**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 THỰC HÀNH Y KHOA**

**LĨNH VỰC: PHẦN MỀM HỆ THỐNG MÃ DỰ ÁN: PMHT-3**

Giáo viên hướng dẫn: Đỗ Quốc Anh Triết

Tác giả 1: Nguyễn Lê Quốc Bảo

Tác giả 2: Đỗ Xuân Huy

**LỜI CẢM ƠN**

Cảm ơn bác sĩ Lê Văn Nghĩa (trưởng khoa tim mạch bệnh viện Chợ Rẫy) 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 bằng tay 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 anh Đoàn Văn Tuấn (cựu sinh viên trường Đại học Kỹ Thuật Y Tế Hải Dương, khoa chuẩn đoán hỉnh ảnh) đã giúp giới thiệu đơn khảo sát đến cho các bạn sinh viên khác.

**TÓM TẮT**

Trong ngành kỹ thuật chuẩn đoán hình ảnh, chuyên khoa tim mạch, việc đọc hiểu, hình dung và phân tích chính xác ảnh chụp cắt lớp tim lồng ngực gây nhiều khó khăn cho sinh viên Việt Nam do sự hạn chế về thực hành, kỹ thuật. Để giải quyết vấn đề này, một phần mềm hệ thống trên nền tảng trực tuyến (website) tích hợp các công cụ phân tích nhiều loại ảnh cắt lớp, và tái tạo cấu trúc tim 3D hoàn toàn tự động đã được phát triển. Các mô hình học sâu (Deep Learning) đã được nghiên cứu như Unet, VGG, Resnet và các hàm mất mát IoU, Dice Coefficient, Jaccard cho công việc phân vùng (segmentation) hình ảnh cắt lớp tim. Các kiến thức hình học đã được áp dụng như phương trình đường tròn cho quá trình xử lý dữ liệu và hình học không gian cho thuật toán Marching Cubes để trích xuất đặc trưng kết quả phân vùng, tính toán khoảng cách tọa độ lưới và tái tạo mô hình tim 3D trong không gian 3 chiều, kết nối kính VR tăng tính tương tác. Để tăng cường sự quản lý hồ sơ bệnh án và theo dõi thay đổi trong cấu trúc tim, chúng tôi tích hợp database SQL Alchemy với Python Backend cho nền tảng ứng dụng. Trong quá trình thử nghiệm, mô hình phân khu đa lớp (multiclass model) sử dụng kiến trúc Unet kết hợp attention vượt xa kiến trúc truyền thống khác, đạt độ chính xác 0.9455 và độ mất mát 0.1414 trên bộ dữ liệu nghiên cứu. Mô hình được biến đổi bằng Tensorflow.js giảm độ nặng, tiết kiệm tài nguyên máy tính trong một lần chạy, tăng tốc độ cho ra kết quả trên nền tảng website nhanh hơn 20% so với các phần mềm khác.

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

**MỞ ĐẦU**

**1. Lý do chọn đề tài**

Hiện nay, sinh viên khoa chuẩn đoán hình ảnh ít được tiếp xúc với thực hành đọc và phân tích các hình ảnh cắt lớp thực tế, đa số là tập đọc và học qua sách vở với các tình huống có sẵn. Dựa trên số liệu khảo sát được từ các sinh viên của những trường Đại học Y dược TPHCM, Đại học Y dược Cần Thơ, Đại học Kỹ thuật Y tế Hải Dương,

Tuy nhiên thực tế cho thấy tim có thể có nhiều dị tật, dị dạng bẩm sinh bất thường gây khó khăn cho kỹ thuật viên khi mới ra trường tiếp xúc với những ca phân tích hình ảnh cho việc lên kế hoạch tiền phẫu thuật tim. Việc sai sót trong phân tích có thể để lại di chứng hậu phẫu thuật tim. Sinh viên ở Việt Nam hiện nay phần lớn tải các phần mềm của nước ngoài để hỗ trợ việc tự nghiên cứu thêm. Tuy nhiên, các phần mềm đó đắt đỏ, chưa tự động hóa hoàn toàn, yêu cầu laptop cấu hình cao và các dữ liệu không tập trung vào nhóm đối tượng người Việt Nam. Để giải quyết nhu cầu này, nhóm nghiên cứu đã chọn đề tài.

**2. Mục tiêu nghiên cứu**

**-** Mô hình học sâu phân khu tim cần đạt độ chính xác xấp xỉ 98-99%, độ sai sót Dice Coeffient chỉ chấp nhận trên 0.9 cho cả tập dữ liệu huấn luyện và tập dữ liệu thực tế.

- Thuật toán tái tạo 3D cần vừa chính xác, nhanh, nhẹ, cho phép người dùng có thể tương tác dễ dàng bằng chuột hoặc bằng mắt kính VR kết nối. Không gian 3D cần có chức năng hiển thị/ẩn từng khu riêng biệt trong tim.

