

ĐẠI HỌC THÁI NGUYÊN
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ THÔNG TIN VÀ TRUYỀN THÔNG

NGUYỄN QUỐC HÙNG

**NỘI SUY ẢNH TRONG
HỖ TRỢ CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH**

LUẬN VĂN THẠC SĨ KHOA HỌC MÁY TÍNH

Thái Nguyên - 2017

LỜI CAM ĐOAN

Sau quá trình làm luận văn, với nội dung đề tài “*Nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh*”, tuy có nhiều khó khăn trong việc sưu tầm tài liệu, làm luận văn, nhưng đến nay luận văn của tôi đã hoàn thành với sự giúp đỡ, chỉ bảo tận tình của PGS.TS Đỗ Năng Toàn, cùng các thầy giáo, cô giáo trong khoa công nghệ thông tin trường Đại học Công nghệ thông tin và truyền thông – Đại học Thái Nguyên.

Tôi xin cam đoan toàn bộ nội dung bản luận văn này là do tôi tự sưu tầm, tra cứu thông tin trên mạng, trong một số sách tham khảo và đã được sắp xếp, hoàn thiện cho phù hợp với nội dung yêu cầu của đề tài.

Nếu sai tôi xin hoàn toàn chịu trách nhiệm.

Thái Nguyên, ngày 10 tháng 6 năm 2017

Người cam đoan

Nguyễn Quốc Hưng

LỜI CẢM ƠN

Trong quá trình thực hiện luận văn, tôi đã nhận được rất nhiều sự hướng dẫn, giúp đỡ nhiệt tình của các thầy cô, gia đình, bạn bè. Trước tiên, tôi xin được bày tỏ lòng biết ơn sâu sắc tới thầy giáo hướng dẫn PGS.TS Đỗ Năng Toàn. Trong suốt hai năm qua, tôi đã nhận được sự giúp đỡ, động viên và đặc biệt dưới sự hướng dẫn tận tình của thầy đã giúp tôi nắm rõ mục tiêu và định hướng nghiên cứu trong luận văn.

Tôi cũng xin được gửi lời cảm ơn chân thành tới các thầy giáo, cô giáo của khoa công nghệ thông tin trường đại học CNTT&TT – Đại học Thái Nguyên đã trang bị cho tôi thêm kiến thức quý giá trong suốt quãng thời gian tôi học tập tại trường.

Cuối cùng, với những tình cảm sâu sắc nhất, tôi xin chân thành gửi tới gia đình và bạn bè, những người đã luôn ở bên, động viên, chia sẻ với tôi về mọi mặt giúp tôi hoàn thành khóa học.

Thái Nguyên, ngày 10 tháng 6 năm 2017

Học viên

Nguyễn Quốc Hưng

MỤC LỤC

LỜI CAM ĐOAN	i
LỜI CẢM ƠN	iii
MỤC LỤC	iv
DANH MỤC TỪ VIẾT TẮT	vi
DANH MỤC BẢNG BIỂU	vii
DANH MỤC HÌNH ẢNH	viii
MỞ ĐẦU	1
CHƯƠNG 1: KHÁI QUÁT VỀ ẢNH Y TẾ VÀ BÀI TOÁN NỘI SUY ẢNH TRONG HỖ TRỢ CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH	3
1.1. Khái quát về ảnh y tế	3
1.1.1. Giới thiệu ảnh y tế	3
1.1.2. Chuẩn ảnh y tế DICOM	4
1.2. Bài toán nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh	13
1.2.1. Khái niệm nội suy ảnh	13
1.2.2. Hướng tiếp cận	16
1.2.3. Ứng dụng	18
CHƯƠNG 2: MỘT SỐ KỸ THUẬT NỘI SUY ẢNH TRONG HỖ TRỢ CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH	19
2.1. Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất	19
2.1.1. Giới thiệu	19
2.1.2. Phương pháp	20
2.2. Kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biên dạng cong	24
2.2.1. Giới thiệu	24
2.2.2. Phương pháp	26
2.3. Kỹ thuật nội suy tuyến tính	30
2.3.1. Giới thiệu	30
2.3.2. Phương pháp	30

2.4. Kỹ thuật nội suy song tuyến.....	34
2.4.1. Giới thiệu	34
2.4.2. Phương pháp	34
CHƯƠNG 3: CHƯƠNG TRÌNH THỬ NGHIỆM	38
3.1. Bài toán 1: Nội suy sinh lát cắt trung gian.....	38
3.1.1. Phát biểu bài toán.....	38
3.1.2. Phân tích chương trình.....	39
3.1.3. Các bước triển khai	40
3.1.4. Kết quả chương trình thử nghiệm 1	44
3.2. Bài toán 2: Dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang)	46
3.2.1. Phát biểu bài toán.....	46
3.2.2. Phân tích chương trình.....	46
3.2.3. Các bước triển khai	47
3.2.4. Kết quả chương trình thử nghiệm 2	50
KẾT LUẬN	52
TÀI LIỆU THAM KHẢO.....	53
PHỤ LỤC	55

DANH MỤC TỪ VIẾT TẮT

ACR	American College of Radiologist
CCD	Charge Coupled Device
CT	Computer Tomography
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
IOD	Information Object Definition
MPR	Multi Planar Reformat
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
OSI	Open Systems Interconnection
PACS	Picture archiving and communication system
SOP	Service Object Pair

DANH MỤC BẢNG BIỂU

Bảng 1.1: Các khái niệm trong DICOM 9

Bảng 1.2: Quy ước thứ tự xuất hiện của các byte file DICOM 12

DANH MỤC HÌNH ẢNH

Hình 1.1: DICOM và mô hình tham chiếu OSI	6
Hình 1.2: Thông tin file DICOM	6
Hình 1.3: Một số trường của ảnh DICOM.....	7
Hình 1.4: Cấu trúc file DICOM	8
Hình 1.5: Cấu tạo Data Set.....	9
Hình 2.1: Minh họa kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất.....	19
Hình 2.2: Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất trong không gian một chiều	21
Hình 2.3: Kết quả kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất trong không gian một chiều	22
Hình 2.4: Ứng dụng kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất trong chẩn đoán bệnh lác mắt.....	23
Hình 2.5: Minh họa kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong	25
Hình 2.6: Ứng dụng kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong	29
Hình 2.7: Minh họa kỹ thuật nội suy tuyến tính theo phương pháp lặp	30
Hình 2.8: Minh họa kỹ thuật nội suy tuyến tính theo đường thẳng.....	31
Hình 2.9: Ứng dụng kỹ thuật nội suy tuyến tính trong xoay ảnh MRI.....	33
Hình 2.10: Ứng dụng kỹ thuật nội suy tuyến tính sinh lát cắt trung gian.....	33
Hình 2.11: Minh họa kỹ thuật nội suy song tuyến.....	34
Hình 2.12: Ứng dụng kỹ thuật nội suy song tuyến	37
Hình 3.1: Hai lát cắt liên tiếp và những lát cắt trung gian.....	38
Hình 3.2: Hai lát cắt đầu vào của chương trình thử nghiệm 1	44
Hình 3.3: Kết quả của chương trình thử nghiệm 1	44
Hình 3.4: Giao diện chương trình thử nghiệm 1	45

Hình 3.5: Thông tin bệnh nhân của chương trình thử nghiệm 1.....	45
Hình 3.6: Giao diện của chương trình thử nghiệm 2	50
Hình 3.7: Thông tin bệnh nhân của chương trình thử nghiệm 2.....	50
Hình 3.8: Dạng lát cắt với MPR (1)	51
Hình 3.9: Dạng lát cắt với MPR (2)	51
Hình 3.10: Dạng lát cắt với MPR (3)	51

MỞ ĐẦU

Trong những năm gần đây công nghệ thông tin phát triển với tốc độ chóng mặt về cả phần cứng và phần mềm. Sự phát triển của công nghệ thông tin đã thúc đẩy sự phát triển của nhiều lĩnh vực khác trong xã hội như y học, giáo dục, giải trí, kinh tế, ... Sự phát triển của phần cứng cả về phương diện thu nhận, hiển thị, cùng với tốc độ xử lý đã mở ra nhiều hướng mới cho sự phát triển phần mềm, đặt biệt là lĩnh vực xử lý ảnh.

Nội suy ảnh là chủ đề được biên đến rộng rãi trong lĩnh vực xử lý ảnh và đã có nhiều nghiên cứu về chủ đề này, đặc biệt nội suy ảnh cũng được phát triển mạnh mẽ trong xử lý ảnh y – sinh học. Trong lĩnh vực y tế, xử lý ảnh đang được ứng dụng một cách rộng rãi và đem lại nhiều kết quả khả quan. Mặt khác nó còn hứa hẹn một tương lai tươi sáng, cùng với sự phát triển của công nghệ sinh học.

Trong y học, chẩn đoán hình ảnh là một phương pháp chẩn đoán cho phép người bác sĩ có thể quan sát bằng hình ảnh các bộ phận của cơ thể bệnh nhân một cách trực quan nhất, từ đó đưa ra các chẩn đoán chính xác của bệnh lý để có biện pháp điều trị hiệu quả. Hình ảnh tái cấu trúc do các thiết bị này xuất ra là những lát cắt hai chiều của không gian cần chẩn đoán. Các thiết bị chẩn đoán đo lường bằng hình ảnh trong y học được phát triển nhằm mục đích tái hiện lại hình ảnh bên trong cơ thể bệnh nhân, phân biệt các bộ phận và phát hiện các tổn thương, từ đó giúp ích rất nhiều cho quá trình chẩn đoán bệnh.

Là một kỹ sư hiện đang công tác tại bệnh viện đa khoa tỉnh Ninh Bình, hơn ai hết em rất muốn tìm hiểu và đóng góp một phần công sức của mình để có thể giúp ích nâng cao chất lượng, phục vụ cho quá trình khám, chữa bệnh được tốt hơn. Chính vì thế em chọn đề tài "***Nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh***" làm luận văn tốt nghiệp của mình.

Nội dung của luận văn này đề cập đến vấn đề nội suy ảnh và bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian trong xử lý ảnh y tế nói chung và trong hỗ trợ chuẩn đoán hình ảnh nói riêng. Luận văn tìm hiểu các kỹ thuật nội suy được sử dụng trong xử lý ảnh y tế nói chung và tập trung vào vấn đề nội suy sinh lát cắt trung gian giữa hai lát cắt đã biết nhằm nâng cao chất lượng hiển thị ảnh y tế cũng như phục vụ quá trình tái cấu trúc mô hình 3D dựa trên những lát cắt 2D thu được từ những thiết bị chẩn đoán hình ảnh.

Mục tiêu nghiên cứu của đề tài đặt ra là:

- Tìm hiểu chung về ảnh y tế và bài toán nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh.
- Tìm hiểu một số kỹ thuật nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh.
- Cài đặt mô phỏng bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian và bài toán dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang).

Từ nội dung đã nêu và mục tiêu nghiên cứu đặt ra, ngoài phần mở đầu, kết luận, những chương còn lại trong luận văn gồm những phần sau:

Chương 1: Khái quát về ảnh y tế và bài toán nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh. Nội dung của chương này trình bày khái quát về ảnh y tế, giới thiệu chuẩn ảnh y tế DICOM. Phần tiếp theo trình bày về bài toán nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh, hướng tiếp cận và ứng dụng kỹ thuật nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh.

Chương 2: Một số kỹ thuật nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh. Nội dung của chương này trình bày 4 kỹ thuật nội suy ảnh, phương pháp và ứng dụng của từng kỹ thuật trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh.

Chương 3: Chương trình thử nghiệm. Nội dung của chương này phát biểu bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian và ứng dụng bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian để dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang) từ đó cài đặt chương trình thử nghiệm.

CHƯƠNG 1: KHÁI QUÁT VỀ ẢNH Y TẾ VÀ BÀI TOÁN NỘI SUY ẢNH TRONG HỖ TRỢ CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH

1.1. Khái quát về ảnh y tế

1.1.1. Giới thiệu ảnh y tế

Ngày nay, với sự phát triển của công nghệ thông tin, việc sử dụng các kỹ thuật xử lý ảnh để nâng cao hiệu quả sử dụng của các thiết bị chẩn đoán đo lường bằng hình ảnh là một vấn đề thời sự luôn được quan tâm và phát triển trong nhiều lĩnh vực như trong y học, khoa học vật liệu, công nghệ nano,... Đặc biệt trong y tế, việc chẩn đoán thông qua các xét nghiệm lâm sàng giúp bác sĩ chẩn đoán bệnh một cách chính xác tình trạng bệnh lý của bệnh nhân. Một số thiết bị chuyên dụng cao cấp như máy chụp X – quang, CT, MRI đã được phát triển và ứng dụng cho chẩn đoán hình ảnh. Mục đích chính là tái hiện lại hình ảnh bên trong cơ thể bệnh nhân một cách rõ nét nhất để có thể phân biệt được các bộ phận liên kế nhau và phát hiện các tổn thương. Hình ảnh được tái cấu trúc có thể chỉ là một lát cắt 2 chiều của không gian cần chẩn đoán, hình ảnh đó được gọi là ảnh y tế. Các thực thể tạo ảnh y tế (Medical image modality) khác nhau cung cấp các thông tin đặc tính riêng biệt về các cơ quan bên trong cơ thể hay của các tổ chức mô. Độ tương phản và độ nhìn thấy của ảnh y tế phụ thuộc vào thực thể tạo ảnh, hàm đáp ứng cũng như phụ thuộc vào các vùng bệnh lý.

Như vậy sự khác biệt đầu tiên của ảnh y tế với ảnh số thông thường đó là cách thức tạo ảnh. Từ đó việc hiển thị ảnh y tế cũng có sự khác nhau giữa các loại ảnh khác nhau. Đối với ảnh CT chỉ số Window / Level thể hiện độ sáng của ảnh hiển thị khá quan trọng bởi trong ảnh này vùng sáng thể hiện cấu trúc xương và mô của vùng chụp, nếu hiển thị ảnh với độ sáng quá cao sẽ khiến bác sĩ khó phân biệt vùng tổn thương hay yếu tố bệnh lý. Giá trị này sẽ được kỹ thuật viên điều chỉnh trong quá trình chụp bằng thiết bị chẩn đoán hình ảnh. Sự

khác biệt thứ hai đó là ảnh y tế cần lưu trữ thêm thông tin chung của ảnh như các thông tin cá nhân của bệnh nhân, loại ảnh (ví dụ như vùng chụp, ảnh CT hay MRI...) cũng như một số chỉ số riêng phụ thuộc vào thiết bị chẩn đoán hình ảnh. Bởi vậy cấu trúc của ảnh y tế khác với ảnh số thông thường.

1.1.2. Chuẩn ảnh y tế DICOM

1.1.2.1. Giới thiệu chuẩn DICOM

DICOM được viết tắt từ cụm từ Digital Imaging and Communications in Medicine – Chuẩn ảnh số và truyền thông trong y tế. DICOM là chuẩn ảnh y tế được ra đời đầu tiên vào năm 1985 do ACR (American College of Radiologist) và NEMA (National Electrical Manufacturers Association) phát triển. Qua quá trình phát triển, chuẩn DICOM đã có 3 phiên bản. Phiên bản đầu tiên (V1.0) ra đời năm 1985 và có hai lần chỉnh sửa vào năm 1986, 1988. Tiếp theo đó, phiên bản thứ hai (V2.0) được đưa ra năm 1988 với một số tiêu chuẩn mới được bổ sung. Khi phát triển hai phiên bản này, tên gọi của chuẩn ảnh là ACR – NEMA. Phiên bản hiện tại (V3.0) được công bố vào năm 1993, bản chỉnh sửa cuối của phiên bản này được sử dụng hiện nay được phát hành năm 1999 và chính thức được gọi là chuẩn DICOM.

Mục tiêu của chuẩn ảnh DICOM là cung cấp các phương thức để tích hợp các thiết bị, hệ thống, phương thức tạo ảnh, tạo ra một môi trường liên lạc thống nhất với nhau. Tiêu chuẩn DICOM cho phép việc tích hợp dễ dàng các máy thu nhận hình ảnh, server, trạm làm việc, máy in và các thiết bị phần cứng khác có nối mạng từ các nhà sản xuất khác nhau vào trong hệ thống PACS. Các thiết bị khác nhau được đi kèm một bảng đáp ứng các tiêu chuẩn DICOM để làm rõ các lớp dịch vụ mà thiết bị này hỗ trợ. Các tập tin DICOM có thể được trao đổi lẫn nhau giữa các hệ thống khi các hệ thống này có khả năng thu nhận hình ảnh và dữ liệu bệnh nhân theo định dạng DICOM. Định dạng dữ liệu DICOM khác so với các định dạng khác là các nhóm thông tin được tích hợp

vào bên trong tập tin DICOM. Do đó, nếu một tập tin X – quang phổi theo định dạng DICOM sẽ chứa các thông tin như tên bệnh nhân, mã ID bệnh nhân, vì vậy hình ảnh sẽ không bao giờ bị thất lạc thông tin.

