

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO
TRƯỜNG ĐẠI HỌC DÂN LẬP HẢI PHÒNG
-----o0o-----



ĐỒ ÁN TỐT NGHIỆP

Ngành công nghệ thông tin

HẢI PHÒNG - 2012

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO
TRƯỜNG ĐẠI HỌC DÂN LẬP HẢI PHÒNG
-----oOo-----

TÌM HIỂU PHƯƠNG PHÁP PHÂN ĐOẠN ẢNH Y HỌC

ĐỒ ÁN TỐT NGHIỆP ĐẠI HỌC HỆ CHÍNH QUY
Ngành: Công nghệ Thông tin

HẢI PHÒNG - 2012

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO
TRƯỜNG ĐẠI HỌC DÂN LẬP HẢI PHÒNG
-----o0o-----

TÌM HIỂU PHƯƠNG PHÁP PHÂN ĐOẠN ẢNH Y HỌC

ĐỒ ÁN TỐT NGHIỆP ĐẠI HỌC HỆ CHÍNH QUY

Ngành: Công nghệ Thông tin

Sinh viên thực hiện: Ngô Huy Chương

Giáo viên hướng dẫn: PGS. TS. Ngô Quốc Tạo

Mã số sinh viên: 121412

HẢI PHÒNG - 2012

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO CỘNG HÒA XÃ HỘI CHỦ NGHĨA VIỆT NAM
TRƯỜNG ĐẠI HỌC DÂN LẬP HẢI PHÒNG *Độc lập – Tự do – Hạnh phúc*

-----o0o-----

NHIỆM VỤ THIẾT KẾ TỐT NGHIỆP

Sinh viên: Ngô Huy Chương

Mã số sinh viên: 121412

Lớp: CT1201

Ngành: Công nghệ Thông tin

Tên đề tài: Tìm hiểu phương pháp phân đoạn ảnh y học

NHIỆM VỤ ĐỀ TÀI

1. Nội dung và các yêu cầu cần giải quyết trong nhiệm vụ đề tài tốt nghiệp

a. Nội dung:

- Tổng quan về xử lý ảnh và ảnh Y học. Mục đích giới thiệu các giai đoạn cơ bản trong xử lý ảnh.
- Chẩn đoán Y học
- Một số kỹ thuật phân đoạn ảnh Y học.
- Xây dựng chương trình thử nghiệm.

b. Các yêu cầu cần giải quyết

2. Các số liệu cần thiết để thiết kế, tính toán

3. Địa điểm thực tập

CÁN BỘ HƯỚNG DẪN ĐỀ TÀI TỐT NGHIỆP

Người hướng dẫn thứ nhất:

Họ và tên: Ngô Quốc Tạo

Học hàm, học vị: Phó giáo sư, Tiến sĩ

Cơ quan công tác: Viện Công nghệ thông tin, Viện Khoa học và Công nghệ Việt Nam.

Nội dung hướng dẫn:

Phân đoạn ảnh dựa trên phương pháp phát hiện biên

Người hướng dẫn thứ hai:

Họ và tên:

Học hàm, học vị:

Cơ quan công tác:

Nội dung hướng dẫn:

Đề tài tốt nghiệp được giao ngày 27 tháng 08 năm 2012

Yêu cầu phải hoàn thành trước ngày 30 tháng 11 năm 2012

Đã nhận nhiệm vụ: Đ.T.T.N

Sinh viên

Đã nhận nhiệm vụ: Đ.T.T.N

Cán bộ hướng dẫn Đ.T.T.N

Hải phòng, ngày.....tháng.....năm 2012

HIỆU TRƯỞNG

GS.TS.NGŨT Trần Hữu Nghị

PHẦN NHẬN XÉT TÓM TẮT CỦA CÁN BỘ HƯỚNG DẪN

1. Tinh thần thái độ của sinh viên trong quá trình làm đề tài tốt nghiệp:

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

2. Đánh giá chất lượng của đề tài tốt nghiệp (so với nội dung yêu cầu đã đề ra trong nhiệm vụ đề tài tốt nghiệp)

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

3. Cho điểm của cán bộ hướng dẫn:
(Điểm ghi bằng số và chữ)

.....

Ngày.....tháng.....năm 2012

Cán bộ hướng dẫn chính
(Ký, ghi rõ họ tên)

**PHẦN NHẬN XÉT ĐÁNH GIÁ CỦA CÁN BỘ CHẤM PHẢN BIỆN ĐỀ
TÀI TỐT NGHIỆP**

1. Đánh giá chất lượng đề tài tốt nghiệp (về các mặt như cơ sở lý luận, thuyết minh chương trình, giá trị thực tế,...)

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

2. Cho điểm của cán bộ phản biện
(Điểm ghi bằng số và chữ)

.....

Ngày.....tháng.....năm 2012
Cán bộ chấm phản biện
(Ký, ghi rõ họ tên)

LỜI CẢM ƠN

Để hoàn thành đề án này, em xin tỏ lòng biết ơn sâu sắc đến PGS.TS. Ngô Quốc Tạo, đã tận tình hướng dẫn em trong suốt quá trình làm đề án tốt nghiệp.

Em cũng xin chân thành cảm ơn quý Thầy, Cô trong khoa Công Nghệ Thông Tin trường Đại Học Dân Lập Hải Phòng đã tận tình truyền đạt kiến thức trong suốt những năm em học tập tại trường. Với vốn kiến thức được tiếp thu trong quá trình học không chỉ là nền tảng cho quá trình nghiên cứu đề án mà còn là hành trang quý báu để em bước vào đời một cách vững chắc và tự tin.

Em cũng thâm biết ơn sự ủng hộ của gia đình, bạn bè – những người thân yêu luôn là chỗ dựa vững chắc cho em.

Cuối cùng, em xin kính chúc quý Thầy, Cô và gia đình dồi dào sức khỏe và thành công trong sự nghiệp cao quý.

Hải Phòng, ngày 21 tháng 11 năm 2012

Sinh viên thực hiện

Ngô Huy Chương

MỤC LỤC

CHƯƠNG I: GIỚI THIỆU VỀ XỬ LÝ ẢNH, ẢNH Y HỌC VÀ CHẨN ĐOÁN Y HỌC	8
I. TỔNG QUAN VỀ XỬ LÝ ẢNH	9
1. Giới thiệu về xử lý ảnh.....	9
2. Quá trình xử lý ảnh.	9
3. Một số khái niệm cơ bản.	11
3.1. Điểm ảnh - Pixel	11
3.2. Mức xám - Gray level	11
3.3. Biên.	12
3.4. Láng giềng.....	12
3.5. Vùng liên thông.....	12
3.6. Biểu diễn ảnh.	12
3.7. Tăng cường và khôi phục ảnh.	12
3.8. Biến đổi ảnh.	13
3.9. Phân tích ảnh.	13
3.10. Nhận dạng ảnh.....	13
3.11. Nén ảnh.	13
4. Các định dạng cơ bản trong xử lý ảnh.....	13
II. ẢNH Y HỌC	14
1. Giới thiệu.	14
1.1. Chẩn đoán dựa trên hình ảnh.	14
1.2. Một số các chuẩn hình ảnh ứng dụng trong y tế.	15
1.3. Trợ giúp chẩn đoán, điều trị và đào tạo chính hình từ xa cho tuyến trước.....	16
2. Chuẩn PACS.	16
2.1. Giới thiệu chung.....	16
2.2. Kỹ thuật Web.	18
3. Chuẩn DICOM.....	19
3.1. DICOM	19
3.2. Chuẩn DICOM.....	19
3.2.1. Giới thiệu chung.....	19
3.2.2. Chuẩn DICOM.....	20
III. CHẨN ĐOÁN Y HỌC.	24
1. Một số kiến thức cơ bản.....	24

1.1.Nguyên lý tạo hình.....	24
1.2.Tạo hình.	24
1.3.Trị số đậm độ	25
1.4.Thay đổi đậm độ	26
1.5.Độ dày lát cắt và khoảng cách lát cắt.....	26
1.6. Hình định vị	27
2.Chẩn đoán hình ảnh.....	27
2.1. X- Quang chẩn thương sọ não.....	27
2.2. X- quang giải phẫu tuyến vú	31
3. Tiêu chuẩn đánh giá độ chính xác.....	33
3.1: Độ nhạy (sensitivity).....	33
3.2: Độ đặc trung(specificity)	33
3.3: Tỷ lệ vùng bệnh được phân lớp đúng	34
3. 4. Tỷ lệ vùng bình thường được phân lớp đúng.....	34
CHƯƠNG II: MỘT SỐ PHƯƠNG PHÁP PHÂN ĐOẠN ẢNH Y HỌC	34
I.TỔNG QUAN VỀ PHÂN ĐOẠN ẢNH.	34
II.MỘT SỐ PHƯƠNG PHÁP PHÂN ĐOẠN ẢNH Y HỌC.....	35
1. Phân đoạn dựa vào ngưỡng biên độ	35
1.1. Giới thiệu	35
1.2.Chọn ngưỡng cố định.....	36
1.3.Chọn ngưỡng dựa trên lược đồ (Histogram).....	36
1.3.1.Thuật toán đẳng liệ.....	36
1.3.2.Thuật toán đối xứng nền	37
1.3.3.Thuật toán tam giác.....	37
1.3.4. Chọn ngưỡng đối với Bimodal Histogram.....	38
2. Phân đoạn dựa trên cơ sở vùng	39
2.1: Giới thiệu	39
2.2. Cộng thức cơ bản	39
2.3. Tăng vùng	40
2.4. Chia và chọn vùng.....	41
3. Phân đoạn theo miền đồng nhất	43
3.1. Giới thiệu.	43
3.2. Phương pháp tách cây tứ phân.	44
3.3. Phương pháp phân vùng hợp.....	45

3.4. Phương pháp tách hợp (Split- Meger).....	46
4. Phân đoạn ảnh dựa vào đồ thị.....	46
4.1. Giới thiệu.....	47
4.2. Phân đoạn dựa vào đồ thị.....	47
4.3. Tính chất của so sánh cặp miền.....	48
4.4. Thuật toán và các tính chất.....	49
4.3.1. Định nghĩa.....	49
4.3.2. Định nghĩa 2.....	49
4.3.3. Tính chất.....	49
4.3.4. Thuật toán.....	50
CHƯƠNG III: CÀI ĐẶT CHƯƠNG TRÌNH THỬ NGHIỆM.....	51
1. Giới thiệu bài toán.....	51
2. Giao diện chính của chương trình.....	51
Tài liệu tham khảo.....	53
Tài liệu Tiếng Việt.....	53
Tài liệu Tiếng Anh.....	53
PHỤ LỤC A: BỆNH HỌC.....	54
A.1 Tụ máu (lưới màng cứng (Subdural Hematoma/SDH).....	54
A.2 Tụ máu ngoài màng cứng (Epidural Hematoma/EDH).....	54
A.3 Xuất huyết khoang dưới nhện (subarachnoid hemorrhage).....	55
A.4 Xuất huyết trong não thất (intraventricular hemorrhage).....	56
A.5 Tụ máu trong não (intracerebral hematoma).....	57
PHỤ LỤC B: MỘT SỐ HÌNH ẢNH MINH HỌA GIẢI PHẪU CT NÃO.....	57

DANH MỤC CÁC KÝ HIỆU, CHỮ VIẾT TẮT

TT	Tên viết tắt	Tên tiếng anh	Định nghĩa
1.	PACS	Picture Archiving and Communication System	Hệ thống lưu trữ và truyền ảnh
2.	DICOM	Digital imaging and Communicationsin Medicine	Số hóa và truyền ảnh y tế
3.	www	World Wide Web	Mạng toàn cầu
4.	HTTP	Hypertext Transfer Protocol	Giao thức truyền văn bản siêu liên kết
5.	CT	ComputedTomography Scanner	Chụp cắt lớp điện toán
6.	HU	Hounsfield	Đậm độ

DANH MỤC CÁC HÌNH VẼ

- Hình 1.1 : Quá trình xử lý ảnh
- Hình 1.2: Quá trình xử lý ảnh
- Hình 1.3: Một số hình ảnh y học
- Hình 1.4: Mô hình PACS
- Hình 1.5: Kiến trúc PACS điển hình cho hiển thị ảnh dựa trên Web
- Hình 1.6: Cấu tạo Data Set
- Hình 1.8: Phần tử thể tích(voxel)
- Hình 1.9: Hình định vị(topogram)
- Hình 1.10: Cấu trúc liên quan sọ - màng não – nhu mô não
- Hình 1.11: Tổn thương phần mềm hộp sọ
- Hình 1.12: Tổn thương xương hộp sọ
- Hình 1.13: Tụ máu ngoài màng cứng
- Hình 1.14: Tụ máu dưới màng cứng
- Hình 1.15: Tụ máu dưới màng cứng mãn
- Hình 1.16: Tuyến vú
- Hình 1.17: Đánh giá mật độ tuyến vú
- Hình 1.18: Độ đặc của tuyến vú
- Hình 1.19: Phân vùng tuyến vú
- Hình 2.1: Minh họa thuật toán đối xứng nền
- Hình 2.2: Minh họa thuật toán tam giác
- Hình 2.3: Bimodal Histogram
- Hình 2.4: Tăng vùng
- Hình 2.5: Histogram của 3.4
- Hình 2.6: a, Hình được chia cắt ; b, Cây quan hệ tương ứng
- Hình 2.7: Kết quả sau khi phân ngưỡng
- Hình 2.8: Minh họa thuật toán cây tứ phân
- Hình 2.9: Nhận dạng các vùng ảnh
- Hình 3.1: Giao diện chương trình 1

Hình 3.2: Giao diện chương trình 2

Hình A.1: Tụ máu dưới màng cứng

Hình A.2: Tụ máu ngoài màng cứng

Hình A.3: Xuất huyết khoang dưới nhện

Hình A.4: Xuất huyết trong não thất

Hình A.5: Tụ máu trong não

Hình B.1: Minh họa giải phẫu CT não

Hình B.2 : Minh họa giải phẫu CT não

Hình B.3: Giải phẫu CT não đơn giản

Hình B.4: Giải phẫu CT não đơn giản

Hình B.5: Giải phẫu CT não đơn giản

Hình B.6: Giải phẫu CT não đơn giản

Hình B.7: Giải phẫu CT não đơn giản

MỞ ĐẦU

Những năm gần đây việc xử lý ảnh số ngày càng được nhiều người quan tâm, một phần là do sự phát triển nhanh chóng của các thiết bị đồ họa cũng như dung lượng của các thiết bị lưu trữ ngày càng tăng nhanh. Đó cũng chính là những nhân tố tích cực thúc đẩy nghiên cứu các ứng dụng thực tế từ công nghệ xử lý ảnh.

Trong xã hội loài người, ngôn ngữ là một phương tiện trao đổi thông tin phổ biến trong quá trình giao tiếp. Bên cạnh ngôn ngữ, hình ảnh cũng là một cách trao đổi thông tin mang tính chính xác, biểu cảm khá cao và đặc biệt không bị cảm giác chủ quan của đối tượng giao tiếp chi phối. Thông tin trên hình ảnh rất phong phú, đa dạng và có thể xử lý bằng máy tính. Chính vì vậy, trong những năm gần đây sự kết hợp giữa ảnh và đồ họa đã trở nên rất chặt chẽ trong lĩnh vực xử lý thông tin.

Phương pháp biến đổi ảnh được sử dụng trong việc xử lý các ảnh chụp từ không trung (chương trình đo đạc từ máy bay, vệ tinh và từ các ảnh vũ trụ) hoặc xử lý các ảnh trong Y học (ảnh siêu âm, ảnh chụp Cát lát, vv...)- Một ứng dụng khác của biến đổi ảnh đó là mã hóa ảnh, trong đó các ảnh được xử lý để lưu trữ hoặc truyền đi. Đặc biệt đối với ảnh Y học thường chụp các bộ phận bên trong cơ thể người bằng các thiết bị chuyên dụng như máy X-Quang chụp hộp sọ, máy chụp cắt lớp vi tính, máy chụp cộng hưởng từ, máy chụp mạch não..nên ảnh thường không rõ, không sắc nét...gây khó khăn cho các chuyên gia y học trong việc chẩn đoán bệnh. Mặc dù các thiết bị y tế với công nghệ ngày càng nâng cao để hỗ trợ cho các chuyên gia y tế phân tích và xử lý thông tin từ ảnh nhưng vấn đề đặt ra cần phải giải quyết song song là việc nâng cao chất lượng ảnh, đây là một khâu quan trọng được coi là bước tiền xử lý cho bước tiếp theo là phân đoạn ảnh y học.

Các phương pháp nhận dạng ảnh được sử dụng trong Y học như xử lý tế bào, nhiễm sắc thể. Thực chất của công việc nhận dạng chính là sự phân loại đối tượng thành các lớp đối tượng đã biết hoặc thành những lớp đối tượng chưa biết. Bài toán nhận dạng ảnh Y học là một bài toán có rất nhiều ý nghĩa thực tiễn và ta có thể thấy rằng để công việc nhận dạng trở nên dễ dàng thì ảnh phải được tách thành các đối tượng riêng biệt, đây là mục đích chính của bài toán phân đoạn ảnh. Nếu phân đoạn ảnh không tốt sẽ dẫn đến sai lầm trong quá trình nhận dạng ảnh, bởi vậy công đoạn phân đoạn ảnh là quá trình then chốt trong quá trình xử lý ảnh nói chung.

Chính vì những lý do trên mà em mong muốn tìm hiểu, đánh giá các phương pháp đã có để đi tìm lời giải cho bài toán đã nêu trên chính là nội dung của đề tài “Tìm hiểu phương pháp phân đoạn ảnh trong Y học” mà em nghiên cứu. Trên cơ sở các nghiên cứu đó, em thử nghiệm một phương pháp cụ thể để xây dựng một chương trình phân đoạn ảnh

Ngoài phần mở đầu và kết luận, đồ án được chia làm 3 chương, cụ thể nội dung các chương như sau:

-Chương I: Giới thiệu về xử lý ảnh, ảnh Y học và chẩn đoán Y học.

-Chương II: Một số kỹ thuật phân đoạn ảnh Y học. ứng dụng trong phân đoạn ảnh.

-Chương III: Xây dựng chương trình thử nghiệm

Khi viết báo cáo này em đã cố gắng hết sức để hoàn thành công việc được giao, song điều kiện thời gian và năng lực còn hạn chế nên không tránh khỏi thiếu sót. Em mong nhận được sự góp ý của thầy giáo hướng dẫn, thầy cô giáo trong khoa Công nghệ thông tin để em có được những kinh nghiệm thực tế và bổ ích để sau này có thể xây dựng được một chương trình hoàn thiện hơn.

CHƯƠNG I: GIỚI THIỆU VỀ XỬ LÝ ẢNH, ẢNH Y HỌC VÀ CHẨN ĐOÁN Y HỌC

Xử lý ảnh ngày nay đã trở thành một ngành khoa học lớn và có mặt trong nhiều lĩnh vực của cuộc sống. Điều này hoàn toàn có thể lý giải được từ một định nghĩa đơn giản về ngành khoa học này: Xử lý ảnh là ngành khoa học nghiên cứu các quá trình xử lý thông tin dạng hình ảnh, mà hình ảnh là một trong những dạng thông tin phong phú nhất đối với chúng ta. Trong quá trình xử lý ảnh bước quan trọng nhất và cũng là khó khăn nhất là bước phân đoạn ảnh. Phân đoạn nhằm mục đích phân tách các đối tượng cấu thành nên ảnh thô để có thể sử dụng cho các ứng dụng về sau.

