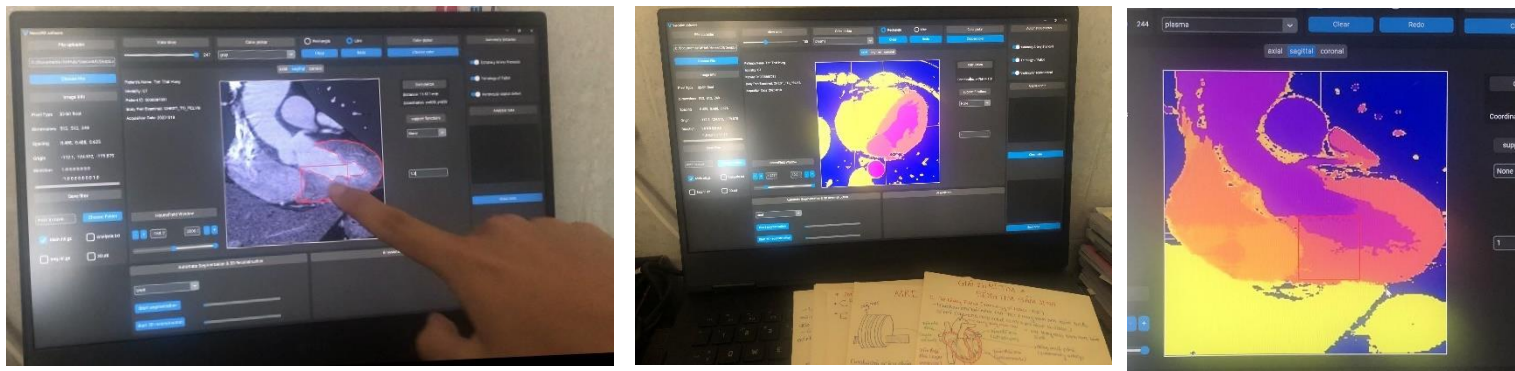
- Chọn lọc đơn vị hounsfield, sử dụng phổ màu, xử lý threshold, đo khoảng cách (mm) ở các mô để đánh giá độ lớn có bình thường, ghi chú phân tích được lưu vào database.



### 3.1.2 Các góc nhìn phân tích khác nhau (axial, coronal, sagittal)



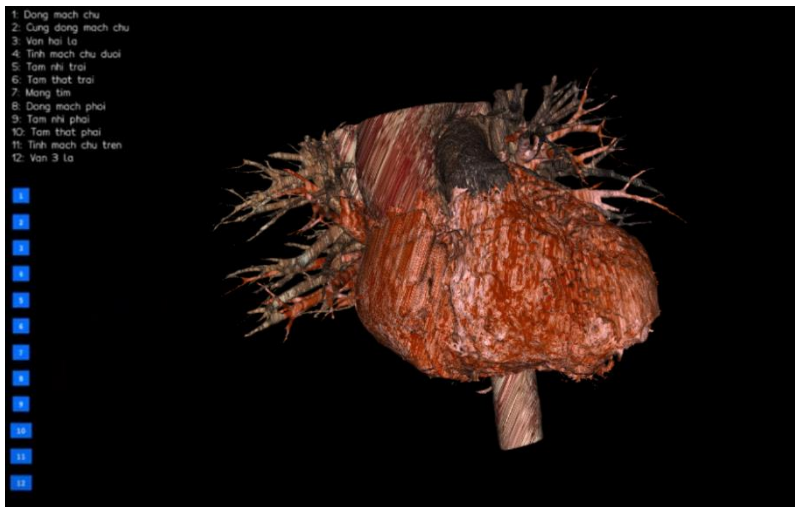
### 3.1.3 Thực hiện khoanh vùng bất thường và phân vùng các khu



Với sự cố vấn của các bác sĩ về các bệnh lý liên quan đến nhiều bộ phận khác của trái tim như bệnh động mạch vành, hở van tim,... nhóm đã cùng Bác sĩ Trần Văn Nghĩa - Trưởng khoa tim mạch Viện tim thành phố và Bác sĩ Lê Văn Phước - Trưởng khoa Chẩn đoán hình ảnh Bệnh viện Chợ Rẫy, và Bác sĩ Lê Thị Phương Nga thực hiện việc phân vùng trên bộ dữ liệu thô chụp từ máy chụp của bệnh viện. Bộ dữ liệu mới được thực hiện phân vùng gán nhãn với 12 vùng chi tiết (thay vì chỉ 7 vùng cơ bản như bộ data MM-WHS).