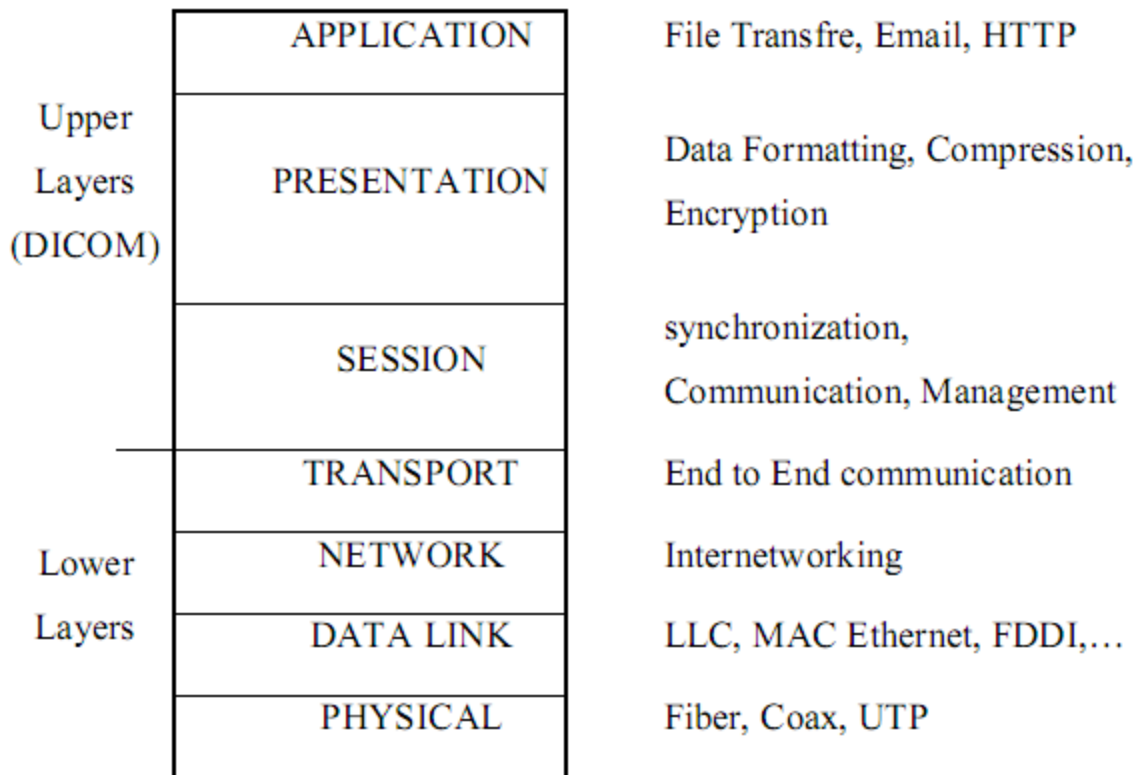
Ngày nay, hầu hết các bệnh viện trên thế giới đều áp dụng chuẩn DICOM vào các thiết bị y khoa, máy trạm, server, các hệ thống quản lý trong hoạt động khám và chữa bệnh.

1.1.2.2. Cấu trúc chuẩn DICOM

❖ Cấu trúc chuẩn DICOM

Các thành phần của chuẩn DICOM bao gồm:

- Nghi thức thực hiện (Conformance).
- Định nghĩa đối tượng thông tin (Information Object Definitions).
- Định nghĩa lớp dịch vụ (Service Class Definitions).
- Cấu trúc dữ liệu và mã hóa (Data Structure and Encoding).
- Từ điển dữ liệu (Data Dictionary).
- Giao thức trao đổi bản tin (Message Exchange Protocol).
- Hỗ trợ truyền thông mạng trao đổi bản tin (Network Communication Support for Message Exchange).
- Hỗ trợ trao đổi kiểu điểm – điểm (Point to Point Support).
- Profiles ứng dụng lưu trữ Media (Media Storage Application Profiles).
- Media vật lý và khuôn dạng dùng cho trao đổi dữ liệu (Media Formats and Physical Media for Data Interchange).
- Chức năng hiển thị chuẩn mức xám (Grayscale Standard Display Function).
- Profiles quản lý hệ thống và an ninh bảo mật (Security and System Management Profiles).
- Nguồn ánh xạ nội dung (Content Mapping Resource).



Hình 1.1: DICOM và mô hình tham chiếu OSI

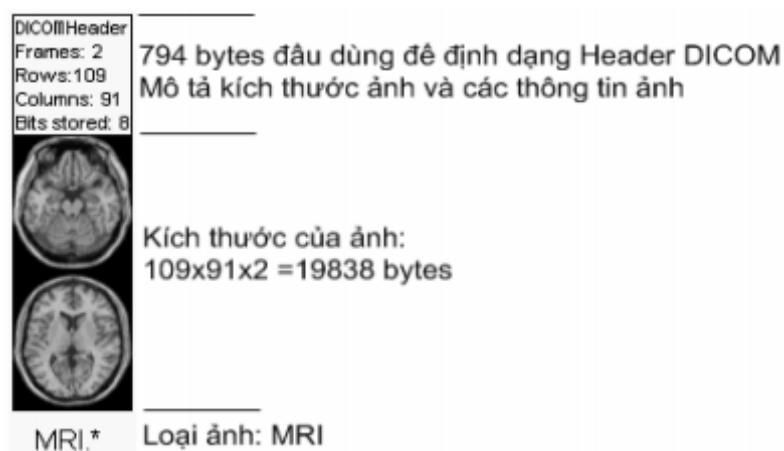
❖ Định dạng file DICOM : gồm 2 phần là header và dữ liệu ảnh.

•Header

- Tên và ID của bệnh nhân.

- Loại ảnh y khoa (CT, MRI, Audio Recording,...).

- Kích thước ảnh, máy sinh ảnh, ...



Hình 1.2: Thông tin file DICOM

Trong hình 1.2: 794 bytes định dạng Header DICOM, mô tả kích thước ảnh và các thông tin ảnh. Để biết được kích thước ảnh ta dựa vào thông tin của Frames, Rows và Columns trong phần Header.

Hình 1.3 là ví dụ về một ảnh MRI với số Frames, Rows, Columns tương ứng được chụp: $109 \times 91 \times 2 = 19838$ bytes. Như vậy ta sẽ tính được kích thước của ảnh.

```

First 128 bytes: unused by DICOM format
Followed by the characters 'D','I','C','M'
This preamble is followed by extra information e.g.:

0002,0000,File Meta Elements Group Len: 132
0002,0001,File Meta Info Version: 256
0002,0010,Transfer Syntax UID: 1.2.840.10008.1.2.1.
0008,0000,Identifying Group Length: 152
0008,0060,Modality: MR
0008,0070,Manufacturer: MRlcro
0018,0000,Acquisition Group Length: 28
0018,0050,Slice Thickness: 2.00
0018,1020,Software Version: 46\64\37
0028,0000,Image Presentation Group Length: 148
0028,0002,Samples Per Pixel: 1
0028,0004,Photometric Interpretation: MONOCHROME2.
0028,0008,Number of Frames: 2
0028,0010,Rows: 109
0028,0011,Columns: 91
0028,0030,Pixel Spacing: 2.00\2.00
0028,0100,Bits Allocated: 8
0028,0101,Bits Stored: 8
0028,0102,High Bit: 7
0028,0103,Pixel Representation: 0
0028,1052,Rescale Intercept: 0.00
0028,1053,Rescale Slope: 0.00392157
7FE0,0000,Pixel Data Group Length: 19850
7FE0,0010,Pixel Data: 19838

```

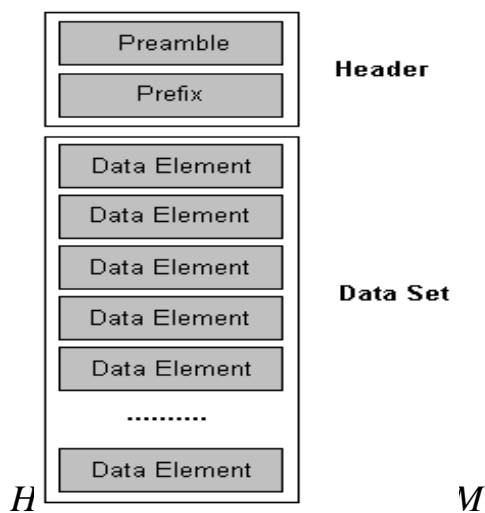
Hình 1.3: Một số trường của ảnh DICOM

- Dữ liệu ảnh
 - Ảnh nén (bitmap) hoặc ảnh chưa nén từ (jpeg, gif, ...).
 - Định nghĩa đối tượng thông tin IOD (Information Object Definition).
 - Định nghĩa lớp dịch vụ SC (Service Classes).
 - Ngữ nghĩa và cấu trúc dữ liệu.
 - Từ điển dữ liệu.
 - Trao đổi bản tin.

- Hỗ trợ truyền thông mạng cho việc trao đổi bản tin.
- Khuôn dạng file và lưu trữ trung gian.
- Sơ lược ứng dụng lưu trữ trung gian.
- Chức năng lưu trữ và khuôn dạng trung gian cho trao đổi dữ liệu.
- Chức năng hiển thị chuẩn mức xám.
- Sơ lược an toàn.
- Nguồn ảnh xạ nội dung.

❖ Khuôn dạng DICOM

Thông tin đầu file (Header): gồm các định danh bộ dữ liệu được đưa vào file. Nó bắt đầu bởi 128 byte file Preamble (tất cả được đưa về 00H), sau đó 4 byte kí tự “DICM”, tiếp theo là các thành phần dữ liệu đầu file. Các thành phần dữ liệu đầu file này là bắt buộc. Các thành phần dữ liệu này có nhãn dạng (0002, xxxx), được mã hóa theo cú pháp chuyển đổi VR âm và Little Endian.



Bộ dữ liệu: Mỗi file chỉ chứa một bộ dữ liệu thể hiện SOP cụ thể và duy nhất liên quan đến một lớp SOP đơn và IOD tương ứng. Một file có thể chứa nhiều hình ảnh khi các IOD được xác định mang nhiều khung. Cú pháp chuyển đổi được sử dụng để mã hóa bộ dữ liệu được xác định duy nhất thông qua UID cú pháp chuyển đổi trong thông tin đầu file DICOM.

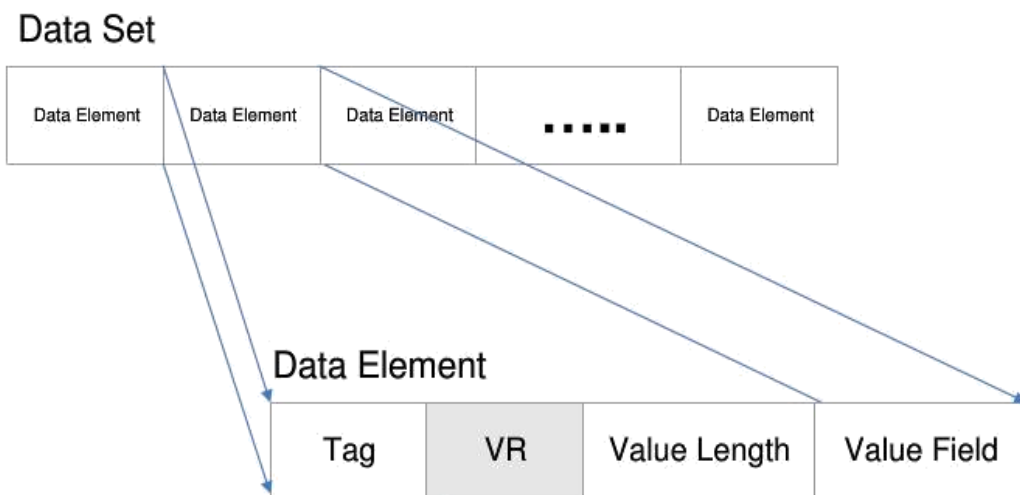
Thông tin quản lý file: Khuôn dạng file DICOM không bao gồm thông tin quản lý file để tránh sự trùng lặp với chức năng liên quan ở lớp khuôn dạng trung gian. Nếu cần thiết các thông tin sau sẽ được đưa ra bởi một lớp khuôn dạng trung gian:

- Định danh sở hữu nội dung file.
- Thông tin truy cập (ngày giờ tạo).
- Điều khiển truy cập file ứng dụng.
- Điều khiển truy cập phương tiện trung gian vật lý (bảo vệ ghi ...).

Khuôn dạng file DICOM an toàn: Một file DICOM an toàn là một file DICOM được mã hóa với một cú pháp bản tin mật mã được định nghĩa trong RFC2630. Phụ thuộc vào thuật toán mật mã sử dụng, một file DICOM an toàn có thể có các thuộc tính an toàn sau:

- Bảo mật dữ liệu.
- Xác nhận nguồn gốc dữ liệu.
- Tính toàn vẹn dữ liệu.

❖ Cấu trúc căn bản của file DICOM là Data Set



Hình 1.5: Cấu trúc của Data Set

Bảng 1.1: Các khái niệm trong DICOM

Khái niệm	Ý nghĩa
Data Set	Là tập hợp nhiều Data Element trong một file DICOM.
Data Element	Là một đơn vị thông tin trong DICOM file. Các field trong Data Element mô tả đầy đủ thông tin gồm: ý nghĩa, giá trị, chiều dài và định dạng dữ liệu của tin.
Tag	<p>Là 2 số nguyên không dấu, mỗi số 16 bit. Xác định ý nghĩa của Data Element như tên bệnh nhân, chiều cao của ảnh, số bit màu, ... Một số xác định Group Number và số kia xác định Element Number.</p> <p>Các thông tin (Data Element) cùng liên quan đến một nhóm ngữ nghĩa có chung Group Number.</p>
VR (Value Representation)	<p>Đây là field tùy chọn, tùy vào giá trị của Transfer Syntax mà VR có mặt trong Data Element hay không.</p> <p>Giá trị của VR cho biết kiểu dữ liệu và định dạng, giá trị của Data Element.</p>
VM (Value Multiplicity)	<p>Cho biết số lượng giá trị của Value Field.</p> <p>Nếu số lượng Value không xác định, VM sẽ có dạng “a – b” với a là số giá trị Value nhỏ nhất và b là số Value lớn nhất có thể có của Data Element.</p> <p>Data Element với Value Field có nhiều giá trị sẽ được mô tả cụ thể như sau:</p> <ul style="list-style-type: none"> + Với chuỗi kí tự, dùng kí tự 5Ch ('\') làm kí tự phân cách. + Với giá trị nhị phân, không có kí tự phân cách.

Value Length	<p>Là một số nguyên không dấu, có độ dài là 16 hay 32 bit. Giá trị của Value Length cho biết độ lớn (tính theo byte) của field Value Field (không phải là độ lớn của toàn bộ Data Element).</p> <p>Giá trị của Value Length là FFFFFFFFh (32 bit) hàm ý không xác định được chiều dài (Undefined Length).</p>
Value Field	<p>Là nội dung thông tin (Data Element). Kiểu dữ liệu của field này do VR quy định và độ lớn (tính theo byte) nằm trong Value Length.</p>
Transfer Syntax	<p>Transfer Syntax là các quy ước định dạng dữ liệu.</p> <p>Giá trị của Transfer Syntax cho biết cách dữ liệu được định dạng và mã hóa trong DICOM đồng thời cũng cho biết VR sẽ có tồn tại trong Data Element hay không.</p> <p>Mặc định ban đầu, Transfer Syntax của file DICOM là Explicit Value Representation Little Endian Transfer Syntax.</p>
Information Object Definition (IOD)	<p>IOD đại diện cho một đối tượng chứa thông tin và đối tượng này có tồn tại trong thế giới thực. Thông tin của đối tượng IOD là thông tin của đối tượng trong thế giới thực.</p> <p>Có 2 loại IOD:</p> <ul style="list-style-type: none"> + Composite IOD: là IOD đại diện cho những phần khác nhau của các đối tượng khác nhau trong thế giới thực. + Normalized IOD: là IOD cho duy nhất một đối tượng trong thế giới thực.

<p>Lớp Service – Object Pair (SOP)</p>	<p>Lớp SOP được tạo ra khi ghép một IOD với DIMSE Service dành cho IOD đó.</p> <p>Có 2 loại lớp SOP:</p> <ul style="list-style-type: none"> + Lớp Normalized SOP: được tạo ra khi ghép Normalized IOD với các dịch vụ DIMSE – N. + Lớp Composite SOP: được tạo ra khi ghép Composite IOD với các dịch vụ DIMSE – C.
--	---

Thứ tự của chuỗi byte: một giá trị sẽ được lưu thành một hay nhiều byte. Có 2 quy ước quy định thứ tự xuất hiện của các byte trong file DICOM.

Bảng 1.2: Quy ước thứ tự xuất hiện của các byte file DICOM

<p>Little Endian</p>	<p>Đối với số nhị phân gồm nhiều byte thì byte có trọng số thấp nhất (Least Significant Byte) sẽ nằm trước, những byte còn lại có trọng số tăng dần nằm tiếp sau đó.</p> <p>Đối với chuỗi kí tự, các kí tự sẽ nằm theo thứ tự xuất hiện trong chuỗi (từ trái sang phải).</p>
<p>Big Endian</p>	<p>Đối với số nhị phân gồm nhiều byte thì byte có trọng số lớn nhất (Most Significant Byte) sẽ nằm trước, những byte còn lại có trọng số giảm dần nằm tiếp sau.</p> <p>Đối với chuỗi kí tự, các kí tự sẽ nằm theo thứ tự xuất hiện trong chuỗi (từ trái sang phải).</p>

1.2. Bài toán nội suy ảnh trong hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh

1.2.1. Khái niệm nội suy ảnh

Trong toán học, nội suy là phương pháp xây dựng các điểm mới dự liệu trong phạm vi của tập hợp những điểm rời rạc dữ liệu đã biết.

Trong khoa học và kỹ thuật có một số điểm thu được bằng việc lấy mẫu hay thí nghiệm, sau đó ta xây dựng một chức năng cho gần gũi phù hợp với những điểm đó.

Trong xử lý ảnh, phép nội suy ảnh thường được sử dụng trong các công đoạn như bóp méo, nắn chỉnh, lấp lỗ hổng hay phóng to bức ảnh. Trong xử lý ảnh, ảnh có thể được mở rộng để chỉnh sửa chi tiết.

Có thể nói nội suy là 1 giải thuật phân mềm dùng để thêm vào (hoặc bỏ bớt) số điểm ảnh trên ảnh, nó làm thay đổi dung lượng tập tin, nhưng không thêm thông tin gì mới cho ảnh.

Các ứng dụng của nội suy ảnh bao gồm hình ảnh luân chuyển, mở rộng quy độ, độ phóng đại, nén hoặc tái tạo ảnh. Tiến trình nội suy sẽ dựa trên màu sắc của những điểm ảnh cũ để xác định màu cho các điểm ảnh mới gần nó nhất. Một số máy ảnh số sử dụng giải thuật nội suy để tạo ra ảnh có dung lượng cao hơn khả năng thu nhận của bộ cảm biến ảnh hoặc tăng cường khả năng zoom kỹ thuật số của máy. Hầu như tất cả các phần mềm chỉnh sửa ảnh đều sử dụng 1 hoặc nhiều phương pháp nội suy. Hình ảnh sẽ mịn màng, không bị "vỡ hạt" khi phóng to hay biến đổi ảnh tùy vào thuật toán được sử dụng trong giải thuật nội suy.

