

**BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ TP. HCM**



HUYỀN CÔNG CHƯƠNG

PHÂN ĐOẠN ĐỐI TƯỢNG TRONG ẢNH MRI

LUẬN VĂN THẠC SĨ

Chuyên ngành : Công nghệ thông tin

Mã số ngành: 60480201

TP. HỒ CHÍ MINH, tháng 11 năm 2016

**BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ TP. HCM**



HUYỀN CÔNG CHƯƠNG

PHÂN ĐOẠN ĐỐI TƯỢNG TRONG ẢNH MRI

LUẬN VĂN THẠC SĨ

Chuyên ngành : Công nghệ thông tin

Mã số ngành: 60480201

CÁN BỘ HƯỚNG DẪN KHOA HỌC: TS. NGUYỄN THANH BÌNH

TP. HỒ CHÍ MINH, tháng 11 năm 2016

CÔNG TRÌNH ĐƯỢC HOÀN THÀNH TẠI
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ THÀNH PHỐ HỒ CHÍ MINH

Cán bộ hướng dẫn khoa học: **TS. NGUYỄN THANH BÌNH**

(Ghi rõ họ, tên, học hàm, học vị và chữ ký)

TS. NGUYỄN THANH BÌNH

Luận văn Thạc sĩ được bảo vệ tại Trường Đại học Công nghệ Thành phố Hồ Chí Minh ngày 30 tháng 01 năm 2016

Thành phần Hội đồng đánh giá Luận văn Thạc sĩ gồm:

(Ghi rõ họ, tên, học hàm, học vị của Hội đồng chấm bảo vệ Luận văn Thạc sĩ)

TT	Họ và tên	Chức danh Hội đồng
1	GS.TS Phan Thị Tươi	Chủ tịch
2	TS. Nguyễn Thị Thúy Loan	Phản biện 1
3	TS. Văn Thiên Hoàng	Phản biện 2
4	TS. Trần Đức Khánh	Ủy viên
5	TS. Phạm Thị Thiết	Ủy viên, Thư ký

Xác nhận của Chủ tịch Hội đồng đánh giá Luận sau khi Luận văn đã được sửa chữa (nếu có).

Chủ tịch Hội đồng đánh giá luận văn

GS.TS Phan Thị Tươi

NHIỆM VỤ LUẬN VĂN THẠC SĨ

Họ tên học viên: **HUỖNH CÔNG CHUÔNG** Giới tính: Nam

Ngày, tháng, năm sinh: Nơi sinh: 24/03/1974. Tiền Giang

Chuyên ngành: Công Nghệ Thông Tin. MSHV: 1441860049

I- Tên đề tài:

PHÂN ĐOẠN ĐỐI TƯỢNG TRONG ẢNH MRI

II- Nhiệm vụ và nội dung:

- Tìm hiểu tài liệu liên quan ảnh MRI
- Tìm hiểu các công trình nghiên cứu liên quan đến phân đoạn đối tượng trong ảnh MRI
- Đề xuất phương pháp phân đoạn đối tượng trong ảnh MRI
- Hiện thực phương pháp đề xuất và so sánh kết quả với giải thuật khác.

III- Ngày giao nhiệm vụ: *(Ngày bắt đầu thực hiện LV ghi trong QĐ giao đề tài)*

IV- Ngày hoàn thành nhiệm vụ: 11/2016

V- Cán bộ hướng dẫn: TS Nguyễn Thanh Bình

CÁN BỘ HƯỚNG DẪN

(Họ tên và chữ ký)

KHOA QUẢN LÝ CHUYÊN NGÀNH

(Họ tên và chữ ký)

NGUYỄN THANH BÌNH

LỜI CAM ĐOAN

Tôi xin cam đoan đây là công trình nghiên cứu của riêng tôi. Các số liệu, kết quả nêu trong Luận văn là trung thực và chưa từng được ai công bố trong bất kỳ công trình nào khác.

Tôi xin cam đoan rằng mọi sự giúp đỡ cho việc thực hiện Luận văn này đã được cảm ơn và các thông tin trích dẫn trong Luận văn đã được chỉ rõ nguồn gốc.

Học viên thực hiện Luận văn

HUỲNH CÔNG CHƯƠNG

LỜI CẢM ƠN

Trong suốt khoảng thời gian chúng em học tập và hoàn thành luận văn tại trường Đại học Công Nghệ Thành Phố Hồ Chí Minh, chúng em đã được các thầy, cô trực tiếp giảng dạy và các thầy cô thuộc phòng sau đại học giúp đỡ, hướng dẫn rất tận tình. Chúng em xin được bày tỏ lòng biết ơn sâu sắc.

Với tất cả tấm lòng em xin được cảm ơn Thầy Nguyễn Thanh Bình, hướng dẫn và đã giúp đỡ em rất nhiều để hoàn thành luận văn này. Thầy đã bỏ ra rất nhiều thời gian để hướng dẫn phương pháp nghiên cứu, hướng nghiên cứu và cơ sở dữ liệu về hình ảnh trong luận văn.

Em xin gửi lời cảm ơn tới thầy Võ Đình Bảy và khoa Công Nghệ Thông Tin trường Đại học Công Nghệ, đã tạo điều kiện tốt nhất giúp cho chúng em hoàn thành khóa học.

Cuối cùng em xin cảm ơn các bạn trong lớp 14SCT21 và gia đình đã bên cạnh, động viên và giúp đỡ em trong thời gian qua.

HUỲNH CÔNG CHƯƠNG

TÓM TẮT

Trong lĩnh vực y tế, chuẩn đoán bằng hình ảnh đóng vai trò quan trọng. Ảnh y khoa thường bị mờ, nhiễu. Để giúp bác sĩ chuẩn đoán tốt hơn, chúng ta cần xử lý cải thiện ảnh, làm rõ các đường biên các khối u bên trong ảnh MRI.

Trong luận văn, tôi đề xuất một phương pháp phân đoạn ảnh MRI dựa trên sử dụng phương pháp Region growing, level set kết hợp với snake để làm rõ đường biên của đối tượng. Chúng ta dùng thang đo Jaccard Index (J.I), True Positive Rate (TPR) và True Negative Rate (TNR) để đánh giá hiệu quả của phương pháp đề xuất.

ABSTRACT

In the health field, the diagnosis image is important. Medical images are often blurry, noisy. To help doctors better diagnose, we need to improve medical images, clarifying the boundaries of tumors inside the MRI.

In this thesis, I proposed a method for MRI image segmentation by combined Growing Region, level set with snake to clarify the boundaries of the object in MRI image. We use a scale Jaccard Index (J.I), True Positive Rate (TPR) and True Negative Rate (TNR) to evaluate the effectiveness of the proposed method.

MỤC LỤC

LỜI CAM ĐOAN	i
LỜI CẢM ƠN.....	ii
TÓM TẮT.....	iii
ABSTRACT	iv
MỤC LỤC	v
DANH MỤC CÁC TỪ VIẾT TẮT	vii
DANH MỤC CÁC BẢNG.....	viii
DANH MỤC CÁC BIỂU ĐỒ, ĐỒ THỊ, SƠ ĐỒ, HÌNH ẢNH.....	ix
CHƯƠNG 1: GIỚI THIỆU	1
1.1 GIỚI THIỆU ĐỀ TÀI:	1
1.2 MỤC TIÊU VÀ NỘI DUNG CỦA ĐỀ TÀI:	1
1.3 GIỚI HẠN ĐỀ TÀI:.....	2
1.4 PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU:	2
1.5 ĐÓNG GÓP CỦA LUẬN VĂN VỀ MẶT KHOA HỌC VÀ ỨNG DỤNG: ...	2
1.6 CẤU TRÚC LUẬN VĂN:.....	2
CHƯƠNG 2: CƠ SỞ LÝ THUYẾT VÀ CÁC NGHIÊN CỨU LIÊN QUAN	4
2.1 ĐỊNH DẠNG ẢNH Y KHOA	4
2.2 KHỬ MỜ NHIỀU TRONG ẢNH Y KHOA	5
2.3 CÁC NGHIÊN CỨU LIÊN QUAN	5
2.3.1 Trong nước	5
2.3.2 Ngoài nước	6
CHƯƠNG 3: PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT PHÂN ĐOẠN ẢNH	9
3.1 YÊU CẦU BÀI TOÁN	9
3.2 PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT	9
3.2.1 Ảnh Input:	9
3.2.2 Tiên xử lý:	10
3.2.3 Phân đoạn thô	13
3.3 LÀM RÕ BIÊN	15
3.4 PHƯƠNG PHÁP ĐÁNH GIÁ	18
3.4.1 Đánh giá định tính	18

3.4.2. Đánh giá định lượng.....	18
CHƯƠNG 4. THÍ NGHIỆM VÀ ĐÁNH GIÁ	20
4.1.TẬP DỮ LIỆU TEST VÀ CẤU HÌNH MÁY	20
4.2.KẾT QUẢ THÍ NGHIỆM.....	21
CHƯƠNG 5. KẾT LUẬN.....	30
5.1.KẾT QUẢ ĐẠT ĐƯỢC.....	30
5.2.ƯU NHƯỢC ĐIỂM CỦA PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT	30
5.2.1.Ưu điểm.....	30
5.2.2.Nhược điểm.....	30
5.3.HƯỚNG MỞ RỘNG TƯƠNG LAI	31
TÀI LIỆU THAM KHẢO.....	32

DANH MỤC CÁC TỪ VIẾT TẮT

KÝ HIỆU CHỮ VIẾT TẮT	NỘI DUNG VIẾT TẮT
DICOM	Digital Imaging and Communications
PSNR	Peak Signal to Noise Ratio
MSE	Mean Squared Error
X – ray CT	X – ray Computed Tomography
CT	Computed Tomography
PET	Positron Emission Tomography
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
MRI	Magnetic Resonance Image
J.I	Jaccard Index
TPR	True Positive Rate
TNR	True Negative Rate
TP	True Positive
TN	True Negative
FP	False Positive
FN	False Negative

DANH MỤC CÁC BẢNG

Bảng 4.1. So sánh chỉ số J.I của các giải thuật phát hiện đường biên của đối tượng trong ảnh MRI.....	27
Bảng 4.2. So sánh chỉ số TPR và TNR của giải thuật đề xuất trên đối tượng trong ảnh MRI.....	28
Bảng 4.3. So sánh chỉ số TPR và TNR của giải thuật Level set trên đối tượng trong ảnh MRI.....	28

DANH MỤC CÁC BIỂU ĐỒ, ĐỒ THỊ, SƠ ĐỒ, HÌNH ẢNH

Hình 3.1 Các phương pháp đề xuất.....	9
Hình 3.2 Biểu diễn phân lưới khi sử dụng level set.	15
Hình 3.3 Tính tọa độ các điểm lân cận của seed point.....	16
Hình 3.4. Làm nổi biên bằng phương pháp phát hiện biên Canny	18
Hình 4.1.1 Hình MRI não được đem mô phỏng	20
Hình 4.1.2 Dùng phần mềm MATLABR2013, mô phỏng việc tạo các “edge map”	21
Hình 4.2.1 bắt đầu dò tìm “edge map” từ ảnh 4.1.1a.....	21
Hình 4.2.2 Bắt đầu dò tìm đường biên (GVF), từ ảnh 4.1.1a	22
Hình 4.2.3 đường biên ban đầu được tạo từ ảnh 4.1.1a	22
Hình 4.2.4 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với Iter = 50, từ ảnh 4.1.1a	23
Hình 4.2.5 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với Iter = 100, từ ảnh 4.1.1a	23
Hình 4.2.7 bắt đầu dò tìm “edge map”, từ ảnh 4.1.1b.....	24
Hình 4.2.8 bắt đầu dò tìm tạo đường biên (GVF), từ ảnh 4.1.1b.....	25
Hình 4.2.9 đường biên ban đầu được tạo thành từ ảnh mô phỏng 4.1.1b.....	25
Hình 4.2.10 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với iter = 15, từ ảnh 4.1.1b.....	26
Hình 4.2.11 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với iter = 75, từ ảnh 4.1.1b.....	26
Hình 4.2.12 quá trình mô phỏng hoàn thành, từ ảnh 4.1.1b	27

CHƯƠNG 1: GIỚI THIỆU

1.1 GIỚI THIỆU ĐỀ TÀI:

Ngày nay hình ảnh đã chi phối trong việc trao đổi thông tin rất nhiều. Một bức ảnh bị chi phối bởi rất nhiều yếu tố như màu sắc, độ bóng, môi trường, độ sáng, Vì vậy một bức ảnh không bao giờ mang đầy đủ thông tin. Để việc trao đổi thông tin bằng hình ảnh được tốt thì lĩnh vực xử lý ảnh (Image Processing) cần được nghiên cứu và phát triển. Một trong những bài toán của xử lý ảnh là: làm rõ các đường biên ảnh, cải thiện chất lượng ảnh mà điển hình là phân đoạn ảnh, ...

Trong lĩnh vực y tế, ngoài tay nghề của bác sĩ thì việc chuẩn đoán bằng hình ảnh cũng rất quan trọng. Ảnh y khoa y thường bị mờ, nhiễu. Để giúp Bác Sĩ chẩn đoán tốt hơn, ảnh y khoa cần được xử lý, cải thiện ảnh, làm rõ các đường biên. Việc làm này giúp cho Bác Sĩ phát hiện những vị trí và hình dạng của các khối u bên trong ảnh MRI. Đặc biệt, khi khối u có kích thước nhỏ và có hình dạng bất thường.