I. TỔNG QUAN VỀ XỬ LÝ ẢNH

1. Giới thiệu về xử lý ảnh

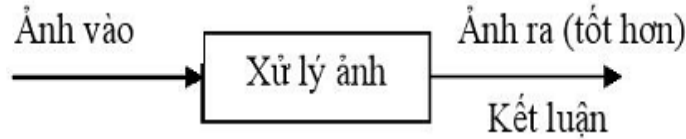
Xử lý ảnh là một lĩnh vực mang tính khoa học và công nghệ. Nó là một ngành khoa học mới mẻ so với nhiều ngành khoa học khác nhưng tốc độ phát triển, của nó rất nhanh, kích thích các trang tâm nghiên cứu, ứng dụng, đặc biệt là máy tính chuyên dụng riêng cho nó.

Các phương pháp xử lý ảnh bắt đầu từ các ứng dụng chính: nâng cao chất lượng ảnh, phân đoạn ảnh và phân tích ảnh. Ứng dụng đầu tiên được biết đến là nâng cao chất lượng ảnh báo được truyền qua cáp từ Luân Đôn đến New York từ những năm 1920. Vấn đề nâng cao chất lượng ảnh có liên quan tới phân bố mức sáng và độ phân giải của ảnh. Việc nâng gao chất lượng ảnh được phát triển vào khoảng những năm 1955. Điều này có thể giải thích được vì sau thế chiến thứ hai, máy tính phát triển nhanh tạo điều kiện cho quá trình xử lý ảnh số thuận, lợi. Năm 1964, máy tính đã có khả năng xử lý và nâng cao chất lượng ảnh từ mặt trăng và vệ tinh Ranger 7 của Mỹ bao gồm: làm nổi đường biên, lưu ảnh. Từ năm 1964 đến nay, các phương tiện xử lý, nâng cao chất lượng, phân đoạn, ảnh, nhận dạng ảnh phát triển không ngừng.

Để dễ tưởng tượng, xét các bước cần thiết trong xử lý ảnh. Đầu tiên, ảnh tự nhiên từ thế giới ngoài được thu nhận qua các thiết bị thu (như Camera, máy chụp ảnh). Trước đây, ảnh thu qua Camera là các ảnh tương tự (loại Camera ống kính CCIR). Gần đây, với sự phát triển, của công nghệ, ảnh màu hoặc đen trắng được lấy ra từ Camera, sau đó nó được chuyển trực tiếp thành ảnh số tạo thuận lợi cho xử lý tiếp theo. (Máy ảnh số hiện nay là một thí dụ gần gũi). Mặt khác, ảnh cũng có thể tiếp nhận từ vệ tinh, có thể quét từ ảnh chụp bằng máy quét ảnh.

2. Quá trình xử lý ảnh.

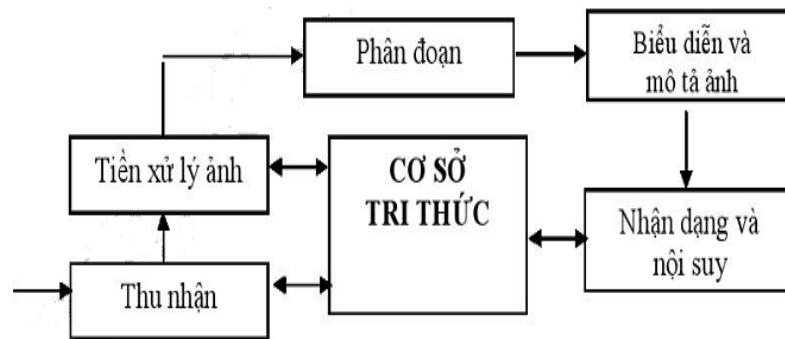
Quá trình xử lý ảnh được xem như là quá trình thao tác ảnh đầu vào nhằm cho ra kết quả mong muốn. Kết quả đầu ra của một quá trình xử lý ảnh có thể là một ảnh “ tốt hơn” hoặc một kết luận.



Hình 1.1: Quá trình xử lý ảnh

Ảnh trong xử lý ảnh có thể xem như ảnh n chiều. Bởi vì, ảnh có thể xem là tập hợp các điểm ảnh. Trong đó, mỗi điểm ảnh được xem như là đặc trưng cường độ sáng hay một dấu hiệu nào đó tại một vị trí nào đó của đối tượng trong không gian và do đó nó có thể xem như một hàm n biến $P(c_1, c_2, \dots, c_n)$.

Quá trình xử lý ảnh có thể được mô tả bằng Sơ đồ sau:



Hình 1.2: quá trình xử lý ảnh

Thu nhận ảnh: Đây là công đoạn đầu tiên mang tính quyết định đối với quá trình xử lý ảnh. Ảnh đầu vào sẽ được thu nhận qua các thiết bị như camera, sensor, máy quét... và sau đó các tín hiệu này sẽ được số hóa. Các thông số quan trọng ở bước này là độ phân giải, chất lượng màu, dung lượng bộ nhớ và tốc độ thu nhận ảnh của các thiết bị.

Tiền xử lý: ở bước này ảnh sẽ được cải thiện về độ tương phản, khử nhiễu, khử bóng, khử độ lệch, vv... với mục đích làm cho chất lượng ảnh trở nên tốt hơn và thường được thực hiện bởi các bộ lọc.

Phân đoạn ảnh: Phân đoạn ảnh là bước then chốt trong xử lý ảnh, giai đoạn này nhằm phân tích ảnh thành những thành phần có cùng tính chất nào đó, dựa theo biên hay các vùng liên thông. Tiêu chuẩn để xác định các vùng liên thông có thể là cùng màu, cùng mức xám hay cùng độ nhám. Mục đích của phân đoạn ảnh là để có một miêu tả tổng hợp từ nhiều phần tử khác nhau cấu tạo nên ảnh thô. Vì lượng thông tin chứa trong ảnh rất lớn, trong khi đó trong đa số các ứng dụng chúng ta chỉ cần trích chọn một vài đặc trưng nào đó, do vậy cần có một quá trình để giảm lượng thông tin không lờ ấy. Quá trình này bao gồm phân vùng ảnh và trích chọn đặc tính chủ yếu.

Biểu diễn và mô tả ảnh: Kết quả của bước phân đoạn ảnh thường được cho dưới dạng dữ liệu điểm ảnh thô, trong đó hàm chứa biên của một vùng ảnh, hoặc tập hợp các điểm ảnh thuộc về chính vùng ảnh đó. Trong cả hai trường hợp sự chuyển đổi dữ liệu

thô này thành một dạng thích hợp hơn cho việc xử lý trong máy tính là rất cần thiết. Để chuyển đổi chúng, câu hỏi đầu tiên cần phải trả lời là nên biểu diễn một vùng ảnh dưới dạng biên hay dưới dạng một vùng hoàn chỉnh gồm tất cả những điểm ảnh thuộc về nó. Biểu diễn dạng biên cho một vùng phù hợp với những ứng dụng chỉ quan tâm chủ yếu đến các đặc trưng hình dạng bên ngoài của đối tượng, ví dụ như các góc cạnh và điểm uốn trên biên. Biểu diễn dạng vùng lại thích hợp cho những ứng dụng khai thác các tính chất bên trong của đối tượng, ví dụ như vân ảnh hay cấu trúc xương của nó. Sự chọn lựa cách biểu diễn thích hợp cho một vùng ảnh chỉ mới là một phần trong việc chuyển đổi dữ liệu ảnh thô sang một dạng thích hợp hơn cho những xử lý về sau. Chúng ta còn phải đưa ra một phương pháp mô tả dữ liệu đã được chuyển đổi đó sao cho những tính chất cần quan tâm đến sẽ được làm nổi bật lên, thuận tiện cho việc xử lý chúng.

Nhận dạng và nội suy: Đây là bước cuối cùng trong quá trình xử lý ảnh. Nhận dạng ảnh có thể được nhìn nhận một cách đơn giản là việc gán nhãn cho các đối tượng trong ảnh. Nội suy là công đoạn gán nghĩa cho một tập các đối tượng đã được nhận biết.

Chúng ta có thể thấy rằng, không phải bất kỳ một ứng dụng xử lý ảnh nào cũng bắt buộc phải tuân theo các bước xử lý đã nêu ở trên, ví dụ như các ứng dụng chỉnh sửa ảnh nghệ thuật chỉ dừng lại ở bước tiền xử lý. Một cách tổng quát thì những chức năng xử lý bao gồm cả nhận dạng và nội suy thường chỉ có mặt trong hệ thống phân tích ảnh tự động hoặc bán tự động, được dùng để rút trích ra những thông tin quan trọng từ ảnh, ví dụ như các ứng dụng nhận dạng kí tự quang học, nhận dạng chữ viết tay.

3. Một số khái niệm cơ bản.

3.1. Điểm ảnh - Pixel

Ảnh trong thực tế là một ảnh liên tục về không gian và về giá trị độ sáng. Để có thể xử lý ảnh bằng máy tính cần phải tiến hành số hoá ảnh. Trong quá trình số hoá, người ta biến đổi tín hiệu liên tục sang tín hiệu rời rạc thông qua quá trình lấy mẫu (lời rạc hoá về không gian) và lượng hoá thành phần giá trị mà về nguyên tắc bằng mắt thường không phân biệt được hai điểm kề nhau. Trong quá trình này người ta sử dụng khái niệm **Picture element** mà ta quen gọi là Pixel –điểm ảnh. Điểm ảnh được xem như là dấu hiệu hay cường độ sáng tại một tọa độ trong không gian của đối tượng. Như vậy, một ảnh, là một tập hợp các Pixel.

3.2. Mức xám - Gray level

Mức xám là kết quả của sự mã hóa tương ứng một cường độ sáng của mỗi điểm ảnh với một giá trị sáng, kết quả của quá trình lượng tử hóa. Cách mã hóa kinh điển thường dùng là 16, 32 hay 64 mức. Phổ dụng nhất là mã hóa ở mức 256, ở mức này mỗi Pixel sẽ được mã hóa bởi 8 bit.

3.3. Biên.

Biên là một đặc tính rất quan trọng của đối tượng trong ảnh, nhờ vào biên mà chúng ta phân biệt được đối tượng này với đối tượng kia. Một điểm ảnh có thể gọi là điểm biên nếu ở đó có sự thay đổi đột ngột về mức xám. Tập hợp các điểm biên gọi là biên hay còn gọi là đường bao ảnh.

3.4. Láng giềng.

Trong xử lý ảnh có một khái niệm rất quan trọng, đó là khái niệm láng giềng, có hai loại láng giềng: 4 láng giềng và 8 láng giềng.

4 láng giềng của một điểm (x,y) là một tập hợp bao gồm láng giềng dọc và láng giềng ngang của nó:

$$N4((x,y)) = \{(x+1,y), (x-1,y), (x,y+1), (x,y-1)\} \quad (1.1)$$

8 láng giềng của (x,y) là một tập cha của 4 láng giềng và bao gồm láng giềng ngang, dọc và chéo:

$$N8((x,y)) = N4((x,y)) \cup \{(x+1,y+1), (x-1,y-1), (x+1,y-1), (x-1,y+1)\} \quad (1.2)$$

3.5. Vùng liên thông.

Một vùng R được gọi là liên thông nếu bất kỳ hai điểm (x_A, y_A) và (x_B, y_B) thuộc vào R có thể được nối bởi một đường $(x_A, y_B) \dots (x_{i-1}, y_{i-1}), (x_i, y_i), (x_{i+1}, y_{i+1}) \dots (x_b, y_b)$, mà các điểm (x, y) thuộc vào R và bất kỳ điểm (x_i, y_i) nào đều kề sát với điểm trước (x_{i-1}, y_{i-1}) và điểm tiếp theo (x_{j+1}, y_{j+1}) trên đường đó. Một điểm (x_k, y_k) được gọi là kề với điểm (x_i, y_i) nếu (x_i, y_i) thuộc vào láng giềng trực tiếp của (x_k, y_k) .

3.6. Biểu diễn ảnh.

Trong biểu diễn ảnh, người ta dùng các phần tử đặc trưng của ảnh là pixel. Có thể xem một hàm hai biến chứa các thông tin như biểu diễn của ảnh, việc xử lý ảnh số yêu cầu ảnh phải được mã hóa và lượng tử hóa. Việc lượng tử hóa ảnh là chuyển đổi tín hiệu tương tự sang tín hiệu số của một ảnh đã lấy mẫu sang một số hữu hạn mức xám.

Một số mô hình thường được dùng trong xử lý ảnh, mô hình toán, mô hình thống kê.

3.7. Tăng cường và khôi phục ảnh.

Tăng cường ảnh là bước quan trọng tạo tiền đề cho xử lý ảnh, gồm một loạt các kỹ thuật như: lọc độ tương phản, khử nhiễu, nổi màu...

Khôi phục ảnh là nhằm loại bỏ các suy giảm trong ảnh.

3.8. Biến đổi ảnh.

Trong thuật ngữ biến đổi ảnh thường được dùng để nói đến một lớp các ma trận đơn vị và các kỹ thuật dùng để biến đổi ảnh. Một số loại biến đổi được dùng như: biến đổi Fourier, Sin, Cosin, Hadamard, tích Kronecker, biến đổi Karhunen Loeve...

3.9. Phân tích ảnh.

Liên quan đến việc xác định các độ đo định lượng của một ảnh để đưa ra một mô tả đầy đủ về ảnh. Các kỹ thuật được sử dụng ở đây nhằm mục đích xác định biên của ảnh.

3.10. Nhận dạng ảnh.

Là quá trình liên quan đến việc mô tả các đối tượng mà người ta muốn đặc tả nó. Quá trình nhận dạng thường đi sau quá trình trích chọn các đặc tính chủ yếu của đối tượng.

Có hai kiểu mô tả đối tượng đó là: mô tả tham số (nhận dạng theo tham số)

3.11. Nén ảnh.

Dữ liệu ảnh cũng như các dữ liệu khác cần phải truyền đi trên mạng, lượng thông tin để biểu diễn cho một ảnh là rất lớn. Do đó làm giảm lượng thông tin hay nén dữ liệu là một nhu cầu cần thiết.

4. Các định dạng cơ bản trong xử lý ảnh.

Trong quá trình xử lý ảnh, một ảnh thu nhận vào máy tính phải được mã hóa. Hình ảnh khi lưu trữ dưới dạng tệp tin sẽ được số hóa. Một số dạng ảnh đã được chuẩn hóa như: ảnh GIF, BMP, PCX, IMG, TIFF...

Ảnh IMG: Là ảnh đen trắng, phần đầu của ảnh có lô byte chứa các thông tin cần thiết, ảnh IMG được nén theo từng dòng. Mỗi dòng bao gồm các gói (pack). Các dòng giống nhau cũng nén thành một gói.

Ảnh PCX: Định dạng ảnh PCX là một trong những định dạng ảnh cổ điển nhất, nó thường được dùng để lưu trữ ảnh, nó sử dụng phương pháp mã loại dài RLE (Run-Length-Encoded) để nén dữ liệu ảnh, quá trình nén và giải nén được thực hiện trên từng dòng ảnh.

Ảnh TIFF: Là ảnh mà dữ liệu chứa trong tệp thường được tổ chức thành các nhóm dòng (cột) quét của dữ liệu ảnh.

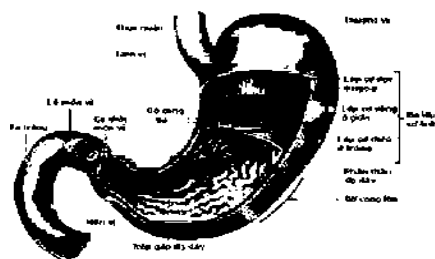
Ảnh GIF (Graphics Interchanger Format): Với định dạng ảnh GIF những vướng mắc mà các định dạng khác gặp phải khi số trong ảnh tăng lên không còn nữa. Dạng ảnh GIF cho chất lượng cao độ phân giải đồ họa cũng đạt cao, cho phép hiển thị trên hầu hết các phần cứng.

II. ẢNH Y HỌC

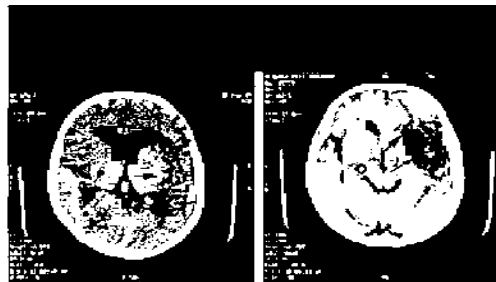
Y học hiện đại chẩn đoán bệnh dựa vào các triệu chứng lâm sàng (chẩn đoán lâm sàng) và các triệu chứng cận lâm sàng (chẩn đoán cận lâm sàng). Trong chẩn đoán cận lâm sàng thì chẩn đoán dựa trên hình ảnh thu được từ các thiết bị, máy y tế (chẩn đoán hình ảnh) ngày càng chiếm một vai trò quan trọng, nhất là ngày nay với sự trợ giúp của các thiết bị, máy y tế hiện đại, công nghệ cao có các phần mềm tin học hỗ trợ khiến cho hình ảnh rõ nét và chính xác hơn

1. Giới thiệu.

Ảnh y học là kỹ thuật và quá trình được sử dụng để tái tạo ra hình ảnh cơ thể con người hoặc bộ phận cơ thể phục vụ cho mục đích lâm sàng và cận lâm sàng như chẩn đoán, kiểm tra bệnh) hoặc khoa học y tế (bao gồm cả giải phẫu và sinh lý). Ảnh y học theo nghĩa rộng của nó, nó là một phần của hình ảnh sinh học và kết hợp X - Quang, y học hạt nhân, nội soi ... dùng trong chẩn đoán điều trị bệnh lý của con người).



Viêm dạ dày cấp



Tụ máu não

Hình 1.3. Một số hình ảnh Y học

1.1. Chẩn đoán dựa trên hình ảnh.

Y học hiện đại chẩn đoán bệnh dựa vào các triệu chứng lâm sàng (chẩn đoán lâm sàng) và các triệu chứng cận lâm sàng (chẩn đoán cận lâm sàng). Trong chẩn đoán cận lâm sàng thì chẩn đoán dựa trên hình ảnh thu được từ các thiết bị, máy y tế (chẩn đoán hình ảnh) ngày càng chiếm một vai trò quan trọng, nhất là ngày nay với sự trợ giúp của các thiết bị, máy y tế hiện đại, công nghệ cao có các phần mềm tin học hỗ trợ khiến cho hình ảnh rõ nét và chính xác hơn.

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

Hơn nữa việc giao diện giữa các thiết bị và máy y tế kỹ thuật cao với hệ thống máy tính dùng trong quản lý tại bệnh viện và giữa các bệnh viện với nhau ngày càng nhiều, nên các giao thức truyền ảnh trên mạng được đưa ra (có một chuẩn chung thống nhất, chất lượng ảnh đủ để chẩn đoán, giảm nhẹ gánh nặng đường truyền), tạo nên phòng "hội chẩn ảo" giữa các chuyên gia y tế ở xa nhau.

1.2. Một số các chuẩn hình ảnh ứng dụng trong y tế.

Các máy thiết bị và máy y tế chẩn đoán hình ảnh đầu tiên khi mới ra đời chỉ là tín hiệu dạng sóng (Analog) đưa lên màn hình VIDEO của máy. Theo thời gian, máy được chế tạo ngày càng có cấu hình cao hơn và chuyển dần sang tín hiệu số, các phần mềm xử lý tín hiệu lưu trữ thông tin số ngay tại các máy đó (ví dụ máy siêu âm có thể lưu được 5000 ảnh của bệnh nhân gần đây nhất). Tuy nhiên, khi có các điều kiện đặt ra và nhu cầu giao tiếp giữa các máy với nhau (ví dụ: máy CT Scanner chuyển cho máy chiếu tia Coban...) và truyền ảnh số giữa các vùng với nhau để trợ giúp chẩn đoán thì các chuẩn dữ liệu chung về hình ảnh của y tế dần ra đời. Vì vậy, các máy y tế ngày nay có gắn thiết bị tin học thì đã sẵn sàng đưa ra các tín hiệu thông qua các D-Shell chuẩn như COM, LPT... hoặc USB port. Tuy nhiên, phần tín hiệu đưa ra các cổng này tùy nhà cung cấp trang bị phần mềm khi người sử dụng yêu cầu.