Có nhiều phương pháp nội suy khác nhau, nhưng cần sử dụng phương pháp nội suy nào cho phù hợp cả về tốc độ và kinh tế. Vì thế khi tính toán sử dụng phương pháp nội suy nào cần tính đến phương pháp đó cho độ chính xác đến bao nhiêu? Nó đắt bao nhiêu? Nội suy mịn bao nhiêu? Nhiều điểm dữ liệu được sử dụng như thế nào?...

1.2.1.1. Nội suy ảnh số

Khi công nghệ thông tin phát triển và có ứng dụng trong mọi lĩnh vực khoa học, đời sống thì mọi loại thông tin đều được số hóa thành các kiểu dữ liệu có thể lưu trữ, xử lý được trong máy tính. Cụ thể có 4 loại dữ liệu đa phương tiện được sử dụng để số hóa thông tin gồm: văn bản, âm thanh, hình ảnh, video. Trong đó, ngoài dữ liệu văn bản là loại dữ liệu được số hóa đầu tiên và được sử dụng phổ biến nhất thì hình ảnh được cho là loại dữ liệu thông tin trực quan nhất, truyền tải thông điệp một cách mạnh mẽ. Theo thống kê thì 99% lượng thông tin về thế giới xung quanh được nhận biết thông qua thị giác. Cũng vì thế nên nhu cầu về lưu trữ, truyền tải hình ảnh là thiết yếu, khi đó các thiết bị ghi nhận hình ảnh và khái niệm ảnh số ra đời.

Ảnh số là hình ảnh được ghi nhận bởi bộ cảm biến điện tử và lưu lại dưới dạng dữ liệu số trong bộ nhớ vật lý (trong ổ cứng máy tính, thiết bị lưu trữ quang học...). Trong đó dữ liệu ảnh số có thể xem là một tập hợp các điểm ảnh (pixel) và mỗi điểm ảnh có đặc trưng là cường độ sáng hay một dấu hiệu nhận biết nào đó của đối tượng trong không gian.

Ảnh số có nhiều đặc điểm mang lại sự tiện lợi như truyền thông hình ảnh, chỉnh sửa ảnh, cắt ghép, nâng cao chất lượng ảnh. Một số kỹ thuật chỉnh sửa như là phóng to, thu nhỏ, xoay ảnh làm cho hình ảnh bị thay đổi cấu trúc như là kích thước, độ phân giải của ảnh. Nguyên lý khi phóng to ảnh sẽ làm kéo giãn khoảng cách giữa các điểm ảnh và thường gây ra hiện tượng “vỡ hạt”. Để khắc phục hiện tượng này, các nhà nghiên cứu trong lĩnh vực xử lý ảnh đã áp dụng kỹ thuật nội suy trong toán học nhằm sinh ra các điểm ảnh lấp đầy khoảng cách tạo ra trong quá trình thay đổi kích thước ảnh. Theo như Rorbet G.Keys thì *“Nội suy là quá trình ước tính giá trị trung gian của một biến liên tục từ các mẫu rời rạc. Nội suy được sử dụng rộng rãi trong xử lý ảnh số để phóng to hoặc thu nhỏ ảnh và sửa chữa biến dạng về không gian”*.

1.2.1.2. Nội suy ảnh y tế

❖ Đặc trưng ảnh y tế

Do đặc trưng của ảnh y tế là thường chụp các bộ phận bên trong cơ thể người bằng các thiết bị đặc biệt, chuyên dụng như máy chụp X – quang, máy chụp CT, máy siêu âm nên chất lượng ảnh kém, thường bị mờ, nhiễu, không được sắc nét...

❖ Nội suy ảnh y tế

Các thực thể tạo ảnh y học (medical imaging modality) khác nhau cung cấp các thông tin đặc tính riêng biệt về các cơ quan bên trong hay của các tổ chức mô của cơ thể. Độ tương phản và độ nhìn thấy của ảnh y học phụ thuộc vào thực thể tạo ảnh, hàm đáp ứng cũng như phụ thuộc vào các vùng bệnh lý của bệnh nhân. Cụ thể như khi thăm khám vết rạn cơ thể ở khung xương sườn bằng chụp X – quang ngực thì cần nhìn rõ cấu trúc xương cứng, muốn kiểm tra khả năng có bị ung thư vú hay không thông qua phim chụp X – quang vú thì lại cần thấy rõ sự vi vôi hoá, các khối bất thường, các cấu trúc mô mềm... Do vậy, mục tiêu của tạo ảnh và xử lý ảnh y học là thu nhận và xử lý các thông tin hữu ích về các cơ quan sinh lý hay các cơ quan của cơ thể bằng cách sử dụng các nguồn năng lượng để phục vụ cho việc chẩn đoán bệnh.

Các phương pháp chẩn đoán hình ảnh rất phong phú, như chẩn đoán qua hình ảnh X – quang, hình ảnh siêu âm – Doppler màu, hình ảnh nội soi (mà thông dụng là nội soi tiêu hóa và nội soi tiết niệu), hình ảnh chụp cắt lớp vi tính (Computed Tomography Scanner – CT scanner), hình ảnh chụp cộng hưởng từ (Magnetic Resonance Imaging – mri)...

Chẩn đoán hình ảnh đã góp phần quan trọng nâng cao tính chính xác, kịp thời và hiệu quả cao trong chẩn đoán bệnh. Như dựa trên hình ảnh siêu âm, người thầy thuốc có thể đo được tương đối chính xác kích thước các tạng đặc trong ổ bụng (gan, lách, thận, tụy, ...) và phát hiện các khối bất thường nếu có.

Từ hình ảnh siêu âm tim có thể xác định cấu trúc, kích thước các buồng tim, van tim và các mạch máu lớn. Trong sản khoa, siêu âm giúp xác định và theo dõi sự phát triển của thai nhi trong bụng mẹ; hình ảnh CT Scanner giúp thầy thuốc xác định được một số bệnh lý ở sọ não, đặc biệt là xác định máu tụ nội sọ, khối u não, ... Chụp cộng hưởng từ hạt nhân xác định chính xác hơn các hình thái và các khối bất thường trong cơ thể (nếu có).

Các thiết bị và máy y tế về chẩn đoán hình ảnh ngày càng ứng dụng nhiều hơn về công nghệ thông tin, các phần mềm cho các máy y tế ngày càng được nâng cấp, nhất là khi kỹ thuật số ra đời và phát triển đã ghi nhận và phân tích tín hiệu rất tốt, cho hình ảnh sâu hơn, chất lượng ảnh tốt hơn.

Như đã trình bày trong mục 1.1, ảnh y tế có điểm khác biệt lớn nhất so với ảnh số thông thường đó là cấu trúc tập tin có chứa thêm các thông tin không phải là điểm ảnh trong phần tiêu đề, còn phần nội dung ảnh vẫn mang bản chất gồm dữ liệu là các điểm ảnh. Do đó khái niệm nội suy hoàn toàn có thể áp dụng trong xử lý ảnh y tế.

1.2.2. Hướng tiếp cận

Nội suy là khái niệm được ra đời song song với khái niệm xử lý ảnh. Đây là một trong hai bước lấy mẫu cơ bản để biến đổi một ma trận rời rạc thành một ảnh liên tục. Kết quả trung gian của bước lấy mẫu được lấy mẫu lại tạo ra ảnh rời rạc. Lấy mẫu lại là bước cần thiết để thực hiện các thao tác xử lý với ảnh rời rạc, ví dụ như dùng trong hợp nhất ảnh, mục đích để cải thiện chất lượng ảnh trên các thiết bị hiển thị hoặc trong vấn đề nén ảnh mất dữ liệu trong đó một số khung nhìn được loại bỏ trong quá trình mã hóa và phải phục hồi lại trong quá trình giải mã. Vì vậy các kỹ thuật nội suy ảnh có một vị trí đặc biệt đối với xử lý ảnh y tế.

Ảnh y tế được tạo ra từ những thiết bị chẩn đoán hình ảnh y học nhằm tái hiện lại hình ảnh bên trong cơ thể bệnh nhân để phân biệt các bộ phận và

phát hiện các tổn thương. Hiện nay có rất nhiều thiết bị chẩn đoán hình ảnh chuyên dụng cao cấp như máy chụp X – quang, chụp cắt lớp vi tính (CT), chụp cộng hưởng từ (MRI)...

Đối với ảnh chụp cắt lớp vi tính (CT) hoặc ảnh chụp cộng hưởng từ (MRI), các thiết bị hiện đại nhất cho đến thời điểm này có thể cắt được những lát cắt ngang với khoảng cách 0.5 – 2mm. Tuy nhiên, trong nhiều trường hợp cần có nhiều lát cắt hơn, khoảng cách nhỏ hơn thì các thiết bị phần cứng chưa đáp ứng được. Hơn nữa, việc thay đổi kích thước ảnh (phóng to) hay xoay ảnh y tế thường được sử dụng để hỗ trợ chẩn đoán bệnh.

Như vậy, nội suy trong xử lý ảnh y tế có hai hướng tiếp cận chính:

- Thay đổi kích thước ảnh như phóng to, xoay ảnh... sử dụng một số kỹ thuật phổ biến:

- Nearest Neighbor Interpolation (Nội suy láng giềng gần nhất)

- Bicubic Interpolation (Nội suy song khối)

- Linear Interpolation (Nội suy tuyến tính)

- Gaussian Interpolation (Nội suy Gaussian)

- Lagrange Interpolation (Nội suy Lagrange)

- Sinh lát cắt trung gian giữa hai lát cắt liên tiếp đã có. Hướng tiếp cận nội suy lát cắt được chia thành hai nhóm chính

- Nhóm nội suy dựa trên cường độ điểm ảnh sử dụng giá trị cường độ điểm ảnh để nội suy, thường dùng các kỹ thuật nội suy cổ điển như nội suy tuyến tính, nội suy song khối.

- Nhóm nội suy dựa trên đối tượng sử dụng thông tin của các đối tượng trên các lát cắt ban đầu để nội suy, gồm một số kỹ thuật như: nội suy dựa trên hình thái học, kỹ thuật lọc phi tuyến, nội suy dựa trên hình dạng, nội suy dựa trên hợp nhất ảnh.

1.2.3. Ứng dụng

Với vai trò quan trọng như vậy, một số kỹ thuật nội suy theo hướng thay đổi kích thước ảnh được tích hợp vào các hệ thống máy tính hỗ trợ chẩn đoán (CAD), máy tính hỗ trợ phẫu thuật (CAS) và hệ thống lưu trữ và truyền tải (PACS). Tuy nhiên, giá thành các thiết bị hiển thị hình ảnh chuyên nghiệp kèm với các phần mềm chuyên dụng thường có giá thành cao và được thiết kế thành một thể hộp đen, không tiện sử dụng cho mục đích nghiên cứu cụ thể.

Với hướng tiếp cận nội suy trong thay đổi kích thước ảnh, có một số ứng dụng cụ thể với ảnh y tế như sử dụng để điều chỉnh tỷ lệ kích thước ảnh số thu được bởi cảm biến CCD phục vụ chẩn đoán bệnh lác mắt; sử dụng để xoay ảnh MRI, CT; sử dụng để thay đổi hướng nhìn với ảnh X – quang.

Ngoài ra, bài toán nội suy lát cắt trung gian có nghĩa quan trọng trong việc tái cấu trúc mô hình 3D, làm cho mô hình được tái tạo giống với thực tế nhằm hỗ trợ bác sĩ trong chẩn đoán và điều trị bệnh. Ngay tại nước ta, định hướng tái cấu trúc mô hình 3D từ những lát cắt 2D thu được của máy chụp CT cũng đã được những viện nghiên cứu đầu ngành phát triển như Viện CNTT – Viện Hàn lâm và khoa học Việt Nam hay nhóm nghiên cứu ảnh y khoa thuộc trường Đại học Bách khoa TP Hồ Chí Minh, Đại học Bách khoa Hà Nội. Trong đó có một số công trình được công bố như chương trình Vdoctor (2004) của Đại học Bách khoa Hà nội với chức năng chính là mô phỏng trong đào tạo giải phẫu người, động vật cùng một số ứng dụng khác. Ngoài ra Phòng Thực tại ảo, Viện Công nghệ thông tin Viện Hàn lâm và Khoa học Việt Nam cũng có những đề tài tái cấu trúc mô hình 3D hệ xương, hệ tuần hoàn cơ thể con người phục vụ việc nghiên cứu và giảng dạy.

Bởi vậy việc tìm hiểu, nghiên cứu các kỹ thuật nội suy nhằm tăng cường chất lượng hiển thị ảnh cũng như hỗ trợ quá trình tái tạo mô hình 3D là thực sự cần thiết.

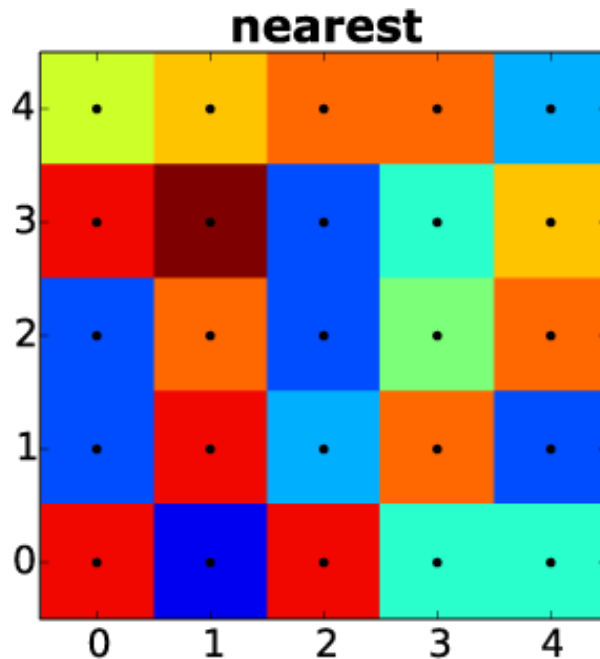
CHƯƠNG 2: MỘT SỐ KỸ THUẬT NỘI SUY ẢNH TRONG HỖ TRỢ CHẨN ĐOÁN HÌNH ẢNH

2.1. Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất

2.1.1. Giới thiệu

Trong các kỹ thuật nội suy nhằm tăng cường độ phân giải khi phóng to ảnh thì kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất được cho là kỹ thuật ra đời đầu tiên (khoảng những năm 1940) và đơn giản nhất.

Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất chỉ cần chọn giá trị của các điểm gần nhất, và không xem xét các giá trị khác ở tất cả các điểm lân cận. Nó chỉ lấy màu sắc từ các điểm ảnh gần nhất rồi gán vào các điểm ảnh mới được tạo ra từ các điểm ảnh đó. Nếu phóng to ảnh 200%, 1 điểm ảnh sẽ được bổ sung thêm 4 điểm ảnh nữa (2 x 2) có màu sắc giống như điểm ảnh gốc.



Hình 2.1: Minh họa kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất

Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất sẽ tạo ra hiệu ứng răng cưa khi ảnh được phóng lớn nên kỹ thuật này ít được sử dụng, Nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất hiệu quả nhất khi ứng dụng cho hình vẽ vì sẽ bảo

toàn đường biên cứng, thời gian đáp ứng nhanh và không làm tăng nhiều dung lượng tập tin.

Có thể nói nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất (còn được gọi là nội suy điểm lấy mẫu) là một phương pháp đơn giản, nội suy với nhiều kích thước. Nội suy giá trị gần đúng không đưa ra một số điểm trong không gian chỉ đưa ra một số giá trị của các điểm xung quanh điểm đó.

2.1.2. Phương pháp

Tư tưởng của kỹ thuật này chỉ đơn giản là xác định điểm ảnh láng giềng gần nhất với điểm cần nội suy và lấy giá trị cường độ của điểm ảnh gần nhất đó mà không cần phải tính toán giá trị trung bình theo một số tiêu chí hay quy tắc phức tạp nào khác. Điểm mấu chốt của kỹ thuật này là xác định điểm láng giềng gần nhất bằng khoảng cách Euclid hoặc khoảng cách Mahanttan với $k = 1$ hoặc khoảng cách Minskowski với $k = 2$.

Trong xử lý ảnh nói chung cũng như ảnh y tế nói riêng, để biến đổi tín hiệu liên tục $s(x, y)$ về dạng tín hiệu số rời rạc cần thực hiện quá trình lấy mẫu (rời rạc hóa tín hiệu theo biên độ). Trong quá trình lấy mẫu ảnh, bước nội suy thực hiện nhằm tái cấu trúc tín hiệu hai chiều liên tục $s(x, y)$ thành tín hiệu rời rạc $s(k, l)$ với $s, x, y \in R; k, l \in N^0$.