- Website phải hoàn toàn bằng tiếng Việt, hạn chế các tác vụ thừa, có công cụ khó hiểu và tăng cường tính tự động hóa.

**-** Website cần có một phương thức để kết nối với các bác sĩ chuyên khoa đầu ngành xác nhận tính chính xác & an toàn.

**3. Giả thuyết khoa học**

- Nếu nghiên cứu là hoàn thiện sản phẩm thành công thì việc học của sinh viên sẽ được cải thiện hơn về độ hiểu rõ chuẩn xác, tương tác thực tế trong không gian 3 chiều mô phỏng. Ngoài ra, giảng viên cũng có thể áp dụng nền tảng ứng dụng này trong việc giảng dạy chuẩn đoán hình ảnh trực quan hơn cho sinh viên.

**4. Nhiệm vụ nghiên cứu**

- Nghiên cứu về các định dạng file mà một bộ ảnh cắt lớp được lưu trữ.

- Nghiên cứu về xử lý ảnh, đơn vị phóng xạ tương phản HounsField.

- 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) cách liên kết với ứng dụng.

**5. Câu hỏi nghiên cứu**

C1:

C2:

C3:

**6. Phương pháp nghiên cứu**

- Phương pháp quan sát và điều tra khảo sát.

- Phương pháp thống kê số liệu và đặt giả thuyết.

- Phương pháp thực nghiệm và quy trình thiết kế ứng dụng.

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

- Nền tảng ứng dụng đầu tiên chạy được trên website ứng dụng cho nhiệm vụ phân tích chuyên sâu về ảnh cắt lớp tim mạch, tái tạo cấu trúc tim 3D tự động hóa hoàn toàn với các mô hình học sâu tại Việt Nam.

- Miễn phí cho toàn sinh viên khoa chuẩn đoán hình ảnh y học.

- Kết nối môi trường thực tế ảo với kính VR.

**CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN**

* 1. **Các công trình nghiên cứu phần mềm ứng dụng trên thế giới và Việt Nam**
     1. **Tại Việt Nam**

Theo khảo sát tổng quan, tại Việt Nam đã có dự án liên quan đến vấn đề đọc phim - VinDir của Vingroup. Phần mềm thực hiện khoanh vùng những tổn thường (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%).

So sánh: Phần mềm Vindir không tái tạo cấu trúc nội quan 3D, không tập trung về phân tích hình ảnh chụp cắt lớp tim. Một bất cập khá lớn là sự đồng thuận giữa bác sĩ và phần mềm là 87%. Điều này nghĩa là bác sĩ hoàn toàn có thể nhìn ra những tổn thương đó và 13% bất đồng còn lại giữa “máy” và bác sĩ vẫn đặt ra một vấn đề khá lớn.

**1.1.2 Trên thế giới**

Theo như cuộc khảo sát của nhóm với sinh viên khoa chuẩn đoán hình ảnh thì tại Việt Nam chưa có phần mềm nào có chức năng phân vùng cấu trúc và tái tạo mô hình tim 3D một cách tự động (automatic) mà có thể sử dụng thuận tiện với laptop cá nhân. Sinh viên thường lựa chọn sử dụng phần mềm “lậu” (crack) Radiantview với mức giá 4-5 triệu cho 5 năm sử dụng. 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 dụng phương pháp phân loại đơn vị HounsField để phân biệt xương, mô, cơ. | Kết quả hiển thị tái tạo cấu trúc 3D là một khối đặc, không thể xem và phân tích tùng vùng riếng biệt, bị gây nhiễu bới các phần không quan trọng khác như khung xương. | 179 EUR  4.733.393 VNĐ  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 là sinh viên ít kinh nghiệm. | 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 là sinh viên ít kinh nghiệm. | 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** | **Materialize** | **VAS** |
| Sử dụng mô hình học sâu (trí tuệ nhân tạo) | Không | Không | Có | Có |
| Tự động hoàn toàn | Có | Không | Không | Có |
| Phân biệt từng vùng riêng biệt | Không | Có | Có | Có |
| Tiếng Việt dễ hiểu, dễ sử dụng, tiết kiệm thời gian | Không | Không | Không | Có |
| Miễn phí cho sinh viên | Không | Có | Không | Có |
| Nền tảng website, không trực tiếp tải về, không tốn nhiều tài nguyên máy tính. | Không | Không | Không | Có |
| Kết nối thiết bị thực tế ảo (kính VR) | Có | Không | Không | Có |