Tuy nhiên có nhiều chuẩn để truyền ảnh trên mạng như chuẩn PACS (Picture Archiving and Communication System) là hệ thống lưu trữ, xử lý và truyền ảnh động, hoặc mạng xử lý và truyền ảnh số hoá DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Tất cả các chuẩn này có chung một tiêu chí là nén ảnh ở mức độ tối đa để giảm kích thước lưu trữ, giảm kích thước khi truyền trên mạng, có các mức độ phân giải khác nhau khi truyền. Nếu hình ảnh không cần chất lượng cao thì có thể truyền ở độ phân giải thấp và khi cần độ nét để chẩn đoán với chất lượng cao thì truyền ảnh với các độ phân giải cao hơn, nhưng tốc độ truyền trên mạng sẽ chậm đi nhiều. Các ảnh truyền thường là các ảnh về X quang, ảnh siêu âm, ảnh nội soi, ảnh CT Scanner... Việc truyền ảnh này giúp cho hỗ trợ chẩn đoán từ xa, cho các thầy thuốc, học viên, sinh viên học tập và nghiên cứu.

1.3. Trợ giúp chẩn đoán, điều trị và đào tạo chính hình từ xa cho tuyến trước.

Hình ảnh X-Quang, hình ảnh lâm sàng lúc bệnh nhân vừa bị xảy ra tai nạn (dùng máy ảnh số chụp) từ địa phương khác nhau, các tuyến chuyên khoa khác nhau được truyền lên tuyến trên để xin ý kiến của các chuyên gia giỏi giúp cho việc chẩn đoán và xử trí được tốt ngay từ tuyến dưới, chuyển tải ảnh qua hệ thống thông tin lưu trữ hình ảnh (PACS). Phương thức truyền ảnh có thể dùng Email với những nơi chưa có đường truyền tốt.

Việc ứng dụng công nghệ thông tin trong các thiết bị và máy y tế với các phần mềm chuyên dụng đã tạo ra bước phát triển đột phá trong việc ghi hình ảnh có chất lượng cao các cơ quan bị bệnh của cơ thể con người, giúp cho các chuyên gia y tế chẩn đoán bệnh khách quan hơn, nhanh chóng hơn và chính xác hơn nhiều. Với việc lưu trữ và truyền ảnh giữa các khoa, phòng trong bệnh viện và giữa các bệnh viện với nhau đã tạo ra phòng "Hội chẩn ảo", góp phần quan trọng vào việc sử dụng trí tuệ tập thể, đặc biệt là trí tuệ của các chuyên gia y tế giỏi, chuyên gia đầu ngành trong chẩn đoán và điều trị bệnh cho mọi người bệnh ở nhiều vùng đất nước khác nhau, thậm chí giữa các nước khác nhau trên thế giới, ứng dụng và phát triển công nghệ thông tin Y tế đang là một đòi hỏi của Ngành Y tế Việt Nam, nhằm xây dựng nền y tế Việt Nam hiện đại, có công nghệ và kỹ thuật y học cao, đáp ứng được yêu cầu chăm sóc sức khỏe cho nhân dân.

2. Chuẩn PACS.

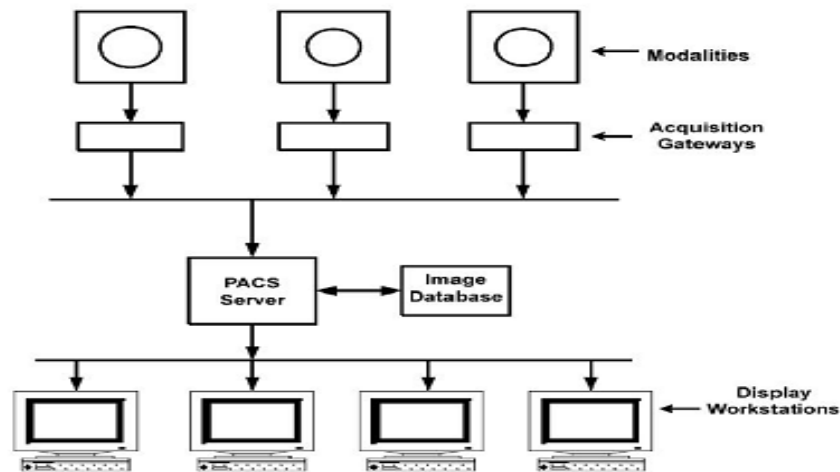
2.1. Giới thiệu chung.

Hệ thống PACS lưu trữ hình ảnh và dữ liệu thu thập được và tương tác với hệ thống con trong cùng mạng, PACS có thể chỉ đơn giản là một máy lấy ảnh với cơ sở dữ liệu nhỏ hay hệ thống quản trị ảnh trong y khoa phức tạp để từ đó các máy trạm lấy ảnh về và xử lý. Hiện nay, hầu hết hệ thống PACS phát triển theo hệ thống kiến trúc mở theo đó là việc truyền thông hình ảnh, định dạng ảnh và quản lý ảnh theo chuẩn DICOM.

Người sử dụng dùng các máy trạm để hiển thị hình ảnh như là một giao tiếp chính cho việc truy cập hình ảnh trên hệ thống PACS. Từ các máy trạm hiển thị hình ảnh đó, người sử dụng có thể chẩn đoán, xem xét, phân tích. Các chuyên gia về ngành X-Quang sử dụng các máy trạm chuẩn đoán như là một công cụ chính. Máy trạm chuẩn đoán có phân cứng mạnh trong việc xử lý như cần phải có màn hình với độ phân giải cao, máy tính mạnh với bộ nhớ lớn và tốc độ CPU nhanh... các phần mềm được thiết kế cho việc quản nhiều các máy lấy ảnh (như máy chụp X- quang, chụp cắt lớp ...), trao đổi giao tiếp hình ảnh giữa chúng với nhau (thường là sử dụng dịch vụ DICOM), xem xét ảnh, hiển thị ảnh động, xử lý ảnh và quản lý luồng công việc của bệnh nhân và những thông tin có liên quan.

Trong PACS điều trị bệnh, ảnh được thu thập từ các máy lấy ảnh dùng trong y khoa (modality) rồi gửi tới máy chủ PACS thông qua DICOM gateway sau đó được

đưa tới máy trạm chẩn đoán với dịch vụ truyền thông DICOM.



Hình 1.4 : Mô hình PACS

Phân bố và hiển thị ảnh

Có 2 cách để đưa hình ảnh của máy chủ PACS tới máy trạm chẩn đoán:

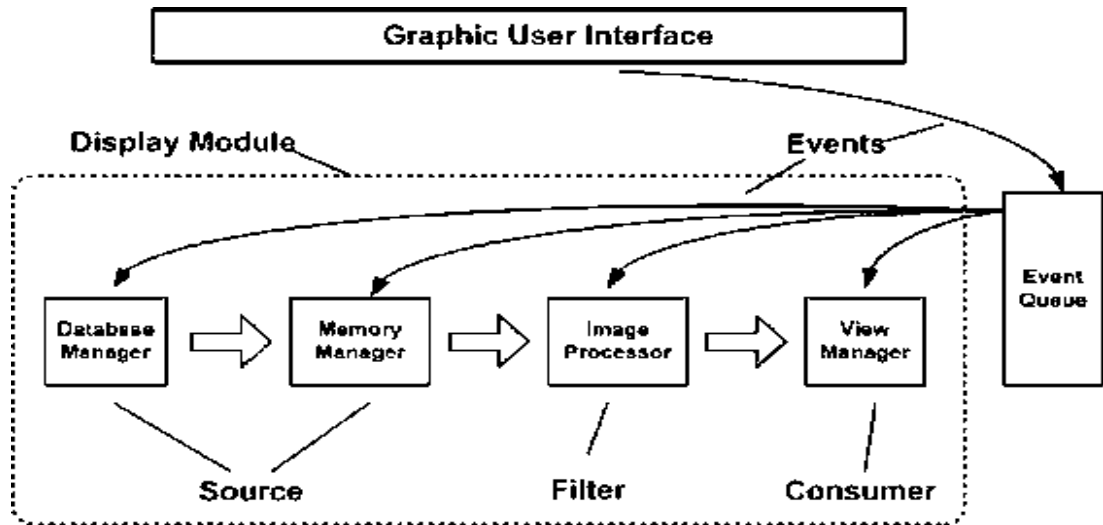
Phương thức Store-Forward (dịch vụ truyền thông DICOM Storage): đầu tiên ảnh được đưa đến và lưu trữ ở máy chủ PACS, tiếp đến là chuyển tới máy trạm hiển thị với một lộ trình định sẵn.

Phương thức Query/Retneval (dịch vụ DICOM Query/Retrieval): các chuyên gia về ngành X-quang lấy thông tin lịch làm việc từ RIS (Radiology Information System) hoặc PACS sau đó truy vấn và tìm kiếm ảnh từ máy chủ PACS hoặc cơ sở dữ liệu ảnh để hiển thị trên máy trạm của họ.

Cách phân bố ảnh theo phương thức Store-Forward được sử dụng thường hơn phương thức Query/Retrieval trong lĩnh vực ngành X-quang về bộ phận sinh học. Trong chuyên môn về bộ phận sinh học được tổ chức theo từng nhóm dựa theo bộ phận sinh học như: ngực, thần kinh hoặc thuộc khoa nhi ... Với phương thức Query/Retrieval thì thích hợp nhất cho các chuyên gia X-quang trong khâu giao tiếp với máy lấy ảnh (Modalities). Các máy ảnh được chia theo nhóm dựa trên chức năng của máy như: CT, MR hoặc X-ray. Trong từng lĩnh vực chuyên môn mà các máy lấy ảnh sẽ sinh ra những hình ảnh tương tự nhau tại cùng một điểm đều này sẽ gây khó khăn cho máy chủ PACS trong việc phân phối tất cả ảnh của cùng một bệnh nhân cho bác sĩ chẩn đoán. Trong trường hợp này rất thích hợp cho phương thức Query/Retrieval.

Chức năng chính của máy trạm chẩn đoán là hiển thị ảnh và thao tác trên ảnh kết hợp với việc quản lý ảnh và chức năng xử lý ảnh. Trong môi trường Windows, người sử dụng thao tác ảnh bằng các thiết bị nhập như: chuột và bàn phím. Các thao tác đó được chuyển thành các chuỗi sự kiện. Tiến trình hiển thị ảnh có thể được điều khiển

bởi một chuỗi sự kiện như hình

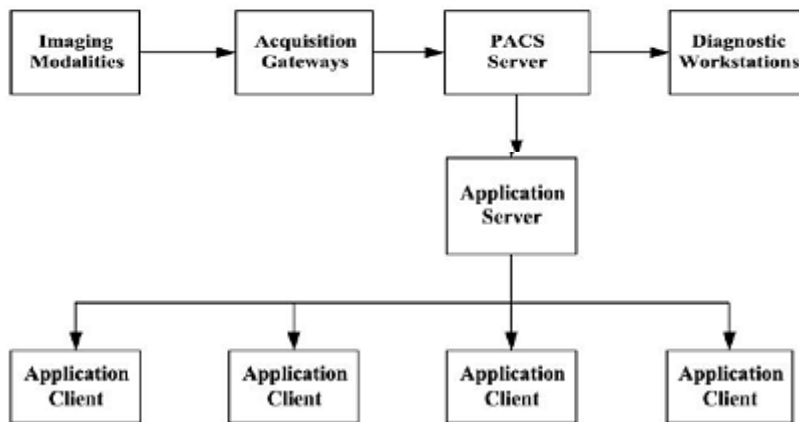


Hình 1.5. Tiến trình hiển thị ảnh

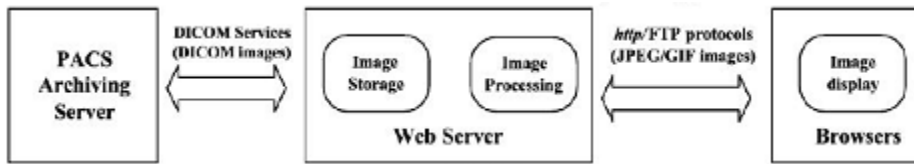
2.2. Kỹ thuật Web.

- Sự phát triển của Internet mở ra một viễn cảnh mới trong vấn đề truyền thông dữ liệu trên toàn thế giới. Sự phát triển nhanh chóng của Web làm mở rộng thêm việc truyền thông trao đổi một lượng lớn người sử dụng. Việc phát triển nhanh chóng của www là cung cấp một giao tiếp chuẩn cho việc xem và liên kết đến các tài liệu số như hình ảnh, văn bản, âm thanh và ảnh động.

- Các máy trạm chuẩn đoán, máy trạm ứng dụng y khoa, hoặc máy trạm xem ảnh ở xa thì việc truyền tải hình ảnh với kích thước tối ưu là thực sự cần thiết. Hệ thống ảnh y khoa dựa trên môi trường web là giải pháp hiệu quả nhất cho mục đích này bằng cách sử dụng giao thức HTTP.



Kiến trúc quản lý ảnh y khoa trong môi trường PACS



Hình 1.6: kiến trúc PACS điển hình cho hiển thị ảnh dựa trên Web

3. Chuẩn DICOM

3.1. DICOM

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) là tập hợp các chuẩn dùng trong xử lý, truyền tải thông tin, lưu trữ và in ấn ảnh y khoa. Chuẩn này bao gồm định dạng file và giao thức truyền tin qua mạng. File DICOM được trao đổi giữa 2 chương trình và các chương trình này có thể nhận ảnh và dữ liệu bệnh nhân theo định dạng DICOM.

DICOM cho phép tích hợp máy scan, máy server, máy trạm làm việc, máy tin và các thiết bị mạng từ nhiều nhà cung cấp vào thành một hệ thống truyền tải và lưu trữ ảnh. Ngày nay, các hầu hết các bệnh viện trên thế giới đều áp dụng DICOM vào trong các thiết bị y khoa, máy trạm, máy server, các hệ thống quản lý trong hoạt động khám và chữa bệnh.

3.2. Chuẩn DICOM

3.2.1. Giới thiệu chung

Vào năm 1970, trước sự ra đời của phương pháp chụp ảnh CT (Computed Tomography) cùng với các phương pháp chụp ảnh số dùng trong chẩn đoán y khoa khác, và sự gia tăng nhanh chóng ứng dụng tin học trong các lĩnh vực y khoa lâm sàng, hai tổ chức ACR (American College of Radiology) và NEMA (National Electrical Manufacturers Association) đã nhận ra yêu cầu cần thiết phải có một phương pháp chuẩn dùng trong truyền tải ảnh và thông tin liên quan đến ảnh đó giữa các nhà sản xuất thiết bị y khoa, mặc dù những thiết bị đó lại cho ra các định dạng ảnh khác nhau. Trong năm 1983, ACR và NEMA thành lập một ủy ban chung để phát triển phương pháp chuẩn này với mục đích:

Tăng cường khả năng giao tiếp thông tin ảnh số. của thiết bị y khoa bất chấp thiết bị đó là của nhà sản xuất nào.

Giúp cho việc phát triển và mở rộng các hệ thống truyền tải và lưu trữ ảnh trở lên dễ dàng hơn, từ đó các hệ thống này sẽ là nơi giao tiếp với các hệ thống thông tin bệnh viện khác.

Cho phép tạo ra thông tin cơ sở chẩn đoán, từ đó nhiều loại thiết bị chẩn đoán bệnh sẽ sử dụng và tra cứu thông tin này.

ACR-NEMA công bố "ACR-NEMA Standards Publication" phiên bản 1.0 vào

năm 1985. Và năm 1988, ủy ban này công bố tiếp "ACR-NEMA Standards Publication" phiên bản 2.0. Tài liệu "ACR-NEMA Standards Publication" đặc tả giao tiếp phần cứng, số lượng tối thiểu các lệnh phần mềm và các định dạng dữ liệu.

Chuẩn DICOM (Digital Imaging and Commuications in Medicine) đưa ra nhiều cải tiến quan trọng so với 2 phiên bản của chuẩn ACR-NEMA trước:

Chuẩn DICOM này áp dụng được trong môi trường mạng vì chúng dùng giao thức mạng chuẩn là TCP/IP. Chuẩn ACR-NEMA chỉ có thể áp dụng cho mạng point-to-point.

Chuẩn DICOM áp dụng cho môi trường lưu trữ off-line, DICOM dùng các thiết bị lưu trữ chuẩn như CD-R, MOD và filesystem luận lý như ISO 9660 và FAT16. Chuẩn ACR-NEMA không đặc tả định dạng file, thiết bị lưu trữ vật lý hay filesystem luận lý.

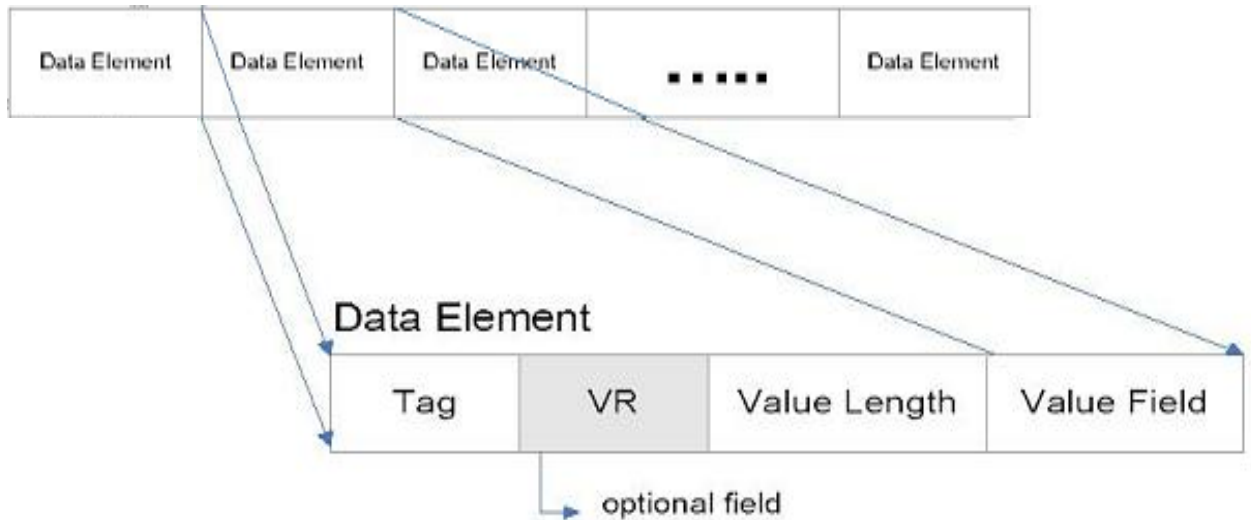
Chuẩn DICOM đặc tả các thiết bị y khoa cần tuân theo chuẩn DICOM sẽ phải đáp ứng lệnh và dữ liệu như thế nào. Chuẩn ACR-NEMA bị giới hạn về truyền tải dữ liệu, DICOM dùng khái niệm Service Classes để mô tả ngữ nghĩa lệnh và dữ liệu đi kèm.

DICOM có kèm đặc tả về yêu cầu, quy tắc cho các nhà sản xuất thiết bị y khoa sản xuất sản phẩm tuân theo chuẩn DICOM. Chuẩn ACR-NEMA đặc tả rất ít về điều này.