Do đó, cường độ của điểm ảnh tại vị trí (x, y) phải được ước tính từ những điểm ảnh láng giềng của nó, mô tả bởi công thức:

$$s(x, y) = \sum_k \sum_l s(k, l) {}_{2D}h(x-k, y-l) \quad (2.1)$$

Các điểm nội suy đối xứng được tách ra để giảm độ phức tạp tính toán:

$${}_{2D}h(x, y) = h(x).h(y) \quad (2.2)$$

Trong trường hợp nội suy lý tưởng, theo lý thuyết lấy mẫu, hàm quét của ảnh liên tục $s(x, y)$ cho ra quang phổ $s(u, v)$ lặp đi lặp lại liên tục trên miền Fourier mà không trùng lặp với nguyên tắc lấy mẫu Nyquist. Nếu như

vậy, hình ảnh ban đầu $s(x, y)$ có thể được tái tạo lại một cách hoàn chỉnh từ các mẫu $s(k, l)$ của nó bằng công thức sau:

$$Ideal\ h(x) = \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} = \text{sinc}(x) \quad (2.3)$$

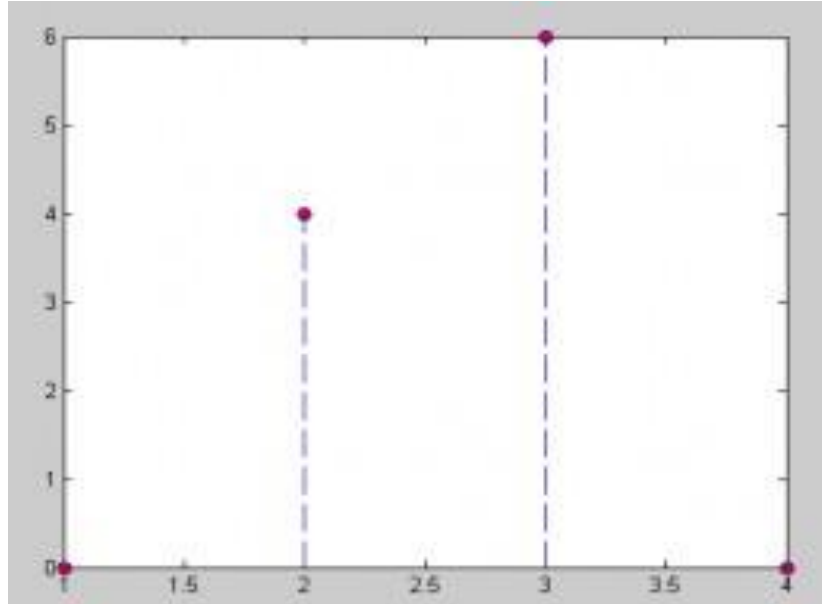
Một số tính chất cơ bản xuất phát từ hàm nội suy lý tưởng $^{Ideal}h(x)$ ở trên đó là:

$$\begin{cases} h(0) \equiv 1 \\ h(n) \equiv 0 \quad |n|=1, 2, \dots \end{cases} \quad (2.4)$$

Kỹ thuật nội suy láng giềng gần nhất là cách đơn giản nhất để lấy xấp xỉ hàm sinc được coi là hàm đánh trọng số cho các điểm lân cận như sau:

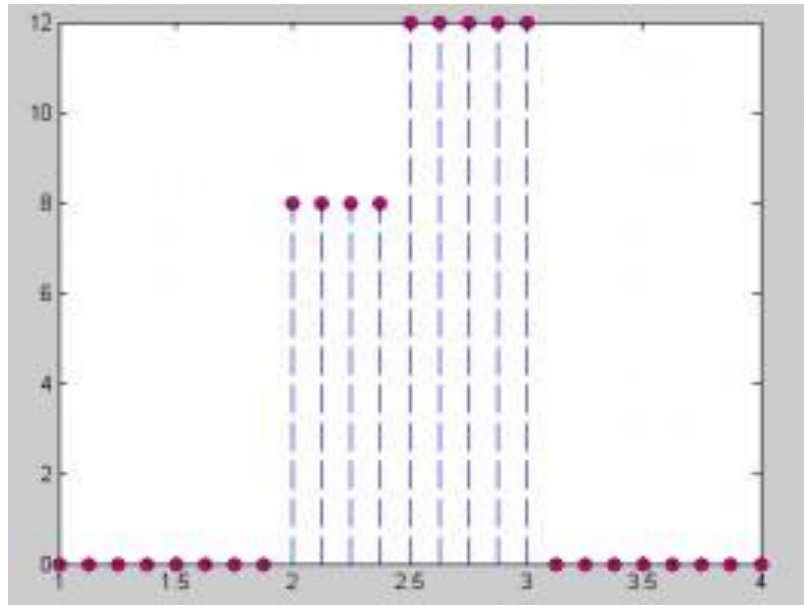
$$h(x) = \begin{cases} 1, & |x| < 1/2 \\ 0, & \text{trường hợp khác} \end{cases} \quad (2.5)$$

Giả sử đầu tiên áp dụng kỹ thuật này trong không gian 1 chiều:



Hình 2.2: Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất trong không gian một chiều

Lúc này, cần chèn thêm các giá trị ở giữa $x_1 = 2$ và $x_2 = 3$, giá trị gần đúng của hàm $y = f(x)$, trong khoảng $f(x_1) = 4$ và $f(x_2) = 6$. Sử dụng nội suy láng giềng gần nhất được kết quả như hình dưới đây.



Hình 2.3: Kết quả kỹ thuật nội suy các điểm ảnh láng giềng gần nhất trong không gian một chiều

❖ Nhận xét

- Ưu điểm: Kỹ thuật nội suy láng giềng gần nhất là kỹ thuật có tư tưởng đơn giản không cần tính toán nhiều do đó có tốc độ nhanh.

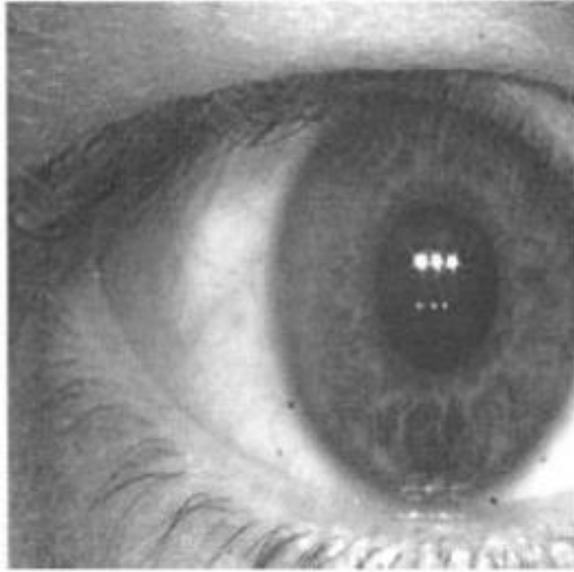
- Nhược điểm: Kỹ thuật này có khuynh hướng để lại nhiều hình khối trong ảnh được nội suy và xảy ra hiện tượng “răng cưa” khi phóng to ảnh với kích thước lớn hơn nhiều ảnh gốc.

❖ Ứng dụng

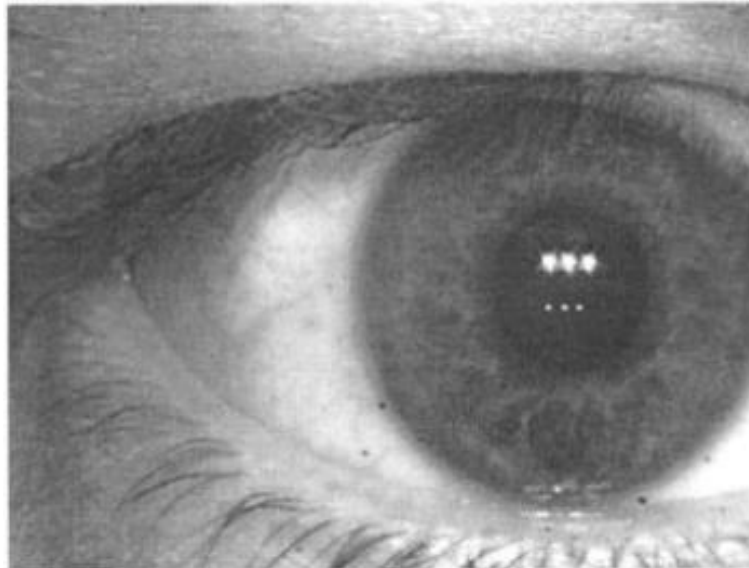
Ứng dụng nội suy láng giềng gần nhất cụ thể với ảnh y tế như sử dụng để điều chỉnh tỷ lệ kích thước ảnh số thu được bởi cảm biến CCD phục vụ chẩn đoán bệnh lác mắt. Vị trí các phản xạ Purkinje của đồng tử (mắt) được sử dụng để chẩn đoán hiện tượng lác. Hình ảnh được sử dụng trong chẩn đoán phải có độ sắc nét phù hợp. Tuy nhiên, để hiển thị được các phản xạ Purkinje yêu cầu

phải phóng to theo tỷ lệ 4/3 tức là điều chỉnh tỷ lệ theo trục x gấp 1.3 lần như hình 2.6 (b) nhưng những điểm ảnh nội suy phải được lấy từ dữ liệu gốc ban đầu mà không được sửa đổi.

Kỹ thuật nội suy các điểm ảnh lóng giềng gần nhất được sử dụng và cho kết quả chính xác nhất trong trường hợp cụ thể này.



(a)



(b)

Hình 2.4: Ứng dụng kỹ thuật nội suy các điểm ảnh lóng giềng gần nhất trong chẩn đoán bệnh lác mắt

2.2. Kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong

2.2.1. Giới thiệu

2.2.1.1. Kỹ thuật nội suy hợp nhất biến dạng cong

Kỹ thuật nội suy hợp nhất biến dạng cong được B.Fisher và J. Modersitzki đưa ra vào năm 2004. Kỹ thuật này thực hiện hợp nhất hai lát cắt đã cho sử dụng phép đo khoảng cách SSD và hàm tỷ lệ S tính theo công thức biến dạng cong sau đó lát cắt trung gian được tính toán bằng cách tính trung bình cường độ của hình ảnh đã hợp nhất với lát cắt mục tiêu ban đầu.

Hợp nhất ảnh nói chung nhằm mục đích điều chỉnh sự biến đổi khác nhau giữa các ảnh đầu vào bằng cách sắp xếp chúng sao cho thông tin của các điểm ảnh là tương ứng với nhau.

Với hai ảnh đầu vào gồm ảnh tham chiếu (R) và ảnh mục tiêu (T), phép hợp nhất là việc tìm sự thay đổi phù hợp giữa R và T . Để tổng quát hóa cách tiếp cận này, giả sử hình ảnh trong không gian d -chiều được cho bởi ánh xạ: $R, T: \Omega \rightarrow \mathbb{R}^d$ với $\Omega = [0, 1]^d$. Nói cách khác, với mỗi điểm $x \in \Omega$ giá trị $T(x)$ cường độ hoặc mức xám của x . Bởi vậy, mục đích của việc hợp nhất là tìm được trường biến đổi $u: \mathbb{R}^d \rightarrow \mathbb{R}^d$ sao cho $T(x - u(x))$ xấp xỉ với $R(x)$. Lúc này bài toán trở thành tìm trường biến đổi $u = (u_1, u_2, \dots, u_d)$ cho phù hợp. Hợp nhất được chia thành 2 loại: phép hợp nhất biến đổi ảnh mục tiêu sao cho tương ứng với ảnh tham chiếu được gọi là hợp nhất tiến, phép hợp nhất biến đổi ảnh tham chiếu để tương ứng với ảnh mục tiêu được gọi là hợp nhất lùi. Ngoài ra, tùy thuộc vào kỹ thuật mà việc hợp nhất có thể dựa trên một tập hợp các điểm có cùng tính chất hoặc được thực hiện trực tiếp trên từng giá trị mức xám. Hầu hết các kỹ thuật hợp nhất này sử dụng một hàm hợp nhất như sau:

$$E(u) = D[R, T; u] + \alpha S[u] \quad (2.6)$$

Trong đó

D là phép đo khoảng cách;

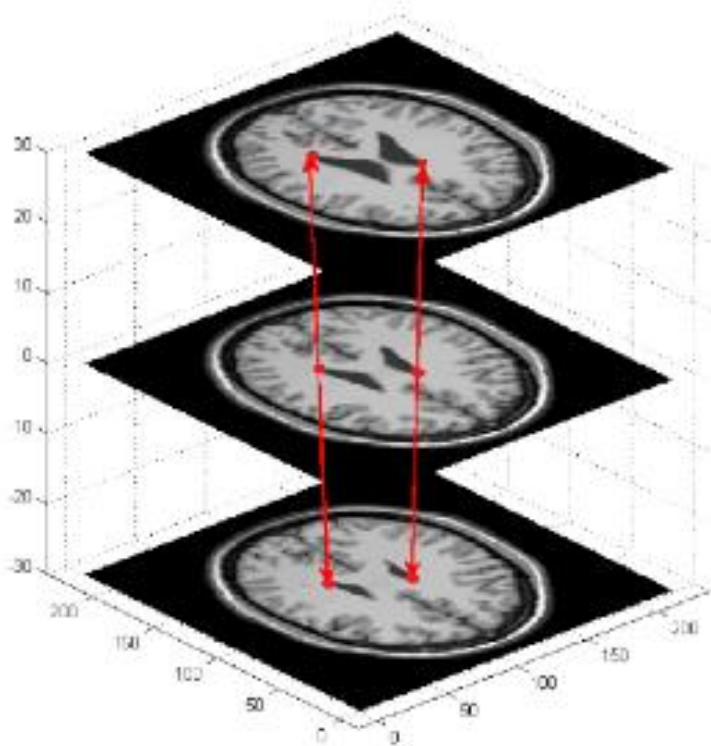
S là hàm tỷ lệ độ mịn của u (tỷ lệ giữa 2 điểm ảnh trong 1 ảnh);

α là tham số để cân bằng D và S ;

Trong phương trình này, giá trị biến đổi u cần tìm phải làm cho hàm hợp nhất đạt giá trị nhỏ nhất.

2.2.1.2. Kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong

Kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong được Ahmadreza Baghaie và Zeyun Zu đề xuất vào tháng 3 năm 2014. Kỹ thuật này cho kết quả tốt hơn bởi tư tưởng là biến đổi cả hai lát cắt đầu vào theo tiêu chí tạo ra được hai lát cắt mới với các điểm ảnh được xác định tương ứng với nhau.



Hình 2.5: Minh họa kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong

2.2.2. Phương pháp

Mô hình được cho bởi công thức (2.6) được gọi là *mô hình đơn hướng* bởi vì lát cắt tham chiếu là cố định, chỉ có lát cắt mục tiêu thay đổi. Điều này gây nên sự bất đối xứng trong kết quả nếu như chúng ta cố định lát cắt mục tiêu và thay đổi lát cắt tham chiếu, kết quả có thể không chính xác ứng với hợp nhất tiên. Công thức cải tiến cho phép hợp nhất hai lát cắt được đề xuất:

$$E(u) = D[R_1(x-u), R_2(x+u)] + \alpha S[u] \quad (2.7)$$

Trong đó:

$R_1, R_2 : \Omega \rightarrow R$ là hai lát cắt đầu vào;

$\Omega = [0,1]^2$ là miền giá trị của ảnh;

x là điểm ảnh cụ thể;

u là giá trị biến đổi cho mỗi điểm ảnh để thu được ảnh hợp nhất.

Trong công thức (2.7), giả định lát cắt được nội suy, ký hiệu là R , nằm ở giữa hai lát cắt đầu vào. Nếu R là một lát cắt bất kỳ giữa hai lát cắt ban đầu thì trước hết chúng ta cần tính khoảng cách từ R đến R_1 và R_2 , lần lượt ký hiệu là d_1 và d_2 ; sau đó tính giá trị $r = d_1 / (d_1 + d_2)$ và công thức sau được đưa ra để tính toán lát cắt nội suy R :

$$E[u] = D[R_1(x-ru), R_2(x+(1-r)u)] + \alpha S[u] \quad (2.8)$$

Sử dụng phép đo SSD (*Sum of Squared Differences*) và D được cho bởi công thức như sau:

$$\begin{aligned} D[R_1(x-u), R_2(x+u)] &= \frac{1}{2} \|R_1(x-u) - R_2(x+u)\|_{L_2}^2 \\ &= \frac{1}{2} \int_{\omega} (R_1(x-u(x)) - R_2(x+u(x)))^2 dx \end{aligned} \quad (2.9)$$

Với tỷ lệ độ mịn S , kỹ thuật này sử dụng công thức tính biến dạng cong:

$$S[u] = \frac{1}{2} \sum_{l=1}^2 \int_{\omega} (\Delta u_l)^2 dx \quad (2.10)$$

Và điều kiện biên Neuman được cho bởi: $\nabla u_l(x) = 0; x \in \partial\Omega; l = 1, 2$.

Trong đó:

Δ là toán tử biến dạng cong và được tính toán dựa trên kích thước của hai ảnh lát cắt đầu vào và tích phân được tính trên miền giá trị của ảnh.