Xuất phát từ ý nghĩa trên, trong luận văn, tôi xin trình bày phương pháp phân đoạn trong ảnh MRI (magnetic resonance imaging). Có rất nhiều nguyên nhân gây ra mờ nhiễu cho ảnh y khoa, ví dụ như do sự thay đổi độ nhạy của đầu dò, do sự biến đổi của môi trường, do sai số lượng tử hóa hay sai số truyền..... Chính vì vậy, phân đoạn ảnh y khoa một việc làm khó, nhiều thuật giải để giải quyết vấn đề này. Tuy nhiên, hầu hết những thuật giải đó rất phức tạp trong miền phân đoạn dựa trên miền giảm tạp nhiễu. Do đó, vấn đề cấp bách hiện nay đặt ra cho những người làm công tác xử lý ảnh là làm sao nghiên cứu phương pháp xử lý những ảnh y khoa sao phân đoạn chính xác các đối tượng trong ảnh y khoa là việc làm hết sức cần thiết được đặt ra cho chúng ta hiện nay. Đó cũng chính là nguyên nhân và động lực chính để thực hiện đề tài này.

1.2 MỤC TIÊU VÀ NỘI DUNG CỦA ĐỀ TÀI:

Mục tiêu của đề tài là đề xuất giải thuật phân đoạn ảnh y khoa, cụ thể là ảnh MRI.

Để đạt được mục tiêu trên, nội dung đề tài sẽ thực hiện gồm:

- Thu thập và nghiên cứu các tài liệu liên quan đến đề tài.

- Nghiên cứu và phân tích ưu nhược điểm các công trình nghiên cứu trong và ngoài nước liên quan đến đề tài.

- Đề xuất giải thuật mới cho bài toán phân đoạn ảnh y khoa.

- Hiện thực và so sánh kết quả với các giải thuật khác.

1.3 GIỚI HẠN ĐỀ TÀI:

Trong đề tài này, tác giả chỉ tập trung vào việc phân đoạn ảnh y khoa MRI. Các ảnh thử nghiệm là các tập ảnh chuẩn được các nhóm nghiên cứu trên thế giới sử dụng và tập ảnh do giáo viên hướng dẫn cung cấp.

1.4 PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU:

Phương pháp nghiên cứu được sử dụng: định tính và định lượng.

+ Định tính: ý kiến đánh giá của các chuyên gia trong cả hai lĩnh vực xử lý ảnh và y khoa.

+ Định lượng: dựa trên thông số Peak signal –to-noise ratio (PSNR), Mean squared error (MSE) để đánh giá kết quả thu được.

Sử dụng công cụ Matlab để tiến hành hiện thực giải thuật để thu kết quả.

1.5 ĐÓNG GÓP CỦA LUẬN VĂN VỀ MẶT KHOA HỌC VÀ ỨNG DỤNG:

Đề tài nghiên cứu dự kiến sẽ đạt được các kết quả sau:

+ Tài liệu tổng hợp các cấu trúc lưu trữ và cách thức thể hiện của các ảnh y khoa, điển hình là với ảnh MRI.

+ Xây dựng một tập các mức threshold (multilevel thresholding) có thể làm giảm tạp nhiễu (nhiều độc lập với dữ liệu ảnh, nhiễu phụ thuộc dữ liệu ảnh, nhiễu Gauss, nhiễu muối – tiêu).

+ Xây dựng một phương pháp mới để phân đoạn ảnh MRI dựa trên các giải thuật đã có và so sánh kết quả với các giải thuật hiện có.

1.6 CẤU TRÚC LUẬN VĂN:

Luận văn này được chia thành năm chương có cấu trúc như sau:

Chương 1: Giới thiệu. Trong chương này, tôi trình bày giới thiệu về đề tài, mục tiêu, nội dung và giới hạn đề tài cũng được đề cập trong chương này.

Chương 2: Cơ sở lý thuyết và các nghiên cứu liên quan. Trong chương này, tôi trình bày về lý thuyết xử lý ảnh cũng như các nghiên cứu liên quan đến đề tài.

Chương 3: Phương pháp đề xuất. Trong chương này, tôi sẽ đề xuất phương pháp phân đoạn ảnh MRI.

Chương 4: Thực nghiệm và kết quả đạt được. Trong chương này, tôi sẽ hiện thực phương pháp đề xuất và kết quả đạt được khi hiện thực phương pháp đề xuất.

Chương 5: Kết luận. Trong chương này, tôi sẽ tổng kết lại các công việc đã làm cũng như ưu nhược điểm của phương pháp đề xuất.

CHƯƠNG 2: CƠ SỞ LÝ THUYẾT VÀ CÁC NGHIÊN CỨU LIÊN QUAN

2.1 ĐỊNH DẠNG ẢNH Y KHOA

Ảnh y khoa là ảnh thu được từ các thiết bị chụp y tế (X-Quang, CT, MRI, ...). Ảnh y khoa chứa nhiều thông tin hơn so với ảnh thường (ảnh phong cảnh, ảnh người, vật, ...). Vì ảnh y khoa là sự tổng hợp của nhiều hình ảnh lại tạo thành một ảnh duy nhất. Ảnh y khoa với các kích thước ảnh được cung cấp từ các bệnh viện tại thành phố Hồ Chí Minh đa phần là các ảnh vuông, kích cỡ đa dạng từ 256x256, 512x512, 1024x1024, ... và là ảnh xám.

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) là tiêu chuẩn lưu trữ, truyền-nhận ảnh trong y tế, tiêu chuẩn này cũng bao gồm định nghĩa cấu trúc thông tin được lưu trong file ảnh y tế. Cấu trúc tập tin DICOM chứa những thông tin:

- Thông tin bệnh nhân.
- Thông tin về lần khám của ảnh.
- Thời gian chụp.
- Thông tin về thiết bị y khoa tạo ra ảnh.
- Ảnh của bệnh nhân.

X-ray Computed Topography (x-ray CT) là công nghệ sử dụng tia X được xử lý bằng máy tính để thu nhận hình cắt lớp của những khu vực đặc biệt trên đối tượng, cho phép người dùng có thể quan sát bên trong cơ thể mà không cần phải phẫu thuật. Quá trình xử lý hình ảnh số sẽ tái tạo ảnh ba chiều từ một chuỗi nhiều ảnh X quang 2 chiều được chụp xoay quanh một trục.

Dạng thức ảnh vi tính cắt lớp đơn - computed tomography (còn gọi là CT) thường được sử dụng hơn x-ray CT, mặc dù còn có các dạng thức khác (như là positron emission tomography [PET] and single-photon emission computed tomography [SPECT]). CT sản sinh một khối lượng dữ liệu có thể được điều khiển để minh họa những cấu trúc khác nhau của cơ thể người dựa trên khả năng ngăn chặn tia X của cơ thể. Mặc dù, hình ảnh sinh ra được nằm trên trục hoặc mặt phẳng ngang, vuông góc với chiều dài cơ thể người, nhưng với một máy

quét hiện đại sẽ cho phép lượng dữ liệu này tái định dạng trên nhiều mặt phẳng khác nhau, thậm chí có thể biểu diễn dạng 3 chiều của cấu trúc.

2.2 KHỬ MỜ NHIỄU TRONG ẢNH Y KHOA

Việc khử mờ, nhiễu và phân đoạn ảnh thường dựa trên cơ chế sử dụng các ngưỡng lọc. Ngưỡng lọc dựa trên giá trị của các điểm ảnh để hiển thị kết quả:

+ Nếu giá trị tại điểm ảnh đó lớn hơn hay bằng giá trị ngưỡng lọc thì sẽ được nhận giá trị hiển thị.

+ Ngược lại nếu điểm ảnh nhỏ hơn giá trị ngưỡng lọc thì sẽ không được nhận giá trị hiển thị.

Dựa trên đặc trưng đó của ảnh y khoa, nếu chúng ta tiến hành khử nhiễu, mờ hay phân đoạn ảnh mà sử dụng các ngưỡng lọc cao sẽ làm cho ảnh kết quả bị mất đi thông tin. Đặc biệt đối với lĩnh vực y tế, nếu hình ảnh bị mất đi thông tin sẽ làm ảnh hưởng đến kết quả chẩn đoán và điều trị của các chuyên gia y tế.

Chính vì đặc trưng chứa nhiều thông tin của ảnh y khoa, nên việc khử mờ nhiễu và phân đoạn ảnh sẽ gặp nhiều khó khăn:

+ Giá trị ngưỡng lọc phải phù hợp để tránh việc làm mất đi thông tin của ảnh.

+ Giá trị ngưỡng lọc cho kết quả tốt với ảnh thường thì chưa hẳn đã đạt được kết quả tốt với ảnh y khoa. Nhưng nếu giá trị ngưỡng lọc cho kết quả tốt với ảnh y khoa thì khả năng cao sẽ thu được kết quả tốt với ảnh thường (vì ảnh thường vốn ít thông tin hơn ảnh y khoa).

2.3 CÁC NGHIÊN CỨU LIÊN QUAN

2.3.1 Trong nước

Hiện nay, ở Việt Nam có ít công trình nghiên cứu liên quan đến xử lý ảnh y khoa. Hầu hết các thiết bị y tế ở Việt Nam đều mua từ nước ngoài. Các phần mềm xử lý ảnh y khoa được các nhà sản xuất thiết bị y tế của nước ngoài tích hợp vào phần cứng. Đây là một trong những nguyên nhân dẫn đến giá thành thiết bị chụp ảnh trong y khoa cao. Trong nước có ít nhóm nghiên cứu liên quan đến vấn đề này dẫn đến kết quả bị hạn chế. Theo chúng tôi, nguyên nhân chính là do nguồn nhân lực hạn chế, cơ sở vật chất thiếu, và độ khó của bài toán cao. Mặt

khác, ở Việt Nam, việc nghiên cứu phát triển xử lý ảnh chưa được quan tâm đúng mức. Đây cũng là một trở ngại cho việc phát triển phần mềm xử lý ảnh trong công nghiệp Việt Nam cũng như trong lĩnh vực y khoa.

2.3.2 Ngoài nước

Trong thời gian qua, sự kết hợp giữa công nghệ thông tin và y khoa phục vụ chẩn đoán bệnh được phát triển và nhanh chóng trở thành mũi nhọn nghiên cứu trong lĩnh vực xử lý tín hiệu. Ở nước ngoài, nghiên cứu phát triển các công cụ lọc nhiễu, giảm nhiễu, phát hiện và tách khối u thông qua các ảnh MRI (magnetic resonance image), CT (computer tomography),... đã được nghiên cứu từ nhiều năm nay và đã đạt được nhiều thành tựu. Gần đây, Kailash [1] đã đề xuất một phương pháp phân đoạn để dò tìm khối u trong ảnh MRI. Phương pháp này đã kết hợp các phương pháp phân cụm và các giải thuật phân đoạn lại với nhau nhằm cho ra kết quả tốt hơn. Gopal [2] đã kết hợp các thuật toán phân cụm để xây dựng một hệ thống thông minh có thể chẩn đoán khối u não thông qua ảnh MRI. Jichuan [3] đã đề xuất một thuật toán phân đoạn ngưỡng cục bộ với các thông tin hình ảnh to cải thiện chất lượng. Phương pháp này rất hữu dụng trong trường hợp có nhiều đối tượng có hình dạng giống nhau tồn tại trong ảnh. Bởi vì hầu hết các giải thuật ngưỡng cục bộ thường dùng giá trị độ nhạy để phân tích. Halder [4] đã sử dụng K-means và phương pháp gán nhãn đối tượng để dò tìm khối u trong ảnh MRI. Nhưng độ chính xác của đề xuất này phụ thuộc vào kết quả của phương pháp K-means. Koley [5] đã sử dụng kỹ thuật Region-growing để xác định các vùng bị bệnh trong ảnh MRI và sau đó thuật toán dò tìm đường viền được áp dụng để tạo ra đường viền chính xác của các vùng. Rohini [6] đoạn ảnh để dò tìm khối u trong não người qua ảnh MRI. Phương pháp này đã thành công trong việc dò tìm được khối u nhưng kết quả cuối cùng còn phụ thuộc vào kết quả trung gian (kết quả của giải thuật K-means) hơn nữa phương pháp này cũng chưa đưa ra độ chính xác cụ thể. Dosi [7] đã thảo luận về một số phương pháp phân đoạn ảnh để dò tìm khối u trong não thông qua ảnh MRI, cụ thể như sau:

+Phương pháp Thresholding dùng ngưỡng để phân cụm các điểm ảnh, kết quả

sẽ cho ra 2 cụm: cụm gồm các điểm ảnh có giá trị nhỏ hơn ngưỡng và cụm có giá trị lớn hơn ngưỡng. Do đó, phương pháp này không thể áp dụng cho ảnh đa kênh vì chúng bỏ qua các tế bào hình thành nên khối u.

+Phương pháp Region growing có thể áp dụng để phân đoạn ảnh y khoa. Nó có thể dùng để phân đoạn lá lách, tách bề mặt não và ảnh tim. Hạn chế của phương pháp này là yêu cầu người dùng chọn “seekpoint”, hiệu quả của việc chọn này phụ thuộc vào kỹ năng của người dùng rất nhiều.