Hướng phát triển hiện thời: chuẩn DICOM luôn phát triển và do Procedtires of the DICOM Standards Committee quản lý. Đề nghị nâng cấp trong tương lai của các thành viên trong ủy ban DICOM dựa trên thông tin từ các những người đã dùng qua chuẩn DICOM. Các ý kiến được xem xét để đưa vào phiên bản tiếp theo của DICOM và các thay đổi của DICOM phải đảm bảo tương thích tốt với phiên bản trước.

3.2.2. Chuẩn DICOM

- Đặc tả DICOM áp dụng cho:
 - Định dạng file ảnh dùng trong trong y khoa.
 - Giao thức truyền thông dữ liệu DICOM.
 - Ảnh của bệnh nhân.
 - DICOM hỗ trợ các định dạng ảnh JPEG, JPEG Lossless , JPEG 2000, LZW và Run-length encoding (RLE).
 - Cấu trúc căn bản của file DICOM là Data Set.
- Data Set



Hình 1.7. Cấu tạo Data Set

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. Data Element chứa một thông tin đầy đủ. Các field trong Data Element có nhiệm vụ đặc tả đầy đủ một thông tin, đặc tả bao gồm: ý nghĩa, giá trị, chiều dài của tin và định dạng dữ liệu của tin.
Tag	Là 2 số nguyên không dấu, mỗi số 16 bit. Cặp số nguyên này 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. Giá trị của Group Number và Element Number cho biết Data Element nói lên thông tin nào. Các thông tin (Data Element) cùng liên quan đến một nhóm ngữ nghĩa sẽ có chung số Group Number.
VR(Value Representation)	Đây là field tùy chọn, tùy vào giá trị của Transfer Syntax mà VR có mặt trong Data Element hay không. Giá trị của VR cho biết kiểu dữ liệu và định dạng giá trị của Data Element.

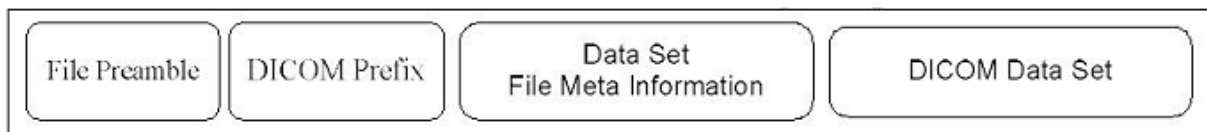
VM(Value Multiplicity)	<p>Cho biết số lượng Value của Value Field nếu Value Field có nhiều giá trị.</p> <p>Nếu số lượng Value không xác định, VM sẽ có dạng “a-b” với a số giá trị Value nhỏ nhất và b là số Value lớn nhất có thể có của Data Element.</p> <p>VD: VM = “6-10” : Value Field có ít nhất là 6 giá trị và nhiều nhất là 10 giá trị.</p> <p>Data Element với Value Field có nhiều giá trị sẽ với chuỗi kí tự, dùng kí tự 5Ch (‘\’) làm kí tự phân cách.</p> <p>Với giá trị nhị phân, không có kí tự phân cách.</p>
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). 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. 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. Mặc định ban đầu, Transfer Syntax của file DICOM là Explicit VR 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> <p>Composite IOD: là IOD đại diện cho những phần khác nhau của các đối tượng khác nhau trong thế giới thực.</p> <p>Normalized IOD: là IOD cho duy nhất một đối tượng trong thế giới thực.</p>

LớpService:- Object Pair (SOP)	<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> <p>Lớp Nonnalized SOP: được tạo ra khi ghép Nonnalized IOD với các dịch vụ DIMSE-N.</p> <p>Lớp Composite SOP: được tạo ra khi ghép Composite IOD với các dịch vụ DIMSE-C.</p>
-----------------------------------	---

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

Little Endian	<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>
Big Endian	<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 đó. Đối với chuỗi kí tự, các kí tự sẽ nằm theo thứ tự xuất hiện trong chuỗi (từ trái sang phải).</p>

Cấu trúc file DICOM.



Các Data Element ở đầu file cung cấp một số thông tin ban đầu quan trọng. Chúng nằm trong một Data Set tên File Meta InFormation. Sau Data Set File Meta InFormation là đến những Data Element bình thường, các Data Element này là nội dung DICOM file (gồm hình ảnh, thông tin hình ảnh, thông tin khám, thông tin bệnh nhân).

III. CHẨN ĐOÁN Y HỌC.

Năm 1972 G.N Hounsfield giới thiệu phương pháp chụp cắt lớp điện toán (computed Tomography Scanner-CT). Đây là kỹ thuật không xâm lấn cho phép đánh giá tốt về bệnh lý hệ thần kinh trung ương. Sự ra đời của CT được xem là cuộc cách mạng trong chẩn đoán hình ảnh. Đặc biệt, trong bệnh lý, CT chẩn đoán tốt các tổn thương (tụ máu, dập não, phù não...), chi tiết xương, khảo sát được các trường hợp bệnh nhân cấp cứu (không nằm yên, mang trợ cụ hô hấp, tuần hoàn...) và có giá thành rẻ. CT giúp đánh giá, theo dõi, tiên lượng, lập kế hoạch điều trị thích hợp cho từng bệnh nhân.

Việc đọc phim CT hiện nay chủ yếu là do các bác sĩ chuyên khoa chẩn đoán hình ảnh thực hiện, với số ca mỗi ngày khá lớn. Với mỗi ca chấn thương, số lượng ảnh phải chụp tối thiểu là 20, và bác sĩ phải quan sát qua tất cả các ảnh để tìm ra nhiều biểu hiện bất thường khác nhau. Từ những lý do đó, nhận thấy nhu cầu cho một công cụ trợ giúp chẩn đoán tự động, hỗ trợ các bác sĩ đưa ra những chẩn đoán chính xác và ít sai sót hơn.

1. Một số kiến thức cơ bản.

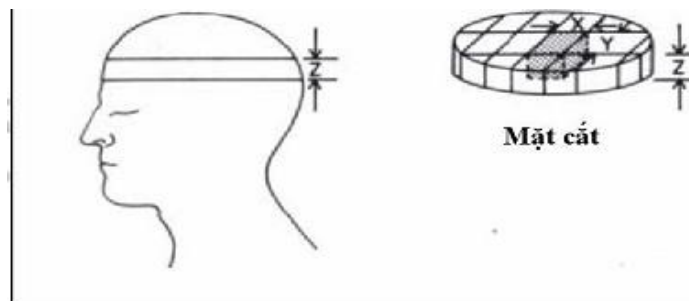
1.1. Nguyên lý tạo hình

CT dùng một chùm tia X với độ dày nhất định, quét qua lát cắt ngang của vật thể, theo nhiều hướng khác nhau. Lượng tia X sau khi đi qua vật thể được đo bằng các đầu dò (detectors). Dữ liệu thu nhận từ các đầu dò này sẽ được máy tính xử lý và tạo hình.

1.2. Tạo hình.

Các lát cắt ngang qua vùng cơ thể khảo sát, được phân thành nhiều khối (block) nhỏ. Các khối riêng lẻ này gọi là các phần tử thể tích (voxel). Thành phần độ dày của phần tử thể tích cùng với tính chất chùm tia X sẽ xác định mức độ hấp thu tia X của các phần tử thể tích này.

Các dữ liệu số về sự hấp thu tia X của các phần tử thể tích được máy tính chuyển thành các độ xám khác nhau của các phần tử hình hay điểm ảnh (pixel)



Hình 1.8: Phần tử thể tích (voxel)

1.3. Trị số đậm độ

Mỗi phần tử thể tích có trị số tương ứng với mức độ hấp thụ tia của mô và được biểu thị bằng các độ xám khác nhau trên hình. Trị số mức độ hấp thụ tia X biểu thị bằng đơn vị Hounsfield (HU).

Theo qui ước của máy, các đậm độ cơ bản là:

Đậm độ của nước:	0 HU
Đậm độ của khí:	-1000 HU
Đậm độ của xương:	+1000 HU
Đậm độ của mỡ:	-1000 HU

Các trị số đậm độ của các mô, dịch khác trong cơ thể sẽ đượ tính theo tương ứng với các trị số trên.

Các cấu trúc vật chất hấp thụ tia X càng nhiều thì có độ Hounsfield càng cao, trên hình có màu càng trắng và ngược lại. Ví dụ: xương, máu tụ có màu trắng do hấp thụ tia X nhiều; ngược lại khí, mỡ, dịch não tủy có màu đen. Điều này giống như các đậm độ trên hình X quang thông thường.

Cấu trúc	Trị số giới hạn (HU)
Đóng vôi, xương	80-250
Xuất huyết, tụ máu	55-75
Chất xám	35-45
Chất trắng	20-30
Phù nề	10-20
Dịch não tủy	0-10
Nước	0
Mỡ	<0(-100)
Khí	(-100H-1000)

Bảng 1.1: Trị số đậm độ của các cấu trúc nội sọ

1.4. Thay đổi đậm độ

Thay đổi đậm độ biểu hiện sự khác biệt tương đối về đậm độ của vùng chúng ta lưu ý với cấu trúc bình thường. Các từ diễn tả đậm độ khi mô tả:

Giảm đậm độ (Hypodense)

Đồng đậm độ (Isodense)

Tăng đậm độ (Hyperdense)

Các từ giảm, đồng và tăng đậm độ sẽ tương ứng với các vùng có màu đen hơn, ngang bằng và trắng hơn so với vùng được so sánh.

Ví dụ:

Xuất huyết trong não có đậm độ cao

Vùng phù có đậm độ thấp

Tụ máu dưới màng cứng bán cấp đồng đậm độ với chất xám...

Các hình tăng đậm độ trên CT sọ não có thể là các đóng vôi bình thường (như màng cứng, tuyến tụy, đám rối mạch mạc...) hoặc các đóng vôi bất thường (trong u, tổn thương cũ...), xuất huyết, các cấu trúc protein cao, hoặc mật độ tế bào cao (một số u não).

Các hình giảm đậm độ thường gặp trên CT Sọ não bình thường (như dịch não tủy, mỡ hốc mắt, khí trong xoang) hoặc bất thường (như phù não, dịch trong các nang, mỡ trong u, khí nội sọ trong chấn thương)"

Cũng cần lưu ý rằng khối máu tụ cấp tính ở bệnh nhân chấn thương sọ não thường có đậm độ cao hơn nhu mô não. Đậm độ khối máu tụ liên quan với nồng độ

hemoglobin, hematocrit, protein máu, tình trạng đông máu. Trong một số trường hợp, do có sự thay đổi các yếu tố trên (hematocrit, protein thấp...), khối máu tụ cấp có thể có đậm độ ngang với nhu mô não.

Theo thời gian, khối máu não sẽ giảm đậm độ dần, trung bình 1.5 HU/ ngày. Do đó, máu tụ bán cấp hay mãn tính, sẽ đồng hay giảm đậm độ so với nhu mô

1.5. Độ dày lát cắt và khoảng cách lát cắt

Độ dày lát cắt: là độ dày của lát cắt khảo sát (tương ứng với độ mở của bộ chuẩn trực/colimator ở đầu đèn).

Khoảng cách lát cắt: Là khoảng cách giữa các lát cắt (tương ứng với khoảng di chuyển của bàn bệnh nhân).

Độ dày lát cắt thường được thể hiện trực tiếp ở các thông số trên hình. Còn khoảng cách các lát cắt cũng được thể hiện trên hình

Từ hai khái niệm này, kỹ thuật khảo sát CT sẽ có các kiểu cắt như sau:

Cắt liên tục (continuity) khi độ dày lát cắt bằng khoảng cách lát cắt.

Cắt chồng (overlap) khi độ dày lát cắt lớn hơn khoảng cách lát cắt.

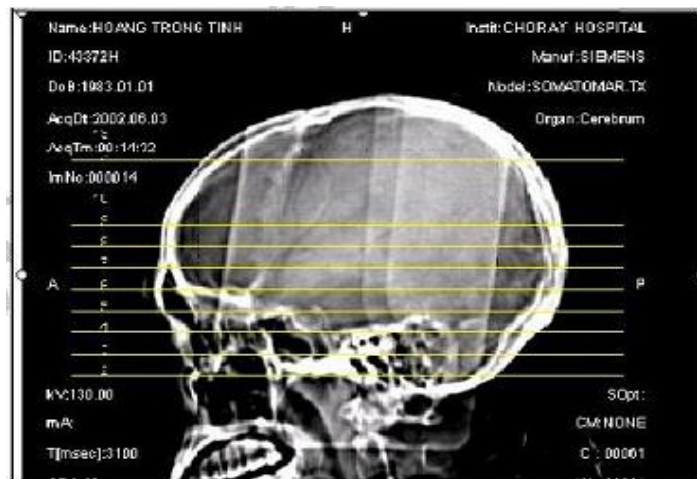
Cắt hở (gap) khi độ dày lát cắt nhỏ hơn khoảng cách lát cắt. Trong bệnh lý chấn thương sọ não, thường khảo sát bằng các lát cắt liên tục, từ lỗ chàm lên đến vòm sọ.

1.6. Hình định vị

Hình định vị (topogram, scout view) [hình 2.1] là hình dùng để xác định các vị trí lát cắt. Ở hình định vị có các đường được đánh số và đặt chồng lên vùng cơ thể khảo sát. Các số được đánh dấu của các đường này sẽ tương ứng với các số của các hình hay lát cắt trình bày trên phim CT.

Ta có thể dùng hình định vị để quan sát nhanh các lát cắt nào cần xem trên phim CT. Hoặc ngược lại, xác định bất thường trên lát cắt CT nằm ở vị trí nào trên hình định vị

Ví dụ: Ta chỉ muốn quan sát tổn thương ở vùng đỉnh. Ta thấy trên hình định vị, ở vùng đỉnh, có các đường số đánh số 10,11,12; như vậy, ta chỉ cần xem các hình 10,11,12 trên phim CT.



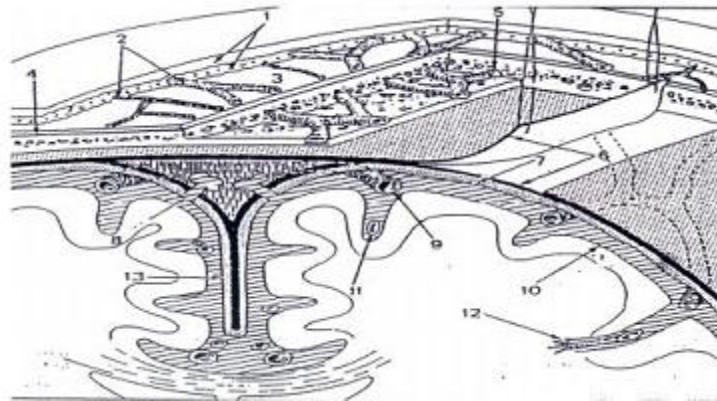
Hình 1.9: Hình định vị (topogram)

2. Chẩn đoán hình ảnh.

Trước hết, phải nhận xét rằng phân tích các chấn thương cấp trong ảnh CT, X-Quang, cộng hưởng từ... một cách tự động là một vấn đề không hề dễ dàng. Hầu hết các nghiên cứu trong lĩnh vực này tập trung phần lớn vào việc phân đoạn ảnh để phục vụ cho bài toán xây dựng mô hình 3-D. Qua học nghiên cứu làm đồ án em đã được tìm hiểu về chẩn đoán hình ảnh thông qua thu thập được 1 số kiến thức cơ bản về chẩn đoán hình ảnh. Sau đây em xin đưa ra 1 số loại chấn thương cơ bản:

2.1. X-Quang chấn thương sọ não

Đối với chấn thương sọ não chúng ta phân ra các loại tổn thương: tổn thương nguyên phát và tổn thương thứ phát



Hình 1.10: Cấu trúc liên quan sọ - màng não –nhu mô não

Tổn thương nguyên phát: Vỡ hộp sọ

- Tổn thương ngoài trục (extra – axial)
- Tụ máu ngoài màng cứng
- Tụ máu dưới màng cứng
- Xuất huyết khoang dưới nhện

Tổn thương trong trục (intra – axial)

- Dập não
- Xuất huyết trong não
- Tổn thương trục lan tỏa
- Tổn thương chất xám sâu
- Tổn thương cuống não
- Xuất huyết trong não thất

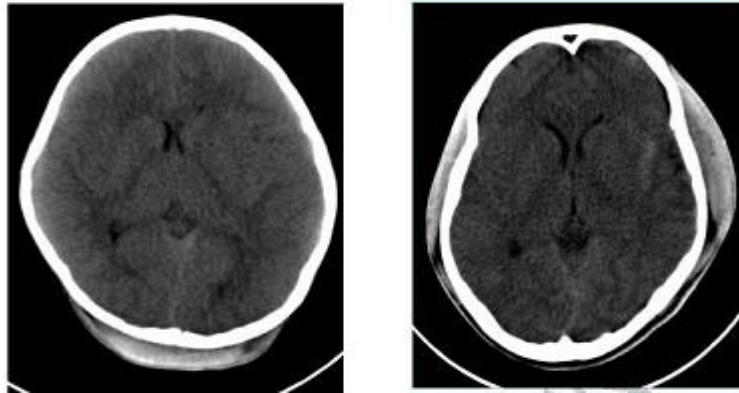
Tổn thương thứ phát

- Thoát vị não
- Nhồi – thiếu máu não do chấn thương
- Phù não
- Tổn thương do thiếu oxy não

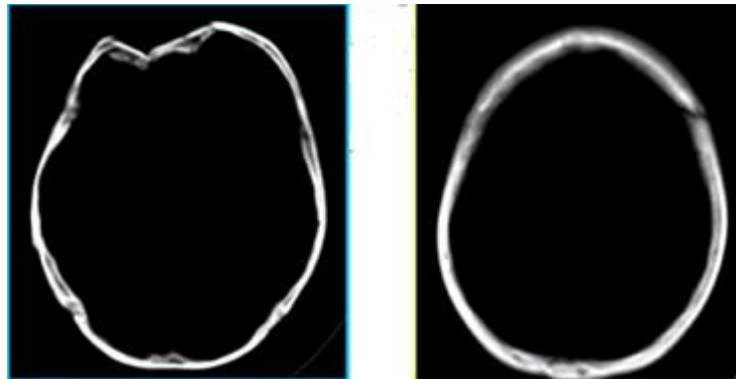
Tổn thương hộp sọ.

- Tổn thương xương: Nứt sọ dạng đường, lún sọ, dẫn khớp sọ

-Tổn thương phần mềm



Hình 1.11: Tổn thương hộp sọ



Hình 1.12: Tổn thương xương hộp

Tụ máu ngoài màng cứng

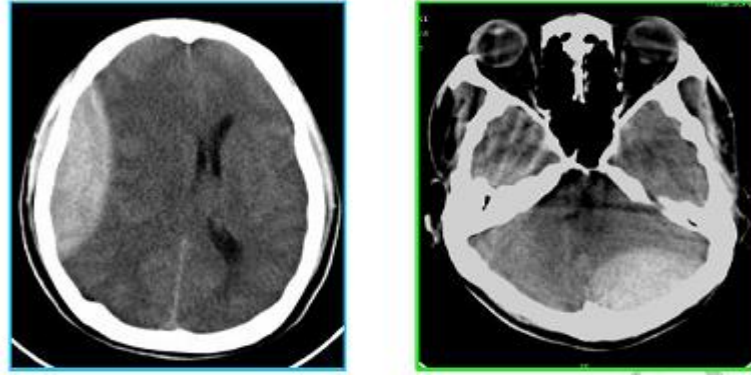
-Tổn thương động mạch màng não giữa (90%), tĩnh mạch tuỷ sọ, xoang màng cứng (10%)

-Thường kết hợp với nứt sọ cùng bên và tụ máu dưới màng cứng đối bên (90%)

-Hình hai mặt lồi (biconvex/ lenticular).