Để giảm thiểu các bước tính toán, được đề xuất để tính đạo hàm Gateaux của $E(u)$ và cho nó bằng 0 nhằm mục đích tìm ra được điểm nhỏ nhất, phương trình *Euler – Lagrange PDE* có thể thu được như sau:

$$f(x, u(x)) + \alpha A^{\text{curv}}[u](x) = 0 \quad (2.11)$$

Trong đó:

$$\alpha A^{\text{curv}}[u](x) = \nabla^2 u$$

$$f(x, u(x)) = (R_2(x+u) - R_2(x-u))(\nabla R_1(x-u) + \nabla R_2(x+u))$$

Xử lý công thức PDE này, 1 kỹ thuật lặp theo thời gian được thực hiện:

$$\partial u^{k+1}(x, t) = f(x, u^k(x, t)) + \alpha A^{\text{curv}}[u^{k+1}](x, t), k \geq 0 \quad (2.12)$$

Với $u^0 = 0$. Một bước thời gian τ được định nghĩa như sau:

$$x_{i_1, i_2} := \left(\frac{2x_{i_1} - 1}{2n_1}, \frac{2x_{i_2} - 1}{2n_2} \right)$$

Với $n := n_1, n_2$ là các điểm trên ma trận $X \in \mathbb{R}^{n_1 \times n_2}$. Thêm vào đó có:

$$U^k := (U_1^k, U_2^k), U_1^k := u_1(X, k\tau), U_2^k := u_2(X, k\tau)$$

$$F^k := (F_1^k, F_2^k), F_1^k := f_1(X, u(X, k\tau)), F_2^k := f_2(X, u(X, k\tau))$$

Các dẫn xuất được xấp xỉ bằng cách:

$$u_l(X, k\tau) \approx \frac{U_l^{(k+1)} - U_l^k}{\tau}; \Delta^2 u_l(X, \tau k) \approx S^{\text{curv}} * U_l^k; l = 1, 2$$

Ở đây phép (*) thể hiện phép tích chập liên quan đến điều kiện biên Neuman với công thức:

$$S^{\text{curv}} * V_j = \sum_{q \in N(j)} S_{j-q}^{\text{curv}} V_q \quad (2.13)$$

Trong đó: $N(j)$ là láng giềng của j , j phụ thuộc vào lựa chọn mẫu
 $S^{curv} = S^{diff} * S^{diff}$ với S^{diff} được định nghĩa như sau:

$$S_{n_1, \dots, n_d}^{diff, d} = \begin{cases} -2d, & n_l = 2; l = 1, \dots, d \\ 1, & n_j = 1, 3; n_l = 2; l = 1, \dots, d; l \neq j \end{cases}$$

$$S_{\dots, 2}^{diff, 2} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & -4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad ; \quad S_{\dots, 1}^{diff, 3} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

$$S_{\dots, 2}^{diff, 3} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & -6 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad ; \quad S_{\dots, 3}^{diff, 3} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

Với

$$M_m := \begin{pmatrix} 1 & 1 & & & \\ & 1 & 0 & 1 & \\ & \ddots & \ddots & \ddots & \\ & & 1 & 0 & 1 \\ & & & 1 & 1 \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{m \times m}$$

Lấy xấp xỉ sai phân hữu hạn của đạo hàm theo thời gian τ và cũng có thể thu thập lưới điểm theo thứ tự từ điển, công thức rời rạc hóa của công thức (2.6) như sau:

$$(I_n + \alpha\tau A^{curv}) \overline{U}_l^{(k)} + \tau \overline{F}_l^{(k)}; \quad l=1,2 \quad (2.14)$$

Trong đó I_n là ma trận cường độ và $A^{curv} = (A^{diff, d})^2$ với $A^{diff, d}$ được định nghĩa như sau:

$$A_p^1 := I_{n_1} \otimes S_{2,p} + M_{n_1} \otimes S_{2,p}; \quad p=1,2$$

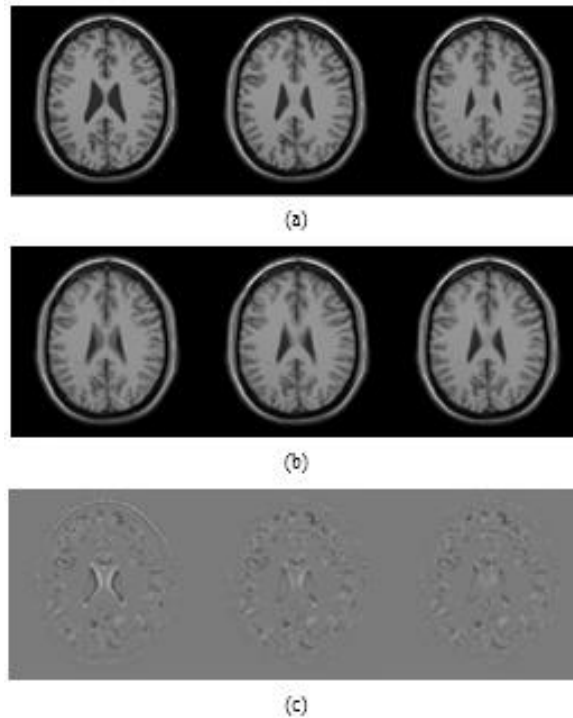
$$A^{diff, 2} := I_{n_1} \otimes A_2^{(1)} + M_{n_2} \otimes A_1^{(1)} \in \mathbb{R}^{m_2 \times m_2}$$

Sau khi hoàn thành quá trình này, tính trung bình giá trị cường độ của hai lát cắt sinh ra bởi phép hợp nhất để thu được lát cắt nội suy trung gian.

❖ Nhận xét

Kỹ thuật này cho kết quả tốt hơn bởi tư tưởng là biến đổi cả hai lát cắt đầu vào theo tiêu chí tạo ra được hai lát cắt mới với các điểm ảnh được xác định tương ứng với nhau, hạn chế được hiện tượng “răng cưa”.

❖ Ứng dụng



Hình 2.6: Ứng dụng kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong

Trong hình 2.6:

+ (a): 3 lát cắt liên tiếp, lát cắt thứ nhất và lát cắt thứ 3 được dùng để nội suy. Nội suy dựa trên cải tiến hợp nhất biến dạng cong với tham số $\tau = 0.05$ và $\alpha = 100$.

+ (b): Kết quả lần lượt của phương pháp nội suy tuyến tính, nội suy dựa trên hợp nhất biến dạng cong chuẩn và nội suy dựa trên hợp nhất biến dạng cong cải tiến.

+ (c): Sự khác nhau giữa các lát cắt nội suy và lát cắt gốc (lát cắt giữa trong (a)).

2.3. Kỹ thuật nội suy tuyến tính

2.3.1. Giới thiệu

Kỹ thuật nội suy tuyến tính được phát triển cùng giai đoạn với nội suy láng giềng gần nhất (khoảng những năm 1940). Có nhiều ứng dụng cần thiết phải phóng đại một vùng của ảnh. Có nghĩa là lấy một vùng của ảnh đã cho và cho hiện lên như một ảnh lớn. Các phương pháp được dùng là nội suy tuyến tính theo phương pháp lặp, nội suy tuyến tính theo đường thẳng, nội suy tuyến tính sinh lát cắt trung gian.

2.3.2. Phương pháp

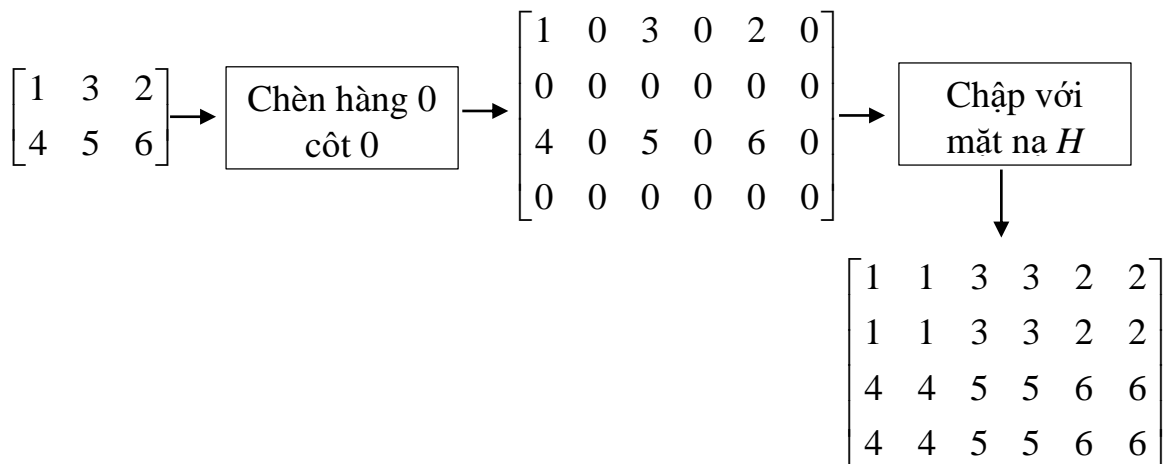
2.3.2.1. Nội suy tuyến tính theo phương pháp lặp

Người ta lấy một vùng của ảnh kích thước $M \times N$ và quét theo hàng.

Mỗi điểm ảnh nằm trên đường quét sẽ được lặp lại 1 lần và hàng quét cũng được lặp lại 1 lần nữa. Như vậy ta sẽ thu được ảnh với kích thước $2N \times 2N$. Điều này tương đương với chèn thêm một hàng 0 và một cột 0 rồi chập với mặt nạ H .

$$H = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Kết quả thu được $v(m,n) = u(k,l)$ với $k = \lceil m/2 \rceil$ và $l = \lceil n/2 \rceil$.



Hình 2.7: Minh họa kỹ thuật nội suy tuyến tính theo phương pháp lặp

2.3.2.2. Nội suy tuyến tính trên đường thẳng

Thực hiện nội suy tuyến tính giữa hai điểm đã biết. Trước tiên các điểm ảnh theo hàng, tiếp theo mỗi điểm ảnh dọc theo cột được nội suy theo đường thẳng. Nếu biết trước hai điểm thì nội suy tuyến tính là đường thẳng nối hai điểm đó, điểm nội suy chính là điểm giữa của hai điểm đã biết.

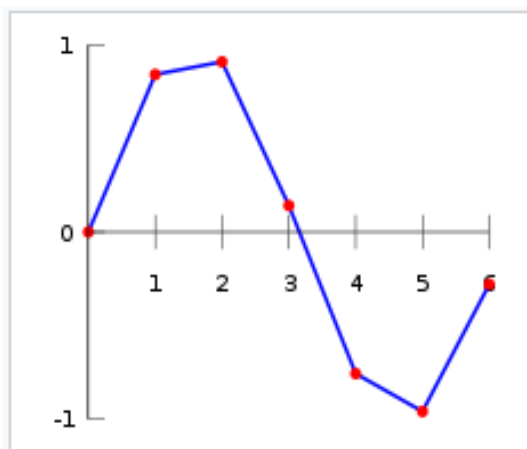
Thí dụ với khếch đại 2×2 , nội suy tuyến tính theo hàng sẽ tính theo công thức:

$$\begin{aligned} v_1(m, n) &= u_1(m, n) \\ v_1(m, 2n+1) &= u(m, n) + u(m, n+1) \\ \text{với } 0 \leq m \leq M-1, \quad 0 \leq n \leq N-1 \end{aligned} \quad (2.15)$$

Và nội suy tuyến tính của kết quả trên theo cột ta có:

$$\begin{aligned} v_1(2m, n) &= v_1(m, n) \\ v_1(2m+1, n) &= v_1(m, n) + v_1(m+1, n) \\ \text{với } 0 \leq m \leq M-1, \quad 0 \leq n \leq N-1 \end{aligned} \quad (2.16)$$

Cho 2 điểm màu đỏ, đường màu xanh là đường nội suy tuyến tính giữa hai điểm. Nội suy tuyến tính sẽ tìm ra giá trị x theo đó là giá trị y cũng được xác định. Một ví dụ đơn giản của nội suy tuyến tính là: xác định $f(2.5)$, với 2.5 là điểm giữa 2 và 3. Như vậy xác định được $f(2.5)$ từ $f(2)$ và $f(3)$



Hình 2.8: Minh họa kỹ thuật nội suy tuyến tính theo đường thẳng

2.3.2.3. Nội suy tuyến tính sinh lát cắt trung gian

Điểm ảnh trên lát cắt nội suy bằng kỹ thuật nội suy tuyến tính được ước tính bằng trung bình giá trị cường độ của điểm ảnh trên lát cắt tham chiếu và lát cắt mục tiêu. Giả sử kích thước của mỗi lát cắt là $m \times n$.

Trường hợp lát cắt nội suy nằm giữa hai lát cắt đầu vào, cường độ điểm ảnh của lát cắt nội suy được ước tính theo công thức:

$$I_{int}(i, j) = \frac{I_{ref}(i, j) + I_{tar}(i, j)}{2} \quad (2.17)$$

Trong đó: $I_{int}, I_{ref}, I_{tar}$ lần lượt là cường độ của lát cắt nội suy, lát cắt tham chiếu và lát cắt mục tiêu; $1 \leq i \leq n; 1 \leq j \leq m$.

Nếu muốn nội suy p lát cắt, chúng ta thực hiện như sau:

$$k(i, j) = \frac{I_{ref}(i, j) - I_{tar}(i, j)}{p} \quad (2.18)$$

$$I_{inti,j}^q = I_{tar}(i, j) + q \times k(i, j) \quad (2.19)$$

$$I_{inti,j}^q = I_{ref}(i, j) - (p - q) \times k(i, j) \quad (2.20)$$

$$I_{inti,j}^0 = I_{tar}(i, j) \quad (2.21)$$

$$I_{inti,j}^{p+1} = I_{ref}(i, j) \quad (2.22)$$

Trong đó I^q là tập giá trị điểm ảnh nội suy lát cắt thứ q với q có giá trị từ $1 \rightarrow q$; k là tập các công bội tính toán từ độ chênh lệch của I_{ref} và I_{tar} .

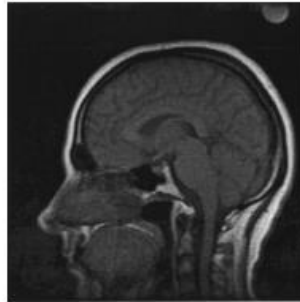
❖ Nhận xét

- Ưu điểm: Kỹ thuật nội suy tuyến tính được coi là kỹ thuật đơn giản, thời gian thực thi nhanh, chi phí thấp

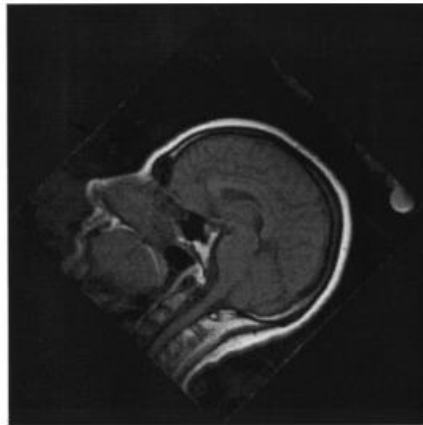
- Nhược điểm: Kỹ thuật nội suy tuyến tính vẫn chưa khắc phục được hiện tượng vệt mờ trên đường biên ảnh.

❖ Ứng dụng

- Hình 2.8 minh họa nội suy tuyến tính trong xoay ảnh MRI với (a) là hình ảnh MRI và (b) là hình ảnh MRI đã được xoay 45° bằng nội suy tuyến tính.



(a)



(b)

Hình 2.9: Ứng dụng kỹ thuật nội suy tuyến tính trong xoay ảnh MRI

- Ứng dụng nội suy tuyến tính sinh lát cắt trung gian



Lát cắt tham chiếu



Lát cắt nội suy



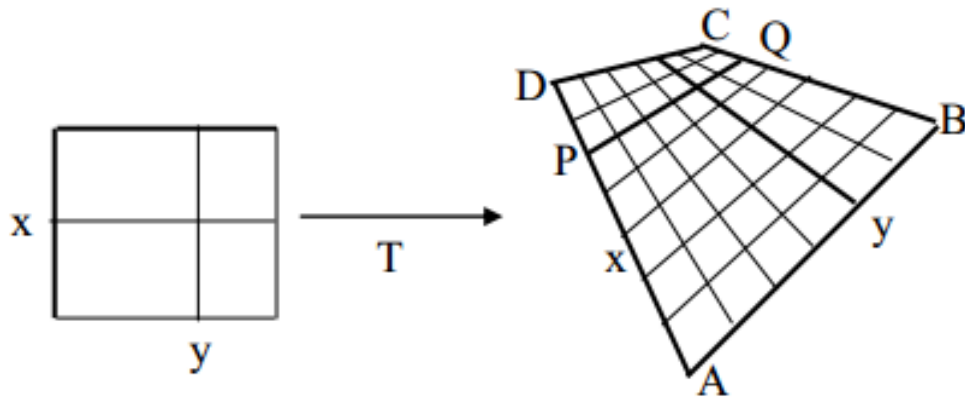
Lát cắt mục tiêu

Hình 2.10: Ứng dụng kỹ thuật nội suy tuyến tính sinh lát cắt trung gian

2.4. Kỹ thuật nội suy song tuyến

2.4.1. Giới thiệu

Trong toán học, nội suy song tuyến là mở rộng của nội suy tuyến tính cho nội suy hai biến. Chìa khóa để thực hiện ý tưởng là nội suy tuyến tính hướng đầu tiên, và sau đó nội suy tuyến tính một lần nữa trong hướng khác. Nói cách khác, đây là kỹ thuật xác định một hàm biến đổi từ một hình vuông kích thước $[0,1] \times [0,1]$ tới một tứ giác trong không gian (tứ giác này không nhất thiết phải đồng phẳng).



Hình 2.11: Minh họa kỹ thuật nội suy song tuyến

2.4.2. Phương pháp

Nếu chúng ta giả sử tọa độ của khối hình vuông là x và y thì phép biến đổi B được thực hiện như sau:

$$B(x, y) = (1-x) \begin{bmatrix} A & D \\ B & C \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1-y \\ y \end{bmatrix}$$

Phép biến đổi được thực hiện tương đương với 2 việc. Việc thứ nhất là nội suy trên các cạnh AD và BC thu được điểm P và Q.

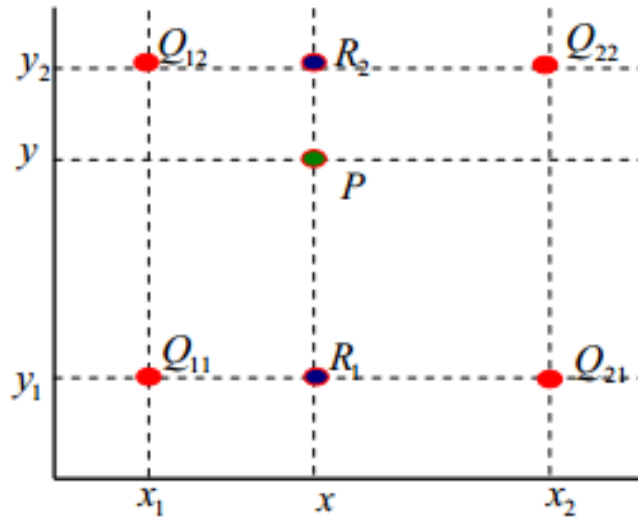
$$P = (1-y)A + yD$$

$$Q = (1-y)B + yC$$

Việc tiếp theo là nội suy trên đoạn PQ sử dụng thông số y :

$$B(x, y) = (1-y)P + yQ$$

Nội suy song tuyến tương tự như một nội suy tuyến tính, lấy trung bình của 4 điểm xung quanh được xác định giá trị nội suy, bốn dấu chấm màu đỏ hiển thị các điểm dữ liệu và các dấu chấm màu xanh lá cây là một điểm mà ở đó chúng ta muốn nội suy.



Giả sử chúng ta muốn tìm thấy giá trị chưa biết f tại điểm $P = (x, y)$.

Giả định rằng chúng ta biết giá trị của f tại bốn điểm $Q_{11} = (x_1, y_1)$, $Q_{12} = (x_1, y_2)$, $Q_{21} = (x_2, y_1)$, $Q_{22} = (x_2, y_2)$.

