

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

**TÌM HIỂU PHƯƠNG PHÁP NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG  
ẢNH Y HỌC**

ĐỒ ÁN TỐT NGHIỆP ĐẠI HỌC HỆ CHÍNH QUY

Ngành: Công nghệ Thông tin

Sinh viên thực hiện: PHẠM NGỌC QUẢNG

Giáo viên hướng dẫn: PGS TS NGÔ QUỐC TẠO

Mã số sinh viên: 1013101009

HẢI PHÒNG - 2012

MỤC LỤC

CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU VỀ XỬ LÝ ẢNH Y HỌC .....	5
1.1. NHỮNG VẤN ĐỀ CƠ BẢN VỀ XỬ LÝ ẢNH.....	5
1.1.1. Giới thiệu .....	5
1.1.2.1. Điểm ảnh ( <i>Picture Element</i> ).....	8
1.1.2.2. Mức xám, màu .....	8
1.1.2.3. Độ phân giải .....	9
1.1.2.4. Đo khoảng cách giữa các điểm ảnh .....	9
1.1.2.5. Lấy mẫu và lượng tử hóa ảnh .....	9
1.1.2.6. Mối quan hệ giữa các điểm ảnh.....	9
1.1.2.7. Các thành phần cơ bản của hệ thống xử lý ảnh .....	11
1.1.3. Một số định dạng ảnh cơ bản: .....	13
1.2. XỬ LÝ ẢNH Y HỌC .....	15
1.2.1. Đặc trưng của ảnh y học.....	15
1.2.2. Giới thiệu về xử lý ảnh y học .....	15
1.2.3. Các chuẩn ảnh y học và truyền thông ảnh y học .....	16
1.2.2.1. Chuẩn DICOM.....	17
1.2.2.2. Chuẩn PACS .....	19
CHƯƠNG 2. MỘT SỐ PHƯƠNG PHÁP NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG ẢNH Y HỌC .....	20
2.1. CÁC KỸ THUẬT NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG ẢNH CƠ BẢN .....	20
2.1.1. Các kỹ thuật không phụ thuộc không gian.....	20
2.1.1.1. Tăng giảm độ sáng.....	21
2.1.1.2. Tách ngưỡng .....	21
2.1.1.3. Bó cụm.....	22
2.1.1.4. Cân bằng histogram .....	22
2.1.1.5. Kỹ thuật tách ngưỡng tự động .....	23
2.1.1.6. Biến đổi cấp xám tổng thể .....	24
2.1.2. Các kỹ thuật phụ thuộc không gian .....	24
2.1.2.1. Phép cuộn và mẫu .....	24
2.1.2.2. Lọc trung vị .....	25
2.1.2.3. Lọc trung bình.....	25
2.1.2.3. Lọc trung bình theo $k$ giá trị gần nhất.....	26
2.2. MỘT SỐ KỸ THUẬT CHỌN LỌC NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG ẢNH Y HỌC .....	26
2.2.1. Khử nhiễu ảnh y học.....	27
2.2.1.1. Kỹ thuật lọc trung bình ( <i>Average filter</i> ).....	27
2.2.1.2. Kỹ thuật lọc trung vị ( <i>median filter</i> ).....	28
2.2.1.3. Lọc trung bình theo giá trị gần nhất.....	29
2.2.1.4. Phương pháp lọc Bayes .....	29
2.2.2. Các phương pháp phát hiện biên .....	31
2.2.3. Phương pháp Gradient.....	31
2.2.3.1. Phương pháp Prewitt .....	32
2.2.3.2. Phương pháp Sobel.....	34
2.2.3.3. Phương pháp Compass.....	34
2.2.3.4. Phương pháp Laplace.....	35

<b>CHƯƠNG 3. CÀI ĐẶT CHƯƠNG TRÌNH THỬ NGHIỆM MỘT SỐ CHỨC NĂNG .</b>	
.....	37
<b>3.1. GIỚI THIỆU CHƯƠNG TRÌNH.....</b>	37
<b>3.2. GIAO DIỆN VÀ CHỨC NĂNG CỦA CHƯƠNG TRÌNH .....</b>	37
<b>KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN.....</b>	40

## MỞ ĐẦU

Trong lĩnh vực y tế, xử lý ảnh đang được ứng dụng một cách rộng rãi và đem lại nhiều kết quả khả quan. Mặt khác nó còn hứa hẹn một tương lai phát triển cùng với sự phát triển công nghệ sinh học. Trong y học, chẩn đoán hình ảnh là một phương pháp chẩn đoán cho phép người bác sĩ có thể quan sát bằng hình ảnh các bộ phận của cơ thể một cách trực quan nhất. Từ đó đưa ra các chẩn đoán chính xác của bệnh lý để có biện pháp điều trị hiệu quả. Khoa học hỗ trợ cho kỹ thuật chẩn đoán hình ảnh chính là xử lý ảnh. Chẳng hạn như trong các phương pháp: chụp X-quang, chụp cắt lớp CT, MRI, siêu âm, v.v Ảnh sau khi được tái tạo chưa thể rõ nét được, ảnh hưởng đến chất lượng, gây khó khăn cho việc chẩn đoán bệnh. Do vậy, mặc dù các thiết bị chụp y tế với công nghệ ngày càng nâng cao để hỗ trợ cho việc 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. Quá trình tiền xử lý này trên thế giới đã và đang được nghiên cứu với nhiều cách tiếp cận khác nhau của cả giới y học và tin học.

Trong luận văn này, em tập trung tìm hiểu các phương pháp, thuật toán nâng cao chất lượng ảnh nói chung, tìm hiểu một số phương pháp cụ thể nâng cao chất lượng ảnh y học, cài đặt chương trình với một số chức năng để thực nghiệm kết quả.

Trong quá trình thực hiện luận văn, mặc dù đã có nhiều cố gắng, nỗ lực nhưng không thể tránh khỏi những thiếu sót, hạn chế vì điều kiện thời gian, kiến thức và khả năng có hạn. Em chân thành mong nhận được sự góp ý, chỉ bảo của các thầy giáo, cô giáo và các bạn học để hoàn thiện luận văn, chương trình để có được kiến thức thực tế bổ ích áp dụng trong quá trình làm việc và nghiên cứu sau này.

## CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU VỀ XỬ LÝ ẢNH Y HỌC

### 1.1. NHỮNG VẤN ĐỀ CƠ BẢN VỀ XỬ LÝ ẢNH

#### 1.1.1. Giới thiệu

Xử lý ảnh số có nhiều ứng dụng thực tế. Một trong những ứng dụng sớm nhất là xử lý ảnh từ nhiệm vụ Ranger 7 tại phòng thí nghiệm Jet Propulsion vào những năm đầu của thập kỷ 60. Hệ thống chụp hình gắn trên tàu vũ trụ có một số hạn chế về kích thước và trọng lượng, do đó ảnh nhận được bị giảm chất lượng như bị mờ, méo hình học và nhiễu nền. Các ảnh đó được xử lý thành công nhờ máy tính số. Hình ảnh của mặt trăng và sao hoả mà chúng ta thấy trong tất cả các tạp chí đều được xử lý bằng những máy tính số.

Ứng dụng khác, gần gũi hơn với cuộc sống gia đình là cải tiến ảnh tivi. Hình ảnh mà chúng ta thấy trên màn hình tivi có các khuyết tật là độ phân giải hạn chế, bị rung rinh, có ảnh ma, nhiễu nền và trượt hình do đan dòng ở những mức độ khác nhau.

Tivi số không còn xa với thực tế và xử lý ảnh số sẽ có tác động quyết định đến việc cải thiện chất lượng hình ảnh của những hệ truyền hình hiện tại và làm phát triển những hệ truyền hình mới như truyền hình có độ phân giải cao (HDTV).

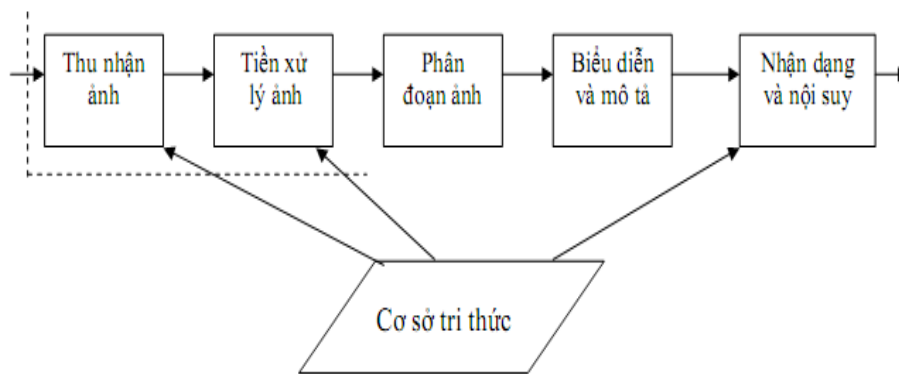
Một vấn đề chính của truyền thông video như hội nghị video, điện thoại video là cần có băng tần rộng. Việc mã hoá bằng chương trình video chất lượng quảng bá yêu cầu đến 100 triệu bit/sec. Nếu hy sinh một phần chất lượng và dung các sơ đồ mã hoá ảnh số thì có thể đưa ra thị trường những hệ truyền hình chất lượng đủ rõ với nhịp bit chỉ dưới 100 nghìn bit/sec.