-Không vượt qua khớp sọ.

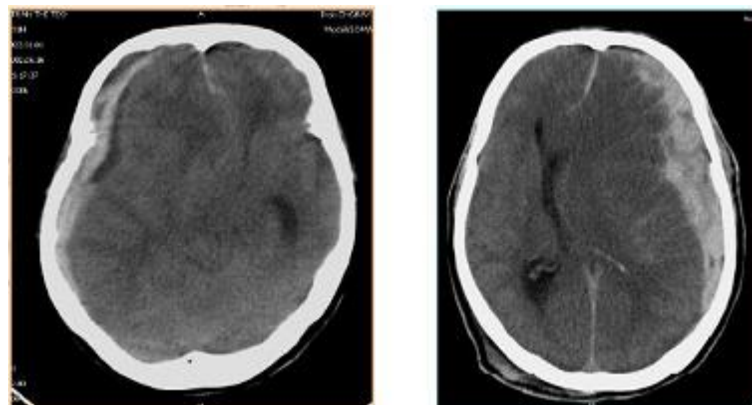
-Chạy vượt qua nếp màng não (liềm, lều não).



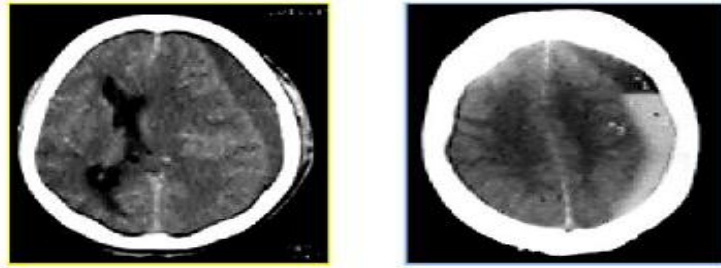
Hình 1.13: Tụ máu ngoài màng

Tụ máu dưới màng cứng

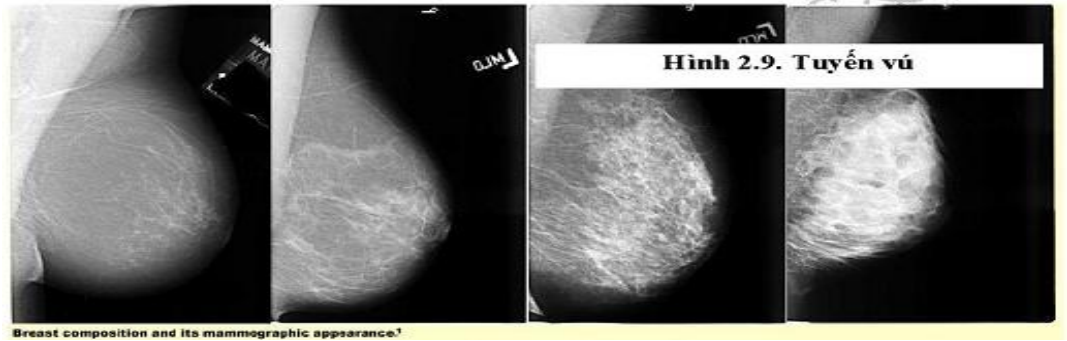
- Đứt các tĩnh mạch cầu nối
- Hình liềm
- Chạy qua các khớp sọ
- Không vượt qua các nếp màng cứng (liềm, lều não)
- Tuỳ tụ máu cấp, bán cấp hay mãn mà đậm độ khác nhau



Hình 1.14: Tụ máu dưới màng cứng



Hình 1.15. Tụ máu dưới màng cứng mãn



Breast composition and its mammographic appearance?

2.2. X- quang giải phẫu tuyến vú

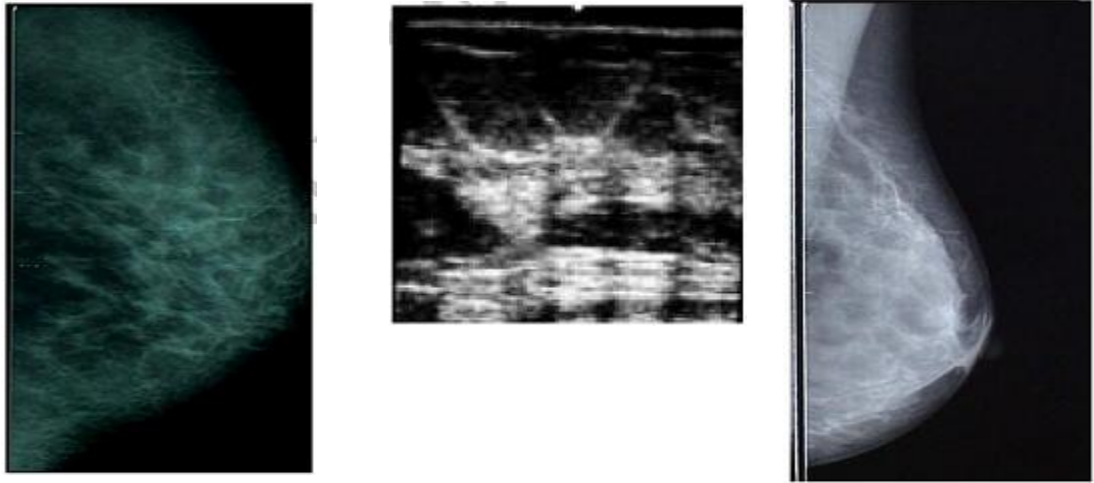
Hình 2.10: Đánh giá mật độ tuyến vú

Xếp loại độ đặc của tuyến vú thành 4 loại nhằm chú ý tuyến vú càng dày thì khả năng phát hiện ung thư càng ít.



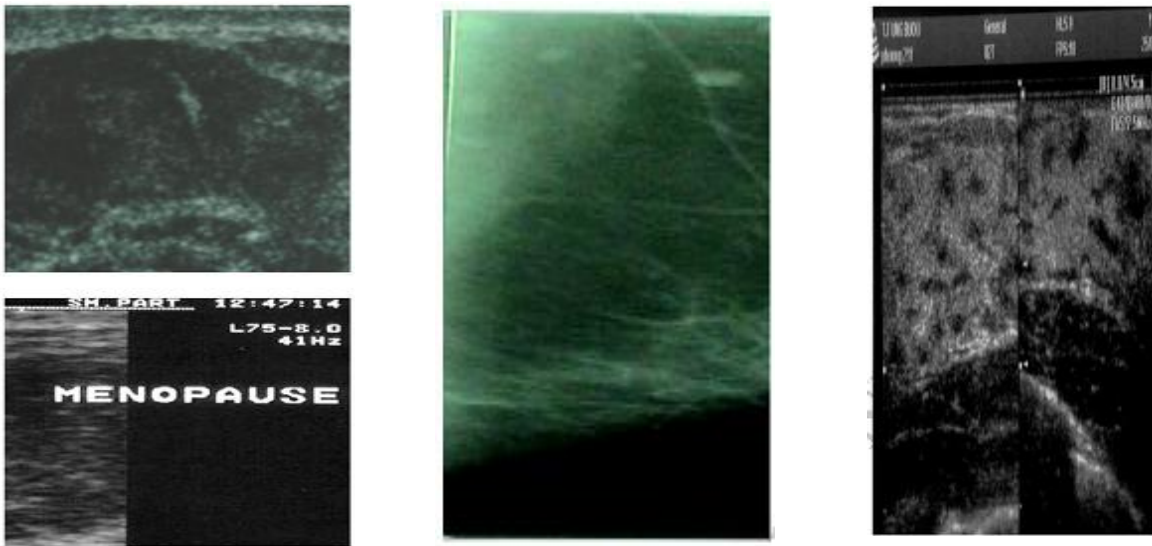
Độ 1

Hình 1.16: Độ đặc biệt của tuyến vú



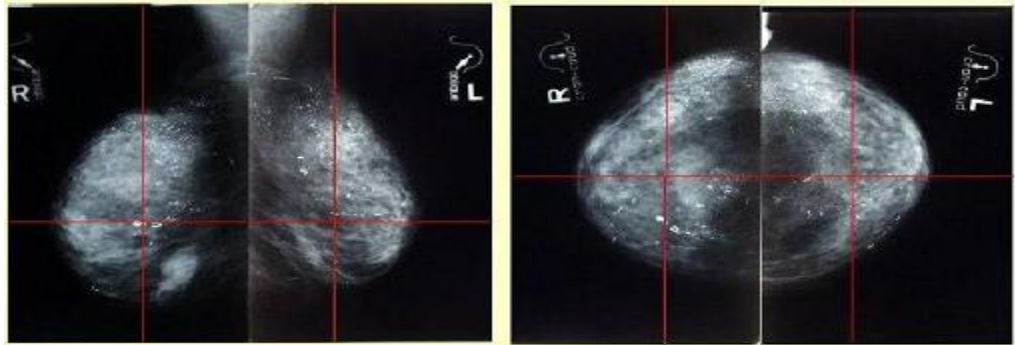
Độ 2,3

Hình 1.17: Độ đặc của tuyến vú



Độ 4

Hình 1.18: Độ đặc của tuyến vú



Hình 1.19: Phân vùng tuyến vú

Phải phân vùng tuyến vú để không bỏ sót tổn thương

3. Tiêu chuẩn đánh giá độ chính xác.

Ta sẽ dùng một số tiêu chuẩn để đánh giá độ chính xác của giai đoạn phát hiện vùng bệnh, cụ thể hơn là ở bộ phận lớp dùng thuật toán k-người lắng giềng gần nhất. Đối với bước định vị vùng tổn thương, do không có những độ đo định lượng thích hợp nên ta sẽ chỉ đưa ra một số nhận xét chung.

Gọi:

- TP là số vùng bệnh được phân lớp đúng.
- FP là số vùng bình thường bị xác định sai là có bệnh.
- TN là số vùng bình thường được phân lớp đúng.
- FN là số vùng bệnh bị xác định sai là không có bệnh.

Ta xét các độ đo sau:

3.1: Độ nhạy (sensitivity)

Độ đặc trưng cho biết xác suất phân lớp đúng vùng bị tổn thương thật sự.

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP * 100\%}{TP + FN}$$

3.2: Độ đặc trưng (specificity)

Độ đặc trưng cho biết xác suất phân lớp đúng các vùng không bị tổn thương.

$$\text{Specificity} = \frac{TN * 100\%}{TN + FP}$$

3.3: Tỷ lệ vùng bệnh được phân lớp đúng

Đại lượng này cho ta biết tỷ lệ vùng bệnh thật sự trong số những vùng được xác định bởi hệ thống.

$$PP\% = \frac{TP * 100\%}{TP + FP}$$

3.4. Tỷ lệ vùng bình thường được phân lớp đúng

Đại lượng này cho ta biết tỷ lệ vùng không bị tổn thương thật sự trong số những vùng đã được bộ phân lớp kNN loại bỏ.

$$NP\% = \frac{TN * 100\%}{TN + FN}$$

Kết luận: Trong Chương I em đã trình bày 1 số khái niệm về xử lý ảnh, ảnh Y học, các chuẩn dùng trong lưu trữ và truyền ảnh Y học, một số kiến thức cơ bản về chẩn đoán hình ảnh mà qua nghiên cứu, học em thấy đối với ảnh Y học thường chụp các bộ phận bên trong cơ thể người bằng các thiết bị chuyên dụng như máy X-Quang chụp hộp sọ, máy chụp cắt lớp vi tinh, máy chụp cộng hưởng từ, máy chụp mạch não, nên ảnh thường không rõ, không sắc nét, gây khó khăn cho các bác sỹ trong việc chẩn đoán bệnh. Để đi sâu hơn tìm hiểu về phân đoạn ảnh Y học, em nghiên cứu một số kiến thức cơ bản về phân đoạn ảnh ở chương II.

CHƯƠNG II: MỘT SỐ PHƯƠNG PHÁP PHÂN ĐOẠN ẢNH Y HỌC

Phân đoạn (segmentation) là một quá trình chia ảnh ra các vùng con khác nhau mà trong mỗi vùng chứa các thực thể có ý nghĩa cho việc phân lớp – mỗi thực thể được xem là một đối tượng mang những thông tin đặc trưng riêng. Có rất nhiều kỹ thuật phân đoạn ảnh, trong chương này em giới thiệu một số kỹ thuật tiêu biểu như: Phân đoạn dựa vào ngưỡng biên độ, phân đoạn dựa trên cơ sở vùng, phân đoạn theo miền đồng nhất, phân đoạn theo đồ thị.

I. TỔNG QUAN VỀ PHÂN ĐOẠN ẢNH.

Phân đoạn ảnh là các thao tác chia nhỏ bức ảnh đầu vào thành các miền hoặc các vật thể con với mức độ tùy theo nhu cầu xử lý. Có rất nhiều kiểu phân đoạn như xác định biên của vật thể, xử lý các vùng ảnh, tách bạch rõ ràng vật thể và nền bằng 1 ngưỡng, ... nhưng tóm lại mục tiêu của phân đoạn ảnh là làm nổi bật hoặc tách hẳn vật thể cần quan tâm ra từ ảnh ban đầu.

Trong các thao tác về xử lý ảnh thì phân đoạn ảnh được xem là thao tác khó nhất và là thao tác rất quan trọng vì độ chính xác của quá trình phân đoạn ảnh có ý nghĩa quyết định tới các xử lý tính toán sau đó. Phân đoạn có thể đóng vai trò trung tâm trong 1 số xử lý kỹ thuật như phân tích chất lượng sản phẩm, hoặc là 1 khâu trung gian cần thiết cho các quá trình xử lý tiếp theo như các xử lý trong y học.

II. MỘT SỐ PHƯƠNG PHÁP PHÂN ĐOẠN ẢNH Y HỌC.

1. Phân đoạn dựa vào ngưỡng biên độ

1.1. Giới thiệu

Biên độ của các tính chất vật lý của ảnh (như là độ phản xạ, độ truyền sáng, màu sắc ...) là một đặc tính đơn giản và rất hữu ích. Nếu biên độ đủ lớn đặc trưng cho ảnh thì chúng ta có thể dùng ngưỡng biên độ để phân đoạn ảnh. Thí dụ, biên độ trong bộ cảm biến hồng ngoại có thể phản ánh vùng có nhiệt độ thấp hay vùng có nhiệt độ cao. Đặc biệt, kỹ thuật phân ngưỡng theo biên độ rất có ích đối với ảnh nhị phân như văn bản in, đồ họa, ảnh màu hay ảnh X-quang.

Việc chọn ngưỡng trong kỹ thuật này là một bước vô cùng quan trọng, thông thường người ta tiến hành theo các bước chung như sau:

- Xem xét lược đồ xám của ảnh để xác định đỉnh và khe. Nếu ảnh có nhiều đỉnh và khe thì các khe có thể sử dụng để chọn ngưỡng.
- Chọn ngưỡng T sao cho một phân xác định trước η của toàn bộ số mẫu. Điều chỉnh ngưỡng dựa trên xét lược đồ xám của các điểm lân cận.
- Chọn ngưỡng bằng cách xem xét lược đồ xám của những điểm thỏa mãn tiêu chuẩn đã chọn.

Một thuật toán đơn giản trong kỹ thuật này là: giả sử rằng chúng ta đang quan tâm đến các đối tượng sáng (object) trên nền tối (background), một tham số T gọi là ngưỡng độ sáng, sẽ được chọn cho một ảnh $f[x,y]$ theo cách:

$$\begin{aligned} \text{If } f[x,y] \geq T & \quad f[x,y] = \text{object} = 1 \\ \text{Else} & \quad f[x,y] = \text{background} = 0 \end{aligned}$$

Ngược lại, đối với các đối tượng tối trên nền sáng chúng ta có thuật toán sau:

$$\begin{aligned} \text{If } f[x,y] < T & \quad f[x,y] = \text{object} = 1 \\ \text{Else} & \quad f[x,y] = \text{Background} = 0. \end{aligned}$$

Vấn đề chính là nên chọn ngưỡng T như thế nào để việc phân vùng đạt được kết quả cao nhất ?

Có rất nhiều thuật toán chọn ngưỡng: ngưỡng cố định, dựa trên lược đồ, sử dụng Entropy, sử dụng tệp mờ, chọn ngưỡng thông qua sự không ổn định của lớp và tính thuần nhất của vùng. Ở đây chúng tôi đề cập đến hai thuật toán chọn ngưỡng đó là

chọn ngưỡng cố định và chọn ngưỡng dựa trên lược đồ.

1.2. Chọn ngưỡng cố định.

Đây là phương pháp chọn ngưỡng độc lập với dữ liệu ảnh. Nếu biết trước là chương trình ứng dụng sẽ làm việc với các ảnh có độ tương phản rất cao, trong đó các đối tượng quan tâm rất tối còn nền gần như là đồng nhất và rất sáng thì việc chọn ngưỡng $T = 128$ (xét trên thang độ sáng từ 0 đến 255) là một giá trị chọn khá chính xác. Chính xác ở đây hiểu theo nghĩa là số các điểm ảnh bị phân lớp sai là cực tiểu.

1.3. Chọn ngưỡng dựa trên lược đồ (Histogram)

Trong hầu hết các trường hợp, ngưỡng được chọn từ lược đồ độ sáng của vùng hay ảnh cần phân đoạn. Có rất nhiều kỹ thuật chọn ngưỡng tự động xuất phát từ lược đồ xám $\{h[b] | b = 0, 1, 2B - 1\}$ đã được đưa ra. Những kỹ thuật phổ biến sẽ được trình bày dưới đây. Những kỹ thuật này có thể tận dụng những lợi thế do sự làm trơn dữ liệu lược đồ ban đầu mang lại nhằm loại bỏ những dao động nhỏ về độ sáng. Tuy nhiên các thuật toán làm trơn cần phải cẩn thận, không được làm dịch chuyển các vị trí đỉnh của lược đồ. Nhận xét này dẫn đến thuật toán làm trơn dưới đây:

$$h_{\text{smooth}}[b] = \frac{1}{w} \sum_{w=-\frac{(w-1)}{2}}^{\frac{(w-1)}{2}} h_{rcw}[b-w] \quad w \text{ lẻ} \quad (3.1)$$

Trong đó w thường được chọn là 3 hoặc 5

1.3.1. Thuật toán đẳng liệ

Đây là kỹ thuật chọn ngưỡng theo kiểu lặp do Ridler và Calvart đưa ra.

Thuật toán được mô tả như sau:

- B1: Chọn giá trị ngưỡng khởi động $\theta_0 = 2^{B-1}$
- B2: Tính các trung bình mẫu ($m_f, 0$) của những điểm ảnh thuộc đối tượng và ($m_b, 0$) của những điểm ảnh nền.
- B3: Tính các ngưỡng trung gian theo công thức:

$$\theta_k = \frac{m_{f,k-1} + m_{b,k-1}}{2} \quad \text{với } k = 1, 2, \dots$$

- B4: Nếu $\theta_k = \theta_{k-1}$ kết thúc. Dừng thuật toán.