+Phương pháp MeanShift chỉ được sử dụng cho việc phân cụm dữ liệu đa chiều.

+ Phương pháp K-Means Clustering thì đơn giản và dễ sử dụng nhưng hiệu quả của phương pháp này phụ thuộc vào kỹ xảo chọn k điểm làm trung tâm đầu tiên.

+ Phương pháp Fuzzy C-means không cho kết quả tốt đối với ảnh bị nhiễu và thời gian thực thi lâu hơn K-means. Tuy nhiên phương pháp này lại cho ra kết quả dự đoán tế bào khối u chính xác hơn, trong khi K-means không thể dự đoán được kết quả này.

EdEdily[8] đã đề xuất một framework gồm 5 bước gồm: thu nhận ảnh, tiền xử lý, dò tìm cạnh, điều chỉnh histogram và toán tử hình thái để dò tìm, xác định vị trí khối u não thông qua ảnh MRI. Tuy nhiên, phương pháp này thường xảy ra lỗi khi ảnh đầu vào không phải là ảnh xám. Bởi vì toán tử hình thái học chỉ có khả năng tạo ra khoảng cách giữa các đối tượng có cường độ lớn và nhỏ.

Gopalakrishnan[9] đã đề xuất phương pháp kết hợp 2 thuật toán K-means và Fuzzy C-means để phân đoạn và dò tìm khối u não thông qua ảnh MRI. Phương pháp này cho thấy rằng Fuzzy C-means cho ra kết quả tốt hơn K-means bởi vì nó có thể tách ra được khối u ác tính. Fuzzy C-means có khả năng tìm ra nhiều điểm ảnh bị lỗi hơn. Do đó, thuật toán này hữu dụng trong việc tách khối u ác tính và đặt ngưỡng đầu ra để tách các đặc tính. Tuy nhiên, Fuzzy C-means bị hạn chế về độ nhạy, do đó đối với các khối u có độ nhạy cao thì không thể dò tìm được.

Ankita[10] đã kết hợp 2 phương pháp Spatial Kfuzzy và LevelSet để phân

đoạn và dò tìm khối u não thông qua ảnh MRI. Đề xuất này có thể tách được các khối u não. Tác giả đã kết hợp 2 phương pháp này thành công và hiệu quả bởi vì kết quả của Spatial Kfuzzy là cho ra các đường viền xấp xỉ của các vùng chất trắng, chất xám, dịch tủy não và các mô bất thường khác tồn tại trong não bị bệnh. Tiếp theo là LevelSet được áp dụng để lấy được chính xác đường viền của các vùng khác nhau. Phương pháp Binaryzation được áp dụng để tính toán vị trí của khối u trong não. Tuy nhiên, phương pháp này có hạn chế là tốc độ xử lý và trong một số trường hợp, kết quả chưa chính xác.

Mohan J [11] đã đề xuất phương pháp phân đoạn khối u não trong ảnh MRI, như chúng ta đã biết phương pháp phân cụm K-means có ưu điểm là thực thi nhanh nhưng lại thiếu chính xác do phụ thuộc vào việc xác định số cụm đầu tiên (số cụm khởi tạo). Đáng chú ý là phương pháp K-means lại là giải thuật cuối cùng trong chuỗi dãy thuật của phương pháp đề xuất này.

Ngoài ra, còn một số các nghiên cứu của các tác giả khác. Tuy nhiên, hầu hết các phương pháp có ưu nhược điểm riêng.

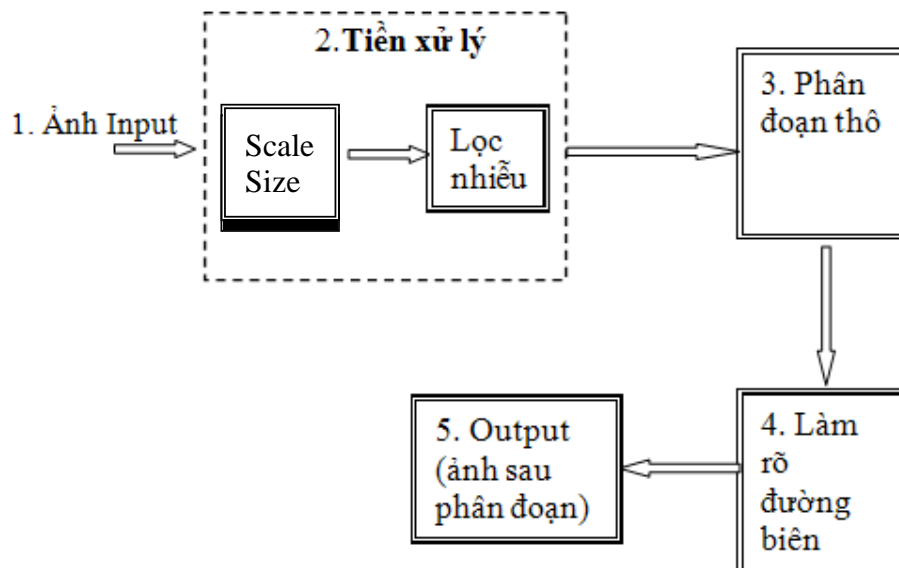
CHƯƠNG 3: PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT PHÂN ĐOẠN ẢNH

3.1 YÊU CẦU BÀI TOÁN

Dựa trên các cơ sở lý thuyết và các nghiên cứu liên quan, bài toán phân đoạn ảnh MRI đặt ra các yêu cầu sau:

1. Tìm hiểu các định dạng ảnh y khoa, nhất là định dạng ảnh MRI
2. Tìm ngưỡng thích hợp để phân chia ảnh thành các khu vực có chất lượng tốt, hay bị mờ nhiễu.
3. Phân đoạn ảnh y khoa chứa các đối tượng cần phân đoạn như khối u,...
4. Tránh mất thông tin trong ảnh sau khi phân đoạn.

3.2 PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT



Hình 3.1 Các phương pháp đề xuất

3.2.1 Ảnh Input:

Các ảnh mức xám 8 bits với kích thước 512x512. Chúng tôi sử dụng 2 nguồn ảnh chính là:

+ Tập ảnh được sử dụng là tập ảnh chuẩn, được các nhóm nghiên cứu trên thế giới sử dụng và được sưu tập trên Internet từ các trang web cung cấp dữ liệu ảnh y khoa.

+ Do giáo viên hướng dẫn cung cấp dữ liệu thực tế ở các bệnh viện.

3.2.2 Tiền xử lý:

Do các thiết bị chụp ảnh MRI khác nhau nên các ảnh MRI có các kích thước khác nhau. Mặc khác, chúng ta giảm kích thước ảnh nhằm giảm độ phức tạp của quá trình xử lý.

Như trình bày bên trên, hầu hết các ảnh y khoa hiện nay đều bị mờ nhiều do các nguyên nhân: thiết bị chụp ảnh, kỹ thuật chụp ảnh, môi trường chụp,... Ở bước này, chúng tôi dùng ngưỡng lọc để giảm mờ nhiều ảnh. Để đánh giá chất lượng hình ảnh denoising thì ta sẽ dùng hai phương pháp đo là: Peak signal –to-noise ratio (PSNR) và Mean squared error (MSE).

- **Trung bình của bình phương lỗi (Mean Square Error)**

Trung bình của bình phương lỗi (MSE) là một phương pháp ước lượng trung bình của bình phương của một lỗi. Nó phản ánh sự khác biệt giữa những gì ước lượng là những dự đoán. MSE là một hàm xác định độ rủi ro, tương ứng với giá trị kỳ vọng đối với sự mất mát lỗi-bình phương. Sự thay đổi này xảy ra ngẫu nhiên hoặc vì một vài lý do chưa tính đến, từ đó gây ra việc mất mát thông tin.

MSE phản ánh lỗi ở khía cạnh kết hợp cả phương sai của các ước lượng và độ sai lệch của nó. Đối với các ước lượng không có độ sai biệt lớn, MSE là phương sai của các ước lượng. Nó tương tự như độ lệch chuẩn, căn bậc hai của MSE mang ý nghĩa căn bậc hai của trung bình bình phương lỗi của một đại lượng đang xem xét.

Định nghĩa của MSE :

Gọi \hat{Y} là một vector với n dự đoán và Y là vector chứa giá trị thật, khi đó ước lượng lỗi của dự đoán là :

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{Y}_i - Y_i)^2 \quad (3.1.1)$$

Trong đó :

- MSE là trung bình của bình phương lỗi
- n là số dự đoán (số thành viên của vector Y)
- \hat{Y} là vector ước lượng (dự đoán) giá trị lúc sau của Y

- Y là vector chứa giá trị thật, giá trị lúc đầu

Đây là một khái niệm về số lượng tính toán được cho bởi một mẫu cụ thể. Điều kiện để tính toán được là hai tham số có cùng kích thước, số lượng thành viên và chỉ khác nhau giá trị của một hay một vài thành viên giữa hai tham số này mà thôi. Chính vì lý do trên, nó có thể mở rộng thành một ước lượng tổng quát cho một tham số chưa biết. Ta có một ước lượng $\hat{\theta}$ tương ứng với tham số chưa biết θ , khi đó MSE của ước lượng $\hat{\theta}$ được định nghĩa là :

$$MSE(\hat{\theta}) = E[(\hat{\theta} - \theta)^2] \quad (3.1.2)$$

Trong đó :

- $MSE(\hat{\theta})$ là ước lượng lỗi của tham số $\hat{\theta}$
- E là trung bình bình phương lỗi
- θ là tham số chưa biết
- $\hat{\theta}$ là dự đoán của tham số θ trước đó

Trong trường hợp cụ thể của bài toán này, MSE lúc này được dùng để tính toán sự khác biệt giữa hai ảnh trước và sau khi tăng cường đường biên và khắc phục một vài khuyết điểm của đối tượng ban đầu. Công thức tính MSE cho hai ảnh được cụ thể hóa dựa trên công thức tổng quát, vì vậy công thức tính là :

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N [I(i, j) - I'(i, j)]^2 \quad (3.1.3)$$

Trong đó :

- $I(i, j)$ là giá trị pixel tại vị trí i, j của ảnh đối tượng lúc đầu
- $I'(i, j)$ là giá trị pixel tại vị trí i, j của ảnh đối tượng sau khi chỉnh sửa
- M, N là kích thước dài, rộng của ảnh
- i, j là vị trí pixel tại vị trí i, j trong ảnh

Nó đại diện cho bình phương lỗi tích lũy khi so sánh giữa ảnh gốc và ảnh sau chỉnh sửa. MSE nói lên việc ảnh có bị lỗi, thay đổi nhiều hay không. Vì vậy, ảnh càng ít thay đổi, MSE càng nhỏ.

- **Tỉ lệ nhiễu trên đỉnh (Peak Signal to Noise Ratio)**

Tỉ lệ nhiễu trên đỉnh, thường được viết tắt là PSNR. Đây là kỹ thuật dùng để tính tỉ lệ giữa công suất tối đa có thể của một tín hiệu so với tiếng ồn gây nhiễu. Tiếng ồn này ảnh hưởng đến độ trung thực của tín hiệu trước đó. Vì tín hiệu ban đầu có tần số dao động rất lớn nên PSNR có đơn vị decibel (dB).

PSNR được sử dụng rộng rãi trong việc đo lường chất lượng khôi phục các khối tín hiệu đã nén (chẳng hạn các khối video, ảnh sau khi nén). Trong trường hợp này là dữ liệu ban đầu và tiếng ồn là những lỗi xảy ra trong quá trình nén. Khi so sánh các khối đã giải nén với ban đầu thì PSNR là một đại lượng giúp chúng ta nhận xét và đánh giá được về chất lượng của khối ban đầu với chất lượng của khối sau khi tái tạo lại.

Chính vì đại diện cho sự tương đồng giữa hai tín hiệu ban đầu và tín hiệu khôi phục nên PSNR cao xảy ra khi hai tín hiệu có tỉ lệ giống nhau cao.

Định nghĩa PSNR :

Cho ảnh ban đầu I có kích thước $M \times N$ và ảnh sau khi bị nhiễu K . Ta sẽ tính PSNR dựa trên MSE như sau :

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^M \sum_{i=1}^N [I(i,j) - K(i,j)]^2 \quad (3.1.4)$$

$$PSNR = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX_I^2}{MSE} \right) \quad (3.1.5)$$

$$= 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX_I}{\sqrt{MSE}} \right)$$

$$= 20 \cdot \log_{10}(MAX_I) - 10 \cdot \log_{10}(MSE)$$

Trong đó :

- MAX_I là giá trị tối đa mà pixel có thể đạt được
- MSE là trung bình bình phương lỗi
- $PSNR$ là tỉ lệ nhiễu đỉnh

Trong ảnh số, các pixel được lưu giá trị theo bit hay byte với số bit phụ thuộc vào cấu trúc lưu trữ ảnh, cho nên MAX_I được tính bằng công thức sau :

$$MAX_I = 2^B - 1$$

Trong đó :

- MAX_I là giá trị tối đa của một pixel có thể có
- B là số lượng bit dùng để lưu trữ một pixel ảnh

3.2.3 Phân đoạn thô

Mục tiêu chính của phân đoạn là tạo các vùng của ảnh dựa vào các vách ngăn. Ở đây, chúng tôi dùng phương pháp Region Growing. Ưu điểm của phương pháp này: các vùng ảnh đồng nhất, liên thông và thuật giải có tốc độ thực thi khá nhanh. Cụ thể, các bước thực hiện như sau:

Bước 1: Chọn ngẫu nhiên một điểm (x, y) trong cửa sổ để làm điểm khởi tạo (seed point). Ở bước này, chúng tôi sử dụng thông tin y khoa cơ bản của các đối tượng để xác định tọa độ của seed point.