Ngoài những lĩnh vực ứng dụng mọi người đã biết, xử lý ảnh số còn có một số ứng dụng khác ít được nói đến hơn. Người thi hành luật pháp thường chụp hình trong những môi trường không thuận lợi, và ảnh nhận được thường bị xoáy cấp. Ví dụ, bức ảnh chụp vội biển đăng kí xe ô tô đang chạy thường bị nhoè, việc làm giảm độ nhoè là cần thiết trong việc nhận dạng ô tô.

Ứng dụng của xử lý ảnh có khả năng tác động mạnh mẽ nhất đến cuộc sống của chúng ta là trong lĩnh vực y tế. Soi chụp bằng máy tính dựa trên cơ sở định lý cắt

lớp (projection\_slice) được dùng thường xuyên trong xét nghiệm lâm sàng, ví dụ như phá thien và nhận dạng u não. Những ứng dụng y học khác của xử lý ảnh số gồm cải thiện ảnh Xquang và nhận dạng đường biên mạch máu từ những ảnh chụp mạch bằng tia X(angioigrams). Ảnh sau khi được tái tạo chưa thể rời nốt được, ảnh hưởng đến chất lượng, gây khó khăn cho việc chuẩn đoán bệnh.

Do vậy cần phải sử dụng nhiều phương pháp xử lý ảnh để nâng cao chất lượng ảnh .Các bước cần thiết trong xử lý ảnh như sau :



Hình 1.1 Các bước cơ bản trong xử lý ảnh

a) Phần thu nhận ảnh (Image Acquisition)

Qua các camera (trương tự, số).

- Từ vệ tinh qua các bộ cảm ứng (Sensors).
- Qua các máy quét ảnh (Scanners).

Các thiết bị thu nhận này có thể cho ảnh đen trắng .Các thiết bị thu nhận ảnh có 2 loại chính ứng với 2 loại ảnh thông dụng Raster, Vector.

Nhìn chung các hệ thống thu nhận ảnh thực hiện 1 quá trình

- Cảm biến: biến đổi năng lượng quang học thành năng lượng điện
- Tổng hợp năng lượng điện thành ảnh

b) Tiền xử lý (Image Preprocessing)

Sau bộ thu nhận, ảnh có thể bị nhiễu ,mờ , không sắc nét nên cần đưa vào bộ tiền xử lý để nâng cao chất lượng. Chức năng chính của bộ tiền xử lý là lọc nhiễu, nâng độ tương phản để làm ảnh rõ hơn, nét hơn.

c) Phân đoạn (Segmentation) hay phân vùng ảnh

Phân vùng ảnh là tách một ảnh đầu vào thành các vùng thành phần để biểu diễn phân tích, nhận dạng ảnh. Ví dụ: để nhận dạng chữ (hoặc mã vạch) trên phong bì thư cho mục đích phân loại phẩm, cần chia các câu, chữ về địa chỉ hoặc tên người thành các từ, các chữ, các số (hoặc các vạch) riêng biệt để nhận dạng. Đây là phần phức tạp khó khăn nhất trong xử lý ảnh và cũng dễ gây lỗi, làm mất độ chính xác của ảnh. Kết quả nhận dạng ảnh phụ thuộc rất nhiều vào công đoạn này.

d) Biểu diễn ảnh (Image Representation)

Ảnh trên máy tính là kết quả thu nhận theo các phương pháp số hoá được nhúng trong các thiết bị kỹ thuật khác nhau. Quá trình lưu trữ ảnh nhằm 2 mục đích:

- Tiết kiệm bộ nhớ
- Giảm thời gian xử lý

Việc lưu trữ thông tin trong bộ nhớ có ảnh hưởng rất lớn đến việc hiển thị, in ấn và xử lý ảnh được xem như là 1 tập hợp các điểm với cùng kích thước nếu sử dụng càng nhiều điểm ảnh thì bức ảnh càng đẹp, càng mịn và càng thể hiện rõ hơn chi tiết của ảnh người ta gọi đặc điểm này là độ phân giải. Việc lựa chọn độ phân giải thích hợp tùy thuộc vào nhu cầu sử dụng và đặc trưng của mỗi ảnh cụ thể, trên cơ sở đó các ảnh thường được biểu diễn theo 2 mô hình cơ bản

e) Nhận dạng và nội suy ảnh (Image Recognition and Interpretation)

Nhận dạng ảnh là quá trình xác định ảnh. Quá trình này thường thu được bằng cách so sánh với mẫu chuẩn đã được học (hoặc lưu) từ trước. Nội suy là phán đoán theo ý nghĩa trên cơ sở nhận dạng.

Có nhiều cách phân loại ảnh khác nhau về ảnh. Theo lý thuyết về nhận dạng, các mô hình toán học về ảnh được phân theo hai loại nhận dạng ảnh cơ bản:

- Nhận dạng theo tham số.
- Nhận dạng theo cấu trúc.

Một số đối tượng nhận dạng khá phổ biến hiện nay đang được áp dụng trong khoa học và công nghệ là: nhận dạng ký tự (chữ in, chữ viết tay, chữ ký điện tử),

nhận dạng văn bản (Text), nhận dạng vân tay, nhận dạng mã vạch, nhận dạng mặt người...

f) Cơ sở tri thức (Knowledge Base)

Như đã nói ở trên, ảnh là một đối tượng khá phức tạp về đường nét, độ sáng tối, dung lượng điểm ảnh, môi trường để thu ảnh phong phú kéo theo nhiều. Trong nhiều khâu xử lý và phân tích ảnh ngoài việc đơn giản hóa các phương pháp toán học đảm bảo tiện lợi cho xử lý, người ta mong muốn bắt chước quy trình tiếp nhận và xử lý ảnh theo cách của con người. Trong các bước xử lý đó, nhiều khâu hiện nay đã xử lý theo các phương pháp trí tuệ con người. Vì vậy, ở đây các cơ sở tri thức được phát huy.

g) Mô tả (biểu diễn ảnh)

Từ Hình 1.1, ảnh sau khi số hoá sẽ được lưu vào bộ nhớ, hoặc chuyển sang các khâu tiếp theo để phân tích. Nếu lưu trữ ảnh trực tiếp từ các ảnh thô, đòi hỏi dung lượng bộ nhớ cực lớn và không hiệu quả theo quan điểm ứng dụng và công nghệ. Thông thường, các ảnh thô đó được đặc tả (biểu diễn) lại (hay đơn giản là mã hoá) theo các đặc điểm của ảnh được gọi là các đặc trưng ảnh (Image Features) như: biên ảnh (Boundary/Edge), vùng ảnh (Region). Một số phương pháp biểu diễn thường dùng:

- Biểu diễn bằng mã chạy (Run-Length Code)
- Biểu diễn bằng mã xích (Chain-Code)
- Biểu diễn bằng mã tứ phân (Quad-Tree Code)

## 1.1.2. Khái niệm và các vấn đề cơ bản trong xử lý ảnh

### 1.1.2.1. Điểm ảnh (Picture Element)

Điểm ảnh được xem như là dấu hiệu hay cường độ sáng tại 1 tọa độ trong không gian của đối tượng và ảnh được xem như là 1 tập hợp các điểm ảnh.

### 1.1.2.2. Mức xám, màu

Là số các giá trị có thể có của các điểm ảnh của ảnh



### **1.1.2.3 Độ phân giải**

Độ phân giải (Resolution) của ảnh là mật độ điểm ảnh được ấn định trên ảnh số khi hiển thị. Như vậy khoảng cách giữa các điểm ảnh được chọn sao cho mắt người vẫn thấy được sự liên tục của ảnh. Việc lựa chọn khoảng cách thích hợp tạo nên một mật độ phân bố, đó chính là độ phân giải và được phân bố theo trục x và y trong không gian hai chiều.

### **1.1.2.4 Đo khoảng cách giữa các điểm ảnh**

Khoảng cách  $D(p,q)$  giữa hai điểm ảnh  $p$  tọa độ  $(x,y)$ ,  $q$  tọa độ  $(s,t)$  là hàm khoảng cách (Distance) nếu:

- $D(p,q) \geq 0$  (Với  $D(p,q)=0$  khi và chỉ khi  $p=q$ )
- $D(p,q)=D(q,p)$
- $D(p,z) \leq D(p,q) + D(q,z)$  ;  $z$  là một điểm ảnh khác.

Khoảng cách Euclide giữa hai điểm ảnh  $p(x,y)$  và  $q(s,t)$  được định nghĩa như sau:

$$D_e(p,q) = [(x-s)^2 + (y-t)^2]^{1/2}$$

### **1.1.2.5. Lấy mẫu và lượng tử hóa ảnh**

Một ảnh  $g(x, y)$  ghi được từ Camera là ảnh liên tục tạo nên mặt phẳng hai chiều. Ảnh cần chuyển sang dạng thích hợp để xử lý bằng máy tính. Phương pháp biến đổi một ảnh (hay một hàm) liên tục trong không gian cũng như theo giá trị thành dạng số rời rạc được gọi là số hoá ảnh.

Việc biến đổi này có thể gồm hai bước:

Bước 1: Đo giá trị trên các khoảng không gian gọi là lấy mẫu

Bước 2: Ánh xạ cường độ (hoặc giá trị) đo được thành một số hữu hạn các mức rời rạc gọi là lượng tử hoá.