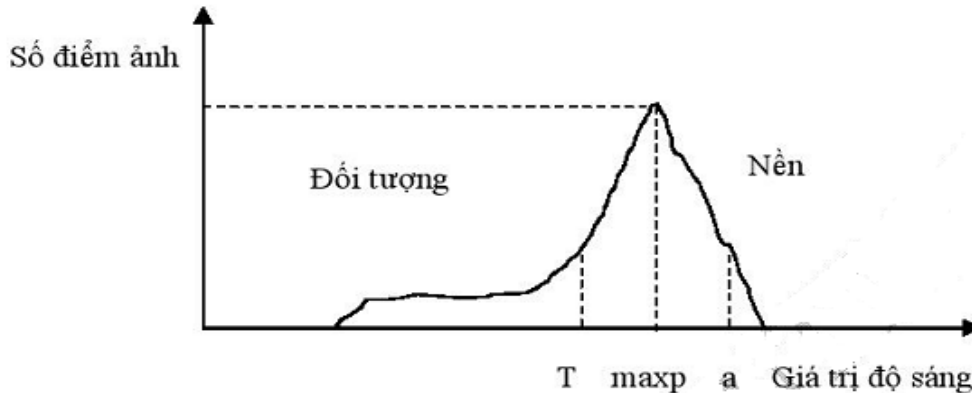
Ngược lại thì lặp tiếp bước 2.

1.3.2. Thuật toán đối xứng nền

Kỹ thuật này dựa trên sự giả định là tồn tại hai đỉnh phân biệt trong lược đồ nằm đối xứng nhau qua đỉnh có giá trị lớn nhất trong phần lược đồ thuộc về các điểm ảnh nền. Kỹ thuật này có thể tận dụng ưu điểm của việc làm trơn được mô tả trong phương trình (3.1). Đỉnh cực đại Maxp tìm được nhờ tiến hành tìm giá trị cực đại trong lược đồ. Sau đó thuật toán sẽ được áp dụng ở phía không phải là điểm ảnh thuộc đối tượng ứng với giá trị cực đại đó nhằm tìm ra giá trị độ sáng a ứng với giá trị phần trăm $p\%$ mà $P(a) = p\%$, trong đó $P(a)$ là hàm phân phối xác suất về độ sáng được định nghĩa như sau:

Định nghĩa: (Hàm phân phối xác suất về độ sáng)

Hàm phân phối xác suất $P(a)$ thể hiện xác suất chọn được một giá trị độ sáng từ một vùng ảnh cho trước, sao cho giá trị này không vượt quá một giá trị sáng cho trước a . Khi a biến thiên từ $-\infty$ đến $+\infty$, $P(a)$ sẽ nhận các giá trị từ 0 đến 1. $P(a)$ là hàm đơn điệu không giảm theo a do vậy $dp/da \geq 0$.



Hình 2.1: Minh họa thuật toán đối xứng nền

Ở đây ta đang giả thiết là ảnh có các đối tượng tối trên nền sáng. Giả sử mức là 5%, có nghĩa là ta phải ở bên phải đỉnh maxp một giá trị a sao cho $P(a)=95\%$. Do tính đối xứng đã giả định ở trên, chúng ta sử dụng độ dịch chuyển về phía trái của điểm cực đại tìm giá trị ngưỡng T :

$$T = \text{maxp} - (a - \text{maxp})$$

Kỹ thuật này dễ dàng điều chỉnh được cho phù hợp với tình huống ảnh có các đối tượng sáng trên một nền tối.

1.3.3. Thuật toán tam giác.

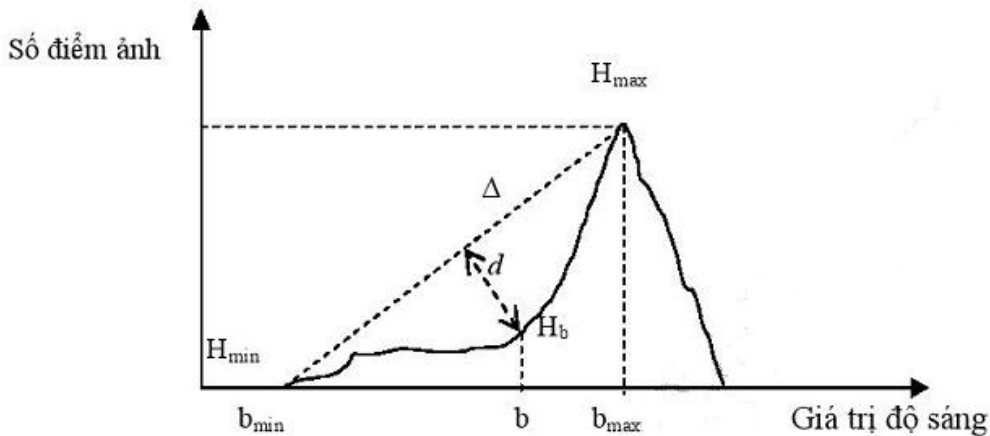
Khi một ảnh có các điểm ảnh thuộc đối tượng tạo nên một đỉnh yếu trong lược đồ ảnh thì thuật toán tam giác hoạt động rất hiệu quả. Thuật toán này do Zack đề xuất và được mô tả như sau:

- B1: Xây dựng đường thẳng A là đường nối hai điểm $(H_{\text{max}}, b_{\text{max}})$ và $(H_{\text{min}}, b_{\text{min}})$, trong đó H_{max} là điểm có Histogram lớn nhất ứng với mức xám b_{max}

và H_{\min} là điểm có Histogram ứng với độ sáng nhỏ nhất b_{\min}

- B2: Tính khoảng cách d từ H_b của lược đồ (ứng với điểm sáng b) đến Δ
Trong đó, $b \in [b_{\max}, b_{\min}]$
- B3: Chọn ngưỡng $T = \text{Max}\{H_b\}$

Minh họa thuật toán tam giác bởi hình vẽ như sau:



Hình 2.2. Minh họa thuật toán tam giác

1.3.4. Chọn ngưỡng đối với Bimodal Histogram

Ngưỡng T được chọn ở tại vị trí cực tiểu địa phương của histogram nằm giữa hai đỉnh của histogram. Điểm cực đại địa phương của histogram có thể dễ dàng được phát hiện bằng cách sử dụng biến đổi chóp mũ (top hat) do Meyer đưa ra: phụ thuộc vào tình huống đang phải làm việc là với những đối tượng sáng trên nền tối hay đối tượng tối trên nền sáng mà phép biến đổi top hat sẽ có một trong hai dạng sau:

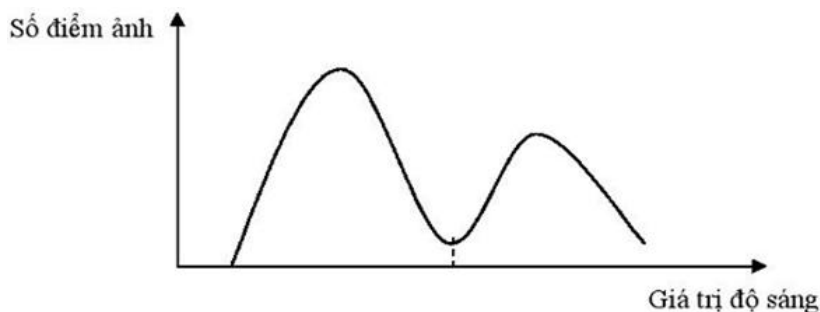
a. Các đối tượng sáng:

$$A, B) = A - (A \circ B) = A - \max_B(\min_A(A)) \quad (3.3)$$

b. Các đối tượng tối:

$$\text{TopHat}(A, B) = A - (A \circ B) = A - \min_B(\max_A(A)) \quad (3.4)$$

Việc tính toán giá trị cực tiểu địa phương của histogram thì khó nếu histogram nhiễu. Do đó, trong trường hợp này nên làm trơn histogram.



Hình 2.3. Bimodal Histogram

Trong một số ứng dụng nhất định, cường độ của đối tượng hay nền thay đổi khá chậm. Trong trường hợp này, histogram ảnh có thể không chứa hai thùy phân biệt rõ ràng, vì vậy có thể phải dùng ngưỡng thay đổi theo không gian. Hình ảnh được chia thành những khối hình vuông, histogram và ngưỡng được tính cho mỗi khối tương ứng. Nếu histogram cục bộ không phải là bimodal histogram thì ngưỡng được tính bằng cách nội suy ngưỡng của các khối láng giềng. Khi ngưỡng cục bộ đã có thì áp dụng thuật toán phân ngưỡng ở hình 3.1 cho khối này.

2. Phân đoạn dựa trên cơ sở vùng

2.1: Giới thiệu

Mục đích của phân đoạn là phân chia bức ảnh ra thành nhiều vùng. Trong phần 1 đã tiếp cận bài toán này bằng phương pháp tìm đường biên giữa các vùng trên cơ sở sự không liên tục của độ xám, trong đoạn 2 phân đoạn được thực hiện qua ngưỡng các pixel có thuộc tính phân biệt, như giá trị của độ xám hoặc màu. Trong phần này chúng ta tìm hiểu về kỹ thuật phân đoạn dựa trên tìm kiếm các vùng một cách trực tiếp.

2.2. Công thức cơ bản

Cho R mô tả toàn bộ vùng ảnh. Chúng ta xem phân đoạn ảnh là chia R thành n vùng nhỏ như R_1, R_2, \dots, R_n , vì thế:

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = R$$

R_i liên thông, $i=1, 2, \dots, n$

$R_i \cap R_j = \emptyset$ với mọi i và j , $i \neq j$

$P(R_i) = TRUE$ với $i=1, 2, \dots, n$.

$P(R \cup R_j) = FALSE$ với $i \neq j$.

Ở đây, $P\{R_i\}$ là một hàm logic được định nghĩa trước cho mọi điểm R_i và \emptyset là tập rỗng.

Điều kiện (a) chỉ ra sự phân đoạn đã kết thúc, điều này có nghĩa mỗi pixel đều đã nằm trong một vùng. Điều kiện b yêu cầu những điểm nằm trong một vùng phải liên thông trong một điều kiện giới hạn trước. Điều kiện c cho biết các vùng phải rời nhau. Điều kiện (d) đòi hỏi những điểm đã được phân đoạn phải thỏa mãn một vài thuộc tính

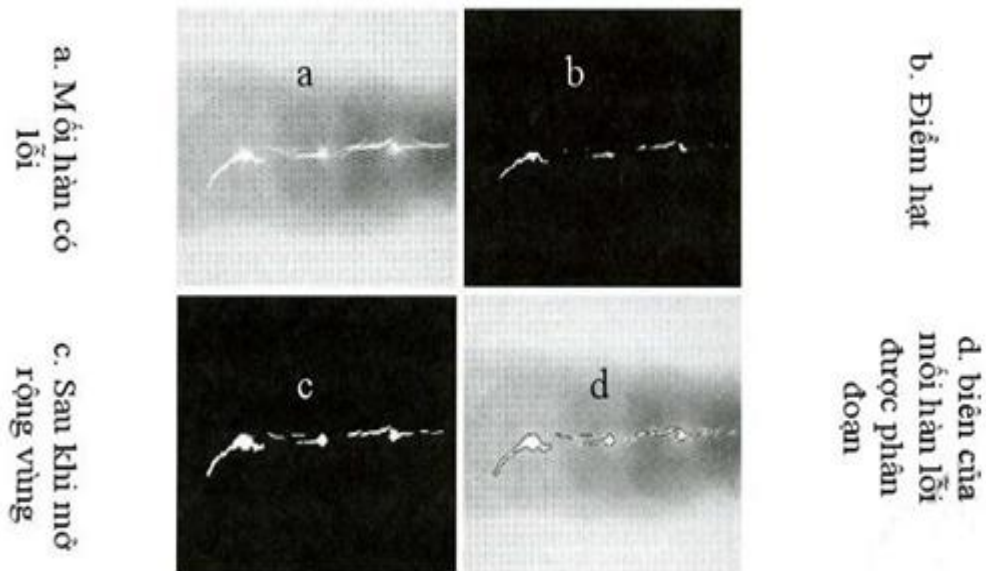
đã được xác định trước; ví dụ $P(R_i)=TRUE$ nếu tất cả pixel trong R_i có mức xám giống nhau. Cuối cùng điều kiện (e) nghĩa là chân trị của P theo các vùng R_i và R_j khác nhau nếu j khác i .

2.3. Tăng vùng

Tăng vùng là một thủ tục nhóm các pixel hoặc các miền thành những vùng lớn hơn dựa trên các điều kiện giới hạn trước.

Chọn một tập bắt đầu, gồm một hoặc nhiều điểm, thường dựa trên bản chất tự nhiên. Khi một điều kiện trong những phần trước không có giá trị, thủ thuật này sẽ xem xét mọi pixel giống như tập thuộc tính ban đầu để cuối cùng gộp các pixel đó vào những vùng trên trong suốt quá trình phát triển vùng. Kết quả xử lý của những cụm điểm những pixel sẽ được xem là “hạt” (seeds) nếu thuộc tính của chúng gần với tâm thuộc tính của cụm pixel đó.

Việc chọn tiêu chuẩn phụ thuộc vào từng loại ảnh. Ví dụ phân tích ảnh chụp vệ tinh trái đất phụ thuộc vào màu sắc. Với ảnh trắng đen, phân tích vùng phải giải thích được một tập mô tả dựa trên giá trị mức xám và đặc trưng không gian.



Hình 2.4

Việc mô tả các thuộc tính một cách rời rạc có thể đưa ra những kết quả sai lạc khi thông tin liên thông hoặc lân cận không được dùng trong quá trình phát triển vùng. Ví dụ, hiển thị một khoảng bất kỳ những pixel với ba giá trị mức xám tách biệt. Những pixel phát triển thì có giá trị mức xám giống nhau để có dạng một “vùng” mà không chú ý đến vấn đề liên thông sẽ đưa ra một kết quả phân đoạn vô nghĩa trong ngữ cảnh này.

Một vấn đề khác trong phát triển vùng là dạng của điều kiện dừng. Cơ bản phát

triển vùng sẽ dừng khi không có pixel nào thỏa mãn tiêu chuẩn để nằm trong vùng đó. Tiêu chuẩn chẳng hạn như mức xám, cấu trúc, màu là những bản chất cục bộ, không xét đến lịch sử của quá trình phát triển vùng. Thêm tiêu chuẩn sẽ làm tăng thêm sức mạnh của định luật phát triển vùng dùng khái niệm của kích thước, sự giống nhau của một pixel ứng cử và những pixel đã được phát triển, và hình của những vùng đã được phát triển. Sử dụng những loại tiêu chuẩn đã được miêu tả, dựa trên giả thuyết kiểu của kết quả được mong đợi có giá trị từng phần bé nhất.

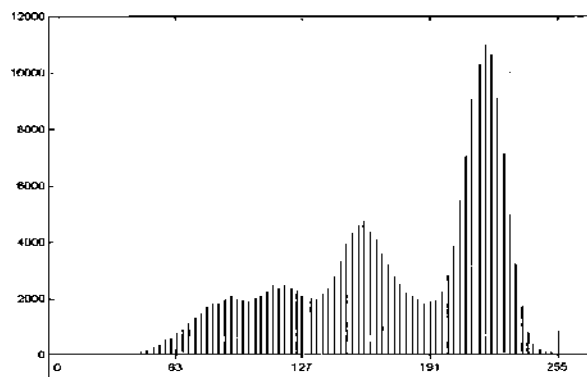
Hình 2.4-a thể hiện một ảnh X-quang của môi hàn chứa nhiều vết nứt và độ rỗng, chúng ta sẽ sử dụng phát triển vùng để phân đoạn vùng của những môi hàn bị hỏng. Đặc điểm của phân đoạn này có thể được dùng để kiểm tra, điều khiển một hệ thống hàn tự động và cho nhiều ứng dụng khác.

Vấn đề đầu tiên là cần xác định những điểm hạt. Trong ứng dụng này những pixel của môi hàn bị hỏng có xu hướng đạt đến giá trị mức xám lớn nhất (trong trường hợp này là 255). Dựa trên thông tin này chúng ta chọn tập điểm bắt đầu là tất cả những điểm có giá trị 255. Những điểm như vậy được trích ra từ ảnh gốc như trong hình 2.4b. Chú ý rằng có nhiều điểm nằm trong những vùng hạt. Bước tiếp theo là chọn tiêu chuẩn phát triển vùng. Trong ví dụ này chúng ta chọn hai tiêu chuẩn để một pixel được thêm vào một vùng :

Trị tuyệt đối hiệu mức xám giữa một pixel bất kỳ và hạt phải nhỏ hơn 65. Con số này dựa trên histogram trong hình 2.4

Để được nhóm vào một vùng, trong tám lân thông của một pixel phải có ít nhất một pixel nằm trong vùng đó.

Trong hình 2.4c biểu diễn kết quả của phát triển vùng dựa trên tập điểm bắt đầu trong hình 2.4b và sử dụng hai tiêu chuẩn đã được định nghĩa ở trên. Những đường biên mờ lên trên ảnh gốc trong hình 2.4d đã thật sự bộc lộ những môi hàn hỏng với một mức độ chấp nhận hợp lý.



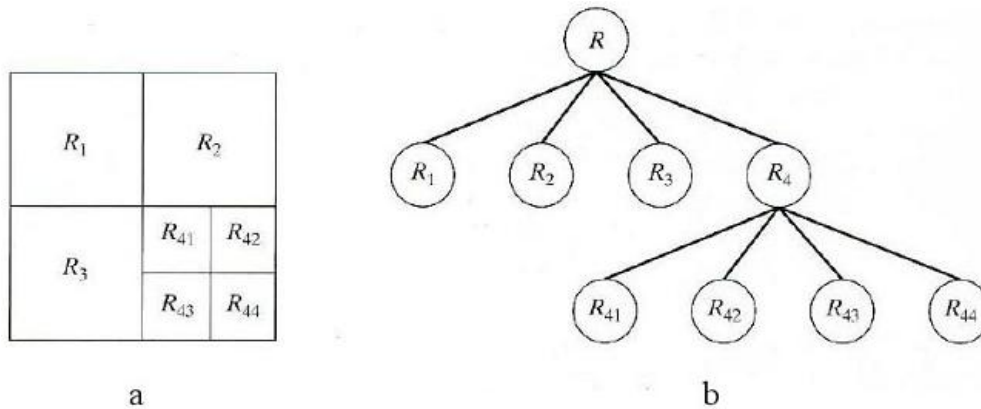
Hình 2.5. Histogram của 2.4

2.4. Chia và chọn vùng

Đặt R biểu diễn toàn bộ vùng ảnh và chọn tính chất p cho trước. Một phương

pháp phân đoạn R là chia nó ra thành những vùng nhỏ hơn và những vùng tứ phân nhỏ hơn, đối với bất kì vùng R_i nào, $P(R_i)=TRUE$. Chúng ta bắt đầu với toàn bộ vùng. Nếu $P(R)=FALSE$ thì ta chia ảnh thành 4 phần. Nếu P là $FALSE$ cho bất kì vùng tứ phân nào, chúng ta chia vùng tứ phân đó thành 4 phần nhỏ hơn, và cứ tiếp tục như thế. Kỹ thuật phân chia đặc biệt này có sự thuận lợi trong biểu diễn được gọi là cây tứ phân (Quadtree). Chú ý rằng gốc của cây tứ phân tương ứng với toàn bộ ảnh và mỗi node tương ứng với phần chia nhỏ hơn. Trong trường hợp này, chỉ R_4 được chia nhỏ hơn nữa.

Nếu chỉ phân chia thì phần cuối cùng sẽ chứa những vùng gần nhau có cùng thuộc tính. Trở ngại này có thể được khắc phục bằng cách hợp lại. Để thỏa mãn điều kiện đòi hỏi hợp chỉ những vùng gần nhau mà có những pixel tổng hợp thỏa tính chất p . Nghĩa là 2 vùng lân cận R_i và R_j được hợp lại nếu $P(R_i \cup R_k)=TRUE$.