Trong đó:

y_1 : là một biến có chứa các dữ liệu điểm dọc trục;

x_1 : là một biến có chứa các dữ liệu điểm ngang trục;

x_2 : là một biến có chứa các điểm ngang nơi nội suy sẽ được thực hiện;

y_1 : là một biến có chứa các điểm dọc nơi nội suy sẽ được thực hiện;

Đầu tiên nội suy tuyến tính trong x - hướng cho kết quả:

$$f(R_1) \approx \frac{(x_2 - x)}{(x_2 - x_1)} * f(Q_{11}) + \frac{(x - x_1)}{(x_2 - x_1)} * f(Q_{21}) \text{ với } R_1 = (x, y_1) \quad (2.23)$$

$$f(R_2) \approx \frac{(x_2 - x)}{(x_2 - x_1)} * f(Q_{12}) + \frac{(x - x_1)}{(x_2 - x_1)} * f(Q_{22}) \text{ với } R_2 = (x, y_2) \quad (2.24)$$

Tiếp tục nội suy trong y – hướng sẽ được:

$$f(R_1) \approx \frac{(y_2 - x)}{(y_2 - y_1)} * f(R_1) + \frac{(y - y_1)}{(y_2 - y_1)} * f(R_2) \quad (2.25)$$

Điều này cho phép chúng ta ước tính $f(x, y)$

$$\begin{aligned} f(x, y) = & \frac{f(Q_{11})}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} (x_2 - x)(y_2 - y) \\ & + \frac{f(Q_{21})}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} (x - x_1)(y_2 - y) \\ & + \frac{f(Q_{12})}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} (x_2 - x)(y - y_1) \\ & + \frac{f(Q_{22})}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} (x - x_1)(y - y_1) \end{aligned} \quad (2.26)$$

Nếu chúng ta chọn một hệ thống phối hợp trong đó có 4 điểm ε , nơi f có giá trị $(0,0)$; $(0,1)$; $(1,0)$ và $(1,1)$ lúc đó công thức nội suy sẽ đơn giản như sau:

$$f(x, y) \approx f(0,0)(1-x)(1-y) + f(0,1)(1-x)y + f(1,0)xy \quad (2.27)$$

Hoặc tương đương trong ma trận:

$$f(x, y) \approx \begin{bmatrix} 1-x & x \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) \\ f(1,0) & f(1,1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1-y \\ y \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

Trong cả trường hợp này, số lượng thay đổi bất kỳ tương ứng với số lượng các điểm dữ liệu, nơi f được định sẵn. Nội suy là theo đường tuyến tính song song với x – hướng hoặc y – hướng.

❖ Nhận xét:

- Ưu điểm: Kỹ thuật nội suy song tuyến được coi là kỹ thuật đơn giản, thời gian thực thi nhanh, chi phí thấp, có tác dụng làm giảm một số biến dạng thị giác do thay đổi kích thước ảnh.

- Nhược điểm: Kỹ thuật nội suy song tuyến vẫn chưa khắc phục được hiện tượng vết mờ trên đường biên ảnh.

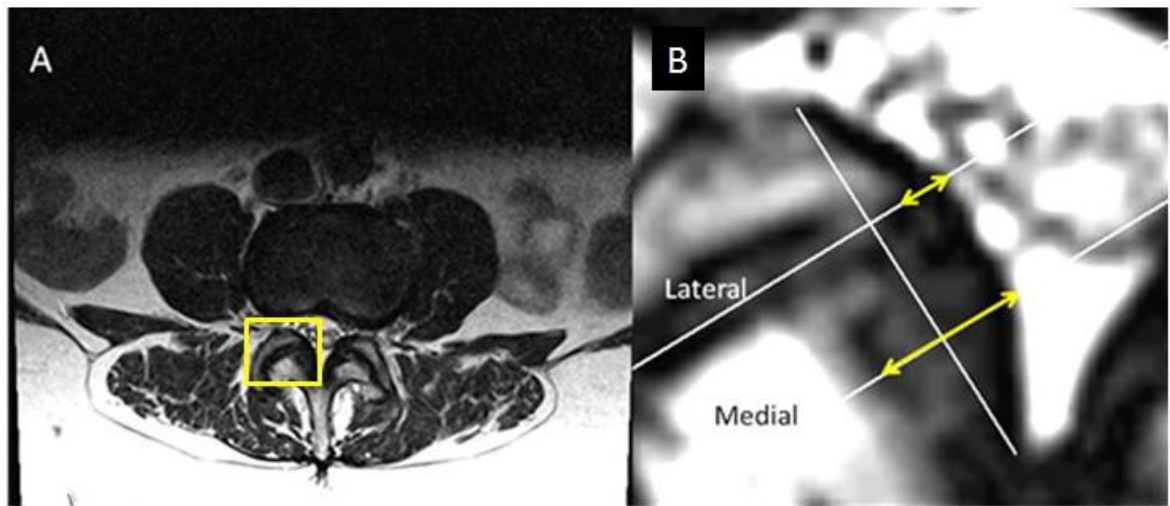
❖ Ứng dụng

Ứng dụng của kỹ thuật nội suy song tuyến trong chẩn đoán bệnh hẹp cột sống thắt lưng.

Trong đó:

- Hình a là hình ảnh MRI nguyên bản, khu vực cần chẩn đoán được hiển thị trong ô vuông.

- Hình b là hình ảnh cần chẩn đoán đã được phóng đại lên 800% bằng kỹ thuật kỹ thuật nội suy song tuyến.



Hình 2.12: Ứng dụng kỹ thuật nội suy song tuyến trong chẩn đoán bệnh hẹp cột sống thắt lưng

CHƯƠNG 3: CHƯƠNG TRÌNH THỬ NGHIỆM

Bài toán đặt ra là những ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM. Chất lượng hình ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM này phụ thuộc rất nhiều vào các loại máy chụp khác nhau sẽ khiến cho các lát cắt thưa, dày khác nhau và nhìn không được rõ nét. Muốn chất lượng hình ảnh hiển thị được tốt hơn thì phải tăng số lát cắt lên. Để làm được điều đó chúng ta sẽ cần phải sử dụng các kỹ thuật nội suy ảnh. Và bài toán của em đặt ra là sẽ phải nội suy thêm những lát cắt trung gian để tăng số lát cắt lên để hình ảnh hiển thị được tốt hơn.

Đầu vào: ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM gồm n lát cắt.

Đầu ra: ảnh hiển thị lát cắt trung gian.

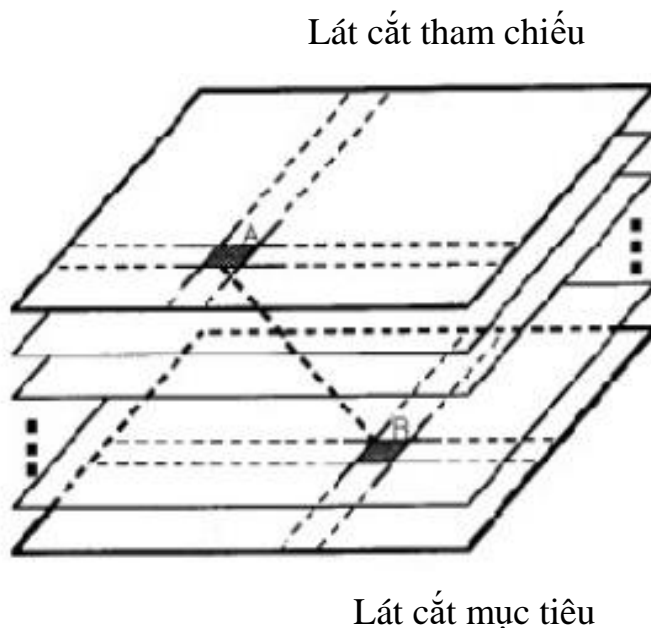
3.1. Bài toán 1: Nội suy sinh lát cắt trung gian

3.1.1. Phát biểu bài toán

Bài toán nội suy lát sinh cắt trung gian được mô tả như sau:

Đầu vào: hai lát cắt theo thứ tự liên tiếp gồm lát cắt tham chiếu (*reference slice*) và lát cắt mục tiêu (*target slice*).

Đầu ra: ảnh hiển thị lát cắt trung gian.



Hình 3.1: Hai lát cắt liên tiếp và những lát cắt trung gian

Hình 3.1 thể hiện hai lát cắt liên tiếp trong đó lát cắt phía trên được gọi là lát cắt tham chiếu (*reference slice*) và lát cắt phía dưới là lát cắt mục tiêu (*target slice*). Để thiết lập được mô hình 3D gần với thực tế nhất, một số lượng thích hợp lát cắt trung gian được tạo ra giữa lát cắt tham chiếu và lát cắt mục tiêu. Để tạo ra lát cắt trung gian, với mỗi điểm trên lát cắt tham chiếu cần xác định điểm trên lát cắt mục tiêu tương ứng với nó. Ví dụ như trong hình 3.1, điểm A là điểm trên lát cắt tham chiếu, điểm B là điểm ứng với nó trên lát cắt mục tiêu. Phụ thuộc vào kỹ thuật nội suy, lát cắt trung gian được xác định bằng cách ước tính vị trí giao điểm của nó với đoạn thẳng AB.

3.1.2. Phân tích chương trình

Để giải quyết bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian, luận văn lựa chọn hai kỹ thuật nội suy là kỹ thuật nội suy tuyến tính và kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong để xây dựng chương trình thực nghiệm nội suy sinh lát cắt trung gian dựa trên hai lát cắt đầu vào.

Chương trình thực nghiệm được xây dựng trên ngôn ngữ C#, sử dụng lại từ điển định nghĩa các từ khóa được mã hóa và xác định vị trí trong chuẩn DICOM (file DicomDecoder.cs và Dictionary.cs trong mã nguồn được sử dụng lại).

Các chức năng chính của chương trình bao gồm:

- Đọc và hiển thị ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM.
- Hiển thị chỉ số Window / Level của ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM.
- Hiển thị thông tin của bệnh nhân được lưu trữ trong phần Header của ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM.
- Thực hiện nội suy sinh lát cắt trung gian từ hai lát cắt đầu vào bằng hai kỹ thuật là kỹ thuật nội suy tuyến tính và kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong.

3.1.3. Các bước triển khai

❖ Bước 1: Đọc tập tin DICOM.

- Tập tin DICOM được chia thành 2 phần, phần tiêu đề được đọc bằng cách sử dụng từ điển mã hóa các từ khóa và vị trí của chúng trong file DICOM. Đây là phần luận văn sử dụng bộ từ điển mã hóa đã được xây dựng sẵn. Một phần cấu trúc từ điển được mô tả như sau:

```

{"00020002", "UIMedia Storage SOP Class UID"},
{"00020003", "UIMedia Storage SOP Instance UID"},
{"00020010", "UITransfer Syntax UID"},
{"00020012", "UIImplementation Class UID"},
{"00020013", "SHImplementation Version Name"},
{"00020016", "AESource Application Entity Title"},
{"00080005", "CSSpecific Character Set"},
{"00080008", "CSImage Type"},
{"00080010", "CSRecognition Code"},
{"00080012", "DAInstance Creation Date"},
{"00080013", "TMInstance Creation Time"},
{"00080014", "UIInstance Creator UID"},
{"00080016", "UISOP Class UID"},
{"00080018", "UISOP Instance UID"},
{"00080020", "DAStudy Date"},
{"00080021", "DASeries Date"},
{"00080022", "DAAcquisition Date"},
{"00080023", "DAContent Date"},
{"00080024", "DAOverlay Date"},
{"00080025", "DACurve Date"},
{"00080030", "TMStudy Time"},

```

{ "00080031", "TMSeries Time" },
{ "00080032", "TMAcquisition Time" },
{ "00080033", "TMContent Time" },
{ "00080034", "TMOverlay Time" },
{ "00080035", "TMCurve Time" },
{ "00080040", "USData Set Type" },
{ "00080041", "LOData Set Subtype" },
{ "00080042", "CSNuclear Medicine Series Type" },
{ "00080050", "SHAccession Number" },
{ "00080052", "CSQuery/Retrieve Level" },
{ "00080054", "AERetrieve AE Title" },
{ "00080058", "AEFailed SOP Instance UID List" },
{ "00080060", "CSModality" },
{ "00080064", "CSConversion Type" },
{ "00080068", "CSPresentation Intent Type" },
{ "00080070", "LOManufacturer" },
{ "00080080", "LOInstitution Name" },
{ "00080081", "STInstitution Address" },
{ "00080082", "SQInstitution Code Sequence" },
{ "00080090", "PNReferring Physician's Name" },
{ "00080092", "STReferring Physician's Address" },
{ "00080094", "SHReferring Physician's Telephone Numbers" },
{ "00080096", "SQReferring Physician Identification Sequence" },
{ "00080100", "SHCode Value" },
{ "00080102", "SHCoding Scheme Designator" },

- Để đọc được tập tin DICOM trước hết cần giải mã các từ khóa được mã hóa tại vị trí nhất định như sau:

```

const uint TRANSFER_SYNTAX_UID           = 0x00020010;
const uint MODALITY                       = 0x00080060;
const uint SLICE_THICKNESS                = 0x00180050;
const uint SLICE_SPACING                  = 0x00180088;
const uint SAMPLES_PER_PIXEL              = 0x00280002;
const uint PHOTOMETRIC_INTERPRETATION    = 0x00280004;
const uint PLANAR_CONFIGURATION           = 0x00280006;
const uint NUMBER_OF_FRAMES               = 0x00280008;
const uint ROWS                           = 0x00280010;
const uint COLUMNS                       = 0x00280011;
const uint PIXEL_SPACING                  = 0x00280030;
const uint BITS_ALLOCATED                  = 0x00280100;
const uint WINDOW_CENTER                  = 0x00281050;
const uint WINDOW_WIDTH                   = 0x00281051;
const uint RESCALE_SLOPE                  = 0x00281053;
const uint RED_PALETTE                    = 0x00281201;
const uint GREEN_PALETTE                  = 0x00281202;
const uint BLUE_PALETTE                   = 0x00281203;
const uint ICON_IMAGE_SEQUENCE            = 0x00880200;
const uint PIXEL_DATA                     = 0x7FE00010;
const string ITEM                          = "FFFE000";
const string ITEM_DELIMITATION             = "FFFE00D";
const string SEQUENCE_DELIMITATION        = "FFFE0DD";

```

- Phần dữ liệu ảnh cụ thể là giá trị cường độ của từng điểm ảnh được đọc vào cấu trúc dữ liệu List của ngôn ngữ C#.

❖ Bước 2: Hiển thị dữ liệu ảnh từ tập tin DICOM.

- Định nghĩa control để hiển thị dữ liệu ảnh.

- Chuyển dữ liệu điểm ảnh từ List thành ảnh bitmap để hiển thị lên panel được định nghĩa trong User control ImageControlPanel đã được định nghĩa cho hiển thị ảnh DICOM.

❖ Bước 3: Tính toán lát cắt nội suy.

• Kỹ thuật nội suy tuyến tính.

Tính toán cường độ điểm ảnh của lát cắt nội suy từ List chứa cường độ điểm ảnh của 2 lát cắt đầu vào theo công thức (2.11) như sau:

for $i = 0, 1, \dots, n$

$inter_List[i] := (ref_List[i] + tar_List[i]) / 2$

• Kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong.

✓ Tính toán giá trị biến đổi u :

Chọn $\tau > 0$, khởi tạo k

for $k=0, 1, \dots, n; l=1, 2$

$$F_l^{(k)} = \left(R_1(X - U^{(k)}) - R_2(X) \right) \partial_{x_l} R_1(X - U^{(k)})$$

for $l = 1, 2$

$$G = DCT(U_l^{(k)} + \tau U_l^{(k)})$$

for $p=1, 2; j_p = 1, 2, \dots, n_p$

$$V_{j_1, \dots, j_q} \left[1 + \tau \alpha d_{j_1, \dots, j_q}^2 \right]^{-1}$$

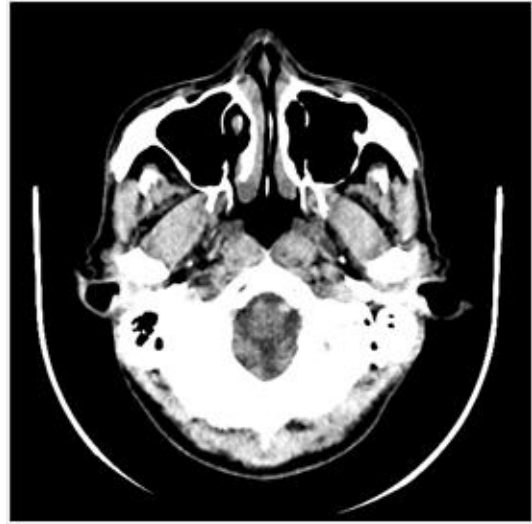
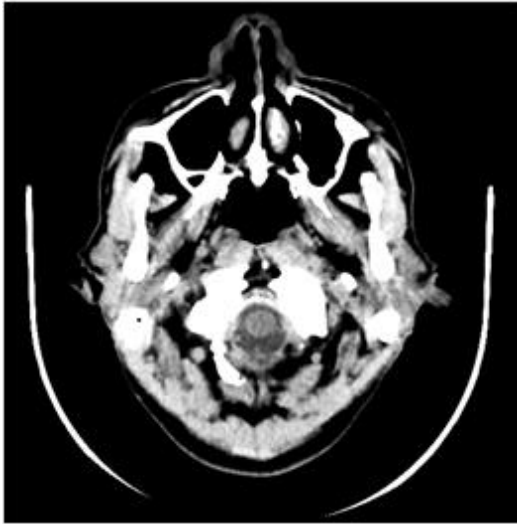
$$U_l^{(k+1)} = DCT^{-1}(V)$$

✓ Tính cường độ của hai lát cắt đầu vào theo hướng biến đổi u .

✓ Tính lát cắt nội suy dựa trên hai lát cắt đã được tính toán lại.

3.1.4. Kết quả chương trình thử nghiệm 1

- Chương trình thử nghiệm 1, đầu tiên cho 2 lát cắt đầu vào được cho như hình 3.2, lát cắt thứ nhất và lát cắt thứ hai lần lượt là lát cắt tham chiếu và lát cắt mục tiêu được đưa vào để thực hiện nội suy.