### **1.1.2.6. Mối quan hệ giữa các điểm ảnh**

Một ảnh số giả sử được biểu diễn bằng hàm  $f(x, y)$ . Tập con các điểm ảnh là  $S$ ; cặp điểm ảnh có quan hệ với nhau ký hiệu là  $p, q$ . Chúng ta có một số các khái niệm sau.

a) Các lân cận của điểm ảnh (Image Neighbors):

Giả sử có điểm ảnh  $p$  tại tọa độ  $(x, y)$ .  $p$  có 4 điểm lân cận gần nhất theo chiều đứng và ngang (có thể coi như lân cận 4 hướng chính: Đông, Tây, Nam, Bắc).

$$\{(x-1, y); (x, y-1); (x, y+1); (x+1, y)\} = N4(p)$$

trong đó: số 1 là giá trị logic;  $N4(p)$  tập 4 điểm lân cận của  $p$ .

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

**Hình 1.2** Lân cận các điểm ảnh của tọa độ  $(x,y)$

\* Các lân cận chéo: Các điểm lân cận chéo  $NP(p)$

$$NP(p) = \{(x+1, y+1); (x+1, y-1); (x-1, y+1); (x-1, y-1)\}$$

\* Tập kết hợp:  $N8(p) = N4(p) + NP(p)$  là tập hợp 8 lân cận của điểm ảnh  $p$ .

\* Chú ý: Nếu  $(x, y)$  nằm ở biên (mép) ảnh; một số điểm sẽ nằm ngoài ảnh.

b) Các mối liên kết điểm ảnh.

Các mối liên kết được sử dụng để xác định giới hạn (Boundaries) của đối tượng vật thể hoặc xác định vùng trong một ảnh. Một liên kết được đặc trưng bởi tính liên kết giữa các điểm và mức xám của chúng.

Giả sử  $V$  là tập các giá trị mức xám. Một ảnh có các giá trị cường độ sáng từ thang mức xám từ 32 đến 64 được mô tả như sau :

$$V = \{32, 33, \dots, 63, 64\}.$$

Có 3 loại liên kết.

\* Liên kết 4: Hai điểm ảnh  $p$  và  $q$  được nói là liên kết 4 với các giá trị cường độ sáng  $V$  nếu  $q$  nằm trong một các lân cận của  $p$ , tức  $q$  thuộc  $N4(p)$

\* Liên kết 8: Hai điểm ảnh  $p$  và  $q$  nằm trong một các lân cận 8 của  $p$ , tức  $q$  thuộc  $N8(p)$

\* Liên kết  $m$  (liên kết hỗn hợp): Hai điểm ảnh  $p$  và  $q$  với các giá trị cường độ sáng  $V$  được nói là liên kết  $m$  nếu.

1.  $q$  thuộc  $N4(p)$  hoặc

2. q thuộc NP(p)

c) Đo khoảng cách giữa các điểm ảnh.

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

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

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

Định nghĩa: Khoảng cách  $D(p, q)$  giữa hai điểm ảnh  $p$  tọa độ  $(x, y)$ ,  $q$  tọa độ  $(s, t)$  là hàm khoảng cách (Distance) hoặc Metric nếu:

1.  $D(p, q) \geq 0$  (Với  $D(p, q) = 0$  nếu và chỉ nếu  $p = q$ )

2.  $D(p, q) = D(q, p)$

3.  $D(p, z) \leq D(p, q) + D(q, z)$ ;  $z$  là một điểm ảnh khác.

Khoảng cách Euclide: Khoảng cách Euclide giữa hai điểm ảnh  $p(x, y)$  và  $q(s, t)$  được định nghĩa như sau:

$$D_e(p, q) = [(x - s)^2 + (y - t)^2]^{1/2}$$

Khoảng cách khối: Khoảng cách  $D_4(p, q)$  được gọi là khoảng cách khối đô thị (City-Block Distance) và được xác định như sau:

$$D_4(p, q) = |x - s| + |y - t|$$

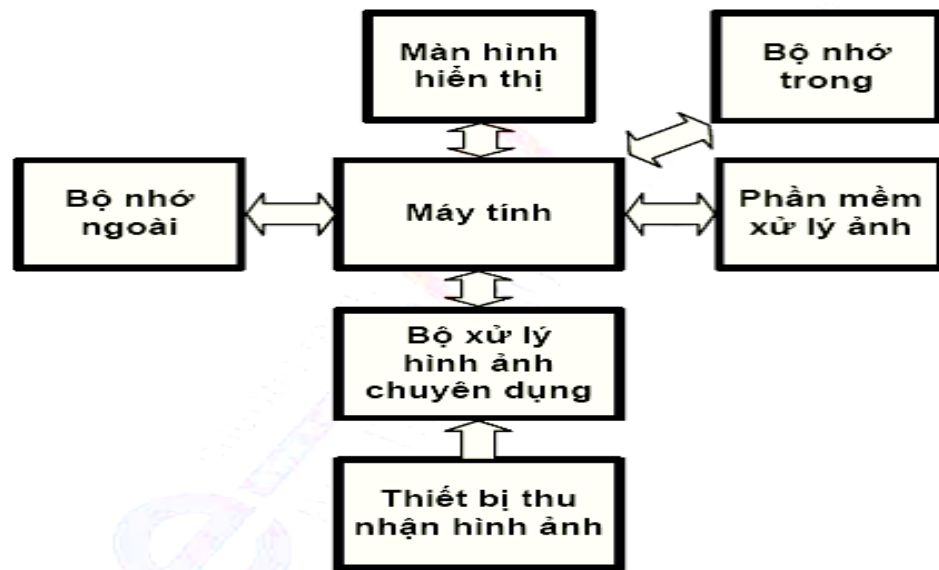
Giá trị khoảng cách giữa các điểm ảnh  $r$ : giá trị bán kính  $r$  giữa điểm ảnh từ tâm điểm ảnh đến tâm điểm ảnh  $q$  khác. Ví dụ: Màn hình CGA 12" ( $12'' \times 2,54\text{cm} = 30,48\text{cm} = 304,8\text{mm}$ ) độ phân giải  $320 \times 200$ ; tỷ lệ 4/3 (Chiều dài/Chiều rộng). Theo định lý Pitago về tam giác vuông, đường chéo sẽ lấy tỷ lệ 5 phần (5/4/3: đường chéo/chiều dài/chiều rộng màn hình); khi đó độ dài thật là (305/244/183) chiều rộng màn hình 183mm ứng với màn hình CGA 200 điểm ảnh theo chiều dọc.

Như vậy, khoảng cách điểm ảnh lân cận của CGA 12" là  $\approx 1\text{mm}$ .

Khoảng cách  $D_8(p, q)$  còn gọi là khoảng cách bàn cờ (Chess-Board Distance) giữa điểm ảnh  $p, q$  được xác định như sau:

$$D_8(p, q) = \max(|x - s|, |y - t|)$$

**1.1.2.7. Các thành phần cơ bản của hệ thống xử lý ảnh**



- *Thiết bị thu nhận hình ảnh:* Là thiết bị biến đổi quang-điện, cho phép biến đổi hình ảnh quang học thành tín hiệu điện dưới dạng analog hay trực tiếp dưới dạng số. Có nhiều dạng cảm biến cho phép làm việc với ánh sáng nhìn thấy hoặc hồng ngoại.

Hai loại thiết bị biến đổi quang – điện chủ yếu thường được sử dụng là đèn ghi hình điện tử và chip CCD (Charge Couple Device – linh kiện ghép điện tích).

- *Bộ nhớ trong và ngoài:* Trong các hệ thống xử lý ảnh số thường có dung lượng rất lớn dùng để lưu trữ ảnh tĩnh và động dưới dạng số. Ví dụ, để lưu một ảnh số đen trắng kích thước 1024x1024 điểm, mỗi điểm được mã hóa bằng 8 bits cần bộ nhớ ~1MB. Để lưu một ảnh màu không nén, dung lượng bộ nhớ phải tăng lên gấp 3.

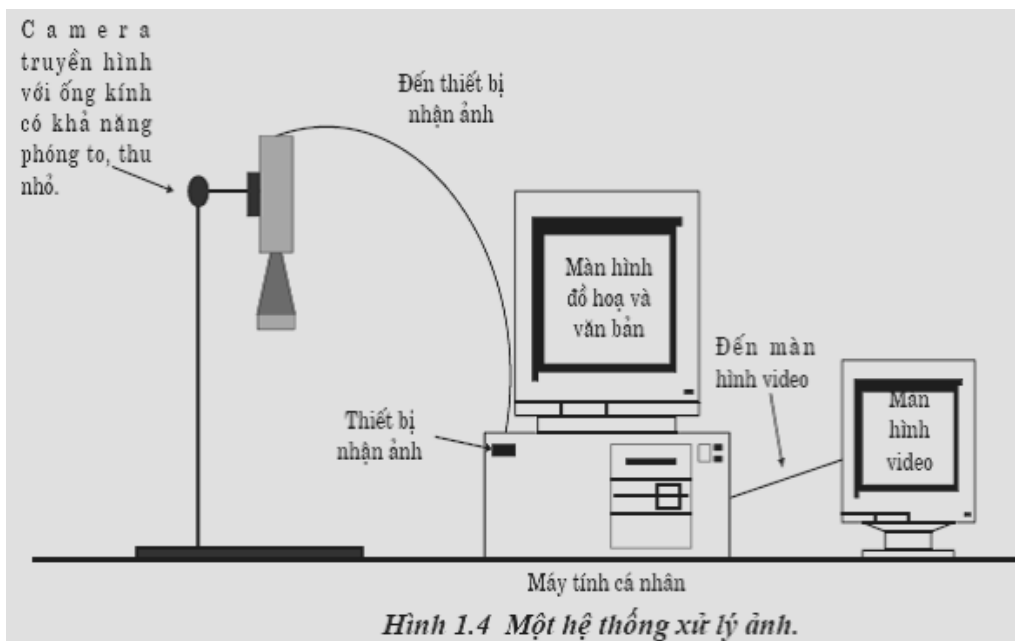
Bộ nhớ số trong hệ thống xử lý ảnh có thể chia làm 3 loại:

- 1- Bộ nhớ đệm trong máy tính để lưu ảnh trong quá trình xử lý. Bộ nhớ này phải có khả năng ghi/đọc rất nhanh (ví dụ 25 hình/s);
- 2- Bộ nhớ ngoài có tốc độ truy cập tương đối nhanh, dùng để lưu thông tin thường dùng. Các bộ nhớ ngoài có thể là ổ cứng, thẻ nhớ flash v.v..
- 3- Bộ nhớ dùng để lưu trữ dữ liệu. Loại bộ nhớ này thường có dung lượng lớn, tốc độ truy cập không cao. Thông dụng nhất là đĩa quang ghi 1 lần (ROM) hoặc nhiều lần (ROM) như đĩa DVD có dung lượng 4.7GB (một mặt).