Bước 2: Tính tọa độ các điểm lân cận của seed point và đưa vào hàng đợi. Số lượng điểm lân cận có thể là 4 hoặc 8 tùy theo độ phân giải của ảnh đầu vào. Trong giải thuật đề xuất, chúng tôi chọn số lượng điểm lân cận là 4.

$$(x + 1, y), (x - 1, y), (x, y + 1), (x, y - 1)$$

(3.3)

Bước 3: Đưa seed point vào ảnh phân đoạn. Chúng tôi sử dụng một ma trận nhị phân với quy ước: giá trị 1 tương ứng với điểm thuộc đối tượng, giá trị 0 tương ứng với điểm không thuộc đối tượng.

Bước 4: Tìm trong hàng đợi một điểm p_i có giá trị mức xám gần với giá trị mức xám trung bình của ảnh phân đoạn nhất và sử dụng điểm đó như một seed point mới.

$$\min_{distance} = \min_{i=1..n} |I_i - m_{mean}|$$

(3.4)

với I_i là giá trị mức xám của điểm p_i trong hàng đợi, m_{mean} là giá trị mức xám trung bình của đối tượng, được tính bởi công thức:

$$m_{mean} = (m_{mean} * |R| + I_p) / (|R| + 1)$$

(3.5)

với $|R|$ là số lượng điểm trong ảnh phân đoạn.

Bước 5: Tính lại giá trị mức xám trung bình của ảnh phân đoạn và loại bỏ điểm đã được chọn ở bước trên khỏi hàng đợi.

Bước 6: Kiểm tra điều kiện, nếu độ chênh lệch về giá trị mức xám của seed point với giá trị mức xám trung bình chưa đủ nhỏ so với ngưỡng T thì quay lại bước 2; ngược lại kết thúc giải thuật. Chúng tôi chọn giá trị ngưỡng T xấp xỉ 0.05 để nhận được kết quả tốt nhất. Kết quả của bước phân đoạn thô này sẽ hỗ trợ cho các bước tiếp theo đạt kết quả cao hơn.

Để kết quả được chính xác hơn, chúng tôi kết hợp với phương pháp Level Set để cải làm mịn đường biên đối tượng.

Bước đầu tiên cho phương pháp phân đoạn này là phát hiện các tâm của các vùng cần phân đoạn. Từ tâm phát hiện sẽ được sử dụng như là các điều kiện ban đầu "hạt giống" cho các phương pháp thiết lập mức độ, bước này là rất quan trọng đối với hiệu suất của toàn bộ quá trình.

Số lượng các hạt phát hiện xác định số lượng của các tế bào có thể được phát hiện. Nếu có một số tế bào mà không hạt, nó có nghĩa là các tế bào này sẽ không được tính khi tạo các phân khúc. Nếu có hai hạt trong một tế bào, nó có thể tạo ra phân bào (một tế bào được phân chia thành hai tế bào). Nói tóm lại, tính chính xác của bước đầu tiên sẽ ảnh hưởng đến phương pháp thiết lập mức độ. Với những hình ảnh được đưa ra trong cơ sở dữ liệu thử nghiệm, hình dạng của tế bào là gần như hình elip. [1], [21], [33]. Các ý tưởng chính của Hough transform là tham số biến đổi và phương pháp so sánh. Tính năng phát hiện có thể được đại diện bởi một vài thông số. Ví dụ, nếu chúng ta muốn phát hiện một dòng, hai thông số xác định một đường có chiều dài r và góc θ , phương trình của phân vùng có thể được viết như $r = x * \cos\theta + y * \sin\theta$; nếu phân vùng là một vòng tròn, ba thông số xác định một vòng tròn là tâm của nó (x_0, y_0) và bán kính r: một phương trình của đường tròn có thể được viết như sau:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = r^2 \quad (3.6)$$

Sử dụng hàm tốc độ:

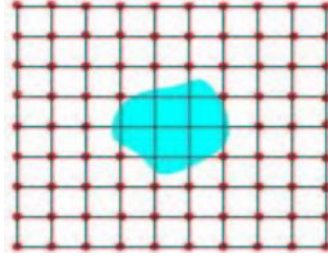
$$F = F(L, G, I) \quad (3.7)$$

L: Thuộc tính đặc trưng

G: Thuộc tính hình ảnh

L: Thuộc tính độc lập

Nếu: $F > 0$



Hình 3.2 Biểu diễn phân lưới khi sử dụng level set.

Với thời gian đến: T

Mặt phân giới được cho bởi: $T(x) = t$

Từ đó chúng ta xây dựng hàm ranh giới:

Khoảng cách = Tốc độ * Thời gian

$$1 = F \frac{dT}{dx} \quad (3.8)$$

Hàm kích thước: $|\Delta T| * F = 1$

Với $T = 0$ trên tập $\Delta\Omega$

Ω là vòng tròn khi $F = 1$

3.3 LÀM RÕ BIÊN

Sau khi đã cải thiện chất lượng ảnh và thu giảm vùng ảnh, chúng tôi tiến hành bước tìm một “edge map”, là một ảnh nhận được sau quá trình phát hiện các đường biên lấy từ ảnh ban đầu. Để thực hiện bước này, chúng ta có thể áp dụng một phương pháp bất kỳ để phát hiện biên trong kỹ thuật xử lý ảnh. Tuy nhiên, phương pháp phát hiện biên lựa chọn phải tạo ra được một “edge map” thỏa ba thuộc tính sau:

- (i) Gradient ∇f của “edge map” có những vector hướng về các biên đối tượng.
- (ii) Những vector của ∇f chỉ có biên độ lớn tại vùng lân cận của các biên.

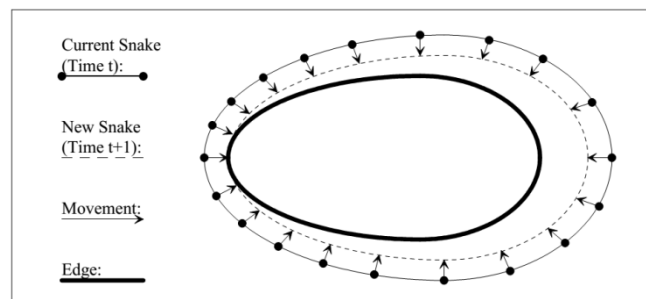
- (iii) Trong những vùng đồng nhất, tức là những vùng có độ sáng $I(x, y)$ gần như không đổi, ∇f xấp xỉ giá trị 0.

Chúng tôi sử dụng phương pháp Canny để thực hiện quá trình làm nổi biên của các đối tượng trong ảnh. Ưu điểm của thuật toán Canny là có thể loại bỏ được các đường biên dư thừa do nhiễu. Điều này là vô cùng quan trọng trong việc phát hiện đường biên đối tượng trong ảnh y khoa. Mặt khác, kết quả thu được của phương pháp Canny thỏa mãn rất tốt ba thuộc tính của “edge map” như hình 3.2. Sau khi đã tính được một “edge map” cho ảnh ban đầu, bước tiếp theo của giải thuật tiến hành xác định biên cho đối tượng cần quan tâm. Chúng tôi sử dụng phương pháp GVF Snake để dò tìm đường biên. Đây là phương pháp được cải tiến từ phương pháp Snake truyền thống dựa trên miền GVF, là những miền vector nhận được từ ảnh bằng việc tối thiểu hàm năng lượng trong môi trường biến đổi.

Một Snake truyền thống v là một mô hình đường biên hoạt động hai chiều được định nghĩa là $v(s) = [x(s), y(s)]$, với $s \in [0, 1]$ di chuyển trong miền không gian của ảnh để tối thiểu hàm năng lượng

$$E = \int_0^1 E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{ext}(v(s)) ds \quad (3.9)$$

với E_{int} (internal energy) là năng lượng của đường biên phát sinh do bị uốn cong, E_{image} (image energy) là năng lượng phát sinh do sự thay đổi cường độ sáng, đường biên hoặc các điểm trên ảnh và E_{ext} (external energy) là năng lượng được tạo bởi quá trình xử lý cấp cao hoặc bởi người dùng.



Hình 3.3 Tính tọa độ các điểm lân cận của seed point

Một Internal energy của snake được định nghĩa là

$$E_{int} = \alpha|X'(s)|^2 + \beta|X''(s)|^2$$

(3.9.1)

với α và β là trọng số điều khiển độ căng (tension) và độ cứng (stiffness) của snake, và $X'(s)$, $X''(s)$ lần lượt là đạo hàm bậc 1 và bậc 2 của $X(s)$.

External energy E_{ext} được lấy ra từ ảnh để làm giá trị nhỏ hơn tại những đặc trưng quan tâm, như là đường biên. Cho một ảnh xám $I(x, y)$, được xem như là một hàm các tọa độ điểm liên tục (x, y) , các External energy được sử dụng để hướng các đường biên hoạt động đến các cạnh của đối tượng.

$$E_{ext}^{(1)}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2$$

(3.10)

$$E_{ext}^{(2)}(x, y) = -|\nabla[G_\sigma(x, y) * I(x, y)]|^2$$

(3.11)

với $G_\sigma(x, y)$ là hàm Gaussian hai chiều có độ lệch chuẩn σ và ∇ là toán tử Gradient. Dễ dàng nhận thấy rằng giá trị σ càng lớn thì sẽ làm cho đường biên trở nên mờ. Tuy nhiên, giá trị σ lớn vẫn là cần thiết để tăng phạm vi của đường biên.

Một đường biên hoạt động Snake phải thỏa mãn phương trình Euler sau:

$$\alpha X''(s) - \beta X''''(s) - \nabla E_{ext} = 0$$

(3.12)

Phương trình này có thể được xem như là phương trình cân bằng lực:

$$F_{int} + F_{ext}^{(p)} = 0$$

(3.13)

với $F_{int} = \alpha X''(s) - \beta X''''(s)$ và $F_{ext}^{(p)} = -\nabla E_{ext}$. Lực bên trong F_{int} làm cho snake co lại giống như sợi dây co và ngăn cản việc bị uốn cong, trong khi ngoại lực $F_{ext}^{(p)}$ kéo snake tiến đến những đường biên trong ảnh. Để giải phương trình (3.12), snake được làm cho biến đổi liên tục bằng việc sử dụng hàm X theo thời gian t và s , nghĩa là $X(s, t)$. Sau đó, đạo hàm từng phần X theo t được gán cho vế trái của công thức (3.12) như sau:

$$X_t(s, t) = \alpha X''(s) - \beta X''''(s) - \nabla E_{ext}$$

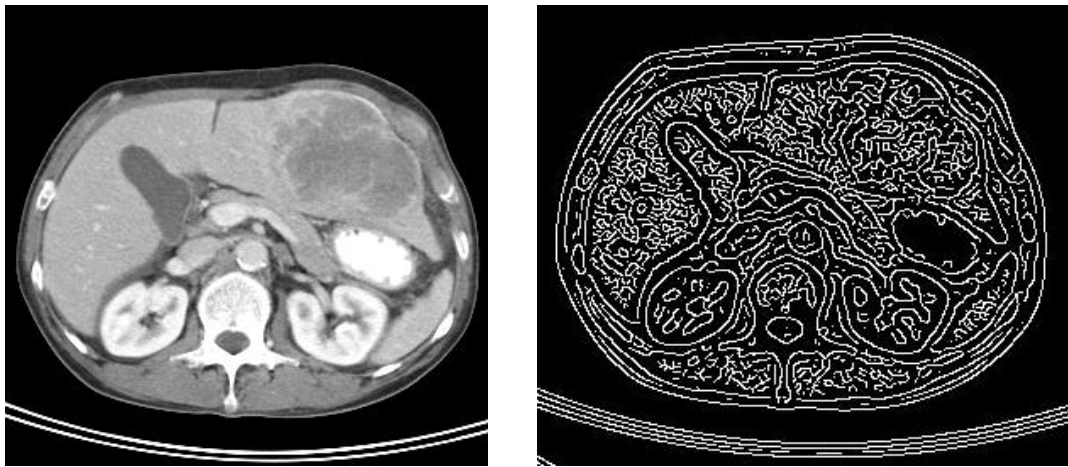
(3.14)

$$X(s, 0) = X_0(s)$$

(3.15)

với $X_0(s)$ là đường biên khởi tạo. Khi $X(s,t)$ trở nên ổn định, $X_t(s,t)$ biến mất và chúng ta hoàn thành đường biên cho đối tượng.

Trong mô hình đường biên hoạt động cơ bản còn có thêm một loại năng lượng tiềm ẩn (potential energy). Năng lượng này được sinh ra nhờ các thao tác xử lý ảnh và sẽ hướng snake đến những đặc trưng cần thiết như đường thẳng, đường biên hoặc các đỉnh trong ảnh.



(a) Hình ban đầu

(b) Edge map

Hình 3.4. Làm nổi biên bằng phương pháp phát hiện biên Canny

3.4 PHƯƠNG PHÁP ĐÁNH GIÁ

3.4.1 Đánh giá định tính

Phương pháp này dựa trên sự đánh giá của bác sĩ chuyên ngành để đưa ra những nhận xét trên ảnh thu được.