* + 1. **Thống kê điều tra khảo sát**

**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).

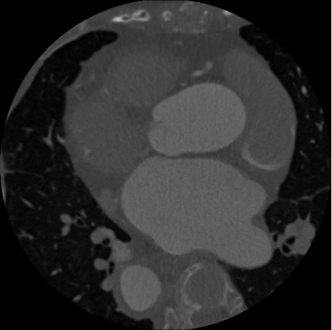
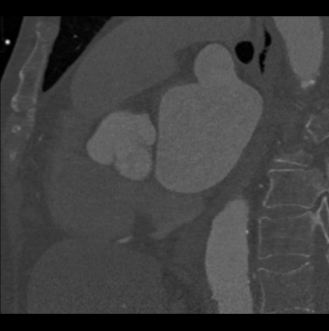
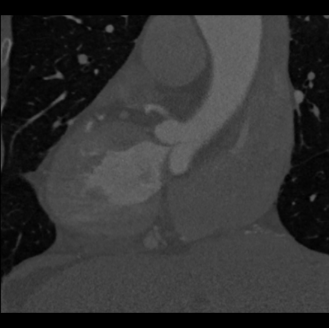
Bộ dữ liệu có 120 bộ ảnh bao gồm 60 bộ ảnh CT/CTA và 60 bộ ảnh MRI [8][9][10], lưu dưới dạng “.nii.gz” . Bộ dữ liệu được lưu trữ theo cấu trúc:

MR\_TRAIN

CT\_TRAIN

MR\_TEST

CT\_TEST



(*Trích nguồn ảnh)*

**Nhược điểm:** Bộ dữ liệu đã được xử lý trước quá kỹ: loại bỏ các thành phần khác như phổi bằng 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.

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

Hiện tại, nhóm tác giả đang cùng BS. Nguyễn Thượng Nghĩa (trưởng khoa tim mạch BV Chợ Rẫy) 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,…).

*Hình ảnh thực tế bộ ảnh thô được bác sĩ Nghĩa đồng thuận giám sát*

### 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 [digit]. 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:

**Bình thường hóa**

**Loại bỏ nhiễu**

**Xử lý đơn vị HounsField**

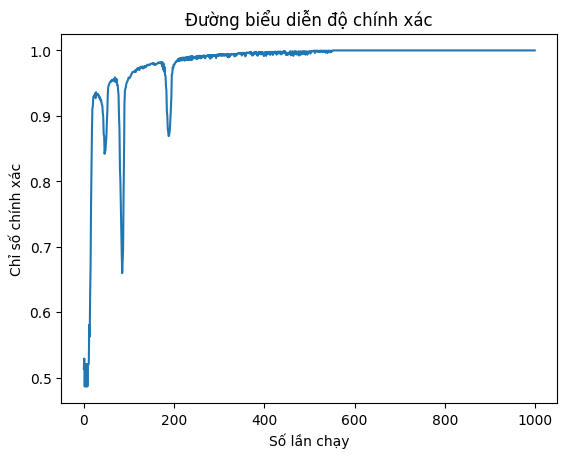
**Phân loại ảnh**

**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 trong phương trình tuyến tính (kiến thức toán 10) sau:

A graph with a line and numbers

Description automatically generatedTrong đó: ***X*** là vector ảnh đầu vào có *n* phần tử và là hàm sigmoid. Quan sát giới hạn 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.

**2.2.2** **Xử lý mật độ** **Hounsfield (HU)**

Đây là một đơn vị đo được sử dụng trong các quét CT để thể hiện sự tương phản giữa các mô. Nhờ đơn vị này, chúng tôi 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 [cite]

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Mô** | | **Đơn vị Hounsfield (HU)** |
| 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 bọt | +700 |
| Xương sụn | +3000 |

Gọi tập hợp các lát cắt là

.

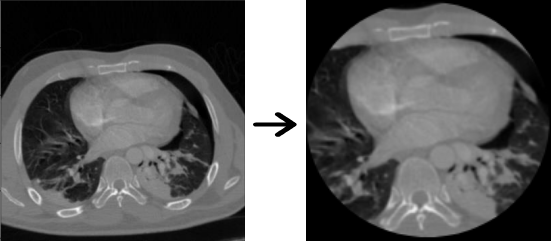
Trong đó là một lát cắt có chiều dài **w** và chiều cao **h**.