- *Màn hình hiển thị:* Hệ thống biến đổi điện - quang hay đèn hình (đen trắng cũng như màu) có nhiệm vụ biến đổi tín hiệu điện có chứa thông tin của ảnh (tín hiệu video) thành hình ảnh trên màn hình.

Có hai dạng display được sử dụng rộng rãi là đèn hình CRT (Cathode-Ray Tube) và màn hình tinh thể lỏng LCD (Liquid Crystal Display). Đèn hình CRT thường có khả năng hiển thị màu sắc tốt hơn màn hình LCD nên được dùng phổ biến trong các hệ thống xử lý ảnh chuyên nghiệp.

*Máy tính:* Có thể là máy tính để bàn cũng như siêu máy tính có chức năng điều khiển tất cả các bộ phận chức năng trong hệ thống xử lý ảnh số.



### 1.1.3. Một số định dạng ảnh cơ bản:

**BMP** (*Windows Bitmap*) : số bit trên mỗi điểm ảnh (*bit per pixel*), thường được ký hiệu bởi **n**. Một ảnh BMP n-bit có  $2^n$  màu. Giá trị n càng lớn thì ảnh càng có nhiều màu, và càng rõ nét hơn. Giá trị tiêu biểu của n là 1 (ảnh đen trắng), 4 (ảnh 16 màu), 8 (ảnh 256 màu), 16 (ảnh 65536 màu) và 24 (ảnh 16 triệu màu). Ảnh BMP 24-bit có chất lượng hình ảnh trung thực nhất. Cấu trúc gồm 3 phần : header:54 bytes,palette:4\*n bytes ( n là số màu),và data

Đặc điểm nổi bật nhất của định dạng BMP là tập tin hình ảnh thường không được nén bằng bất kỳ thuật toán nào. Khi lưu ảnh, các điểm ảnh được ghi trực tiếp vào

tập tin - một điểm ảnh sẽ được mô tả bởi một hay nhiều byte tùy thuộc vào giá trị **n** của ảnh. Do đó, một hình ảnh lưu dưới dạng BMP thường có kích cỡ rất lớn, gấp nhiều lần so với các ảnh được nén (chẳng hạn GIF, JPEG hay PNG).

**GIF** (*Graphics Interchange Format*): Là 1 định dạng tập tin hình ảnh bitmap cho các hình ảnh dùng ít hơn 256 màu sắc khác nhau và các hoạt hình dùng ít hơn 256 màu cho mỗi khung hình. GIF là định dạng nén dữ liệu đặc biệt hữu ích cho việc truyền hình ảnh qua đường truyền lưu lượng nhỏ. Định dạng GIF dựa vào các bảng màu: một bảng chứa tối đa 256 màu khác nhau cho biết các màu được dùng trong hình. Một trong số các màu trong bảng màu có thể được đặt là trong suốt.

**PNG** (*Portable Network Graphics*): là một dạng hình ảnh sử dụng phương pháp nén dữ liệu mới - không làm mất đi dữ liệu gốc. PNG được tạo ra nhằm cải thiện và thay thế định dạng ảnh GIF với một định dạng hình ảnh không đòi hỏi phải có giấy phép sáng chế khi sử dụng. PNG được hỗ trợ bởi thư viện tham chiếu libpng, một thư viện nền tảng độc lập bao gồm các hàm của C để quản lý các hình ảnh PNG.

**JPG** : (*Joint Photographic Experts Group*) là định dạng ảnh nén hiệu quả, có thể nén ảnh đến vài chục lần, tuy nhiên chất lượng ảnh sẽ suy giảm tỉ lệ thuận với hệ số nén (*Compression*) dựa trên nguyên tắc loại bỏ những thông số màu để giảm thông tin cho file dựa trên xu hướng nhận thức về màu sắc của mắt người. Do vậy, JPG còn được gọi là định dạng ảnh nén chịu thiệt. Thường được dùng để lưu ảnh chụp, tất nhiên tùy theo nhu cầu mà chọn độ nén thích hợp để bảo toàn chất lượng. Các Lab đều dùng định dạng này với hệ màu RGB để xuất ảnh.

**TIFF** : (*Tagged Image File Format*) là định dạng chủ yếu để lưu trữ ảnh, bao gồm cả đồ thị lẫn hình ảnh. Đầu tiên được xây dựng bởi hãng Aldus kết hợp với Microsoft để dùng cho kỹ thuật in PostScript. TIFF là định dạng thông dụng cho các ảnh có dải tần màu rộng và sâu, phát triển song song với các máy quét ảnh do đó ngày càng trở thành 1 định dạng hữu dụng được dùng trong in ấn nhờ vừa bảo toàn được thông tin, vừa có thể chấp nhận các kỹ thuật nén LZW, ZIP... có thể làm giảm đáng kể dung lượng. Từ PTS 7.0 trở đi, ta có thể lưu được file TIFF mà vẫn bảo toàn được các lớp (Nếu click option Layers khi save as), do đó giúp cho việc lưu trữ trở nên càng thuận tiện.

**RAW** : Là định dạng ảnh thô chưa qua chế biến hoặc chỉ chịu rất ít ảnh hưởng bởi bộ cảm biến hình ảnh của các thiết bị nhập như máy ảnh kỹ thuật số hay scanner, do đó nó bảo toàn được hình ảnh gần như nguyên thủy và sẵn sàng cho việc biên tập cũng như in ấn tùy theo cảm nhận của người xử lý. **RAW** : Là định dạng ảnh thô chưa qua chế biến hoặc chỉ chịu rất ít ảnh hưởng bởi bộ cảm biến hình ảnh của các thiết bị nhập như máy ảnh kỹ thuật số hay scanner, do đó nó bảo toàn được hình ảnh gần như nguyên thủy và sẵn sàng cho việc biên tập cũng như in ấn tùy theo cảm nhận của người xử lý.

## 1.2. XỬ LÝ ẢNH Y HỌC

### 1.2.1 Đặc trưng của ảnh y học

Ảnh y học do đặc trưng thường chụp các bộ phận bên trong cơ thể người bằng các thiết bị đặc biệt, chuyên dụng như máy chụp X-quang, máy chụp CT, máy siêu âm...nên chất lượng ảnh kém, thường bị mờ, nhiễu, không sắc nét...

### 1.2.2. Giới thiệu về xử lý ảnh y học

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

Các phương pháp chẩn đoán hình ảnh rất phong phú, như chẩn đoán qua hình ảnh X-quang, hình ảnh siêu âm, 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 một 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.

### **1.2.3. Các chuẩn ảnh y học và truyền thông ảnh y học**

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, dần



từng bước 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.

### **1.2.2.1. Chuẩn DICOM**

DICOM là từ viết tắt của The Digital Image and Communication in Medicine - Tiêu chuẩn ảnh số và truyền thông trong y tế - Là hệ thống tiêu chuẩn công nghiệp được phát triển nhằm tạo ra một chuẩn chung trong trao đổi ảnh y tế giữa các nhà sản xuất cũng như người sử dụng. Tiêu chuẩn này bao gồm cả việc định nghĩa cấu trúc khuôn dạng tập tin cũng như giao thức truyền tin.

#### **1, Các thành phần của tiêu chuẩn DICOM.**

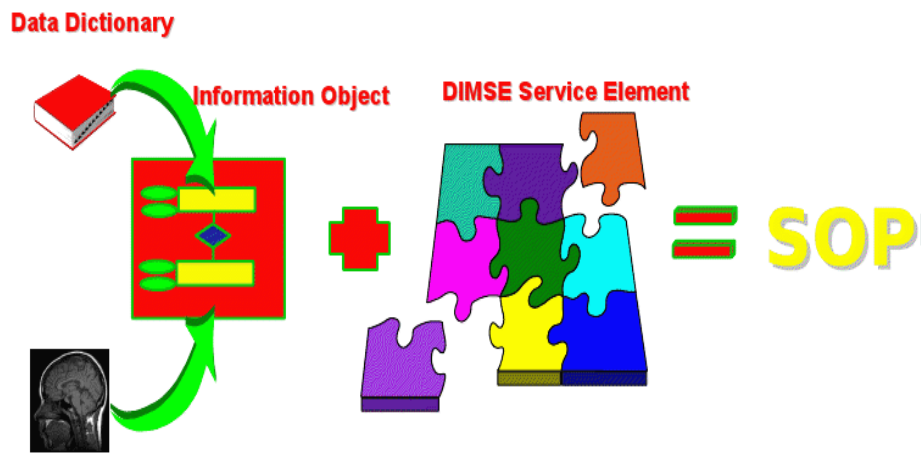
- Nghi thức thực hiện (Conformance).
- Định nghĩa đối tượng thông tin (Information Object Definitions).