Sau khi thực hiện phương pháp và có kết quả, mang hình ảnh gốc và ảnh thu được gặp trực tiếp các bác sĩ chuyên ngành để nhận biết kết quả. Kết quả dựa trên tiêu chí xác định chính xác vị trí và hình dạng đối tượng.

3.4.2. Đánh giá định lượng

Sau khi áp dụng và chạy thực nghiệm giải thuật đề xuất. Luận văn tiến hành so sánh kết quả đối với các phương pháp: Level set và Mean-shift

Kết quả so sánh dựa trên ba thông số Jaccard Index (J.I) và True Positive Rate (TPR), True Negative Rate (TNR). Thông số J.I, TPR và TNR càng lớn biểu hiện kết quả thu được càng chính xác.

J.I là thông số để đo sự tương đồng giữa hai vùng dữ liệu A và B, được định nghĩa bởi công thức:

$$JI(A, B) = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|} \times 100$$

(3.16)

Trong bài toán làm rõ đường biên đối tượng, chúng ta xem A là kết quả thu được của giải thuật đề xuất, B là kết quả phân đoạn chính xác được cung cấp bởi chuyên gia y khoa. Nếu cả A và B đều rỗng, xem như $JI(A, B) = 100$. Miền giá trị của JI là từ 0 đến 100, giá trị càng cao thì kết quả thu được có độ chính xác càng cao.

Để đánh giá độ hiệu quả của giải thuật, luận văn sử dụng các khái niệm TPR và TNR với:

- True Positive (TP) là số lượng điểm ảnh được xác định đúng là thuộc đối tượng quan tâm.
- True Negative (TN) là số lượng điểm ảnh được xác định đúng là không thuộc đối tượng quan tâm.
- False Positive (FP) là số lượng điểm ảnh được xác định sai là thuộc đối tượng quan tâm.
- False Negative (FN) là số lượng điểm ảnh được xác định sai là không thuộc đối tượng quan tâm.
- True Positive Rate (còn gọi là độ nhạy – sensitivity) là tỉ lệ của số điểm ảnh được xác định đúng là thuộc đối tượng quan tâm trên tổng số điểm ảnh

$$TPR = \frac{TP}{TP+FN}$$

(3.17)

- True Negative Rate (còn gọi là đặc trưng – specificity) là tỉ lệ của số điểm ảnh được xác định đúng là không thuộc đối tượng quan tâm trên tổng số điểm ảnh

$$TNR = \frac{TN}{TN+FP} \tag{3.1}$$

CHƯƠNG 4. THÍ NGHIỆM VÀ ĐÁNH GIÁ

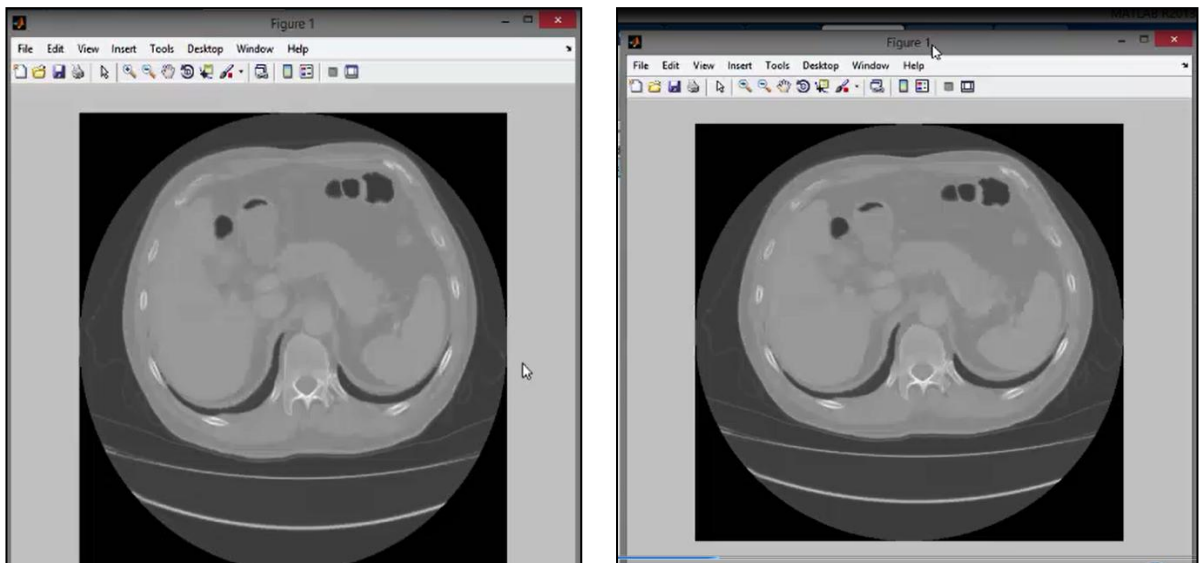
4.1 TẬP DỮ LIỆU TEST VÀ CẤU HÌNH MÁY

Ở chương này sẽ hiện thực quá trình truy vấn ảnh bằng giải thuật đã đề xuất. Các kết quả thí nghiệm được thực hiện trên máy tính có cấu hình: CPU Intel Core I3-4200U 2.4 GHz (4 CPUs), RAM 8GB trên hệ điều hành Windows 7. Toàn bộ phương pháp này được trình bày cũng như so sánh đều được hiện thực trên ngôn ngữ Matlab, phiên bản 2013b.

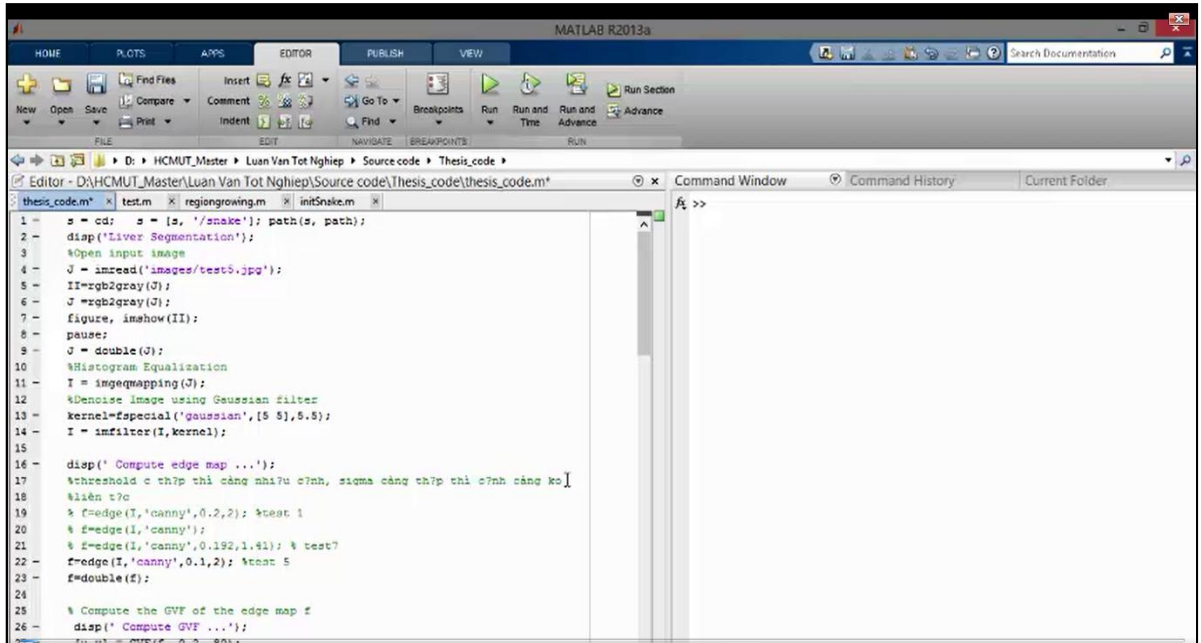
Để đánh giá kết quả của giải thuật, quá trình thực nghiệm được thực hiện trên nhiều tập dataset khác nhau. Thí nghiệm tiến hành trên các ảnh mức xám 8 bits với kích thước 512x512. Hình ảnh được thu thập từ 3 nguồn sau:

- Giáo viên hướng dẫn cung cấp dữ liệu thực tế ở các bệnh viện.
- Suu tập trên Internet từ các trang web cung cấp dữ liệu ảnh y khoa.

Một số hình ảnh trong tập dữ liệu test:



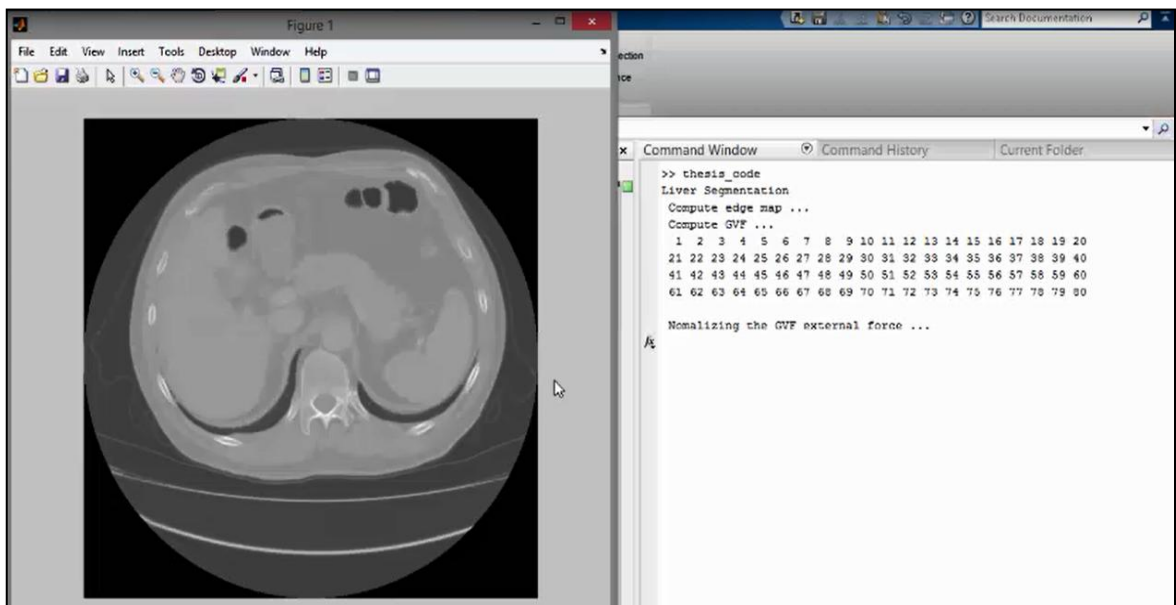
Hình 4.1.1 Hình MRI não được đem mô phỏng



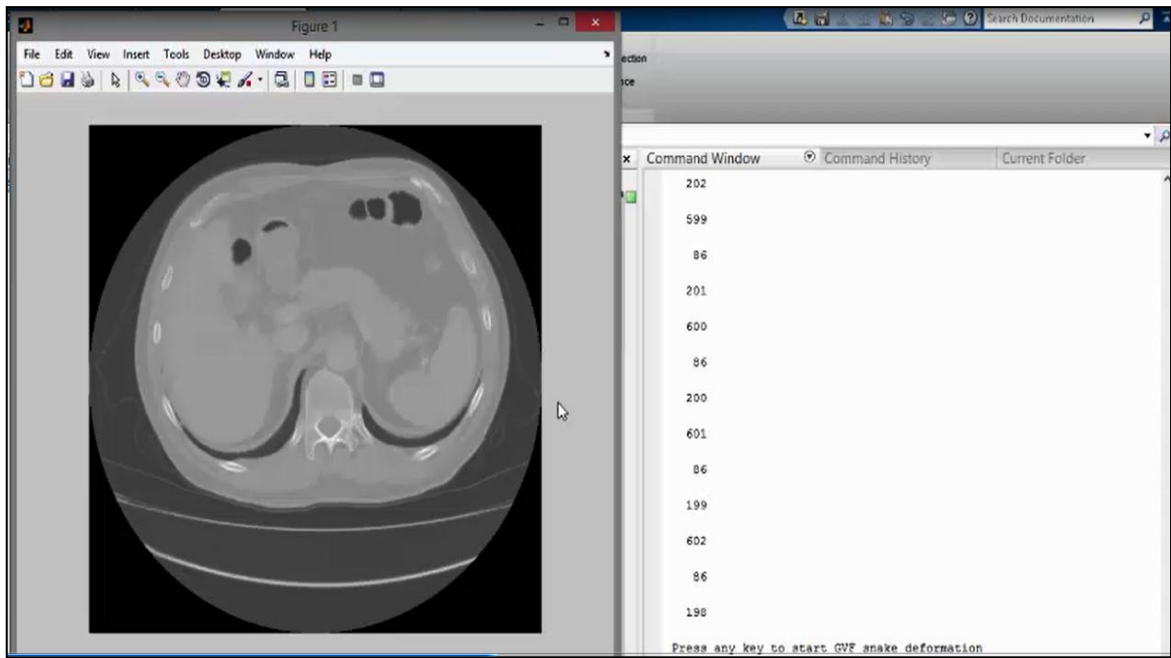
Hình 4.1.2 Dùng phần mềm MATLABR2013, mô phỏng việc tạo các “edge map”