Nhóm dùng công thức tuyến tính:

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

**2.2.3 Loại bỏ nhiễu**

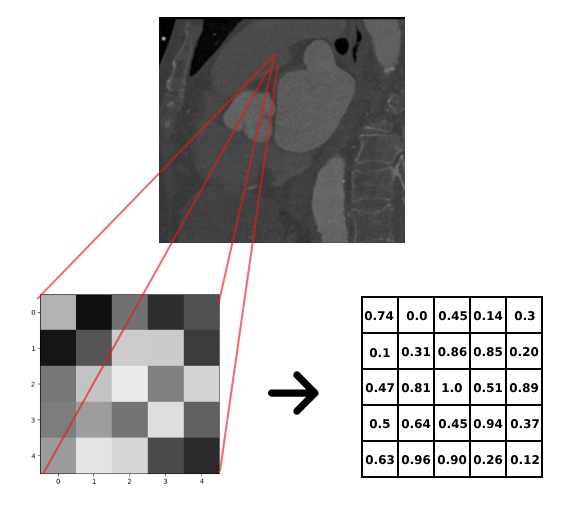
Vì để giúp cho mô hình học sâu tránh bị “phân tâm” đến những bộ phân khác như phổi, xương,.. thì nhóm thực hiện việc bo tròn phần tim như bộ dữ liệu MM-WHS. Tuy nhiên nhóm áp dụng phương trình đường tròn ở chương trình toán 10 để thực hiện tác vụ này một các tự động:

Ở phương trình này ta thấy nếu một điểm ảnh **A** có tọa độ ***(x,y)*** thì nếuđiểm đó sẽ nằmtrên đường tròn nếu 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 lặp qua hết các điểm ảnh trên một lát cắt 2D và xác định khoảng cách **D** từ điểm đó đến tâm đường tròn:

Nếu ***D > R*** 🡪 đổi giá trị thành nền đen, ***D <= R*** 🡪 giữ nguyên.

**2.2.3 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 [13]:



Thay a = 0 va b = 1 ta được:

**2.3 Huấn luyện**

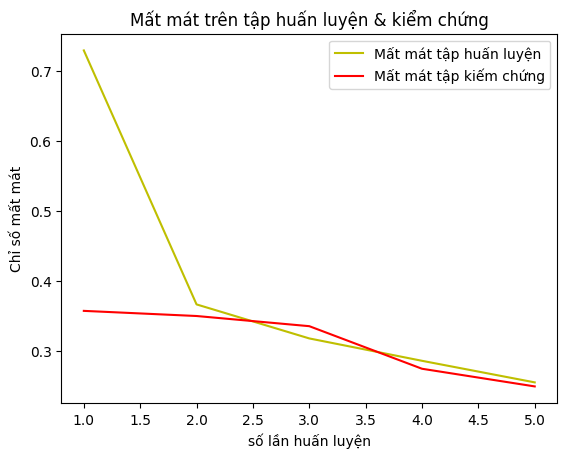
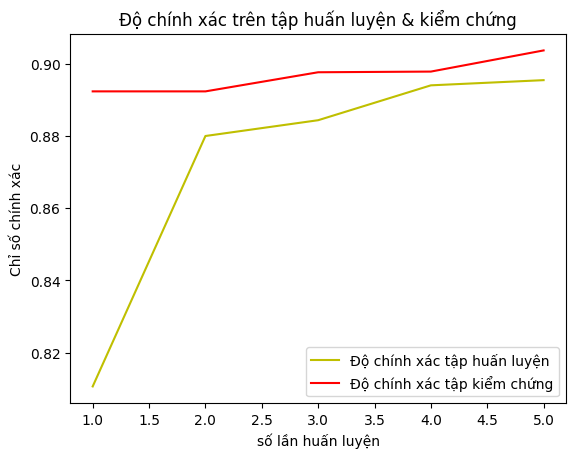
**2.3.1 Xây dựng và thử nghiệm với các kiến trúc học sâu**

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 [14].





Tuy nhiên kiến trúc trên đều gặp chung một vấn đề: không nhận diện dược chính xác các cạnh của các khu khi hình dạng liên tục thay đổi kích thước, nhầm lẫn các khu (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 khu tốt hơn. [15].

A graph of a graph

Description automatically generated with medium confidence

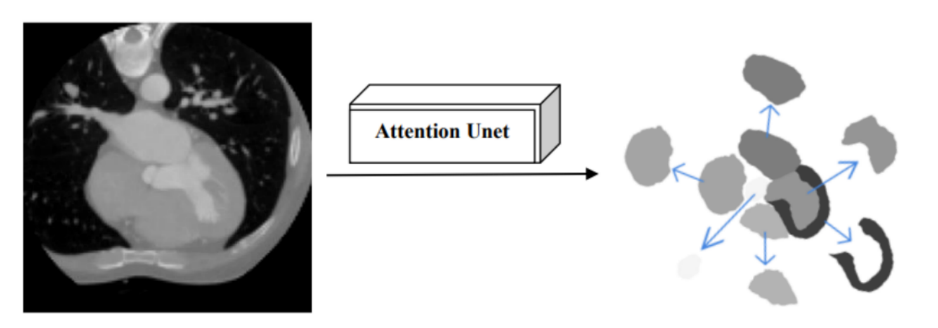
Chúng tôi cho “fit” với 25 epochs và cài đặt early stopping với callback trong thư viện tensorflow. Vì vậy ở epoch 16, khi Validation Loss có dấu hiệu tăng (nghĩa là mô hình đang học thuộc lòng bộ dữ liệu) thì quá trình training kết thúc để đảm bảo tính tổng quát hóa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