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

## **2, Lớp đối tượng và lớp dịch vụ DICOM.**

DICOM có 2 lớp thông tin là “Lớp đối tượng” và “Lớp dịch vụ”; trong đó lớp đối tượng IOD (Information Object Definition) bao gồm từ điển dữ liệu và đối tượng thế giới thực. Lớp dịch vụ bao gồm các định nghĩa dịch vụ: lưu trữ, truyền hình ảnh, hiển thị, truy vấn... được xây dựng dựa trên tập các phần tử dịch vụ truyền thông DIMSE (Dicom Message Service Elements) mà thực chất là các chương trình phần mềm có nhiệm vụ thực thi các chức năng xác định theo yêu cầu. Minh họa cặp đối tượng – dịch vụ SOP (Service Object Pair) của DICOM trình bày trong Hình 1. 5

## DICOM Service-Object Pair (SOP)



Hình 1.5 Minh họa đối tượng thông tin và dịch vụ của DICOM

### 1.2.2.2. Chuẩn PACS

PACS viết tắt của Picture Archiving and Communication Systems: Hệ thống lưu trữ và truyền hình ảnh. PACS được ứng dụng trong việc lưu trữ dữ liệu hình ảnh một cách an toàn và kinh tế; truyền dữ liệu hình ảnh giúp cho việc hội chẩn, chẩn đoán, điều trị, đào tạo và nghiên cứu từ xa, mở rộng khả năng xem và báo cáo từ xa. PACS là một bộ phận thông tin không thể thiếu của một hệ thống thông tin y tế.

#### 1, PACS bao gồm bốn thành phần chính sau:

- Các thiết bị tạo ảnh và máy tính nhận ảnh:

Các thiết bị tạo hình ảnh như máy chụp cắt lớp vi tính (CT Scanner), máy chụp cộng hưởng từ (MRI - Magnetic Resonance Imaging), máy X - quang số, máy chụp mạch, máy siêu âm... Máy tính nhận ảnh được kết nối các thiết bị tạo ảnh và có nhiệm vụ: Duy trì toàn vẹn dữ liệu ảnh nhận được; tự động hóa việc nhận ảnh và lưu trữ ảnh; phân phối ảnh đến các máy tính hiển thị và lưu trữ; nhận ảnh từ các Module di động khác gửi tới.

- Máy tính hiển thị hình ảnh và các dữ liệu liên quan:

Xem, tối ưu hình ảnh, báo cáo và điều khiển thiết bị. Tại máy tính hiển thị yêu cầu phải sử dụng màn hình kép: Một màn hình để hiển thị hình ảnh gốc, một màn hình để hiển thị ảnh sau khi đã được xử lý. Từ đó có thể so sánh hai ảnh để đưa ra kết luận chẩn đoán chính xác. Có rất nhiều máy tính hiển thị khác nhau: Máy tính phục vụ chẩn đoán; máy tính phê chuẩn kiểm tra; phân tích; máy tính in và số hóa.

*- Hệ thống lưu trữ và điều khiển truy cập hình ảnh:*

Hệ thống lưu trữ dữ liệu hình ảnh và điều khiển là hệ thống máy chủ có tính năng bảo mật và khả năng lưu trữ hình ảnh như: Các ổ đĩa cứng được cấu hình RAID cho phép sao lưu dữ liệu nhanh và đảm bảo an toàn; băng quang số; DVD-ROM... và hệ thống phần mềm điều khiển truy cập hình ảnh.

*- Mạng máy tính phục vụ cho việc truyền, nhận hình ảnh và thông tin bệnh nhân:*

Một mạng máy tính an toàn cho việc truyền tải thông tin bệnh nhân, mạng máy tính được xây dựng đảm bảo được các yêu cầu của nội hệ thống mạng máy tính: Được tiêu chuẩn hóa; có kiến trúc mở rộng; có độ tin cậy và tính bảo mật cao.

## **CHƯƠNG 2. MỘT SỐ PHƯƠNG PHÁP NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG ẢNH Y HỌC**

### **2.1. CÁC KỸ THUẬT NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG ẢNH CƠ BẢN**

#### **2.1.1. Các kỹ thuật không phụ thuộc không gian**

Các phép toán không phụ thuộc không gian là các phép toán không phụ thuộc vị trí của điểm ảnh.

Ví dụ: Phép tăng giảm độ sáng, phép thống kê tần suất, biến đổi tần suất v.v..

Một trong những khái niệm quan trọng trong xử lý ảnh là biểu đồ tần suất (Histogram)

Biểu đồ tần suất của mức xám  $g$  của ảnh  $I$  là số điểm ảnh có giá trị  $g$  của ảnh  $I$ .  
Ký hiệu là  $h(g)$

Ví dụ:

$$I = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 0 & 4 \\ 1 & 0 & 0 & 7 \\ 2 & 2 & 1 & 0 \\ 4 & 1 & 2 & 1 \\ 2 & 0 & 1 & 1 \end{pmatrix}$$

$g$	0	1	2	4	7
$h(g)$	5	7	5	2	1

#### 2.1.1.1. Tăng giảm độ sáng

Giả sử ta có  $I$  ~ kích thước  $m \times n$  và số nguyên  $c$

Khi đó, kỹ thuật tăng, giảm độ sáng được thể hiện

for ( $i = 0; i < m; i++$ )

for ( $j = 0; j < n; j++$ )

$I[i, j] = I[i, j] + c;$

- Nếu  $c > 0$ : ảnh sáng lên
- Nếu  $c < 0$ : ảnh tối đi

#### 2.1.1.2. Tách ngưỡng

Giả sử ta có ảnh  $I$  ~ kích thước  $m \times n$ , hai số Min, Max và ngưỡng  $\theta$ , khi đó:  
Kỹ thuật tách ngưỡng được thể hiện

for ( $i = 0; i < m; i++$ )

for ( $j = 0; j < n; j++$ )

$I [i, j] = I [i, j] > = \theta? \text{ Max} : \text{Min};$

\* Ứng dụng:

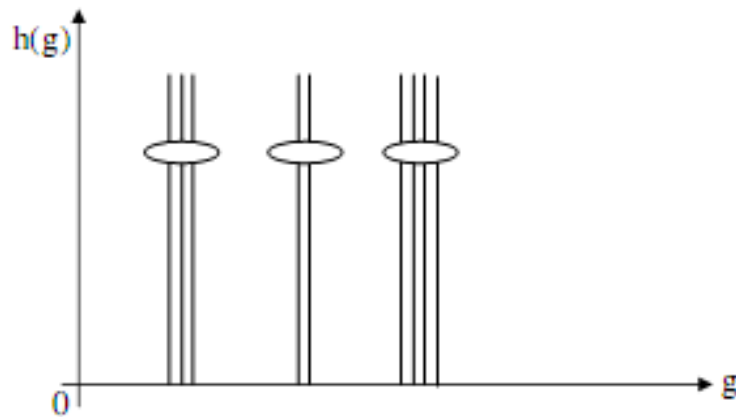
Nếu  $\text{Min} = 0, \text{Max} = 1$  kỹ thuật chuyển ảnh thành ảnh đen trắng được ứng dụng khi quét và nhận dạng văn bản có thể xảy ra sai sót nên thành ảnh hoặc ảnh thành nền dẫn đến ảnh bị đứt nét hoặc dính.

### 2.1.1.3. Bó cụm

Kỹ thuật nhằm giảm bớt số mức xám của ảnh bằng cách nhóm lại số mức xám gần nhau thành 1 nhóm

Nếu chỉ có 2 nhóm thì chính là kỹ thuật tách ngưỡng. Thông thường có nhiều nhóm với kích thước khác nhau.

Để tổng quát khi biến đổi người ta sẽ lấy cùng 1 kích thước  $\text{bunch\_size}$



$$I [i, j] = I [i, j] / \text{bunch\_size} * \text{bunch\_size} \quad \forall (i, j)$$

### 2.1.1.4. Cân bằng histogram

Ảnh  $I$  được gọi là cân bằng "lý tưởng" nếu với mọi mức xám  $g, g'$  ta có  $h(g) = h(g')$

Giả sử, ta có ảnh  $I \sim$  kích thước  $m \times n$

$\text{new\_level} \sim$  số mức xám của ảnh cân bằng

$$TB = \frac{m \times n}{new\_level}$$

~ số điểm ảnh trung bình của mỗi mức xám của ảnh cân bằng

$$t(g) = \sum_{i=0}^g h(i) \sim \text{số điểm ảnh có mức xám } \leq g$$

Xác định hàm  $f : g \mapsto f(g)$

$$\text{Sao cho : } f(g) = \max \left\{ 0, \text{round} \left( \frac{t(g)}{TB} \right) - 1 \right\}$$

### 2.1.1.5. Kỹ thuật tách ngưỡng tự động

Ngưỡng  $\theta$  trong kỹ thuật tách ngưỡng thường được cho bởi người sử dụng. Kỹ thuật tách ngưỡng tự động nhằm tìm ra ngưỡng  $\theta$  một cách tự động dựa vào histogram theo nguyên lý trong vật lý là vật thể tách làm 2 phần nếu tổng độ lệch trong từng phần là tối thiểu.