4.2 KẾT QUẢ THÍ NGHIỆM

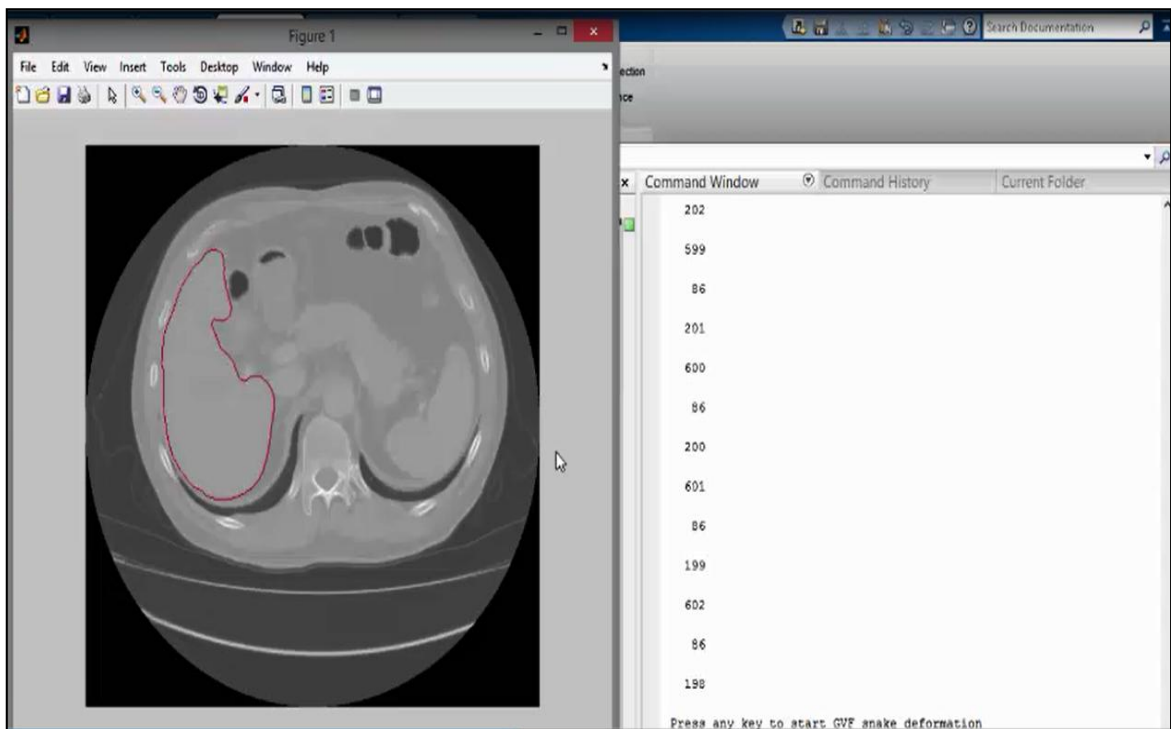
Trong phần này, luận văn chỉ đưa ra một số kết quả trên 1 bộ ảnh để minh họa và so sánh với các giải thuật khác.



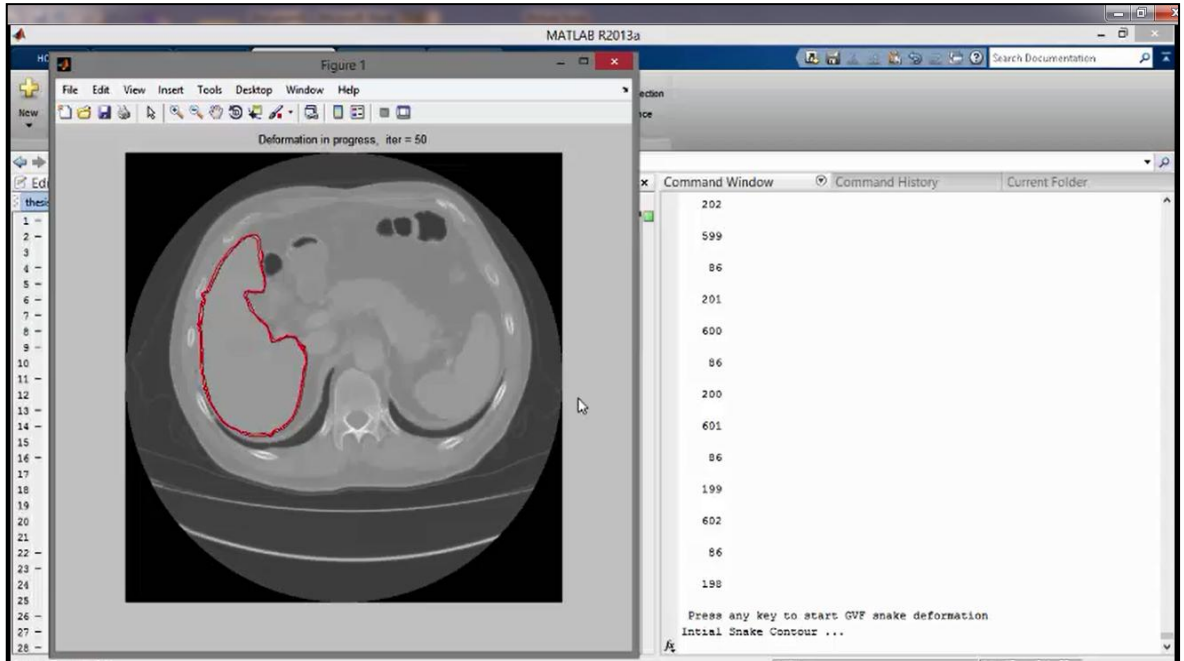
Hình 4.2.1 bắt đầu dò tìm “edge map” từ ảnh 4.1.1a



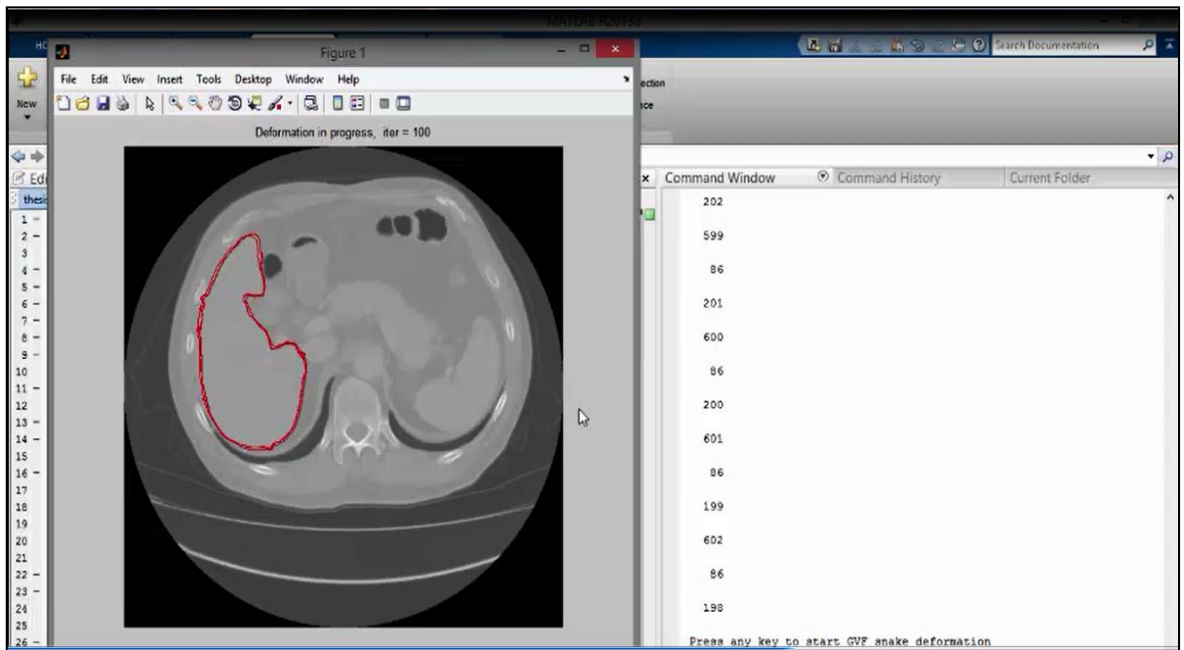
Hình 4.2.2 Bắt đầu dò tìm đường biên (GVF), từ ảnh 4.1.1a



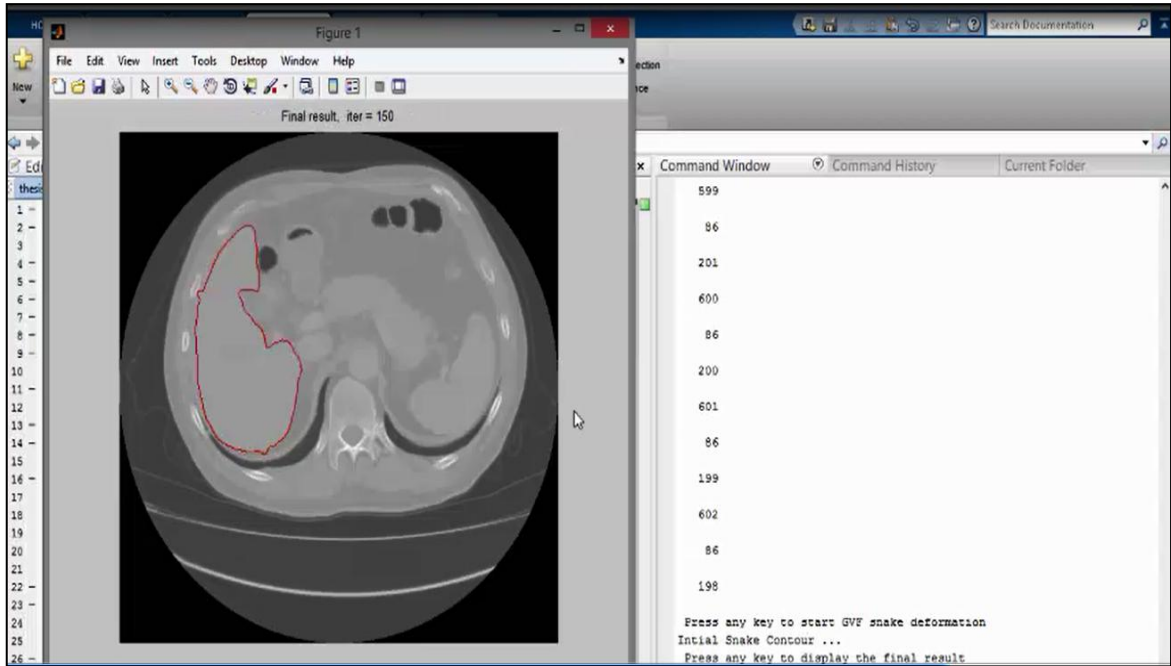
Hình 4.2.3 đường biên ban đầu được tạo từ ảnh 4.1.1a



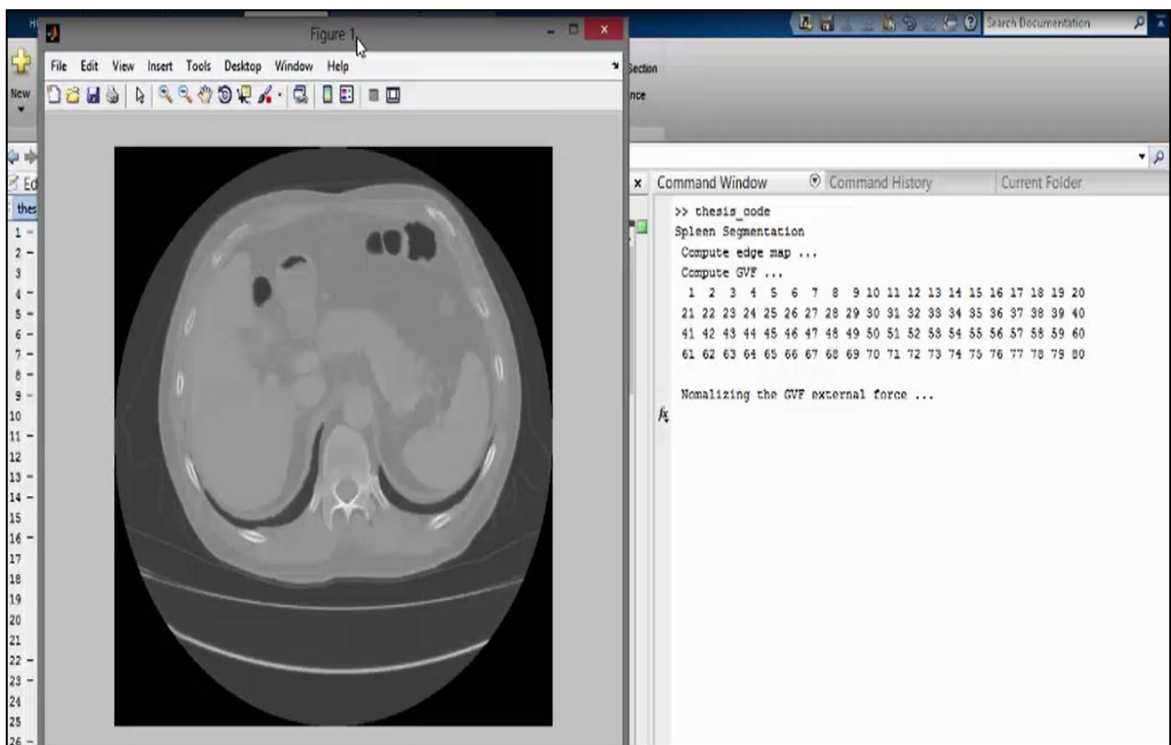
Hình 4.2.4 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với Iter = 50, từ ảnh 4.1.1a