*Hình 3. Quá trình huấn luyện mô hình học sâu*

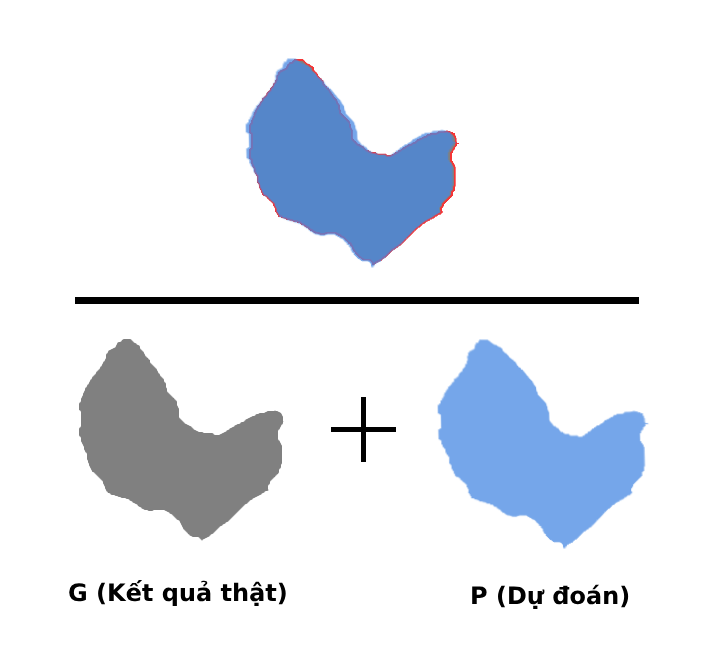
|  |  |
| --- | --- |
| Thông số tham số của mô hình | |
| Tổng tham số: | 1940936 (7.40 MB) |
| Tham số huấn luyện: | 1940936 (7.40 MB) |
| Tham số không huấn luyện: | 0 (0.00 Byte) |

### 2.3.2 Đánh giá mô hình (Metrics)

Nhóm dùng phương pháp phổ biến để đánh giá mô hình cho bài toán phân khu nhiều lớp cho dữ liệu y học (medical multiclass segmentation) là DSC (Dice Similarity Coefficient) [16].



**Dice Coefficient:** Sau khí 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).



Chia phần giao nhau (intersection)

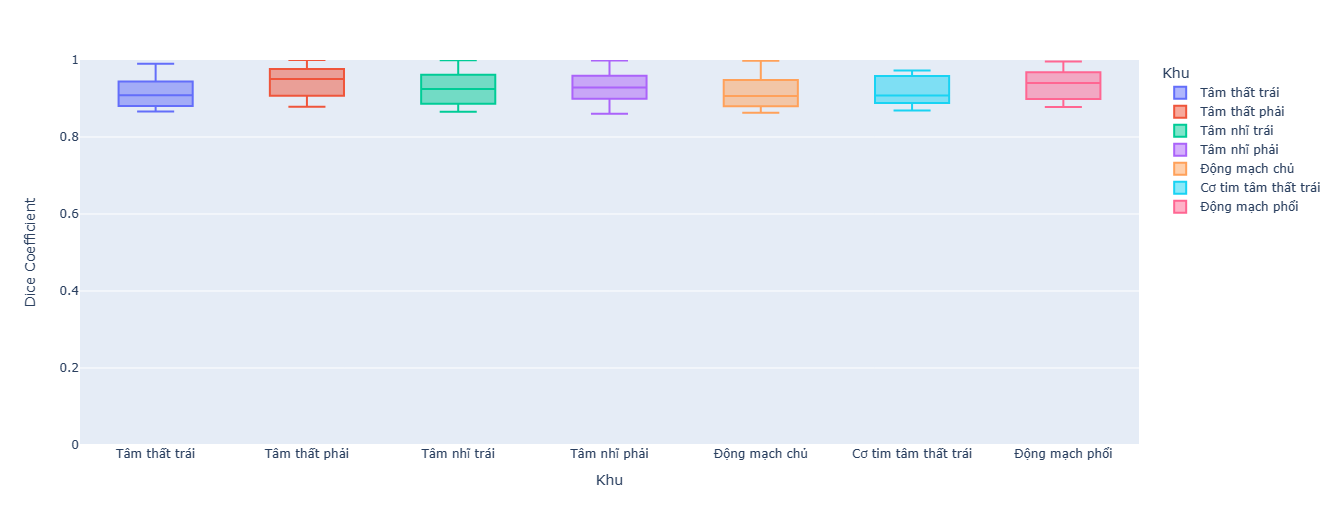
cho phần tổng (Union)