Giả sử, ta có ảnh  $I \sim$  kích thước  $m \times n$

$G \sim$  là số mức xám của ảnh kể cả khuyết thiếu

$t(g) \sim$  số điểm ảnh có mức xám  $\leq g$

$$m(g) = \frac{1}{t(g)} \sum_{i=0}^g i \cdot h(i) \quad \sim \text{mô men quán tính TB có mức xám } \leq g$$

Hàm  $f : g \mapsto f(g)$

$$f(g) = \frac{t(g)}{m \times n - t(g)} [m(g) - m(G - 1)]^2$$

Tìm  $\Theta$  sao cho :

$$f() = \max_{0 \leq g \leq G-1} \{f(g)\}$$

### 2.1.1.6. Biến đổi cấp xám tổng thể

Nếu biết ảnh và hàm biến đổi thì ta có thể tính được ảnh kết quả và do đó ta sẽ có được histogram của ảnh biến đổi. Nhưng thực tế nhiều khi ta chỉ biết histogram của ảnh gốc và hàm biến đổi, câu hỏi đặt ra là liệu ta có thể có được histogram của ảnh biến đổi. Nếu có như vậy ta có thể hiệu chỉnh hàm biến đổi để thu được ảnh kết quả có phân bố histogram như mong muốn.

Bài toán đặt ra là biết Histogram của ảnh, biết hàm biến đổi hãy vẽ Histogram của ảnh mới.

### 2.1.2. Các kỹ thuật phụ thuộc không gian

#### 2.1.2.1. Phép cuộn và mẫu

Giả sử ta có ảnh I kích thước  $M \times N$ , mẫu T có kích thước  $m \times n$  khi đó, ảnh I cuộn theo mẫu T được xác định bởi công thức.

$$I \otimes T(x,y) = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} I(x+i, y+j) * T(i,j)$$

Hoặc 
$$I \otimes T(x,y) = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} I(x-i, y-j) * T(i,j)$$

Trong quá trình thực hiện phép cuộn có một số thao tác ra ngoài ảnh, ảnh không được xác định tại những vị trí đó dẫn đến ảnh thu được có kích thước nhỏ hơn.

Ảnh thực hiện theo công thức (2.1) và (2.2) chỉ sai khác nhau 1 phép dịch chuyển, để đơn giản ta sẽ hiểu phép cuộn là theo công thức (2.1).

\* Một số mẫu thông dụng :

- Mẫu:

$$T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

~ Dùng để khử nhiễu  $\Rightarrow$  Các điểm có tần số cao

- Mẫu :



$$T_2 = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

~ Dùng để phát hiện các điểm có tần số cao

### 2.1.2.2. Lọc trung vị

\* Định nghĩa: (Trung vị)

Cho dãy  $x_1; x_2 \dots; x_n$  đơn điệu tăng (giảm). Khi đó trung vị của dãy ký hiệu là  $\text{Med}(\{x_n\})$ , được định nghĩa:

+ Nếu  $n$  lẻ  $x_{\lfloor \frac{n}{2} + 1 \rfloor}$

+ Nếu  $n$  chẵn :  $x_{\lfloor \frac{n}{2} \rfloor}$  hoặc  $x_{\lfloor \frac{n}{2} + 1 \rfloor}$

\* Mệnh đề:

$$\sum_{i=1}^n |x - x_i| \rightarrow \min \text{ tại } \text{Med}(\{x_n\})$$

\* Kỹ thuật lọc trung vị :

Giả sử ta có ảnh  $I$  ngưỡng  $\theta$  của số  $W(P)$  và điểm ảnh  $P$ . Khi đó kỹ thuật lọc trung vị phụ thuộc không gian bao gồm các bước cơ bản sau:

+ Bước 1: Tìm trung vị

$$\{I(q) | q \in W(P)\} \rightarrow \text{Med}(P)$$

+ Bước 2: Gán giá trị

$$I(P) = \begin{cases} I(P) & |I(P) - \text{Med}(P)| \leq \\ \text{Med}(P) & \text{Nguoc lai} \end{cases}$$

### 2.1.2.3. Lọc trung bình

\* Định nghĩa (Trung bình):

Cho dãy  $x_1, x_2 \dots, x_n$  khi đó trung bình của dãy ký hiệu  $AV(\{x_n\})$  được định nghĩa:

$$AV(\{x_n\}) = \text{round} \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \right)$$

\* Mệnh đề :

$$\sum_{i=1}^n (x - x_i)^2 \min \rightarrow \text{tại } AV(\{x_n\})$$

\* Kỹ thuật lọc trung bình

Giả sử ta có ảnh I, điểm ảnh P, cửa sổ W(P) và ngưỡng  $\theta$ . Khi đó kỹ thuật lọc trung bình phụ thuộc không gian bao gồm các bước cơ bản sau:

+ Bước 1: Tìm trung bình  $\{I(q) | q \in W(P)\} \rightarrow AV(P)$

+ Bước 2: Gán giá trị  $I(P) = \begin{cases} I(P) & |I(P) - AV(P)| \leq \\ AV(P) & \text{Nguoc lai} \end{cases}$

### 2.1.2.3. Lọc trung bình theo k giá trị gần nhất

Giả sử ta có ảnh I, điểm ảnh P, cửa sổ W(P), ngưỡng  $\theta$  và số k. Khi đó, lọc trung bình theo k giá trị gần nhất bao gồm các bước sau:

+ Bước 1: Tìm K giá trị gần nhất

$\{I(q) / q \in W(p)\} \rightarrow \{k \text{ là giá trị gần } I(P) \text{ nhất}\}$

+ Bước 2: Tính trung bình

$\{k \text{ là giá trị gần } I(P) \text{ nhất}\} \rightarrow AV_k(P)$

+ Bước 3: Gán giá trị

$I(P) = \begin{cases} I(P) & |I(P) - AV_k(P)| \leq \\ AV_k(P) & \text{Nguoc lai} \end{cases}$

\* Nhận xét:

- Nếu k lớn hơn kích thước cửa sổ thì kỹ thuật chính là kỹ thuật lọc trung bình
- Nếu k= 1 thì ảnh kết quả không thay đổi

$\Rightarrow$  Chất lượng của kỹ thuật phụ thuộc vào số phân tử lựa chọn k..

## 2.2. MỘT SỐ KỸ THUẬT CHỌN LỌC NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG ẢNH Y HỌC

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.

Các kỹ thuật nâng cao chất lượng ảnh bao gồm kỹ thuật tuyến tính, phi tuyến, cố định, thích nghi; kỹ thuật dựa vào pixel hay kỹ thuật đa mức (multiscale) và được chia làm 2 nhóm. Nhóm các kỹ thuật tăng cường ảnh (trong miền không gian) và nhóm các kỹ thuật phục hồi ảnh (trong miền tần số). Các toán tử điểm thường được sử dụng như thay đổi ánh sáng; các toán tử không gian như lọc trung bình, tìm biên; phóng to, ... Trong luận văn này ta chỉ đưa ra các kỹ thuật nâng cao chất lượng ảnh cơ bản như đã nêu trên và trình bày một số phương pháp chi tiết với mục đích cụ thể có chọn lọc phù hợp với đặc tính của các loại ảnh y học sau khi đã được quét qua máy chuyên định dạng thích hợp cho xử lý.

### **2.2.1. Khử nhiễu ảnh y học**

Cải thiện ảnh là làm cho ảnh có chất lượng tốt hơn theo ý đồ sử dụng. Thường là ảnh thu nhận có nhiều cần phải loại bỏ nhiễu hay ảnh không sắc nét bị mờ hoặc cần làm rõ các chi tiết như đường biên ảnh. Các toán tử không gian dùng trong kỹ thuật tăng cường ảnh được phân nhóm theo công dụng: làm trơn nhiễu, nổi biên. Để làm trơn nhiễu hay tách nhiễu, người ta sử dụng các bộ lọc tuyến tính (lọc trung bình, thông thấp) hay lọc phi tuyến (trung vị, giả trung vị, lọc đồng hình). Từ bản chất của nhiễu (thường tương ứng với tần số cao) và từ cơ sở lý thuyết lọc là: bộ lọc chỉ cho tín hiệu có tần số nào đó thông qua do đó, để lọc nhiễu người ta thường dùng lọc thông thấp (theo quan điểm tần số không gian) hay lấy tổ hợp tuyến tính để san bằng (lọc trung bình). Để làm nổi cạnh (ứng với tần số cao), người ta dùng các bộ lọc thông cao, lọc Laplace.