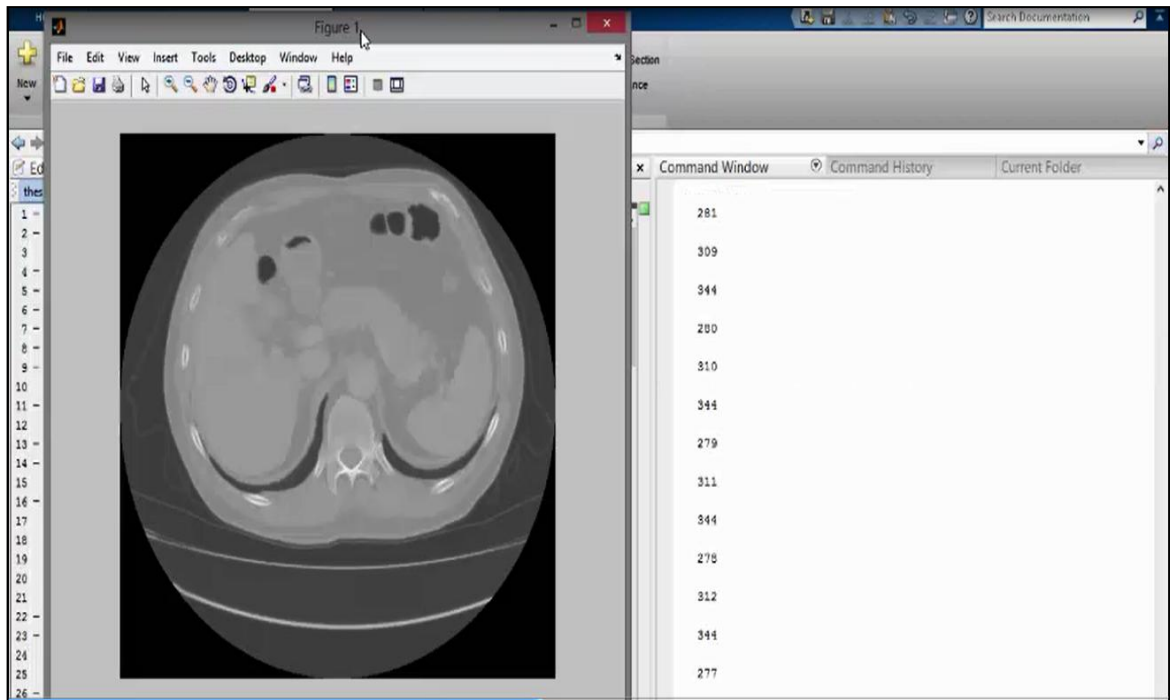
Hình 4.2.5 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với Iter = 100, từ ảnh 4.1.1a



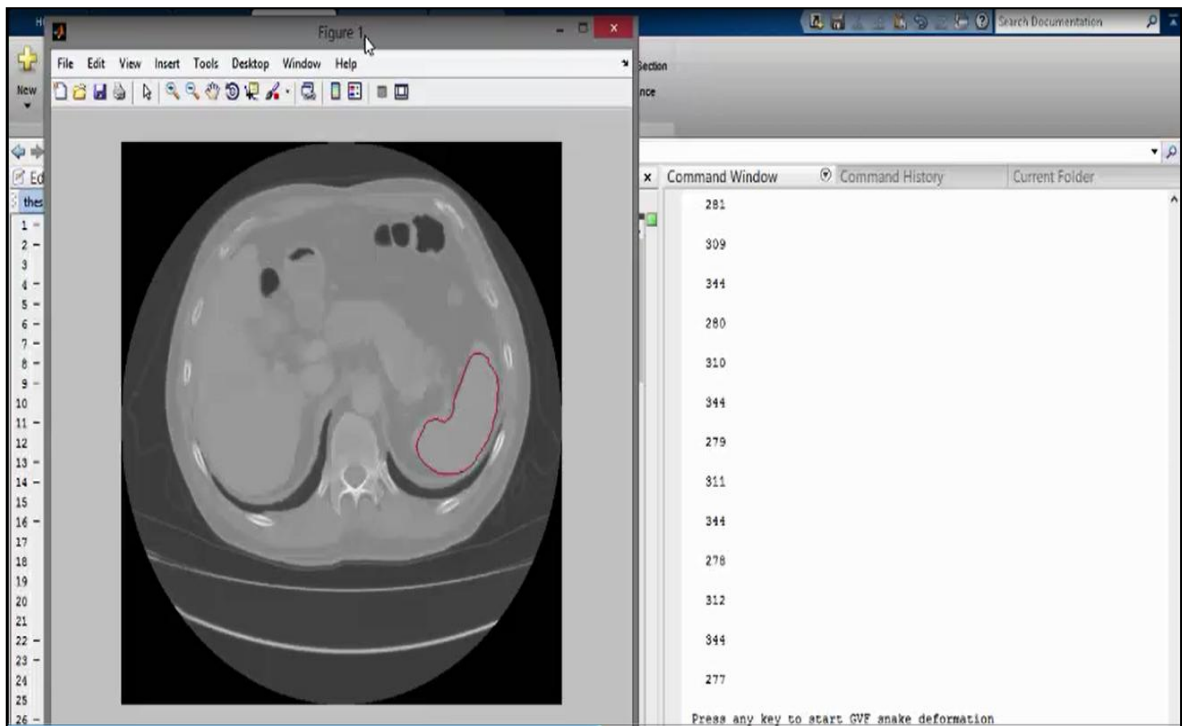
Hình 4.2.6 mô phỏng hoàn thành, từ hình 4.1.1a



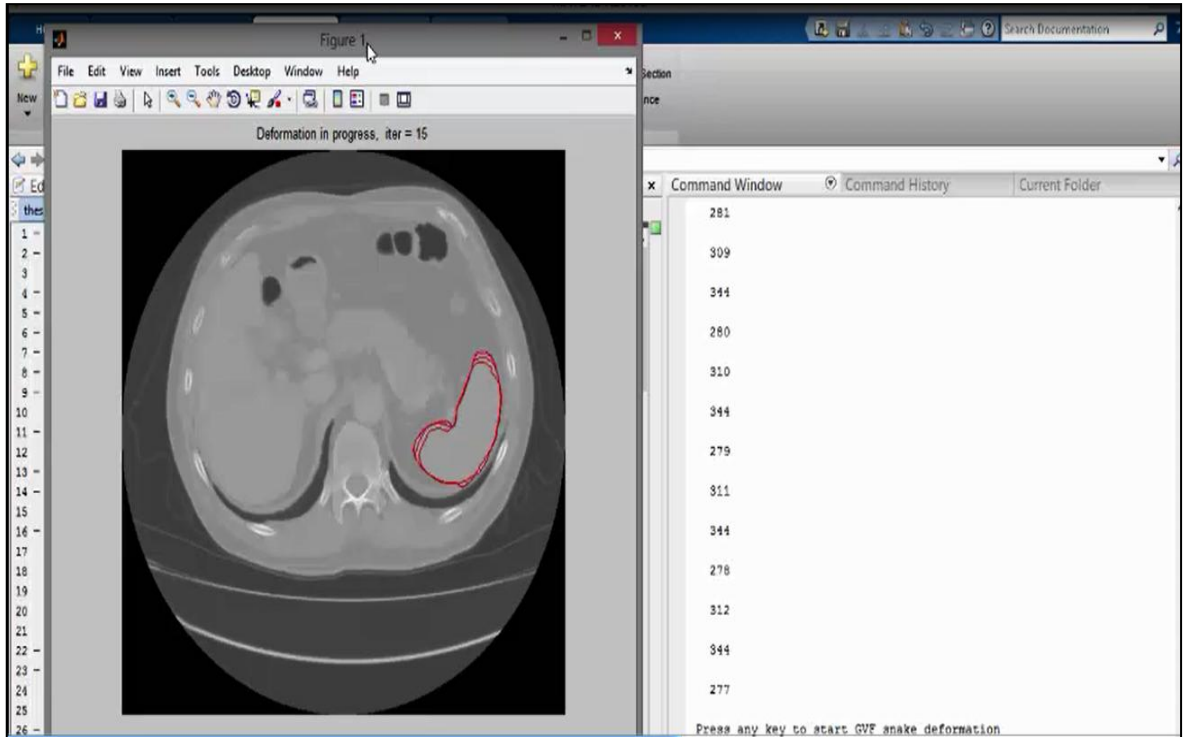
Hình 4.2.7 bắt đầu dò tìm “edge map”, từ ảnh 4.1.1b



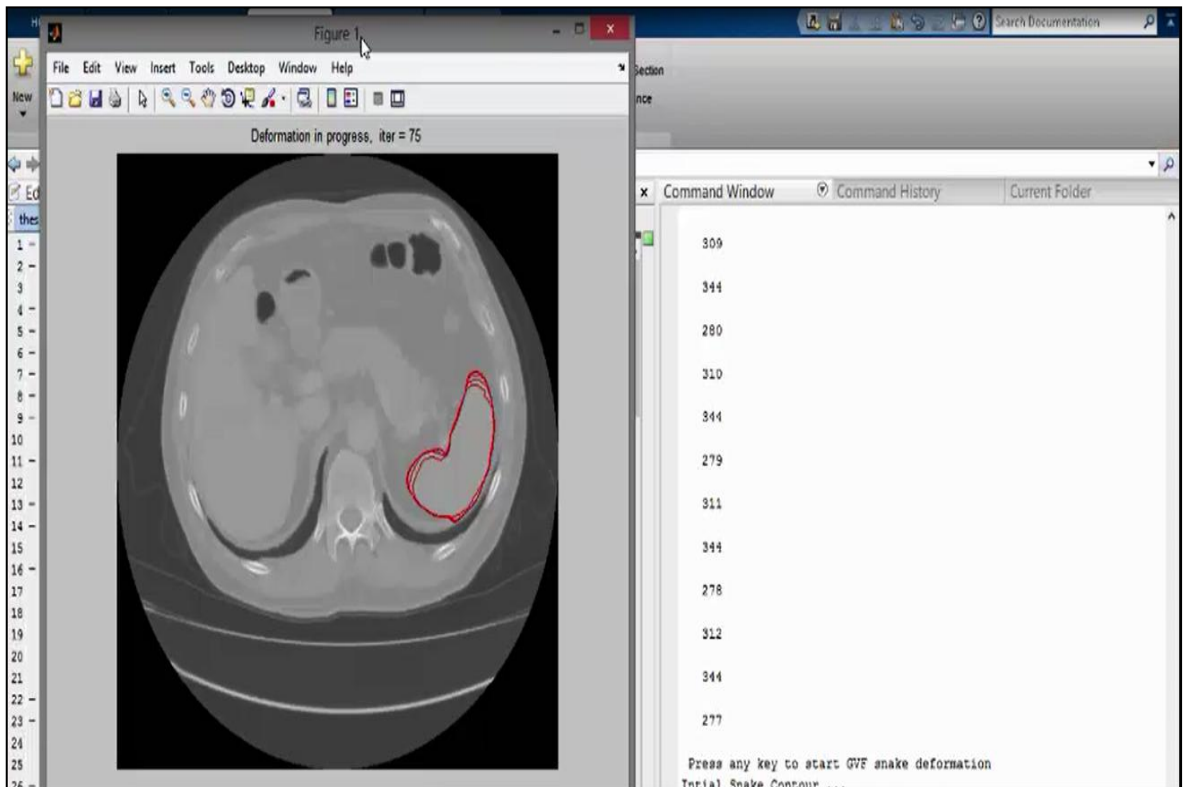
Hình 4.2.8 bắt đầu dò tìm tạo đường biên (GVF), từ ảnh 4.1.1b