1. Tâm nhĩ trái (Left Atrium)	7. Màng tim (Pericardium)
2. Tâm nhĩ phải (Right Atrium)	8. Cung động mạch chủ (Arch of Aorta)
3. Tâm thất trái (Left Ventricle)	9. Động mạch chủ (Aorta)
4. Tâm thất phải (Right Ventricle)	10. Tĩnh mạch chủ trên (Superior Vena Cava)
5. Van 2 lá (Mitral Valve)	11. Tĩnh mạch chủ dưới (Inferior Vena Cava)
6. Van 3 lá (Tricuspid Valve)	12. Động mạch phổi (Pulmonary artery)

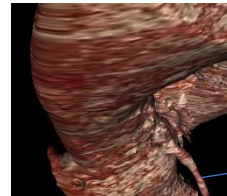
### 3.1.4 Tái tạo cấu trúc tim 3 chiều



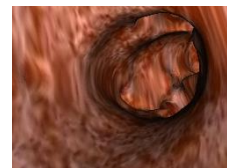
Toàn cấu trúc



Động mạch phổi



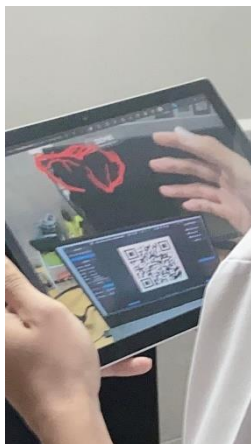
Cung động mạch chủ



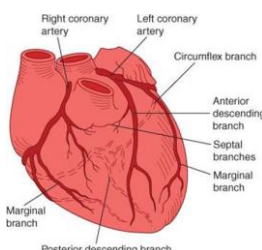
Động mạch vành

Các lỗ thông

### 3.1.5 Kết nối công nghệ VR và AR tăng tương tác



Quan sát động mạch vành qua mã QR tạo ra từ phần mềm sau khi tái tạo 3 chiều.



Bác sĩ đang trải nghiệm quan sát cấu trúc giải phẫu tim trong không gian 3D

## CHƯƠNG 4: PHẢN HỒI, ĐÁNH GIÁ VÀ KẾ HOẠCH NGHIÊN CỨU

**Đạt:** Ứng dụng đã có thể đáp ứng các tiêu chí nhiệm vụ nghiên cứu đã đề ra ban đầu:

- Ứng dụng có thể hoạt động ổn định, các bugs (lỗi lập trình) đều được phát hiện sớm và khắc phục kịp thời.
- Hoạt động tốt với các bộ dữ liệu thực tế của bệnh viện Chợ Rẫy.
- Tái tạo cấu trúc tim có độ chính xác cao.

**Chưa đạt:**

- Trong không gian 3D, cần bổ sung các chức năng bổ sung thông tin phân tích và các thao tác thêm cho người dùng (theo nhận xét Bác sĩ Trần Văn Nghĩa).

**Hướng phát triển tương lai**



- Nghiên cứu thêm các bệnh lý về tim mạch (lẫn bệnh tim bẩm sinh của trẻ và bệnh tim của người lớn).
- Tiếp tục cùng Bác sĩ Trần Văn Nghĩa và Lê Thị Phương Nga gán nhãn thêm bộ dữ liệu ảnh cắt lớp của người Việt với chất lượng chi tiết cao hơn.
- Nghiên cứu và nâng cấp thuật toán học sâu để tăng tính chính xác của mô hình lên mức cao nhất, đáp ứng cho bộ dữ liệu chi tiết hơn.
- Thực hành nghiên cứu các phương pháp mô phỏng với công nghệ VR, AR với Unity để mô phỏng trải nghiệm thực tế trong các ca điều trị bệnh tim.

### **Tài liệu tham khảo**

- [1] Xiahai Zhuang et al., "Evaluation of Algorithms for Multi-Modality Whole Heart Segmentation: An Open-Access Grand Challenge," *Medical Image Analysis* 58 (2020): 101537
- [2] Dân Trí, 7/10/2023, Mỗi năm, Việt Nam có 200.000 người tử vong vì bệnh tim mạch
- [3] Tuấn, N. Q. (n.d.). Phẫu thuật tim ở Việt Nam đang bước lên đẳng cấp mới. BV Tim Hà Nội [Heart surgery in Vietnam is stepping up to a new level]. BV Tim Hà Nội
- [4] Dũng, N. A. (n.d.). Những điều cần biết về phẫu thuật tim [What you need to know about heart surgery]. Trung tâm Tim mạch, Bệnh viện Đa khoa Tâm Anh, TP.HCM.
- [5] X. Zhuang and J. Shen, "Multi-scale patch and multi-modality atlases for whole heart segmentation of MRI," *Medical Image Analysis*, vol. 31, pp. 77-87, 2016.
- [6] Vindir, Đọc phim cùng người máy, ngày 6 tháng 9 năm 2023 <https://vindr.ai/doc-phim-cung-nguoi-may.html>
- [7] Vũ Hữu Tiệp, Logistic Regression, Machine Learning cơ bản, ngày 21 tháng 1 năm 2017
- [8] P. Haigron et al., "CT-scan images preprocessing and segmentation to improve bioprosthesis leaflets morphological analysis".
- [9] "Intensity Normalization—A Critical Pre-processing Step for Efficient Brain Tumor Segmentation in MR Images" by S. Poornachandra, C. Naveena & Manjunath Aradhya.
- [10] O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox, "U-Net: Convolutional networks for biomedical image segmentation," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, Springer LNCS Vol.9351: pp. 234–241, 2015.
- [11] "Attention U-Net: Learning Where to Look for the Pancreas," arXiv:1804.03999v3 [cs.CV], May 20, 2018.
- [12] "Continuous Dice Coefficient: a Method for Evaluating Probabilistic Segmentations," arXiv:1906.11031.
- [13] W.E Lorensen and H.E Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, vol.21(4), pp:163–169, August 1987.
- [14] "System and method for the display of surface structures contained within the interior region of a solid body", Patent filed on June 5th, 1985.