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 Cofficient **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 Cofficient **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 khu*

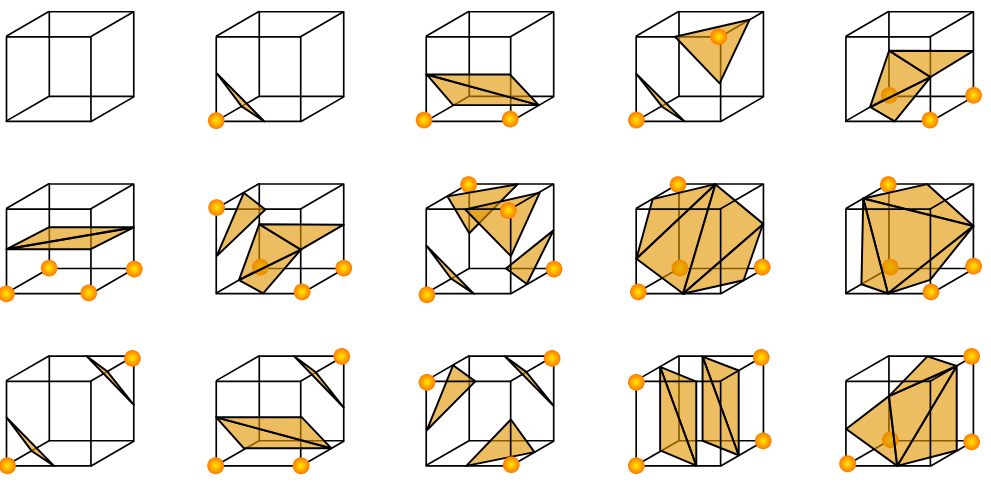
|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Khu | Dice Coefficient cho 20 bệnh nhân / 20 slices | | | | | | | |  |  |
| count | mean | std | min | 25% | 50% | 75% | max | lower\_fence | upper\_fence |
| Cơ tim tâm thất trái | 20 | 0.93302 | 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 ký yếu SIGGRAPH bởi [William E. Lorensen](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=William_E._Lorensen&action=edit&redlink=1) and [Harvey E. Cline](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Harvey_E._Cline&action=edit&redlink=1) [17].

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) [18].



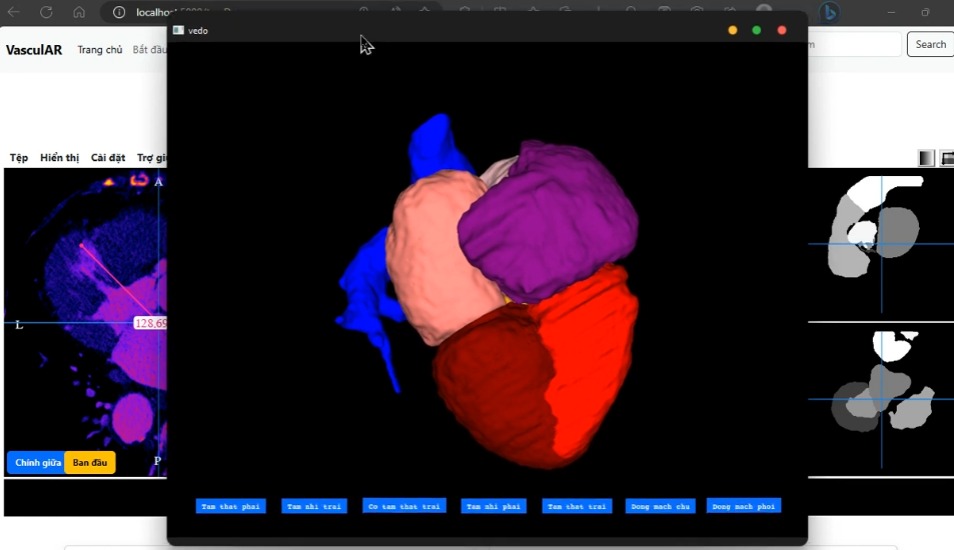
# CHƯƠNG 3: KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU & MỤC TIÊU TƯƠNG LAI

**3.1 Sản phẩm đã hoàn thành**

**3.1.1** Nền tảng website tiếng Việt giao diện dễ dùng tích hợp các chức năng để hỗ trợ bác sĩ đọc ảnh chụp cắt lớp dễ dàng với phổ màu, thước đo, hệ tọa độ. Tích hợp được model deep learning Unet lên browser để thực hiện phân khu.

Screens screenshot of a computer screen

Description automatically generated

**3.1.2** Tái tạo câu trúc tim 3D trong không gian 3 chiều với các nút hiển thị/ẩn từng khu riêng biệt, sẵn sàng kết nối với mắt kình thực tế ảo VR.