Hình 2.6

a. Hình được chia cắt

b. Cây quan hệ tương ứng

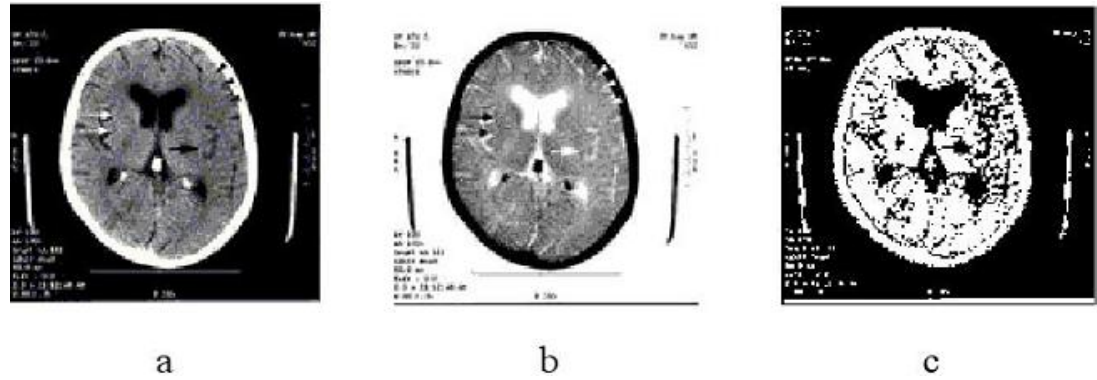
Tóm lại có thủ tục sau:

Chia thành 4 vùng bằng nhau bất kì vùng nào có $P(R_j)=FALSE$

Hợp những vùng kề nhau R_i và R_j với $P(R_i \cup R_j)=TRUE$

Dừng nếu không thể phân chia hoặc không thể hợp được nữa.

Hình 1.44 a) hiển thị một ảnh đơn. Chúng ta định nghĩa $P(R_i) = TRUE$ nếu có ít nhất 80% các pixel trong R_i có thuộc tính $|z_i - m_i| < 2 \sigma_i$ với Z_i là mức xám của pixel thứ j trong vùng R_i , m_i là mức xám của vùng đó, và σ_i là độ lệch chuẩn của mức xám trong R_i . Nếu $P(R_i)=TRUE$ trong điều kiện này, giá trị của tất cả các pixel được đặt bằng với m_i . Phân chia và hợp được thực hiện sử dụng thuật toán trên.



Hình 2.7

a. Hình ban đầu b. Kết quả sau khi tách và trộn c. Kết quả sau khi phân ngưỡng hình (a)

Kết quả của việc áp dụng kỹ thuật này vào ảnh trong hình 2.7a được hiển thị trong hình 2.7b. Chú ý rằng ảnh đã được phân đoạn hoàn toàn. Ảnh hiển thị trong hình 2.7c nhận được bởi phân ngưỡng hình 2.7a, với một ngưỡng đặt tại điểm chính giữa của 2 đỉnh chính của Histogram.

3. Phân đoạn theo miền đồng nhất

3.1. Giới thiệu.

Kỹ thuật phân đoạn ảnh thành các miền đồng nhất dựa vào các thuộc tính quan trọng nào đó của miền. Mỗi một thuộc tính khi sử dụng thì có một tiêu chuẩn phân đoạn tương ứng. Một số thuộc tính tiêu biểu như: mức xám, màu sắc (đối với ảnh màu), kết cấu sợi vv...

Giả sử ảnh X phải được phân thành N vùng khác nhau R_1, R_2, \dots, R_N và nguyên tắc phân đoạn là một vị từ của công thức $P(R)$. Việc phân đoạn ảnh chia tập X thành các tập con $R_i, i = 1 \dots N$ phải thỏa mãn:

-Các vùng $R_i, i=1..N$ phải lấp kín hoàn toàn ảnh:

$$X = \bigcup_{i=1}^N R_i$$

-Hai vùng khác nhau phải là những tập hợp rời nhau: $R_i \cap R_j = 0$ với $i \neq j$

-Mỗi vùng R_i phải có tính đồng nhất:

$$P(R_i) = \text{TRUE} \text{ với } i = 1 \dots N$$

Nếu R_i, R_j là hai vùng rời nhau thì $(R_i \cap R_j)$ phải là một vùng ảnh không đồng nhất:

$$P(R_i \cap R_j) = \text{FALSE} \text{ với } i \neq j$$

Kết quả của việc phân vùng ảnh phụ thuộc vào dạng của vị từ p và các đặc trưng được biểu diễn bởi vector đặc trưng. Thường thì vị từ p có dạng $P(R, X, t)$, trong đó X là vector đặc trưng gắn với một điểm ảnh và t là một tập hợp các tham số

(thường là các ngưỡng). Trong trường hợp đơn giản nhất, vectơ đặc trưng X chỉ chứa giá trị mức xám của ảnh $I(k,l)$ và vectơ ngưỡng chỉ gồm một ngưỡng T . Một nguyên tắc phân đoạn đơn giản có công thức:

$$P(R): f(k,l) < T$$

Trong trường hợp các ảnh màu, vectơ đặc trưng X có thể là ba thành phần ảnh RGB $[fR(k,l), fG(k,l), fB(k,l)]T$. Lúc đó luật phân ngưỡng có dạng:

$$P(R,x,t): ((fR(k,l)<TR)\&\& (fG(k,r)<TR)\&\&(fB(k,l)<TR))$$

3.2. Phương pháp tách cây tứ phân.

Phương pháp tách cây tứ phân dựa trên nguyên tắc kiểm tra tính hợp thức của tiêu chuẩn đồng nhất một cách tổng thể trên miền lớn. Nếu tiêu chuẩn được thoả mãn việc phân đoạn coi như kết thúc. Trong trường hợp ngược lại, chia miền đang xét thành 4 miền nhỏ hơn, áp dụng đệ quy bằng phương pháp trên cho mỗi miền nhỏ hơn cho đến khi tất cả các miền đều thoả mãn tiêu chuẩn đồng nhất.

Thuật toán được mô tả như sau:

```

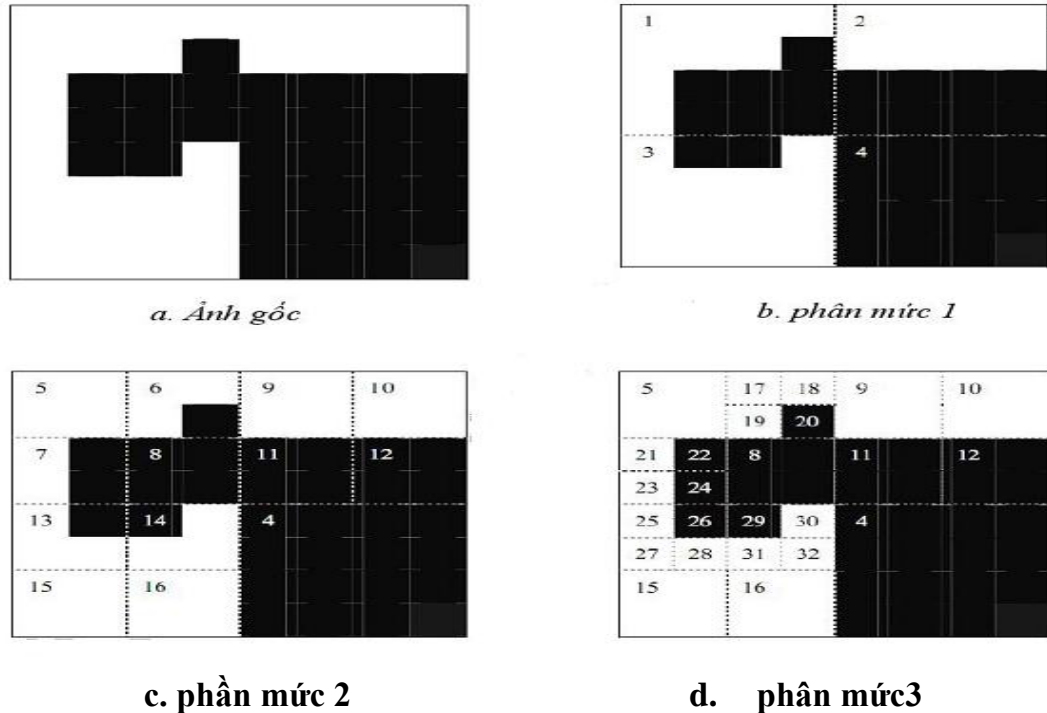
Procedure PhanDoan(Miền) Begin
  If miền đang xét không thoả Then
    Begin
      Chia miền đang xét thành 4 miền: Z1, Z2, Z3, Z4
      For i=1 to 4 Do PhanDoan(Zi) End
    Else Exit
  End;

```

Thuật toán này tạo nên một cây mà mỗi nút cha có 4 nút con ở mọi mức, trừ mức ngoài cùng. Vì thế cây này có tên là cây tứ phân. Góc của cây là ảnh ban đầu, một vùng thoả mãn tiêu chuẩn tạo nên một nút lá, nếu không sẽ tạo nên một nút nhánh.

Giả sử chọn tiêu chuẩn phân vùng là màu sắc và quy ước mọi điểm của vùng là màu trắng sẽ tạo nên một nút lá trắng và tương tự như vậy với nút lá đen. Nút màu ghi có nghĩa là vùng không thuần nhất và phải tiếp tục chia.

Hình 2.8 - minh họa thuật toán tách cây tứ phân: ảnh gốc (a) được chia thành 4 phần được kết quả phân mức 1 (b), tiếp tục thực hiện đối với các phần nhỏ, ta được phân mức 2,3.



Hình 2.8. Minh họa thuật toán tách cây tứ phân

3.3. Phương pháp phân vùng hợp

Phương pháp phân vùng bởi hợp thao tác ngược lại với phương pháp tách cây tứ phân, nghĩa là xuất phát từ các miền nhỏ nhất - các điểm ảnh rồi hợp chúng lại nếu thỏa mãn tiêu chuẩn đề ra để được miền đồng nhất lớn hơn. Tiếp tục với các miền thu được cho đến khi ta không thể hợp nhất chúng với nhau nữa, lúc này số miền còn lại chính là các phân vùng của ảnh. Việc hợp nhất hai miền phải thỏa mãn hai nguyên tắc sau:

Hai vùng phải kề cận.

Hai vùng phải đáp ứng tiêu chuẩn, như cùng màu, cùng mức xám hay cùng kết cấu

Giả sử vùng R_i có n điểm, lúc đó giá trị trung bình m_i và độ lệch tiêu chuẩn σ_i được tính theo công thức:

$$m_i = \frac{1}{n} \sum_{(k,l) \in R_i} I(k,l) \quad (3.5)$$

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{(k,l) \in R_i} (I(k,l) - m_i)^2} \quad (3.6)$$

Hai vùng R_1 và R_2 : có thể hợp thành một vùng nếu $|m_1 - m_2| < T$ và điểm $I(k,l)$ sẽ được hợp với vùng R_i nếu $|I(k,l) - m_i| < T$, với T là một ngưỡng.

Đầu tiên chúng ta cố gắng hợp điểm (k, l) với một trong các vùng lân cận R_i . Nếu việc hợp không thành công thì ta hợp với các vùng khác đã có. Nếu vẫn không

thành hoặc không có vùng lân cận tồn tại thì điểm này được coi là một vùng mới

Sau khi hợp nhất (k,l) vào vùng R thì ta phải cập nhật lại giá trung bình và độ lệch tiêu chuẩn:

$$m_i = \frac{1}{n+1}(I(k,l) + n * m_i) \quad (3.7)$$

$$\sigma_i^2 = \sqrt{\frac{1}{n+1} \left(n\sigma_i^2 + \frac{n}{n+1} [I(k,l) - m_i]^2 \right)} \quad (3.8)$$

Nếu có nhiều hơn một vùng lân cận thỏa mãn thì hợp điểm (k,l) với vùng R_i sao cho sự khác biệt $|(k,l) - m_i|$ nhỏ nhất.

Cũng trong phương pháp phân vùng bởi hợp, có một cách tiếp cận khác với kỹ thuật trên, đó là phương pháp phân vùng dựa vào đồ thị. Phân vùng dựa trên đồ thị tìm cách hợp nhất hai miền R_i và R_j theo tính chất so sánh giữa hai cặp miền.

3.4. Phương pháp tách hợp (Split- Meger)

Hai phương pháp vừa xét ở trên có một số nhược điểm . Phương pháp tách tạo nên một cấu trúc phân cấp và thiết lập mối quan hệ giữa các vùng. Tuy nhiên nó thực hiện việc chia quá chi tiết. Phương pháp hợp cho phép giảm số vùng liên thông xuống mức tối thiểu nhưng cấu trúc hàng ngang dàn trải, không cho ta thấy mối liên hệ giữa các vùng. Chính vì nhược điểm này ta nghĩ đến việc phối hợp cả 2 phương pháp. Trước tiên dùng phương pháp tách để tạo nên cây tứ phân, phân đoạn theo hướng từ gốc lên lá. Tiếp theo tiến hành duyệt cây theo chiều ngược lại và hợp các vùng có cùng tiêu chuẩn. Với phương pháp này ta thu được miêu tả cấu trúc của ảnh với các miền liên thông có kích thước tối đa.

Giải thuật trên gồm một số bước sau:

1. Kiểm tra tiêu chuẩn đồng nhất

1.1 Nếu không thỏa mãn và số điểm trong vùng lớn hơn một điểm, tách làm 4 vùng (trên, dưới, trái, phải) bằng cách gọi đệ quy. Nếu kết quả tách xong và không tách được nữa thì chuyển sang bước 1.2

1.2 Nếu tiêu chuẩn đồng nhất là thỏa mãn thì tiến hành hợp vùng và cập nhật giá trị trung bình cho vùng.

2. Hợp vùng: cần kiểm tra 4 lân cận đã nêu trên. Có thể có nhiều vùng thỏa mãn khi đó ta chọn vùng tối ưu rồi tiến hành hợp.

Phương pháp này thu được kết quả số vùng là nhỏ hơn phương pháp tách và ảnh được làm trơn hơn.

4. Phân đoạn ảnh dựa vào đồ thị.

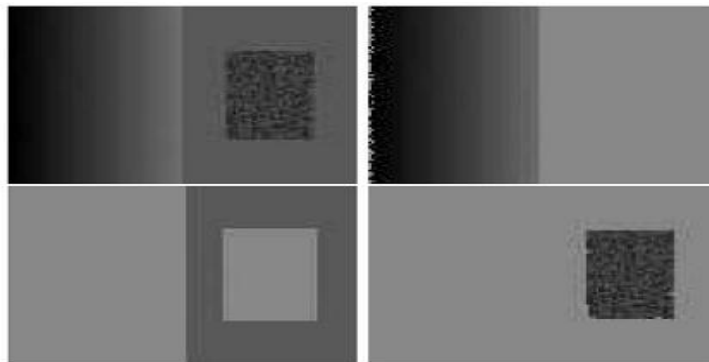
Phân đoạn ảnh dựa vào đồ thị là một phương pháp tiếp cận khá hiện đại dựa trên thuộc tính non-local của ảnh đầu vào. Phương pháp này phát hiện ra biên giữa hai vùng của ảnh bằng cách so sánh sự khác nhau giữa nội vùng (inter- component) với sự khác nhau với các vùng khác. Thuật toán phân đoạn dựa vào đồ thị tuân theo chiến lược tham lam, có thời gian chạy gần như tuyến tính, nhưng vẫn đảm bảo được việc phân đoạn chính xác và hiệu quả.

4.1. Giới thiệu.

Các phương pháp phân đoạn ảnh cổ điển đều có chung một nhược điểm là chạy rất chậm trong các ứng dụng xử lý ảnh và hầu như không nắm bắt được các thuộc tính non-local quan trọng của ảnh. Vì vậy, hầu hết các nghiên cứu của những năm gần đây đều có xu hướng tìm kiếm một kỹ thuật phân đoạn có khả năng xử lý trong cơ sở dữ liệu ảnh lớn một cách nhanh chóng, chính xác và hiệu quả. Kỹ thuật phân đoạn dựa vào đồ thị được mô tả ở đây không những vừa nắm bắt được các đặc tính non-local mà độ phức tạp tính toán chỉ là $O(n \log n)$ đối với bức ảnh có n điểm ảnh (pixel).

Giống như các phương pháp phân cụm cổ điển, phương pháp này cũng dựa trên việc chọn các cạnh từ một đồ thị. Đồ thị này được xây dựng bằng cách coi mỗi điểm ảnh là một đỉnh, hai điểm ảnh kề nhau thì được nối bởi một cạnh vô hướng, trọng số trên một cạnh thể hiện sự khác nhau giữa hai điểm ảnh. Tuy nhiên, phương pháp này thực hiện việc điều chỉnh sự phân đoạn dựa vào mức độ thay đổi giữa các miền lân cận của ảnh.

Lấy một ví dụ đơn giản thể hiện việc nắm bắt được các đặc tính non-local của phương pháp này. Để ý vào ảnh phía trên bên trái của hình hầu hết đều nói rằng bức ảnh này có ba miền phân biệt: một hình chữ nhật ở nửa bên trái, một hình chữ nhật đặc ở giữa nửa bên phải và phần bao quanh hình chữ nhật đặc này.



Hình 2.9. Nhận dạng các vùng ảnh

Phương pháp phân đoạn dựa vào đồ thị sẽ tìm dấu hiệu đường biên giữa hai vùng bằng cách so sánh hai đại lượng: một là dựa vào cường độ khác nhau dọc theo đường biên và hai là dựa vào cường độ khác nhau giữa các điểm ảnh với mỗi vùng.

4.2. Phân đoạn dựa vào đồ thị.

Cho $G = (V, E)$ là một đồ thị vô hướng với các đỉnh $V_i \in V$, là tập hợp các phần tử cần được phân đoạn và các cạnh $(v_i, v_j) \in E$, tương ứng với các cặp đỉnh lân cận nhau. Mỗi cạnh $(v_i, v_j) \in E$ có một trọng số tương ứng, trọng số là một số không âm đo sự khác nhau giữa hai phân tử lân cận v_i và v_j , ký hiệu $w(v_i, v_j)$. Ở đây trọng số của cách cạnh đo sự khác nhau giữa hai điểm nối bởi cạnh đó (có nhiều mức độ khác nhau: màu sắc, vị trí, sự vận động hoặc các thuộc tính khác).

Như vậy phân đoạn một bức ảnh là việc phân chia V thành các thành phần, mà mỗi thành phần (hoặc miền) $C \subseteq V$ tương đương với một thành phần liên thông trong đồ thị $G' = \langle V, E' \rangle$, $E' \subseteq E$.

4.3. Tính chất của so sánh cặp miền.

Để có thể dễ dàng định lượng dấu hiệu của một đường biên giữa hai vùng trong ảnh, chúng ta định nghĩa một tính chất D . Tính chất này dựa vào độ đo sự khác nhau giữa các phân tử dọc theo một đường biên của hai thành phần liên quan nhằm đo sự khác nhau giữa các phân tử lân cận trong mỗi thành phần. Kết quả là so sánh sự khác nhau giữa nội vùng (inter-component) với sự khác nhau với các vùng khác.

Trước hết, ta định nghĩa độ khác nội vùng (internal difference) và độ khác giữa hai vùng (difference between two components).

Độ khác nội vùng (internal difference) của một thành phần $C \subseteq V$ là trọng số lớn nhất trong cây thỏa mãn nhánh tối thiểu của thành phần đó, kí hiệu $\text{Int}(C)$. Khi đó:

$$\text{Int}(C) = \max_{e \in \text{MST}(C, E)} w(e) \quad (3.9)$$

Độ khác giữa hai vùng (defference between two components) $C_1, C_2 \subseteq V$, là trọng số nhỏ nhất giữa hai vùng, kí hiệu là $\text{Dif}(C_1, C_2)$. Khi đó:

$$\text{Dif}(C_1, C_2) = \min_{v_i \in C_1, v_j \in C_2, (v_i, v_j) \in E} w(v_i, v_j) \quad (3.10)$$

Nếu không có cạnh nối nào giữa C_1 và C_2 thì đặt $\text{Dif}(C_1, C_2) = \infty$. Độ đo sự khác nhau chỉ phản ánh được cạnh có trong số nhỏ nhất nối giữa hai thành phần.