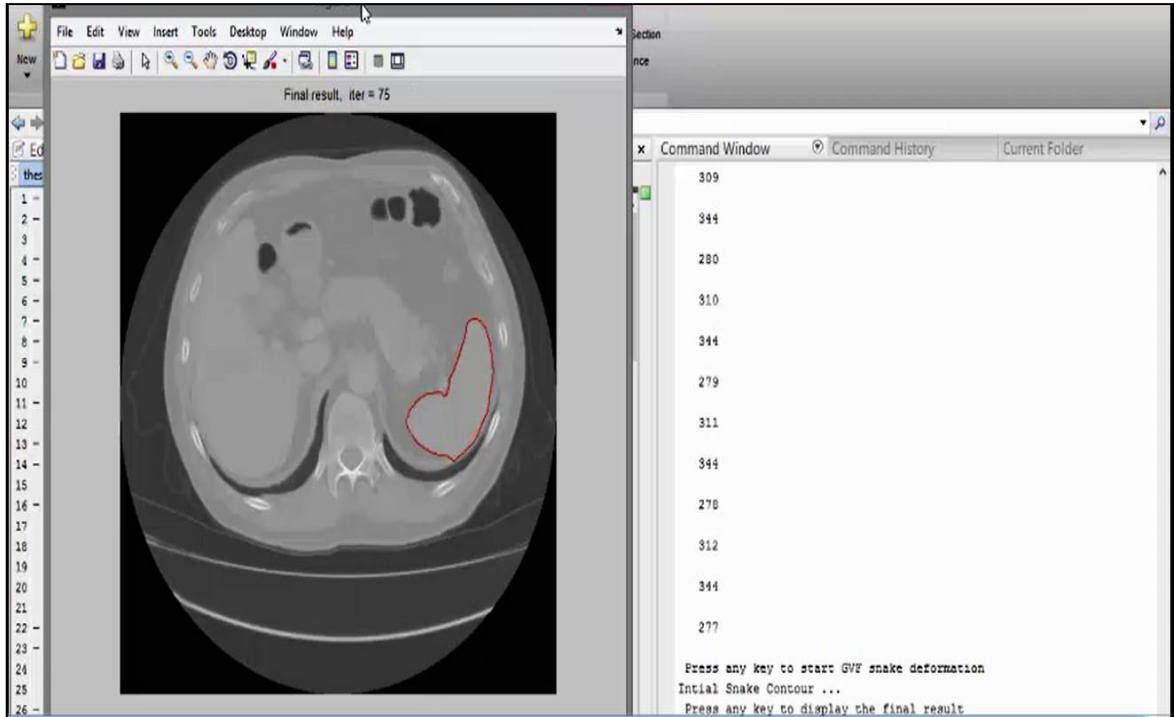
Hình 4.2.9 đường biên ban đầu được tạo thành từ ảnh mô phỏng 4.1.1b



Hình 4.2.10 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với $iter = 15$, từ ảnh 4.1.1b



Hình 4.2.11 biến dạng đường biên trong quá trình mô phỏng với $iter = 75$, từ ảnh 4.1.1b



Hình 4.2.12 quá trình mô phỏng hoàn thành, từ ảnh 4.1.1b

Kết quả thực nghiệm trên ảnh phân đoạn MRI

Thực nghiệm trên ảnh kích thước 512 x 512 với các lát cắt. Bảng kết quả thực nghiệm chỉ số J.I trên ảnh CT với kích thước 512 x 512 từ lát cắt 1 đến 15.

Bảng 0.1. So sánh chỉ số J.I của các giải thuật phát hiện đường biên của đối tượng trong ảnh MRI

Lát cắt	Level Set	Giải thuật đề xuất
1	81.03	82.27
2	75.77	77.52
3	79.16	83.16
4	78.35	80.39
5	81.27	84.12
6	82.16	83.18
7	79.10	81.22
8	78.34	81.15
9	82.12	83.27
10	79.52	80.34
11	82.12	84.55
12	78.99	83.17
13	84.13	85.99

14	81.29	83.46
15	78.15	80.09

Bảng kết quả thực nghiệm các chỉ số TPR và TNR của giải thuật đề xuất trên ảnh với kích thước 512 x 512 từ lát cắt 1 đến 15

Bảng 0.2. So sánh chỉ số TPR và TNR của giải thuật đề xuất trên đối tượng trong ảnh MRI

Lát cắt	TPR (%)	TNR (%)	Độ chính xác trung bình (%)
1	84	83	83.50
2	77	78	77.50
3	80	80	80
4	77	76	76.50
5	83	80	81.50
6	75	77	76
7	78	78	78
8	79	83	81
9	85	82	83.50
10	71	69	70
11	78	77	77.50
12	72	71	71.50
13	80	73	76.50
14	70	68	69
15	70	69	69.50

Bảng kết quả thực nghiệm các chỉ số TPR và TNR của giải thuật Level set trên ảnh CT với kích thước 512 x 512 từ lát cắt 1 đến 15

Bảng 0.3. So sánh chỉ số TPR và TNR của giải thuật Level set trên đối tượng trong ảnh MRI

Lát cắt	TPR (%)	TNR (%)	Độ chính xác trung bình (%)
1	84	83	83.50
2	77	78	77.50
3	80	80	80
4	77	76	76.50
5	83	80	81.50
6	75	77	76

7	78	78	78
8	79	83	81
9	85	82	83.50
10	71	69	70
11	78	77	77.50
12	72	71	71.50
13	80	73	76.50
14	70	68	69
15	70	69	69.50

Từ các bảng trên, ta thấy rằng phương pháp đề xuất cho kết quả tốt và tốt hơn phương pháp level set truyền thống.

CHƯƠNG 5. KẾT LUẬN

5.1. KẾT QUẢ ĐẠT ĐƯỢC

Sau quá trình thực hiện luận văn, chúng tôi đã tìm hiểu được các loại ảnh y khoa: X-quang chẩn đoán các vùng cơ thể: hộp sọ, xoang, phổi, cột sống, các chi, ảnh MRI sọ não, ảnh CT não.

Để giải quyết bài toán nhận biết và làm rõ đường biên đối tượng trong ảnh y khoa, chúng tôi đã tìm hiểu một số phương pháp tiêu biểu: Level set, Snake, Gradient; phương pháp phân đoạn Region-Growing,...

Luận văn đã đề xuất phương pháp giải quyết bài toán bằng cách sử dụng phương pháp phân đoạn dựa trên region-growing và level set kết hợp với snake.

Kết quả so sánh cho thấy giải thuật đề xuất đã phần nào giải quyết được bài toán phát hiện biên trên ảnh y khoa. Tuy nhiên, giải thuật đề xuất vẫn còn nhiều khuyết điểm và hạn chế, sẽ được trình bày và phân tích ở phần sau.

5.2. ƯU NHƯỢC ĐIỂM CỦA PHƯƠNG PHÁP ĐỀ XUẤT

5.2.1. Ưu điểm

Qua kết quả thực nghiệm, chúng tôi thấy rằng giải thuật đề xuất đã giải quyết được phần nào bài toán phát hiện và làm rõ đường biên đối tượng trên ảnh y khoa. Phương pháp đề xuất có thể làm việc được trên các dữ liệu ảnh có độ nhiễu tương đối và phát hiện đường biên của một số loại đối tượng dựa trên các đặc trưng cơ bản của các đối tượng như là vị trí, màu sắc, kích thước để giảm thiểu chi phí và thời gian xử lý.

5.2.2. Nhược điểm

- Tập dữ liệu thử nghiệm chưa mang tính tổng quát và khá ít về số lượng,
- Phương pháp đề xuất được hiện thực trên dữ liệu ảnh y khoa 2 chiều và chưa thử nghiệm trên dữ liệu ảnh y khoa 3 chiều.
- Kết quả thử nghiệm của giải thuật đề xuất trên một số trường hợp là chưa tốt do ảnh hưởng của độ nhiễu, sự biến dạng và chất lượng ảnh không tốt.

5.3. HƯỚNG MỞ RỘNG TƯƠNG LAI

- Chúng tôi sẽ tham khảo và tiếp thu những kiến thức chuyên ngành y khoa từ các chuyên gia để phân tích, đánh giá và bổ sung vào giải thuật những đặc trưng tốt.

- Để cải thiện độ chính xác, chúng tôi sẽ tiến hành quá trình huấn luyện trên cơ sở lý thuyết của phương pháp học máy.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. Kailash Sinha and G.R.Sinha: Efficient segmentation methods for tumor detection in MRI images, pp. 1--6. IEEE Student's Conference on Electrical, Electronics and Computer Science (2014)
- [2]. Gopal, N.N and Karnan, M.: Diagnose brain tumor through mri using image processing clustering algorithm such as Fuzz C means along with intelligent optimization techniques, vol. 2, pp. 1--4. IEEE International Conference on Computational Intelligence and Computing Research (2010)
- [3]. Jichuan Shi and Hong Zhang: Adaptive local threshold with shape information and its application to object segmentation, pp. 1123--1128. IEEE International Conference (2009)
- [4]. Amitava Halder, Chandan Giri and Amiya Halder: Brain tumor detection using segmentation based Object labeling algorithm, pp. 1--4. IEEE International Conference on Electronics, Communication and Instrumentation (2014)
- [5]. Koley. S, Pal. K, Ghosh. G and Bhattacharya. M: GUI Based Brain Tumor Identification System by Detecting Infected Region through a Combination of Region Growing, Cryptography, and Digital Watermarking Technique, pp. 756--761. IEEE Fourth International Conference on Communication Systems and Network Technologies (2014)
- [6]. Rohini Paul Joseph, C. Senthil Singh, and M. Manikandan, "*Brain Tumor MRI Image SegmentationAndDetectionInImageProcessing*". International Journal of Researchin Engineeringand Technology,**03**(01),2014.
- [7]. Doshi,J.P.a.K., "*AStudyofSegmentation Methods for Detectionof Tumorin BrainMRI*".Advancein ElectronicandElectricEngineering,pp.297-284,2014.
- [8]. Ed-EdilyMohd.Azhari,M.M.M.H.,Zaw Zaw Htikeand ShoonLeiWin, "*BrainTumorDetection AndLocalizationIn Magnetic ResonanceImaging*". International Journalof Information Technology Convergenceand Services, 2014.
- [9]. Kumar,P.G.a.S.A.,"*SegmentationandDetectionofBrainTumorinBrainMRI*ma

- ges Using K-Means and Fuzzy C-Means Algorithm". International Journal of Novel Research in Engineering & Pharmaceutical Sciences, 1(06):pp.42-47, 2014.*
- [10]. S.Suresh, A.S.P.a.S., "Spatial K Fuzzy and Level Set Approach For Image Segmentation In Brain MRI For Tumor Detection". *IOSR Journal of VLSI and Signal Processing*, 5(2):p.45-48, 2015.
- [11]. Jung CR. Combining wavelets and watersheds for robust multiscale image segmentation. *Image Vision Comput* 2007; 25: 24–33.
- [12]. Olabarriaga S, Smeulders A. Interaction in the segmentation of medical images: a survey. *Med Image Anal* 2001; 5: 127–142.
- [13]. Hahn HK, Peitgen HO. IWT–Interactive watershed transform: a hierarchical method for efficient interactive and automated segmentation of multidimensional gray-scale images. In: *Medical Imaging, SPIE 5032*; February 2003. pp.643–653.
- [14]. Armstrong CJ, Price BL, Barrett WA. Interactive segmentation of image volumes with live surface. *Comput Graph- UK* 2007; 31:212–229.
- [15]. Giraldi G, Strauss E, Oliveira A. Dual-T-Snakes model for medical imaging segmentation. *Pattern Recogn Lett* 2003; 24: 993–1003.
- [16]. De Bruin PW, Dercksen VJ, Post FH, Vossepoel AM, Streekstra GJ, Vos FM. Interactive 3D segmentation using connected orthogonal contours. *Comput Biol Med* 2005; 35: 329–346.
- [17]. Falcao AX, Udupa JK. A 3D generalization of user-steered live-wire segmentation. *Med Image Anal* 2000; 4: 389– 402.
- [18]. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, Smith RG, Ho S, Gee JC, Gerig G. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* 2006; 31: 1116–1128.
- [19]. Yi DR, Hayward V. Augmenting computer graphics with haptics for the visualization of vessel networks. In: *10th Pacific Conference on Computer Graphics and Applications*; 2002. pp. 375–384.

- [20]. Harders M, Szekely G. Improving medical segmentation with haptic interaction. In: IEEE Virtual Reality Proceedings; 24–28 March 2002; Orlando, FL, USA. New York, NY, USA: IEEE. pp. 243–250.
- [21]. Harders M, Szekely G. Enhancing human-computer interaction in medical segmentation. P IEEE 2003; 91: 1430–1442.
- [22]. Wall SA, Paynter K, Shillito AM, Wright M, Scali S. The effect of haptic feedback and stereo graphics in a 3D target acquisition task. In: Eurohaptics 2002; 2002; Edinburgh, UK. pp. 23–29.
- [23]. Vidholm E, Tizon X, Nystrom I, Bengtsson E. Haptic guided seeding of MRA images for semi-automatic segmentation. In: IEEE 2004 2nd International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano; 15–18 April 2004. New York, NY, USA: IEEE. pp. 288–291.
- [24]. Vidholm E, Nystrom I. A haptic interaction technique for volume images based on gradient diffusion. In: World Haptics Conference: First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems; 18–20 March 2005; Los Alamitos, CA, USA. New York, NY, USA: IEEE. pp. 336–341.
- [25]. Vidholm E, Nilsson S, Nystrom I. Fast and robust semi-automatic liver segmentation with haptic interaction. In: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI (MICCAI'06); 2006. pp. 774–781.
- [26]. Cheng, Yizong (August 1995). "Mean Shift, Mode Seeking, and Clustering". IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (IEEE) **17** (8): 790–799. doi:10.1109/34.400568.
- [27]. Fukunaga, Keinosuke; Larry D. Hostetler (January 1975). "The Estimation of the Gradient of a Density Function, with Applications in Pattern Recognition". IEEE Transactions on Information Theory (IEEE) **21** (1): 32–40. doi:10.1109/TIT.1975.1055330. Retrieved 2008-02-29.
- [28]. Aliyari Ghassabeh, Youness (2015-03-01). "A sufficient condition for the convergence of the mean shift algorithm with Gaussian kernel". Journal of Multivariate Analysis **135**: 1–10. doi:10.1016/j.jmva.2014.11.009.

- [29]. Aliyari Ghassabeh, Youness (2013-09-01). "On the convergence of the mean shift algorithm in the one-dimensional space". *Pattern Recognition Letters* 34 (12): 1423–1427. doi:10.1016/j.patrec.2013.05.004.