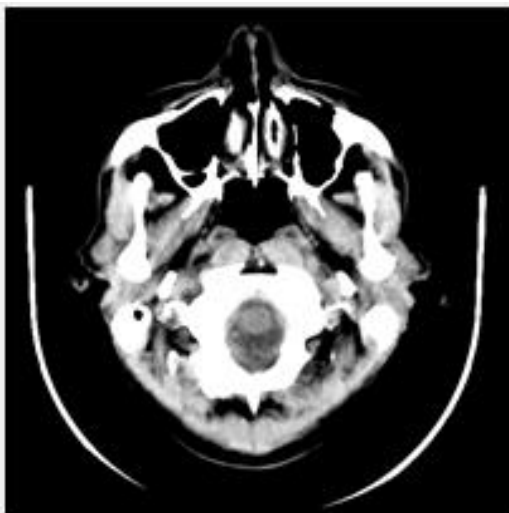


Lát cắt tham chiếu (*reference slice*)

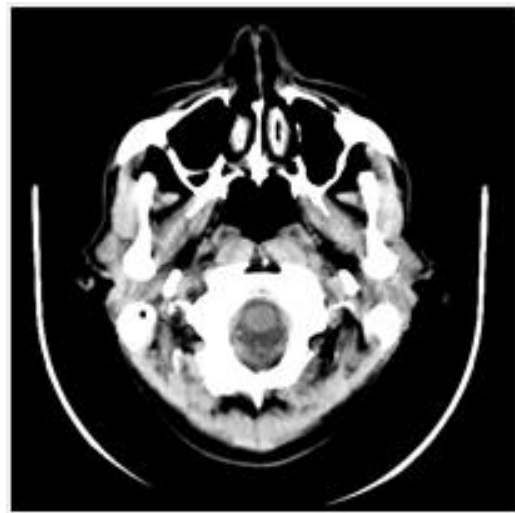
Lát cắt mục tiêu (*target slice*)

Hình 3.2: Hai lát cắt đầu vào của chương trình thử nghiệm 1

- Kết quả của chương trình thử nghiệm 1



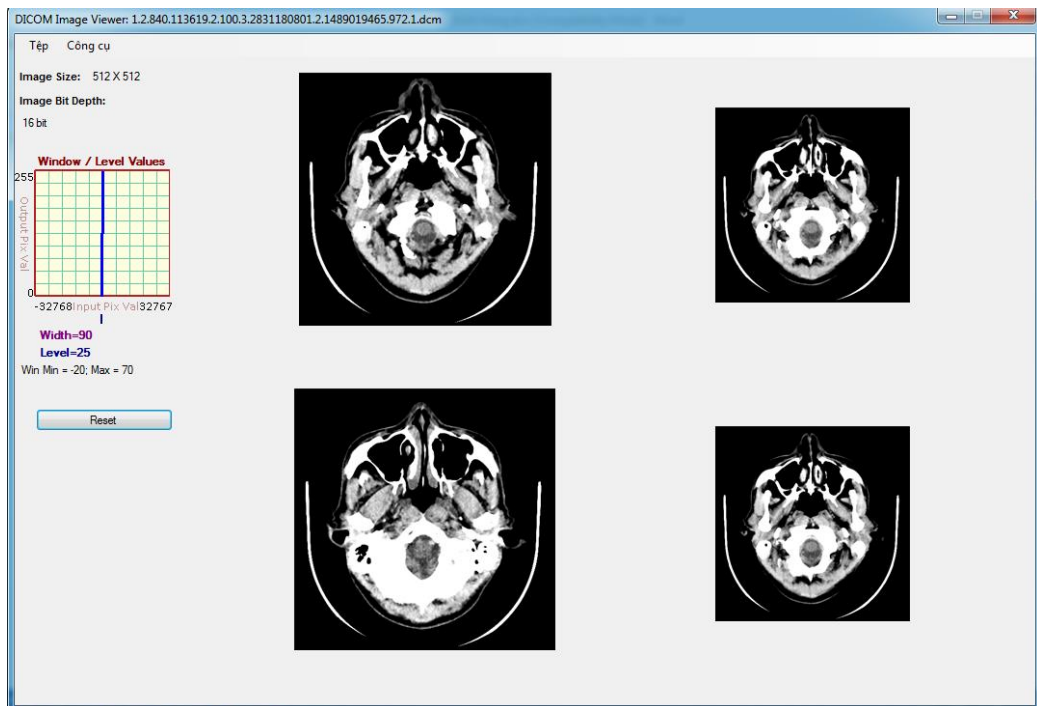
Kết quả kỹ thuật
nội suy tuyến tính



Kết quả kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên
cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong

Hình 3.3: Kết quả của chương trình thử nghiệm 1

- Giao diện của chương trình thử nghiệm 1



Hình 3.4: Giao diện chương trình thử nghiệm 1

- Thông tin bệnh nhân chương trình thử nghiệm 1

Group Tag	Element Tag	Tag Description	Value
0008	0022	Acquisition Date	20170309
0008	0023	Content Date	20170309
0008	0030	Study Time	103830
0008	0031	Series Time	103859
0008	0032	Acquisition Time	103907.383469
0008	0033	Content Time	103909
0008	0050	Accession Number	
0008	0060	Modality	CT
0008	0070	Manufacturer	GE MEDICAL SYSTEMS
0008	0080	Institution Name	BENH VIEN DA KHOA TINH NINH BINH
0008	0090	Referring Physician's Name	
0008	1010	Station Name	ct99
0008	1030	Study Description	SN
0008	103E	Series Description	5mm Soft
0008	1050	Performing Physician's Name	
0008	1060	Name of Physician(s) Reading Study	
0008	1070	Operator's Name	
0008	1090	Manufacturer's Model Name	Revolution ACTs
0008	1140	Referenced Image Sequence	
0008	1150	Referenced SOP Class UID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
0008	1155	Referenced SOP Instance UID	1.2.840.113619.2.100.3.2831180801.2.1489019465.970.1
0009	0010	Private Tag	GEMS_IDEN_01
0009	1001	Private Tag	CT_LIGHTSPEED
0009	1002	Private Tag	CT99
0009	1004	Private Tag	Revolution ACTs
0010	0010	Patient's Name	NGUYEN VAN QUY
0010	0020	Patient ID	17039790

Hình 3.5: Thông tin bệnh nhân của chương trình thử nghiệm 1

3.2. Bài toán 2: Dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang)

3.2.1. Phát biểu bài toán

Ứng dụng từ bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian vào bài toán 2 để xây dựng bài toán tổng quát. Từ những ảnh chụp cắt lớp của bệnh nhân theo chiều dọc ta có thể dựng lại thành những ảnh chụp cắt lớp theo chiều ngang và ngược lại từ những ảnh chụp cắt lớp của bệnh nhân theo chiều ngang ta có thể dựng thành những ảnh chụp cắt lớp theo chiều dọc. Thay vì phải chụp 2 lần thì bây giờ bệnh nhân chỉ cần chụp 1 lần qua đó góp phần làm giảm thời gian và chi phí khám chữa bệnh, giúp ích rất nhiều cho quá trình khám và chữa bệnh được tốt hơn. Bài toán dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang) được mô tả như sau:

Đầu vào: ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM gồm n lát cắt gốc và $n - 1$ lát cắt trung gian.

Đầu ra: ảnh hiển thị lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang).

3.2.2. Phân tích chương trình

Để giải quyết bài toán dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang), luận văn lựa chọn hai kỹ thuật nội suy là kỹ thuật nội suy tuyến tính và kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong để xây dựng chương trình thực nghiệm dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang) dựa trên tập ảnh DICOM gồm n lát cắt gốc và $n - 1$ lát cắt trung gian.

Các chức năng chính của chương trình bao gồm:

- Đọc và hiển thị ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM.
- Hiển thị chỉ số Window / Level của ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM.
- Hiển thị thông tin của bệnh nhân được lưu trữ trong phần Header của ảnh chụp cắt lớp lưu dưới dạng DICOM.
- Thực hiện nội suy sinh lát cắt trung gian từ n lát cắt đầu vào bằng hai

kỹ thuật là kỹ thuật nội suy tuyến tính và kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong.

- Thực hiện dựng khối với MPR từ n lát cắt gốc và $n - 1$ lát cắt trung gian.

3.2.3. Các bước triển khai

➤ Bước 1: Đọc tập ảnh DICOM

- Tập tin DICOM được chia thành 2 phần, phần tiêu đề được đọc bằng cách sử dụng từ điển mã hóa các từ khóa và vị trí của chúng trong file DICOM. Luận văn sử dụng bộ từ điển mã hóa đã được xây dựng sẵn, một phần cấu trúc từ điển được mô tả như sau:

```

{"00020002", "UIMedia Storage SOP Class UID"},
{"00020003", "UIMedia Storage SOP Instance UID"},
{"00020010", "UITransfer Syntax UID"},
{"00020012", "UIImplementation Class UID"},
{"00020013", "SHImplementation Version Name"},
{"00020016", "AESource Application Entity Title"},
{"00080005", "CSSpecific Character Set"},
{"00080008", "CSImage Type"},
{"00080010", "CSRecognition Code"},
{"00080012", "DAInstance Creation Date"},
{"00080013", "TMInstance Creation Time"},
{"00080014", "UIInstance Creator UID"},
{"00080016", "UISOP Class UID"},
{"00080018", "UISOP Instance UID"},
{"00080020", "DAStudy Date"},
{"00080021", "DASeries Date"},
{"00080022", "DAAcquisition Date"},

```


{ "00080023", "DAContent Date" },
{ "00080024", "DAOverlay Date" },
{ "00080025", "DACurve Date" },
{ "00080030", "TMStudy Time" },
{ "00080031", "TMSeries Time" },
{ "00080032", "TMAcquisition Time" },
{ "00080033", "TMContent Time" },
{ "00080034", "TMOverlay Time" },
{ "00080035", "TMCurve Time" },
{ "00080040", "USData Set Type" },
{ "00080041", "LOData Set Subtype" },
{ "00080042", "CSNuclear Medicine Series Type" },
{ "00080050", "SHAccession Number" },
{ "00080052", "CSQuery/Retrieve Level" },
{ "00080058", "AEFailed SOP Instance UID List" },
{ "00080060", "CSModality" },
{ "00080064", "CSConversion Type" },
{ "00080068", "CSPresentation Intent Type" },
{ "00080070", "LOManufacturer" },
{ "00080080", "LOInstitution Name" },
{ "00080082", "SQInstitution Code Sequence" },
{ "00080090", "PNReferring Physician's Name" },
{ "00080092", "STReferring Physician's Address" },
{ "00080094", "SHReferring Physician's Telephone Numbers" },
{ "00080096", "SQReferring Physician Identification Sequence" },
{ "00080100", "SHCode Value" },
{ "00080102", "SHCoding Scheme Designator" },

- Để đọc được tập tin DICOM trước hết cần giải mã các từ khóa được mã hóa tại vị trí nhất định như sau:

```

const uint TRANSFER_SYNTAX_UID           = 0x00020010;
const uint MODALITY                       = 0x00080060;
const uint SLICE_THICKNESS                = 0x00180050;
const uint SLICE_SPACING                  = 0x00180088;
const uint SAMPLES_PER_PIXEL              = 0x00280002;
const uint PHOTOMETRIC_INTERPRETATION    = 0x00280004;
const uint PLANAR_CONFIGURATION           = 0x00280006;
const uint NUMBER_OF_FRAMES               = 0x00280008;
const uint ROWS                            = 0x00280010;
const uint COLUMNS                        = 0x00280011;
const uint PIXEL_SPACING                   = 0x00280030;
const uint BITS_ALLOCATED                  = 0x00280100;
const uint WINDOW_CENTER                   = 0x00281050;
const uint WINDOW_WIDTH                    = 0x00281051;
const uint RESCALE_SLOPE                   = 0x00281053;
const uint RED_PALETTE                     = 0x00281201;
const uint GREEN_PALETTE                   = 0x00281202;
const uint BLUE_PALETTE                    = 0x00281203;
const uint ICON_IMAGE_SEQUENCE             = 0x00880200;
const uint PIXEL_DATA                       = 0x7FE00010;
const string ITEM                           = "FFFE000";
const string ITEM_DELIMITATION              = "FFFE00D";
const string SEQUENCE_DELIMITATION          = "FFFE0DD";

```

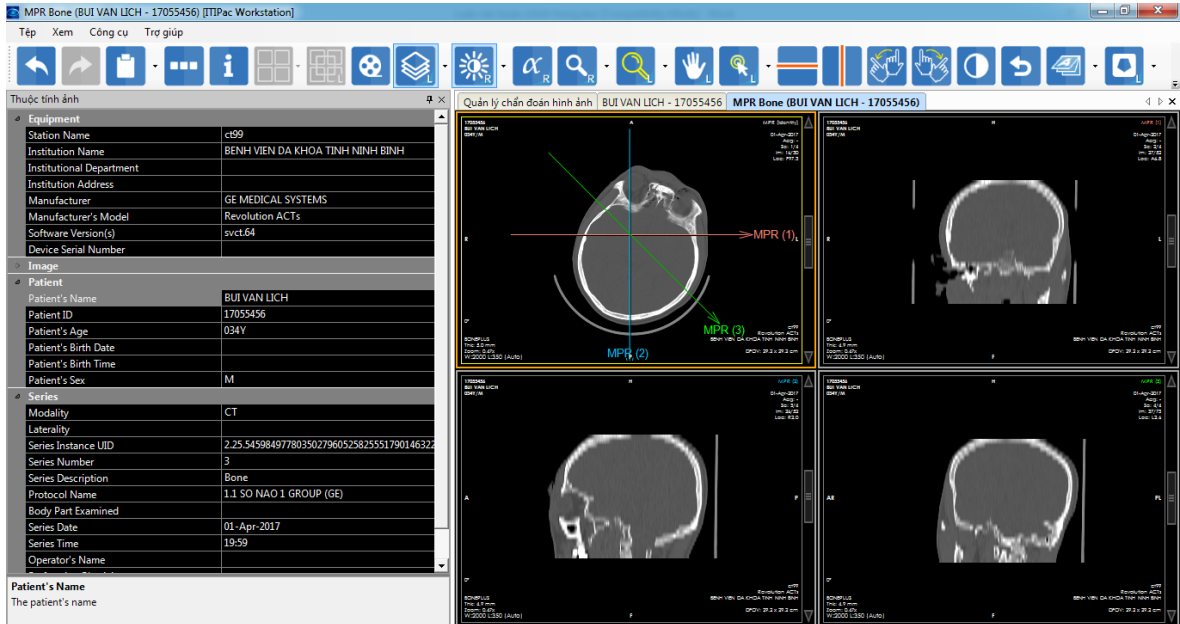
➤ Bước 2: Xây dựng các lát cắt trung gian.

➤ Bước 3: Xây dựng lát cắt theo chiều dọc (hoặc chiều ngang).

➤ Bước 4: Hiện thị ảnh.

3.2.4. Kết quả chương trình thử nghiệm 2

- Giao diện của chương trình thử nghiệm 2.



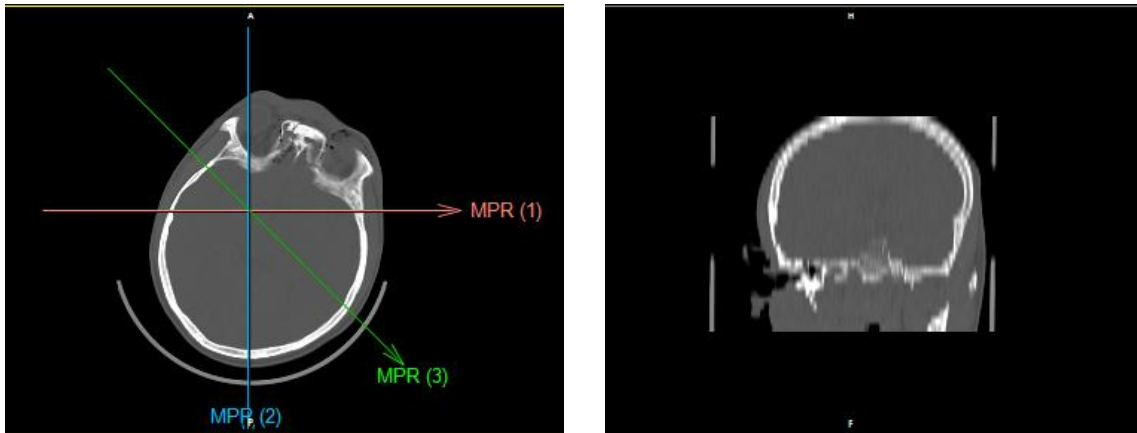
Hình 3.6: Giao diện của chương trình thử nghiệm 2

- Hiện thị thông tin bệnh nhân của chương trình thử nghiệm 2.