A person wearing a white coat and a white lab coat sitting in a chair

Description automatically generated

**3.1.3** Hệ cơ sở dữ liệu (database) cho phép cơ sở y tế đăng ký tài khoản và lưu trữ hồ sơ bệnh án.

A screenshot of a computer

Description automatically generatedA screenshot of a computer

Description automatically generated

**3.2 Công việc đang thực hiện**

**3.2.1 Bộ dữ liệu mới chi tiết hơn**

Với sự cố vấn của dì Hy về các bệnh lý liên quan đến nhiều bộ phân khác của trái tim như bệnh đông mạch vành, hở van tim,... nhóm quyết định sẽ cùng các bác sĩ Lê Văn Nghĩa - trưởng khoa tim mạch bệnh viện Chợ Rẫy, bác sĩ Lê Văn Phước - trưởng khoa Chẩn đoán hình ảnh Bệnh viện Chợ Rẫy, và bác sĩ dì Hy thực hiện việc phân vùng trên bộ dữ liệu thô chụp từ máy chụp của bệnh viện. Hiện tại, bộ dữ liệu của bệnh nhân đầu tiên (đã được xử lý file bảo mật) được thực hiện phân vùng với 12 vùng (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 Aeorta) |
| 3. Tâm thất trái (Left Ventricle) | 9. Động mạch chủ (Aorta) |
| 4. Tâm thất phải (Right Ventricle) | 10. Tĩnh mạch chủ trên (Superior Vena Ceva) |
| 5. Van 2 lá (Mitral Valve) | 11. Tĩnh mạch chủ dưới (Inferior Vena Ceva) |
| 6. Van 3 lá (Tricuspid Valve) | 12. Động mạch phổi (Pulmonary artery) |

Hình ảnh mẫu tái tạo cấu trúc tim 3D với 12 vùng từ bộ dữ liệu của bệnh nhân thứ nhất.

**3.3 Mục tiêu tương lai**

Nhóm đang khảo sát về tính khả quan về việc chế tạo thiết bị trình chiếu mô hình 3D trong không gian thực tế (Hologram) có thể tương tác bằng chuột hoặc kết nối găng tay cảm ứng để giảng viên có thể vừa truyền đạt vừa thực hành trong không gian thực cho sinh viên xem, nâng cao chất lượng truyền đạt và giảng dạy.

# A. MỞ ĐẦU

**1. Tóm tắt dự án**

Trong ngành y khoa tim mạch, ảnh chụp cắt lớp tim (MRI hoặc CT scan) gây nhiều khó khăn trong việc đọc hiểu và phân tích chính xác trong giai đoạn tiền phẫu thuật [1]. Để giải quyết vấn đề này, chúng tôi phát triển một phần mềm hệ thống trên nền tảng trực tuyến (website) tích hợp các công cụ phân tích nhiều loại ảnh cắt lớp, và dựng mô hình tim 3D dựa trên khối ảnh cắt lớp 2D. Chúng tôi nghiên cứu về các mô hình học sâu Unet, VGG, Resnet và các hàm mất mát IoU, Dice Coefficient, Jaccard cho công việc phân khu (segmentation) hình ảnh 2D tim thành 7 phần khác nhau. Chúng tôi áp dụng thuật toán Marching cubes để trích xuất đặc trưng kết quả phân khu, tính toán khoảng cách tọa độ lưới và tái tạo mô hình tim 3D trong không gian 3 chiều, kết nối kính VR tăng tính tương

### 3. Quy trình nghiên cứu

Chúng tôi áp dụng quy trình “***Deep learning algorithm research for web-based application***” [7]

objective specification

Problem definition

Data collection & preprocessing

Framework & architecture selection

Model training & evaluation

Model deployment & web integration

Web testing & improvement.

# 

# E. MỤC TIÊU TƯƠNG LAI

Nhóm nghiên cứu quyết định tiến hành các mục tiêu trong tương lại sau đây:

* Nâng cấp, hiệu chỉnh kiến trúc mô hình học sâu để phân khu và tái tạo các cấu trúc chi tiết như mạch máu, van tim,.. đồng thời tăng tính chính xác (tiệm cận 98-100%.) cho mô hình học sâu và thuật toán dựng 3D.
* Phối hợp với các đơn vị y tế để tìm kiếm dữ liệu ảnh chụp cắt lớp tim của người Việt Nam để hỗ trợ nhóm đối tượng bênh nhân trong nước một cách tót nhất.
* Thay đổi việc sử dụng kính VR sang công nghệ hiển thị 3D trong không gian thực (Hologram) và công nghệ in 3D, tạo thuận tiện cho thảo luận nhóm, giảng dạy.