#### **2.2.1.1 Kỹ thuật lọc trung bình (Average filter)**

\* Định nghĩa (Trung bình):

Cho dãy  $x_1, x_2, \dots, x_n$  khi đó trung bình của dãy ký hiệu  $AV(\{x_n\})$  được định nghĩa:

$$AV(\{x_n\}) = \text{round} \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \right)$$

\* Mệnh đề :

$$\sum_{i=1}^n (x - x_i)^2 \min \rightarrow \text{tại } AV(\{x_n\})$$

\* Kỹ thuật lọc trung bình

Giả sử ta có ảnh I, điểm ảnh P, cửa sổ W(P) và ngưỡng  $\theta$ . Khi đó kỹ thuật lọc trung bình phụ thuộc không gian bao gồm các bước cơ bản sau:

+ Bước 1: Tìm trung bình

$$\{I(q) | q \in W(P)\} \rightarrow AV(P) \quad 25$$

+ Bước 2: Gán giá trị

$$I(P) = \begin{cases} I(P) & |I(P) - AV(P)| \leq \\ AV(P) & \text{Nguoc lai} \end{cases}$$

### 2.2.1.2. Kỹ thuật lọc trung vị ( median filter)

Trung vị được viết với công thức:

$$v(m,n) = \text{Trungvi}(y(m-k,n-l)) \text{ với } \{k, l\} \in W$$

Kỹ thuật này đòi hỏi giá trị các điểm ảnh trong cửa sổ phải xếp theo thứ tự tăng hay giảm dần so với giá trị trung vị. Kích thước cửa sổ thường được chọn sao cho số điểm ảnh trong cửa sổ là lẻ. Các cửa sổ hay dùng là cửa sổ có kích thước  $3 \times 3$ , hay  $5 \times 5$  hay  $7 \times 7$ . Thí dụ:

Nếu  $y(m) = \{2, 3, 8, 4, 2\}$  và cửa sổ  $W = (-1, 0, 1)$ , ảnh thu được sau lọc trung vị sẽ là:

$$v(m) = (2, 3, 4, 4, 2)$$

do đó:

$$\begin{aligned} v[0] &= 2 <\text{giá trị biên}>; & v[1] &= \text{Trungvi}(2, 3, 8) = 3; & v[2] &= \text{Trungvi}(3, 4, 8) \\ v[3] &= \text{Trungvi}(8, 4, 2) = 4; & v[4] &= 2 <\text{giá trị biên}>. \end{aligned}$$

#### Tính chất của lọc trung vị:

- Lọc trung vị là loại lọc phi tuyến. Điều này dễ nhận thấy từ:

$$\text{Trung vị}(x(m)+y(m)) \neq \text{Trung vị}(x(m)) + \text{Trung vị}(y(m)).$$

- Có lợi cho việc loại bỏ các điểm ảnh hay các hàng mà vẫn bảo toàn độ phân giải.
- Hiệu quả giảm khi số điểm trong cửa sổ lớn hay bằng một nửa số điểm trong cửa sổ.

Điều này dễ giải thích vì trung vị là  $(N_w+1)/2$  giá trị lớn nhất nếu  $N_w$  lẻ. Lọc trung vị cho trường hợp 2 chiều coi như lọc trung vị tách được theo từng chiều.

### 2.2.1.3. Lọc trung bình theo giá trị gần nhất

Giả sử ta có ảnh  $I$ , điểm ảnh  $P$ , cửa sổ  $W(P)$ , ngưỡng  $\Theta$  và số  $k$ . Khi đó, lọc trung bình theo giá trị gần nhất bao gồm các bước sau:

+ **Bước 1**: Tìm  $K$  giá trị gần nhất

$$\{I(q) \mid q \in W(p)\} \rightarrow \{k < \text{giá trị gần } I(P) \text{ nhất}\}$$

+ **Bước 2**: Tính trung bình

$$\{k \sim \text{giá trị gần } I(P) \text{ nhất}\} \rightarrow AV_k(P)$$

+ **Bước 3**: Gán giá trị

$$I(P) = \begin{cases} I(P) & |I(P) - AV_k(P)| \leq \text{Ngưỡng} \\ AV_k(P) & \text{Nguoc lai} \end{cases}$$

\* **Nhận xét**:

- Nếu  $k$  lớn hơn kích thước cửa sổ thì kỹ thuật chính là kỹ thuật lọc trung bình
- Nếu  $k=1$  thì ảnh kết quả không thay đổi

Ⓜ Chất lượng của kỹ thuật phụ thuộc vào số phân tử lựa chọn.

### 2.2.1.4. Phương pháp lọc Bayes

\* Cơ sở lý thuyết

Trong nhiều tình huống ảnh, thí dụ như hệ thống ghi phim, mô hình quan sát là không tuyến tính và có dạng:

$$v = f(\pi u + \eta) \quad (2.16)$$

với  $f(x)$  là một hàm không tuyến tính của  $x$  và  $\eta$  biểu diễn nhiễu.

Công thức nổi tiếng của Bayes về xác suất có điều kiện cho bởi:

$$p(u | v) = p(u) p(v | u) / p(v) \quad (2.17)$$

Nó rất có ích để xác định nhiều kiểu ước lượng khác nhau cho một vectơ ngẫu nhiên  $u$  từ một véc tơ quan sát  $v$ . Có một số kiểu ước lượng chính như sau:

- MMSE: ước lượng trung bình bình phương cực tiểu của  $u$ .
- MAP: ước lượng xác suất có điều kiện cực đại  $p(u | v)$ .
- ML: ước lượng gần đúng nhất  $p(v | u)$

Mà các đối tượng sử dụng xác suất có điều kiện  $p(v | u)$  hay  $p(u | v)$

Vì rất khó xác định  $p(v)$  ngay cả khi  $u$  và  $\eta$  là phân bố Gauss, nên người ta hay sử dụng MAP và ML vì nó không đòi hỏi  $p(v)$ . Nếu giả thiết  $u$  và  $\eta$  là phân bố Gauss với hiệp biến  $R_u$  và  $R_v$ , các ước lượng ML, MAP có thể tính được khi giải các phương trình sau:

$$\hat{u}_{ML}: \pi D R^{-1} [v - f(\pi \hat{u}_{ML})] = 0 \quad (2.18)$$

$$\text{với } D \text{ là ma trận đường chéo} = \text{Diag} \left\{ \frac{df(x)}{dx} \text{ với } x = w_i \right\} \quad (2.19)$$

$$w_i \text{ là các phần tử của } W = \pi \hat{u}_{ML} \quad (2.20)$$

$$\text{và } \hat{u}_{MAP} = \mu_v + R_v \pi^T D R_v^{-1} [v - f(\pi \hat{u}_{MAP})] \quad (2.21)$$

Nếu  $f(x)$  là tuyến tính, thí dụ  $f(x) = x$ ,  $R_v = \sigma_v^2$  thì  $\hat{u}_{ML}$  là lời giải của phương trình:

$$\pi^T \pi \hat{u}_{ML} = \pi^T v \quad (2.22)$$

$$\text{Và } \hat{u}_{MAP} = \mu_v + G(v - \mu_u) \quad (2.23)$$

$$\text{với } G = (R_v^{-1} + \pi^T R_v^{-1} \pi)^{-1} \pi^T R_v^{-1} \quad (2.24)$$

Trong thực tế,  $\mu$  có thể lấy giá trị trung bình cực bộ của  $v$  và  $\mu_v \approx \pi^* f^{-1}$  với  $(\mu_v)$ .  $\pi^*$  là biến đổi ngược của  $\pi$

### 2.2.2. Các phương pháp phát hiện biên

Xuất phát từ định nghĩa toán học của biên người ta thường sử dụng 2 phương pháp phát hiện biên sau:

\* *Phương pháp phát hiện biên trực tiếp:*

Phương pháp này nhằm làm nổi biên dựa vào sự biến thiên về giá trị độ sáng của điểm ảnh. kỹ thuật chủ yếu dùng phát hiện biên ở đây là kỹ thuật đạo hàm. Nếu lấy đạo hàm bậc nhất của ảnh ta có phương pháp Gradient; nếu lấy đạo hàm bậc hai ta có kỹ thuật Laplace. Hai phương pháp trên được gọi là phương pháp dò biên cục bộ, ngoài ra người ta còn sử dụng phương pháp “đi theo đường bao”: dựa vào nguyên lý qui hoạch hoạt động và được gọi là phương pháp dò biên tổng thể.

\* *Phương pháp gián tiếp:*

Nếu bằng cách nào đấy, ta phân được ảnh thành các vùng thì đường phân ranh giữa các vùng đó chính là biên. việc phân vùng ảnh thường dựa vào kết cấu (texture) bề mặt của ảnh.

Cũng cần lưu ý rằng, kỹ thuật dò biên và phân vùng ảnh là hai bài toán đối ngẫu của nhau. Thực vậy, nổi biên để thực hiện phân lớp đối tượng và một khi đã phân lớp xong có nghĩa là đã phân vùng được ảnh. Và ngược lại, khi phân vùng, ảnh đã phân lập được thành các đối tượng, ta có thể phát hiện được biên. Phương pháp dò biên trực tiếp tỏ ra khá hiệu quả vì ít chịu ảnh hưởng của nhiễu, song nếu sự biến thiên độ sáng không đột ngột, phương pháp này lại kém hiệu quả. Phương pháp dò biên gián tiếp tuy có khó cài đặt song lại áp dụng khá tốt khi sự biến thiên độ sáng nhỏ. Đối với phạm vi luận văn này, ta chỉ xem xét việc phát hiện biên ảnh y học bằng phương pháp trực tiếp, phương pháp gián tiếp đi sâu vào công đoạn phân vùng ( phân đoạn ảnh) nên ta sẽ không nghiên cứu.

### 2.2.3. Phương pháp Gradient

Theo định nghĩa, gradient là một vectơ có các thành phần biểu thị tốc độ thay đổi giá trị của điểm ảnh, ta có:

$$\frac{df(x,y)}{dx} \approx \frac{f(x+dx,y) - f(x,y)}{dx}$$

Tuytanóilàlấyđạohàmnhưngthựcchấtlà mộphánghvàxấp xỉ  
đạohambằngcácỹthuậtnhânhập(cuộnthemẫu)viânhốlà tínhiệu  
rờirạcnêđạohàmkhôngthôntại.