Thuộc tính ảnh	
Equipment	
Station Name	ct99
Institution Name	BENH VIEN DA KHOA TINH NINH BINH
Institutional Department	
Institution Address	
Manufacturer	GE MEDICAL SYSTEMS
Manufacturer's Model	Revolution ACTs
Software Version(s)	svct.64
Device Serial Number	
Image	
Patient	
Patient's Name	BUI VAN LICH
Patient ID	17055456
Patient's Age	034Y
Patient's Birth Date	
Patient's Birth Time	
Patient's Sex	M
Series	
Modality	CT
Laterality	
Series Instance UID	2.25.3047748457073093670809902935577464153
Series Number	3
Series Description	Bone
Protocol Name	1.1 SO NAO 1 GROUP (GE)
Body Part Examined	
Series Date	01-Apr-2017
Series Time	19:59
Operator's Name	

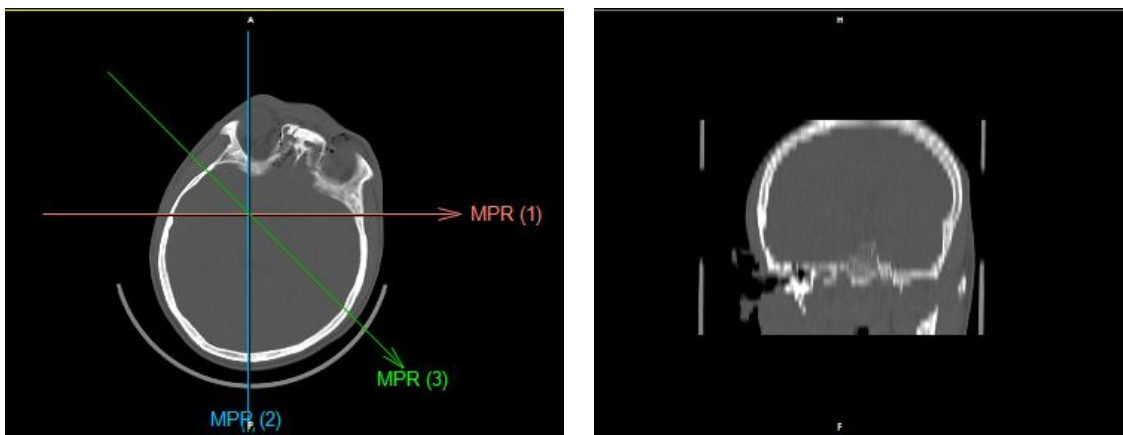
Hình 3.7: Thông tin bệnh nhân của chương trình thử nghiệm 2

- Hiện thị dựng lát cắt với MPR (1)



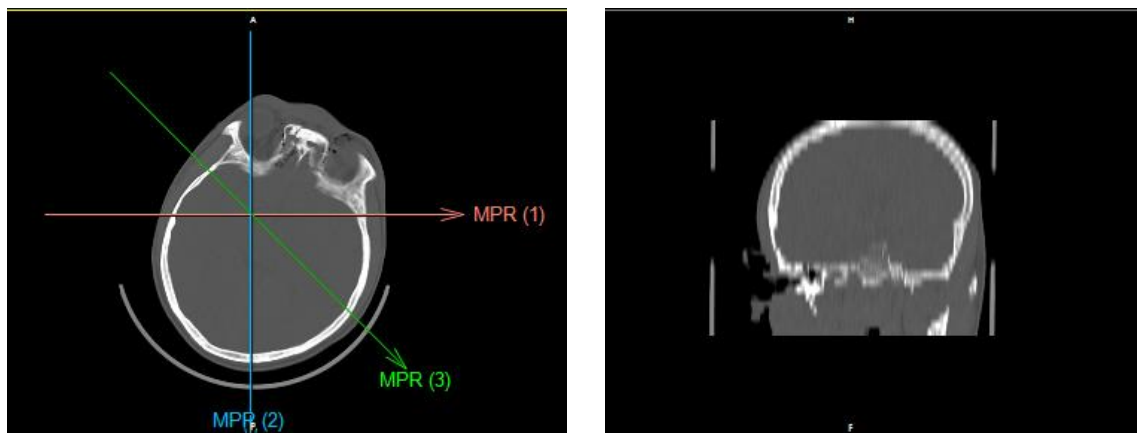
Hình 3.8: Dựng lát cắt với MPR (1)

- Hiện thị dựng lát cắt với MPR (2)



Hình 3.9: Dựng lát cắt với MPR (2)

- Hiện thị dựng lát cắt với MPR (3)



Hình 3.10: Dựng lát cắt với MPR (3)

KẾT LUẬN

Với nội dung đã trình bày cả về lý thuyết và thực nghiệm, những kết quả mà luận văn đã đạt được có thể tổng kết thành những phần chính sau:

1. Những kết quả đạt được

- Tìm hiểu khái quát về ảnh y tế, nguyên lý tạo ảnh và các chuẩn lưu trữ. Trình bày chi tiết về cấu trúc file ảnh DICOM được sử dụng trong ảnh y khoa.
- Hệ thống hóa được 4 kỹ thuật nội suy ảnh, nhận xét ưu, nhược điểm và ứng dụng của từng kỹ thuật trong việc hỗ trợ chẩn đoán hình ảnh.
- Cài đặt thực nghiệm hai kỹ thuật nội suy đại diện cho hai nhóm nghiên cứu chính trong nội suy lát cắt là nội suy dựa trên cường độ điểm ảnh và nội suy dựa trên đối tượng.
- Kết quả thực nghiệm được đánh giá, so sánh cho thấy nhóm kỹ thuật nội suy dựa trên đối tượng cho hình ảnh rõ nét hơn, khắc phục được vết mờ trên đường biên của kỹ thuật nội suy dựa trên cường độ.

2. Hướng mở rộng nghiên cứu

Độ chính xác của kỹ thuật nội suy lát cắt càng tăng thì việc ứng dụng kỹ thuật này vào quá trình tái cấu trúc mô hình 3D càng giống với thực tế. Điều này góp phần hỗ trợ tốt hơn trong quá trình chẩn đoán và điều trị cho bệnh nhân. Trong khi đó các thiết bị chẩn đoán hình ảnh càng hiện đại có giá thành càng cao, việc đầu tư rộng rãi các thiết bị này trong điều kiện nước ta là chưa khả thi. Do đó việc phát triển các hướng nghiên cứu nội suy lát cắt rất thiết thực và sát với thực tế. Chính vì vậy ngoài các kỹ thuật nội suy đã được trình bày trong luận văn, bài toán nội suy sinh lát cắt trung gian cần được tiếp tục nghiên cứu và phát triển.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

Tiếng Việt

[1] Lương Mạnh Bá, Nguyễn Thanh Thủy (1999), *Nhập môn xử lý ảnh*, NXB Khoa học kỹ thuật, Hà Nội.

[2] Phạm Việt Bình, Đỗ Năng Toàn (2008), *Xử lý ảnh*, NXB Khoa học kỹ thuật, Hà Nội.

Tiếng Anh

[3] A. Goshta by, D. A Turner, and L. V Ackerman, Jan. 1992, “Matching of tomographic slices for interpolation”, *IEEE Trans on medical imaging*, vol. 11, no. 4, pp. 507–16.

[4] B. Fischer and J. Modersitzki, Mar. 2004, “A unified approach to fast image registration and a new curvature based registration technique”, *Linear Algebra and its Applications*, vol. 380, pp. 107– 124.

[5] J. Modersitzki, Aug. 2004, *Numerical Methods for Image Registration (Numerical Mathematics and Scientific Computation)*, Oxford university press USA.

[6] J. Leng, G. Xu, and Y. Zhang, 2013, “Medical image interpolation based on multi-resolution registration”, *Computers & Mathematics with Applications*, vol. 66, no. 1, pp. 1–18.

[7] Rorbert G.Keys, 1981, “Cubic convolution interpolation for digital image processing”, *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. 29, no. 6, pp. 1153-1160.

[8] Thomas M. Lehmann, Claudia Gonner, Klaus Spitzer, November 1999, “Survey: Interpolation Methods in Medical Image Processing”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 18, no. 11.

[9] Zeyun Yu, Ahmadreza Baghaie, 2014, “Curvature-Based registration for slice interpolation of medical image ”, *Computational Modeling of Objects*

Presented in Images. Fundamentals, Methods, and Applications Lecture Notes in Computer Science , Springer, Volume 8641, pp 69-80.

Trang WEB

<http://chrisk91.me/2016/10/30/Pixels.html>

<http://prgmobileapps.com/AppUpdates/ors/Abstracts/abs1598.html>

<http://people.cas.sc.edu/rorden/dicom/index.html>

<https://vi.wikipedia.org/wiki/DICOM>

https://en.wikipedia.org/wiki/Nearest-neighbor_interpolation

https://en.wikipedia.org/wiki/Linear_interpolation

https://en.wikipedia.org/wiki/Bilinear_interpolation

PHỤ LỤC

1. Hàm hiển thị tập tin DICOM.

```

private void ReadAndDisplayDicomFile(string fileName,
string fileNameOnly)
{
    ddRe.DicomFileName = fileName;
    //MessageBox.Show(ddRe.DicomFileName);
    TypeOfDicomFile typeOfDicomFile =
ddRe.typeofDicomFile;

    if (typeOfDicomFile == TypeOfDicomFile.Dicom3File ||
        typeOfDicomFile ==
TypeOfDicomFile.DicomOldTypeFile)
    {
        imageWidth = ddRe.width;
        imageHeight = ddRe.height;
        bitDepth = ddRe.bitsAllocated;
        winCentre = ddRe.windowCentre;
        winWidth = ddRe.windowWidth;
        samplesPerPixel = ddRe.samplesPerPixel;
        signedImage = ddRe.signedImage;

        label1.Visible = true;
        label2.Visible = true;
        label3.Visible = true;
        label4.Visible = true;
        //bnSave.Enabled = true;
        //bnTags.Enabled = true;
        //bnResetWL.Enabled = true;
        label2.Text = imageWidth.ToString() + " X " +
imageHeight.ToString();
    }
}

```



```

if (samplesPerPixel == 1)
    label4.Text = bitDepth.ToString() + " bit";
else
    label4.Text = bitDepth.ToString() + " bit, " +
samplesPerPixel +
    " samples per pixel";
imagePanelControl.NewImage = true;
Text = "DICOM Image Viewer: " + fileNameOnly;

if (samplesPerPixel == 1 && bitDepth == 8)
{
    pixels8.Clear();
    pixels16.Clear();

    if (ddRe.signedImage)
        pixels24.Clear();
    ddRe.GetPixels8(ref pixels8);
    minPixelValue = pixels8.Min();
    maxPixelValue = pixels8.Max();

    if (ddRe.signedImage)
    {
        winCentre -= char.MinValue;
    }

    if (Math.Abs(winWidth) < 0.001)
    {
        winWidth = maxPixelValue - minPixelValue;
    }

    if ((winCentre == 0) ||

```

```
                (minPixelValue > winCentre) ||
(maxPixelValue < winCentre))
        {
            winCentre = (maxPixelValue +
minPixelValue) / 2;
        }

        imagePanelControl.SetParameters(ref pixels8,
imageWidth, imageHeight,
            winWidth, winCentre, samplesPerPixel,
true, this);
    }

    if (samplesPerPixel == 1 && bitDepth == 16)
    {
        pixels16.Clear();
        pixels8.Clear();
        pixels24.Clear();
        ddRe.GetPixels16(ref pixels16);
        minPixelValue = pixels16.Min();
        maxPixelValue = pixels16.Max();
        if (ddRe.signedImage)
        {
            winCentre -= short.MinValue;
        }

        if (Math.Abs(winWidth) < 0.001)
        {
            winWidth = maxPixelValue - minPixelValue;
        }
    }
}
```

```
        if ((winCentre == 0) ||
            (minPixelValue > winCentre) ||
(maxPixelValue < winCentre))
        {
            winCentre = (maxPixelValue +
minPixelValue) / 2;
        }

        imagePanelControl.Signed16Image =
ddRe.signedImage;
        imagePanelControl.SetParameters(ref pixels16,
imageWidth, imageHeight,
            winWidth, winCentre, true, this);
    }

    if (samplesPerPixel == 3 && bitDepth == 8)
    {
        // This is an RGB colour image
        pixels8.Clear();
        pixels16.Clear();
        pixels24.Clear();
        ddRe.GetPixels24(ref pixels24);
        imagePanelControl.SetParameters(ref pixels24,
imageWidth, imageHeight,
            winWidth, winCentre, samplesPerPixel,
true, this);
    }
}
else
{
```

```

        if (typeofDicomFile ==
TypeOfDicomFile.DicomUnknownTransferSyntax)
        {
            MessageBox.Show("Sorry, I can't read a DICOM
file with this Transfer Syntax.",
                "Warning", MessageBoxButtons.OK,
MessageBoxIcon.Warning);
        }
        else
        {
            MessageBox.Show("Sorry, I can't open this
file. " +
                "This file does not appear to contain a
DICOM image.",
                "Error", MessageBoxButtons.OK,
MessageBoxIcon.Error);
        }
        Text = "DICOM Image Viewer: ";
        // Show a plain grayscale image instead
        pixels8.Clear();
        pixels16.Clear();
        pixels24.Clear();
        samplesPerPixel = 1;

        imageWidth = imagePanelControl.Width - 25;
        imageHeight = imagePanelControl.Height - 25;
        int iNoPix = imageWidth * imageHeight;

        for (int i = 0; i < iNoPix; ++i)
        {
            pixels8.Add(240);

```

```

    }
    winWidth = 256;
    winCentre = 127;
    imagePanelControl.SetParameters(ref pixels8,
imageWidth, imageHeight,
        winWidth, winCentre, samplesPerPixel, true,
this);

    imagePanelControl.Invalidate();
    label1.Visible = false;
    label2.Visible = false;
    label3.Visible = false;
    label4.Visible = false;
    //bnSave.Enabled = false;
    //bnTags.Enabled = false;
    //bnResetWL.Enabled = false;
}
}

```

2. Hàm tính lát cắt nội suy theo kỹ thuật nội suy tuyến tính

```

private void btPolation_Click(object sender, EventArgs e)
{
    int i;
    imagePanelControl2.NewImage = true;

    if ((imageOpened1 == true) && (imageOpened == true ))
    {

        if (samplesPerPixel == 1 && bitDepth == 8)
        {

            List<byte> px8Ta = ddTa.pixels8;
            List<byte> px8Re = ddRe.pixels8;

```

```

List<byte> px8 = new List<byte>();

for (i = 0; i < px8Ta.Count; i++)
{
    byte pi = (byte)((px8Ta[i] + px8Re[i]) /
2);

    px8.Add(pi);
}
minPixelValue = px8.Min();
maxPixelValue = px8.Max();

if (ddTa.signedImage)
{
    winCentre -= char.MinValue;
}

if (Math.Abs(winWidth) < 0.001)
{
    winWidth = maxPixelValue - minPixelValue;
}

if ((winCentre == 0) ||
    (minPixelValue > winCentre) ||
(maxPixelValue < winCentre))
{
    winCentre = (maxPixelValue +
minPixelValue) / 2;
}

```

```

        imagePanelControl2.SetParameters(ref px8,
imageWidth, imageHeight,
        winWidth, winCentre, samplesPerPixel,
true, this);
    }

    if (samplesPerPixel == 1 && bitDepth == 16)
    {

        List<ushort> px16Ta = ddTa.pixels16;
        List<ushort> px16Re = ddRe.pixels16;

        pxPo16 = new List<ushort>();

        for (i = 0; i < px16Re.Count; i++)
        {
            ushort pi = (ushort)((px16Re[i] +
px16Ta[i]) / 2);

            pxPo16.Add(pi);
        }

        minPixelValue = pxPo16.Min();
        maxPixelValue = pxPo16.Max();

        if (ddTa.signedImage)
        {
            winCentre -= short.MinValue;
        }

        if (Math.Abs(winWidth) < 0.001)
        {

```

```

        winWidth = maxPixelValue - minPixelValue;
    }

    if ((winCentre == 0) ||
        (minPixelValue > winCentre) ||
(maxPixelValue < winCentre))
    {
        winCentre = (maxPixelValue +
minPixelValue) / 2;
    }
    imagePanelControl2.Signed16Image =
ddTa.signedImage;
    imagePanelControl2.SetParameters(ref pxPo16,
imageWidth, imageHeight,
        winWidth, winCentre, true, this);
}

if (samplesPerPixel == 3 && bitDepth == 8)
{
    // This is an RGB colour image

    List<byte> px24Ta = ddTa.pixels24;
    List<byte> px24Re = ddRe.pixels24;
    List<byte> px24 = new List<byte>();

    for (i = 0; i < px24Re.Count; i++)
    {
        byte pi = (byte)((px24Re[i] + px24Ta[i]) /
2);
        px24.Add(pi);
    }
}

```



```

        imagePanelControl2.SetParameters(ref px24,
imageWidth, imageHeight,
        winWidth, winCentre, samplesPerPixel,
true, this);
    }
}
}

```

3. Hàm tính lát cắt nội suy theo kỹ thuật nội suy lát cắt dựa trên cải tiến phép hợp nhất biến dạng cong

```

private void btnRes_Click(object sender, EventArgs e)
{
    imageWidth = ddRe.width;
    imageHeight = ddRe.height;
    bitDepth = ddRe.bitsAllocated;
    winCentre = ddRe.windowCentre;
    winWidth = ddRe.windowWidth;
    samplesPerPixel = ddRe.samplesPerPixel;
    signedImage = ddRe.signedImage;

    label1.Visible = true;
    label2.Visible = true;
    label3.Visible = true;
    label4.Visible = true;
    //bnSave.Enabled = true;
    //bnTags.Enabled = true;
    //bnResetWL.Enabled = true;
    //label2.Text = imageWidth.ToString() + " X " +
imageHeight.ToString();
    //if (samplesPerPixel == 1)
    //    label4.Text = bitDepth.ToString() + " bit";
}

```

```

//else
//    label4.Text = bitDepth.ToString() + " bit, " +
samplesPerPixel +
//        " samples per pixel";

imagePanelControl3.NewImage = true;

//pixels16.Clear();
//pixels8.Clear();
//pixels24.Clear();
//ddRe.GetPixels16(ref pixels16);
List<ushort> px16Ta = ddTa.pixels16;
List<ushort> px16Re = ddRe.pixels16;

px16 = new List<ushort>();
for (int i = 0; i < px16Re.Count; i++)
{
    double p = 0.7;
    ushort pi = (ushort)(px16Re[i]*p + (1-
p)*px16Ta[i]);
    px16.Add(pi);
}

minPixelValue = px16.Min();
maxPixelValue = px16.Max();

if (ddRe.signedImage)
{
    winCentre -= short.MinValue;
}
if (Math.Abs(winWidth) < 0.001)

```

```
{
    winWidth = maxPixelValue - minPixelValue;
}

if ((winCentre == 0) ||
    (minPixelValue > winCentre) || (maxPixelValue <
winCentre))
{
    winCentre = (maxPixelValue + minPixelValue) / 2;
}
imagePanelControl3.Signed16Image = ddRe.signedImage;
imagePanelControl3.SetParameters(ref px16, imageWidth,
imageHeight,
    winWidth, winCentre, true, this);
}
```