# F. TRÍCH DẪN

[1] Prat-Gonzalez, S., Sanz, J., & Garcia, M. J. (2008). Cardiac CT: Indications and Limitations. Journal of Nuclear Medicine Technology, 36(1), 18-24. [DOI: 10.2967/jnmt.107.042424](https://doi.org/10.2967/jnmt.107.042424)

[2] Trình, T. C. (n.d.). Vì sao cần chụp cắt lớp vi tính [Why we need a CT scan]. [Khoa Chẩn đoán hình ảnh - Bệnh viện Đa khoa Quốc tế Vinmec Central Park](https://tamanhhospital.vn/chup-ct/).

[3] Dũng, N. A. (n.d.). Những điều cần biết về phẩu thuật tim [What you need to know about heart surgery]. [Trung tâm Tim mạch, Bệnh viện Đa khoa Tâm Anh, TP.HCM](https://suytim.co/bai-viet/thong-tin-benh/benh-van-tim).

[4] Tuấn, N. Q. (n.d.). Phẫu thuật tim ở Việt Nam đang bước lên đẳng cấp mới [Heart surgery in Vietnam is stepping up to a new level]. [BV Tim Hà Nội](https://trungtamtimmach.vn/Phau-thuat-tim-o-Viet-Nam-dang-buoc-len-dang-cap-moi-447.html)

[5] Fedorov, A., Johnson, J., Damaraju, E., Ozerin, A., Calhoun, V., & Plis, S. (2017). End-to-end learning of brain tissue segmentation from imperfect labeling. In 2017 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN). IEEE. [DOI: 10.1109/IJ CNN.2017.7966333](https://ieeexplore.ieee.org/document/7966333/)

[6] P. A. Yushkevich, “User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability,” NeuroImage, vol. 31, no. 3, pp. [1116–1128, 2006](http://midag.cs.unc.edu/pubs/papers/Yushkevich-NeuroImage-2006.pdf).

[[7](http://midag.cs.unc.edu/pubs/papers/Neuroimage06_Yushkevich.pdf)] I. Goodfellow, Y. Bengio, and A. [Courville, “Deep learning,” MIT Press, 2016](http://midag.cs.unc.edu/pubs/papers/Yushkevich-NeuroImage-2006.pdf)[3](https://link.springer.com/article/10.1007/s10710-017-9314-z)[4](https://books.google.com/books/about/Deep_Learning.html?id=Np9SDQAAQBAJ).

[[8](https://github.com/pyushkevich/itksnap)] X. Zhuang, “Multivariate mixture model for myocardial segmentation combining multi-source images,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 41, no. 12, pp. [2933-2946, 2019](https://ieeexplore.ieee.org/document/8458220/).

[9] 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](http://midag.cs.unc.edu/pubs/papers/Yushkevich-NeuroImage-2006.pdf).

[10] X. Luo and X. [Zhuang, “X-Metric: An N-Dimensional Information-Theoretic Framework for Groupwise Registration and Deep Combined Computing,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, published online in November 2022](https://arxiv.org/pdf/2211.01631.pdf).

[11] M. [Masoudi, “Patient01-16,” figshare Dataset, DOI: 10.6084/m9.figshare.6265292.v3, 2018](https://doi.org/10.6084/m9.figshare.845654?noredirect).

[12] P. Haigron et al., “CT-scan images preprocessing and segmentation to

improve bioprosthesis leaflets morphological analysis”.

[13] “Intensity Normalization—A Critical Pre-processing Step for Efficient Brain Tumor Segmentation in MR Images” by S. Poornachandra, C. [Naveena & Manjunath Aradhya](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-10-7512-4_87).

[1[4](https://github.com/zxhzxhgithub/mmwhs)] 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](http://midag.cs.unc.edu/pubs/papers/Yushkevich-NeuroImage-2006.pdf).

[15][“Attention U-Net: Learning Where to Look for the Pancreas,” arXiv:1804.03999v3 [cs.CV], May 20, 2018](https://arxiv.org/pdf/1804.03999).

[1[6](https://dblp.org/rec/journals/mia/ZhuangS16)][“Continuous Dice Coefficient: a Method for Evaluating Probabilistic Segmentations,” arXiv:1906.11031](https://www.biorxiv.org/content/10.1101/306977v1).

[1[7](https://ieeexplore.ieee.org/document/8458220/)] 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.

[[18](https://arxiv.org/pdf/1612.08820)] “System and method for the display of surface structures contained within the interior region of a solid body”, Patent filed on June 5th, 1985.

According to the World Health Organization, cardiovascular diseases (CVDs) are the leading cause of death globally ([Mendis et al., 2011](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841519300751#bib0018)). [Medical imaging](https://www.sciencedirect.com/topics/computer-science/medical-imaging) has revolutionized modern medicine and healthcare, and imaging and computing technologies have become increasingly important for the diagnosis and [treatments](https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/therapeutic-procedure) of CVDs.

Thêm lý do vì sao chọn Cardiac nữa + số liệu