Một khái niệm có liên quan trong định nghĩa về tính chất D là giá trị khác nội vùng nhỏ nhất, kí hiệu Mint . Giá trị Mint được định nghĩa như sau:

$$\text{Mint}(C_1, C_2) = \min(\text{Int}(C_1) + X(C_1) \text{Int}(C_1) + X(C_2)) \quad (3.11)$$

Hàm ngưỡng X điều khiển mức độ khác nhau giữa hai thành phần, sao cho giá trị này phải lớn hơn các giá trị khác nội vùng của các thành phần để nhằm mục đích nhận ra đường biên giữa chúng. Đối với các thành phần nhỏ $\text{Int}(C)$ là không đủ tốt để ước lượng các đặc tính của dữ liệu. Trong một số trường hợp khi $|C| = 1$ thì $\text{Int}(C) = 0$ với $|C|$ là tích thước của thành phần C . Khi đó chúng ta sử dụng một hàm ngưỡng dựa trên kích thước của thành phần:

$$T(C) = k/|C| \quad (3.12)$$

Với k là một tham số hằng. Trong thực tế thì k được chọn không nhỏ hơn kích thước của thành phần nhỏ nhất.

Lúc này tính chất so sánh giữa hai cặp miền C_1 và C_2 , kí hiệu $D(C_1, C_2)$ được định nghĩa như sau:

$$D(C_1, C_2) = \begin{cases} \text{true if } D(C_1, C_2) > \text{Mint} \\ (C_1, C_2) \text{ false otherwise} \end{cases} \quad (3.13)$$

4.4. Thuật toán và các tính chất.

Trong mục này em xin đưa ra một thuật toán phân đoạn sử dụng tiêu chuẩn quyết định D đã mô tả ở trên. Ta sẽ chỉ ra rằng phân đoạn bằng thuật toán này sẽ tuân theo các thuộc tính không quá thô (too coarse) và cũng không quá mịn (too fine), theo các định nghĩa sau đây.

4.3.1. Định nghĩa

Một phân đoạn được xem là quá mịn nếu tồn tại một số cặp miền $C_1, C_2 \in S$ mà giữa hai miền này không có dấu hiệu của đường biên.

Để định nghĩa được những khái niệm bổ sung cho phân đoạn quá thô, chúng ta đưa ra khái niệm tinh chỉnh (refinement) của một phân đoạn.

Cho hai phân đoạn S và T của cùng một tập cơ sở, ta nói rằng T là một tinh chỉnh (refinement) của S khi mỗi thành phần của T được chứa trong (hoặc bằng) một số thành phần của S . Và ta cũng nói rằng T là một tinh chỉnh đúng của S khi $T \neq S$

Chú ý rằng nếu T là tinh chỉnh đúng của S thì T có thể được chứa bởi một hoặc một số các miền trong S và S được gọi là thô hơn T .

4.3.2. Định nghĩa 2

Một phân đoạn được xem là quá thô khi tồn tại một tinh chỉnh đúng của S mà phân đoạn đó vẫn chưa là quá mịn.

Vấn đề đặt ra là liệu có phải luôn luôn tồn tại phân đoạn không quá thô cũng không quá mịn hay không? Và nếu tồn tại thì phân đoạn đó có là duy nhất không?

Thực tế cho thấy là nói chung luôn có thể có nhiều hơn một phân đoạn không quá thô cũng không quá mịn, do đó phân đoạn này là không duy nhất. Đây là một tính chất đặc biệt của phân đoạn ảnh dựa trên đồ thị.

4.3.3. Tính chất

Với một đồ thị hữu hạn $G = (V, E)$ bất kỳ luôn tồn tại một số phân đoạn s không quá thô mà cũng không quá mịn.

Chúng minh: Chúng ta dễ dàng nhận thấy là tính chất này đúng. Thật vậy, nếu

phân đoạn mà tất cả các phần tử đều nằm trong một thành phần, thì phân đoạn này là không quá mịn, vì nó chỉ có đúng một thành phần (định nghĩa 1). Nếu mà phân đoạn này cũng không quá thô thì coi như xong. Ngược lại, theo định nghĩa 2, thì sẽ có một tinh chỉnh đúng mà ko quá mịn. Lấy một trong số các tinh chỉnh đó và lặp lại thủ tục này cho đến khi chúng ta sẽ thu được một phân đoạn không quá thô.

Trở lại với thuật toán phân đoạn dựa trên đồ thị, thuật toán này gần với thuật toán Kruskal xây dựng cây tủa nhánh tối thiểu của một đồ thị.

Độ phức tạp của thuật toán là $O(m \log m)$, trong đó m là số cạnh của đồ thị.

4.3.4. Thuật toán

Thuật toán phân đoạn

Input: Đồ thị $G = (V, E)$ gồm n đỉnh và m cạnh

Output: Một phân đoạn của V thành các thành phần $S = (C_1, C_2, \dots)$

Thuật toán:

- Bước 0 : sắp xếp các cạnh của G theo thứ tự không giảm của trọng số.

$$\pi = (o_1, o_2, \dots, o_m)$$

- Bước 1: Bắt đầu với phân đoạn S^0 , lúc này mỗi đỉnh nằm trong 1 thành phần.
- Bước 2: Lặp lại bước 3 với $q = 1, \dots, m$
- Bước 3 : Xây dựng S^q từ S^{q-1} như sau: Cho v_i và v_j là hai đỉnh nối với nhau bởi cạnh thứ q , tức là $O_q = (v_i, v_j)$. Nếu v_i và v_j nằm trong hai thành phần tách rời nhau của S^{q-1} và $w(o_q)$ nhỏ hơn sự khác nhau nội vùng của cả hai thành phần thì trộn hai thành phần này với nhau, ngược lại không làm gì cả. Cụ thể hơn gọi C_i^{q-1} là thành phần của S^{q-1} chứa V_i và C_j^{q-1} là thành phần của S^{q-1} chứa V_j . Nếu $C_i^{q-1} \# C_j^{q-1}$ và $w(o_q) < \text{Mint}(C_i^{q-1}, C_j^{q-1})$ thì S^q thu được từ S^{q-1} bằng cách trộn C_i^{q-1} với C_j^{q-1} Ngược lại $S^q = S^{q-1}$.
- Bước 4: Trả về kết quả $S = S^m$

Chúng ta sẽ chứng minh rằng phân đoạn S được xây dựng trong thuật toán trên là tuân theo các thuộc tính toàn cục khi sử dụng tính chất so sánh cặp miền đã định nghĩa trong phần trước. Nghĩa là mặc dù thuật toán chỉ dựa vào các quyết định tham lam nhưng phân đoạn được xây dựng vẫn thỏa mãn các thuộc tính toàn cục.

Kết luận: Trong chương II em đã trình bày 1 số kỹ thuật phân đoạn cơ bản như: phân đoạn dựa vào ngưỡng, phân đoạn dựa trên cơ sở vùng, phân đoạn theo miền đồng nhất và phân đoạn ảnh dựa vào đồ thị. Để cài đặt thử nghiệm chương trình phân đoạn ảnh ứng dụng trong lĩnh vực Y học em xin chuyển sang chương III cài đặt chương trình thử nghiệm

CHƯƠNG III: CÀI ĐẶT CHƯƠNG TRÌNH THỬ NGHIỆM

1. Giới thiệu bài toán

Qua quá trình học tập và nghiên cứu của bản thân, em đã xây dựng một chương trình xử lý và phân đoạn ảnh dựa vào ngưỡng biên độ. Chương trình có một số chức năng chính sau:

- Đổi màu ảnh
- Làm mịn ảnh
- Phân đoạn ảnh dựa vào ngưỡng biên độ(tìm biên ảnh)
- Zoom ảnh theo các mức xác định sẵn có
- Biến dạng ảnh

2. Giao diện chính của chương trình



Hình 3.1



Hình 3.2

Tài liệu tham khảo

Tài liệu Tiếng Việt

- Ngô Quốc Tạo (2003), “Bài giảng môn Xử lý ảnh”.
- Nguyễn Thanh Thủy - Lương Mạnh Bá (1998), ”Nhập môn xử lý ảnh iỏ”, NXB Khoa học và kỹ thuật, Hà Nội.
- Nguyễn Kim Sách (1997), “Xử lý ảnh và video số ”, NXB Khoa học kỹ thuật Hà Nội.
- Nguyễn Duy Huệ - Phạm Minh Thông (2009), “Chẩn đoán hình ảnh” NXB Giáo dục Việt Nam.

Tài liệu Tiếng Anh

- J. K. Udupa and s. Samarasekera (1966), "Ftízzy Coimectedness ard Object Definition: Theory, Algorithms, and Applications in Imaging Segmentation, “Graphical Models and Image Processing, vol. 58, no. pp. 246-261.
- S. U. Lee, s. Y. Chung, and R. R Park (1990), "A Comparative Periðomance Study of Several Global Thi'eshoIdiiiig Tecluiiques for Seginentation," Computer Vision, Graphics, and ìmage Processùri vol. 52, pp. 171-190.
- N. OSTU, "A Thieshold Selection Method from Gray-Level Histogiam (1978),"IEEE Irrans. Systems, Man, and Cybernetics, vol. 8,pp. 62-66.

PHỤ LỤC A: BỆNH HỌC

Phần này trình bày về các dạng tổn thương được đề cập đến trong bài làm, kèm theo đó là một số hình ảnh minh họa điển hình.

A.1 Tụ máu (lưới màng cứng (Subdural Hematoma/SDH))

Tụ máu dưới màng cứng (TMDMC) là tụ máu ở khoang dưới màng cứng, khoang giữa lớp trong màng cứng và màng nhện.

Biểu hiện hình ảnh tụ máu dưới màng cứng cấp (dưới 3-4 ngày):

- Tụ dịch ngoài trục, đậm độ cao, hình liềm, bờ trong không đều. Vượt qua được các khớp sọ. Không vượt qua được các nếp gấp của màng cứng (liềm, lều não) (hình A-1). Có thể vờn vào rãnh liên bán cầu, dọc theo liềm não.
- Thường kết hợp tổn thương não bên dưới (đập não, tụ máu khu trú)
- Cần điều chỉnh cửa sổ để quan sát TMDMC lượng ít.
- Hình ảnh:



Hình A.1: Tụ máu dưới màng cứng

A.2 Tụ máu ngoài màng cứng (Epidural Hematoma/EDH)

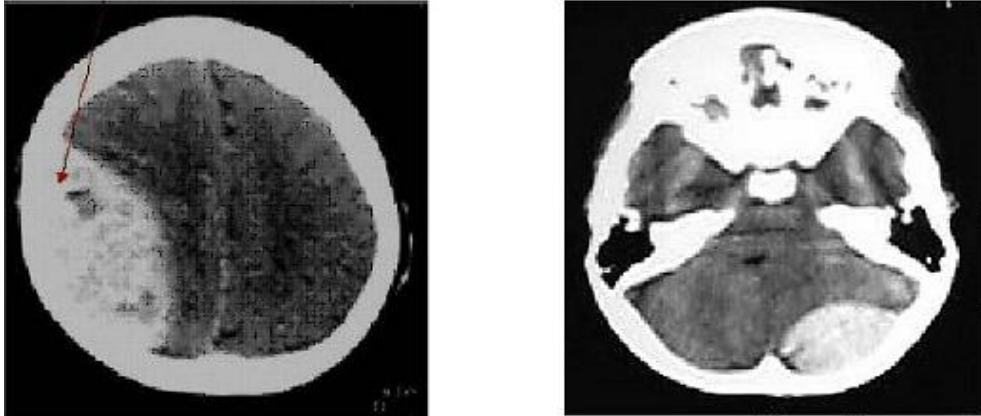
- Tụ máu ngoài màng cứng (TMNMC) là tụ máu ở khoang giữa bản sọ và lớp ngoài màng cứng.

- Biểu hiện hình ảnh tụ máu ngoài màng cứng cấp (dưới 3-4 ngày):

- Khối choán chỗ ngoài trục, khu trú, hình lồi hai mặt, bờ trong nhẵn. Không chạy qua các khớp sọ (hình A.2). Ở vùng cao của vòm sọ, trên hình cắt ngang, TMNMC thường có bờ không rõ.
- Thường kết hợp với các dấu hiệu thoát vị dưới liềm, xuyên lều hướng

xuông, tăng áp lực sọ não.

• Khối máu tụ có đậm độ cao, đồng nhất (2/3 trường hợp), đậm độ hỗn hợp (1/3 trường hợp, do máu đang chảy và các vùng máu không đông).



Hình A.2: Tụ máu ngoài màng cứng

Phân biệt tụ máu ngoài màng cứng và tụ máu dưới màng cứng

	Tụ máu ngoài màng cứng	Tụ máu dưới màng cứng
Hình dạng	Hình lưỡi hai mặt	Hình liềm
Khớp sọ	Không vượt qua	Vượt qua
Nếp gấp màng cứng (liềm, lều não)	Vượt qua	Không vượt qua

A.3 Xuất huyết khoang dưới nhện (subarachnoid hemorrhage)

Thường kết hợp với các loại tổn thương khác.

Bệnh nguyên: Do tổn thương mạch máu màng mềm, hoặc các mạch máu trong não.

Ví trí: Khu trú quanh vùng đập não, rãnh liên bán cầu, hoặc lan tỏa theo khoang dưới nhện.

Hình ảnh: tăng đậm độ ở các rãnh và bề não.



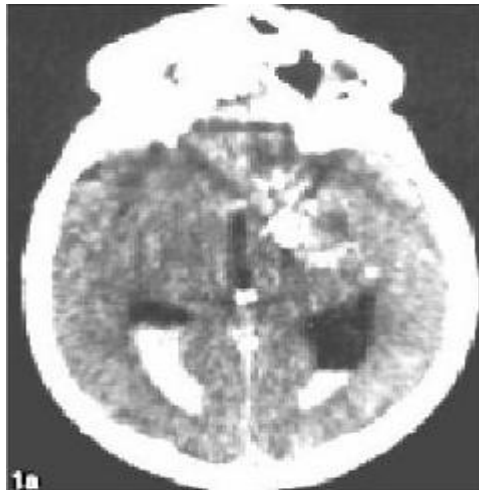
Hình A.3: Xuất huyết khoang dưới nhện

A.4 Xuất huyết trong não thất (intraventricular hemorrhage)

Xuất huyết nặng (vỡ khối máu tụ ở nhu mô não lân cận vào não thất), tổn thương đám rối mạch mạc, vỡ phình mạch não.

Hình ảnh:

- Tăng đậm độ trong não thất
- Hình mức dịch-máu (hay gập sừng chằm)
- Tụ máu khu trú ở đám rối mạch mạc



Hình A.4: Xuất huyết trong não thất

A.5 Tụ máu trong não (intracerebral hematoma)

Tụ máu trong tổ chức não do tổn thương các mạch máu sâu trong não.

Vị trí: thái dương, trán và chẩm - đỉnh (2% trường hợp ở nhân nền và bao trong).

Hình ảnh: ổ tụ máu tăng đậm độ trong nhu mô não



Hình A.5: Tụ máu trong não



Hình B.1: Minh họa giải phẫu CT não

- | | | |
|----------------------|-------------------|--------------------|
| 1 Nhãn cầu | 2 Hồ yên | 3 Lưng yên |
| 4 Sừng thái dương | 5 Cầu não | 6 Bán cầu tiểu não |
| 7 Động mạch thân nền | 8 Thùy thái dương | 9 Não thất IV |
| 10 Thùy giun | | |



Hình B.2: Minh họa giải phẫu CT não

- | | |
|---------------------------|---------------------------------|
| 1 Thùy chán | 2 Đoạn ngang động mạch não giữa |
| 3 Bể nền (bể yên trên) | 4 Thùy thái dương |
| 5 Bể quanh củ não sinh tư | 6 Bể trên thùy giun |
| 7 Rãnh sylvius | 8 Cuống đại não |
| 9 Củ não sinh tư | 10 Thùy chẩm |



Hình B.3: Giải phẫu CT não đơn giản

- | | | |
|-------------------|--------------------------|---------------------------|
| 1 Thùy chán | 2 Sừng chán não thất bên | 3 Thùy đảo |
| 4 Thùy thái dương | 5 Bể trên thùy giun | 6 Thùy chẩm |
| 7 Liềm đại não | 8 Nhân bèo | 9 Não thất III |
| 10 Đồ thị | 11 Tuyến tòng | 12 Sừng chẩm não thất bên |



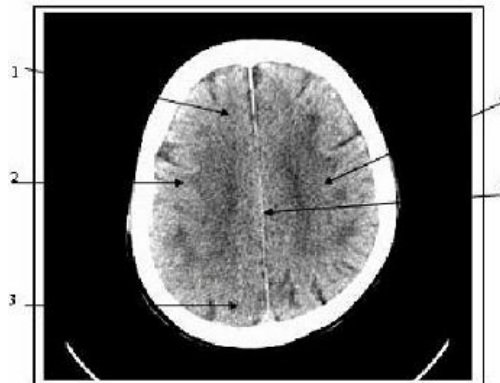
Hình B.4: Giải phẫu CT não đơn giản

- | | |
|-----------------------|-----------------------------|
| 1 Thùy trán | 2 Sừng trán não thất bên |
| 3 Đầu chân đuôi | 4 Nhân bèo |
| 5 Đồ thị | 6 Sừng chẩm não thất bên |
| 7 Chi trước bao trong | 8 Gói bao trong |
| 9 Bao ngoài | 10 Chi sau bao trong |
| 11 Thùy chẩm | 12 Xoang tĩnh mạch dọc trên |



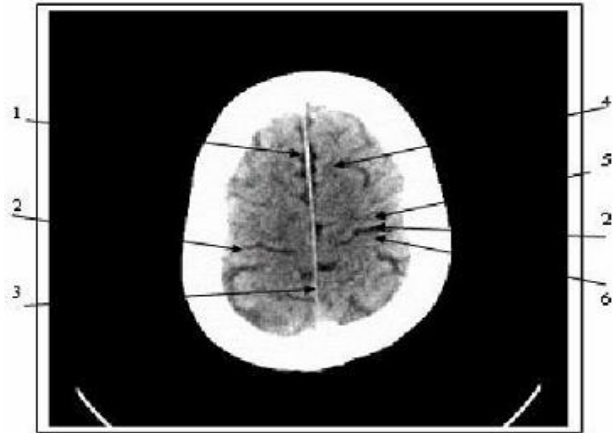
Hình B.5: Giải phẫu CT não đơn giản

- | | |
|----------------------|---------------------|
| 1 Liềm đại não trước | 2 Thùy trán |
| 3 Thùy đỉnh | 4 Thùy chẩm |
| 5 Thê chai | 6 Thân não thất bên |
| 7 Liềm đại não sau | |



Hình B.6: Giải phẫu CT não đơn giản

- | | |
|----------------|-------------------------|
| 1 Thùy trán | 2 Thùy đỉnh |
| 3 Thùy chẩm | 4 Trung tâm bán cầu dục |
| 5 Liềm đại não | |



Hình B.7: Giải phẫu CT não đơn giản

1 Liềm đại não

3 Liềm đại não

5 Hội não trước trung tâm

2 Rãnh trung tâm

4 Hội trán trên

6 Hội não sau trung tâm