Ví dụ: Với  $dx=dy=1$ , ta có:

$$\begin{cases} \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} = f_x \approx \frac{f(x + dx, y) - f(x, y)}{dx} \\ \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} = f_y \approx \frac{f(x, y + dy) - f(x, y)}{dy} \end{cases}$$

Do đó, mặt nạ nhânhập theo hướng  $x$  là  $A = (-1 \ 1)$

và hướng  $y$  là  $B = \begin{pmatrix} -1 \\ 1 \end{pmatrix}$

Chẳng hạn:

$$I_1 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 3 & 3 & 3 \\ 0 & 3 & 3 & 3 \\ 0 & 3 & 3 & 3 \end{bmatrix}$$

Ta có,

$$I \otimes A = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 3 & 3 & 3 \\ 0 & 3 & 3 & 3 \\ 0 & 3 & 3 & 3 \end{bmatrix}; I \otimes B = \begin{bmatrix} 0 & 3 & 3 & * \\ 0 & 0 & 0 & * \\ 0 & 0 & 0 & * \\ * & * & * & * \end{bmatrix}$$

$$I \otimes A + I \otimes B = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & * \\ 3 & 0 & 0 & * \\ 3 & 0 & 0 & * \\ * & * & * & * \end{bmatrix}$$

### 2.2.3.1. Phương pháp Prewitt

Kỹ thuật sử dụng 2 mặt nạ nhânhập xấp xỉ đạo hàm theo 2 hướng  $x$  và  $y$  là:



$$H_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_y = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Các bước tính toán của kỹ thuật Prewitt

+ **Bước 1:** Tính  $I \otimes H_x$  và  $I \otimes H_y$

+ **Bước 2:** Tính  $I \otimes H_x + I \otimes H_y$

Ví dụ :

$$I = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 5 & 5 & 5 & 5 & 0 & 0 \\ 5 & 5 & 5 & 5 & 0 & 0 \\ 5 & 5 & 5 & 5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$I \otimes H_x = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -10 & -10 & * & * \\ 0 & 0 & -15 & -15 & * & * \\ 0 & 0 & -10 & -10 & * & * \\ 0 & 0 & -5 & -5 & * & * \\ * & * & * & * & * & * \\ * & * & * & * & * & * \end{bmatrix}$$

$$I \otimes H_y = \begin{bmatrix} 15 & 15 & 10 & 5 & * & * \\ 0 & 0 & 0 & 0 & * & * \\ -15 & -15 & -10 & -5 & * & * \\ -15 & -15 & -10 & -5 & * & * \\ * & * & * & * & * & * \\ * & * & * & * & * & * \end{bmatrix}$$

$$I \otimes H_x + I \otimes H_y = \begin{bmatrix} 15 & 15 & 0 & -5 & * & * \\ 0 & 0 & -15 & -15 & * & * \\ -15 & -15 & -20 & -15 & * & * \\ -15 & -15 & -15 & -10 & * & * \\ * & * & * & * & * & * \\ * & * & * & * & * & * \end{bmatrix}$$

### 2.2.3.2. Phương pháp Sobel

Tương tự như kỹ thuật Prewitt, kỹ thuật Sobel sử dụng 2 mặt nạ nhân chập theo 2 hướng x, y là:

$$H_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Các bước tính toán tương tự Prewitt

+ **Bước 1:** Tính  $I \otimes H_x$  và  $I \otimes H_y$

+ **Bước 2:** Tính  $I \otimes H_x + I \otimes H_y$

### 2.2.3.3. Phương pháp Compass

Kỹ thuật sử dụng 8 mặt nạ nhân chập theo 8 hướng  $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ, 315^\circ$

$$H_1 = \begin{bmatrix} 5 & 5 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix} \quad H_2 = \begin{bmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$

$$H_3 = \begin{bmatrix} -3 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad H_4 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & 5 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & -3 & 5 \end{bmatrix}$$

$$H_5 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & 5 \\ -3 & 5 & 5 \end{bmatrix} \quad H_6 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ -3 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & 5 \end{bmatrix}$$

$$H_7 = \begin{bmatrix} -3 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & 5 & -3 \end{bmatrix} \quad H_8 = \begin{bmatrix} 5 & -3 & -3 \\ 5 & 0 & -3 \\ 5 & -3 & -3 \end{bmatrix}$$

Các bước tính toán thuật toán Laban :

+**Bước 1:** Tính  $I \otimes H_i; i=1,8$  —

+**Bước 2:**  $\sum_{i=1}^8 I \otimes H$

#### 2.2.3.4. Phương pháp Laplace

Các phương pháp đánh giá Gradient ở trên làm việc khá tốt khi mà độ sáng thay đổi rõ nét. Khi mức sáng thay đổi chậm, miền chuyển tiếp trải rộng, phương pháp cho hiệu quả hơn đó là sử dụng phương pháp đạo hàm bậc hai gọi là phương pháp Laplace. Kết quả nghiên cứu cho thấy phương pháp Gradient rất nhạy cảm với nhiễu và thường tạo nên biên kép. Toán tử Laplace dùng nhiều kiểu mặt nạ khác nhau để xấp xỉ đạo hàm bậc hai. Dưới đây là 3 kiểu mặt nạ hay dùng.

$$H_1 = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad H_2 = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad H_3 = \begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 \\ -2 & 8 & -2 \\ 1 & -2 & 1 \end{bmatrix}$$

Kỹ thuật Laplace cho đường biên mảnh, tức là đường biên có độ rộng bằng một pixel. Tuy nhiên, kỹ thuật này rất nhạy cảm với nhiễu vì đạo hàm bậc hai thường không ổn định.

Kỹ thuật này dò biên theo cách tính xấp xỉ đạo hàm bậc hai dựa trên một mặt nạ. Chương trình sử dụng mặt nạ H2 trong cách dò biên theo kỹ thuật Laplace.

$$H_2 = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 8 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

Gọi G là ma trận điểm thu được sau khi nhân chập ma trận điểm ảnh (của ảnh cần tìm biên) với mặt nạ H<sub>2</sub>.

G chính là ma trận điểm ảnh chứa các đường biên cần tìm.

\* Thuật toán dò biên theo phương pháp Laplace như sau:

Đầu vào: ma trận ảnh cần tìm biên:

mặt nạ H<sub>2</sub>

Đầu ra: Một ma trận ảnh (chứa các đường biên được tìm thấy).

Giải thuật

// Laplace Algorithm

For (mỗi điểm ảnh của ảnh)

if(Nếu điểm ảnh nằm trên đường viền ảnh)

Gán giá trị các điểm ảnh trên đường viền ảnh =0 (hoặcbằng màu nền ảnh).

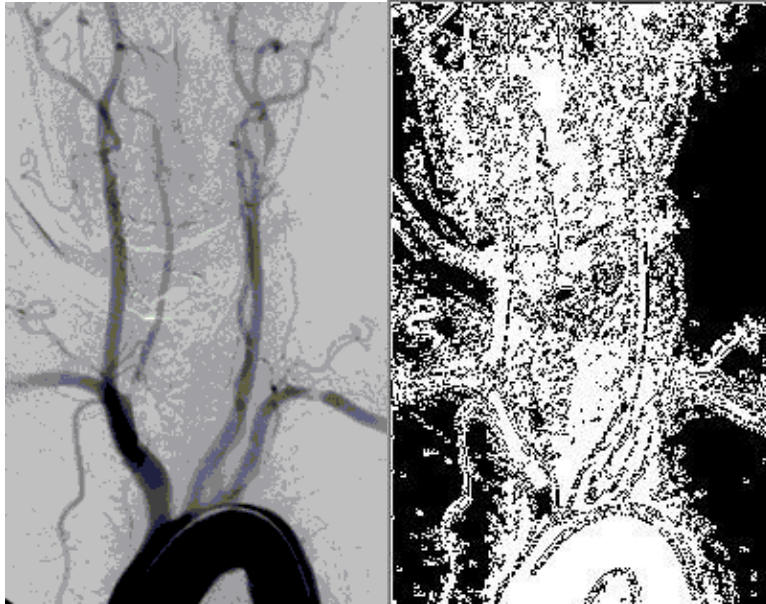
else

{

- Tính xấp xỉ Laplace G: nhân chập với mặt nạ I1

- Nếu giá trị điểm ảnh lớn hơn chỉ số màu của ảnh thì gán giá trị ảnh là giá trị màu lớn nhất.

}



Ảnh mạch máu ban đầu

Ảnh sau khi nổi biên laplace

Trên đây luận văn nêu một số phương pháp tăng cường chất lượng ảnh. Hiện nay các nghiên cứu trên thế giới có rất nhiều thuật toán mới đưa ra dựa trên các phép biến đổi không gian và thời gian. Phạm vi luận văn này không thể đưa ra nhiều kỹ thuật mới vì tính hạn chế trong nghiên cứu. Ở chương 3 sẽ tiến hành một số cài đặt thử nghiệm các kỹ thuật trên.

## **CHƯƠNG 3. CÀI ĐẶT CHƯƠNG TRÌNH THỬ NGHIỆM MỘT SỐ CHỨC NĂNG .**

### **3.1. GIỚI THIỆU CHƯƠNG TRÌNH**

Chương trình thực hiện xử lý nâng cao chất lượng ảnh phiên bản Demo trong luận văn này giới thiệu một số thuật toán cài đặt đã hoạt động tốt trên các ảnh y học thử nghiệm, mặc dù chưa hoàn thiện nhưng cũng là cơ sở để so sánh, đánh giá các kỹ thuật đã nêu trên.

Chương trình được viết bằng ngôn ngữ Visual C++ trên nền Windows.

### **3.2. GIAO DIỆN VÀ CHỨC NĂNG CỦA CHƯƠNG TRÌNH**

Giao diện chính của chương trình gồm một số chức năng cơ bản sau:

- Chức năng Tập tin: gồm những thao tác trên tập tin ảnh, được phân rã thành các chức năng con :

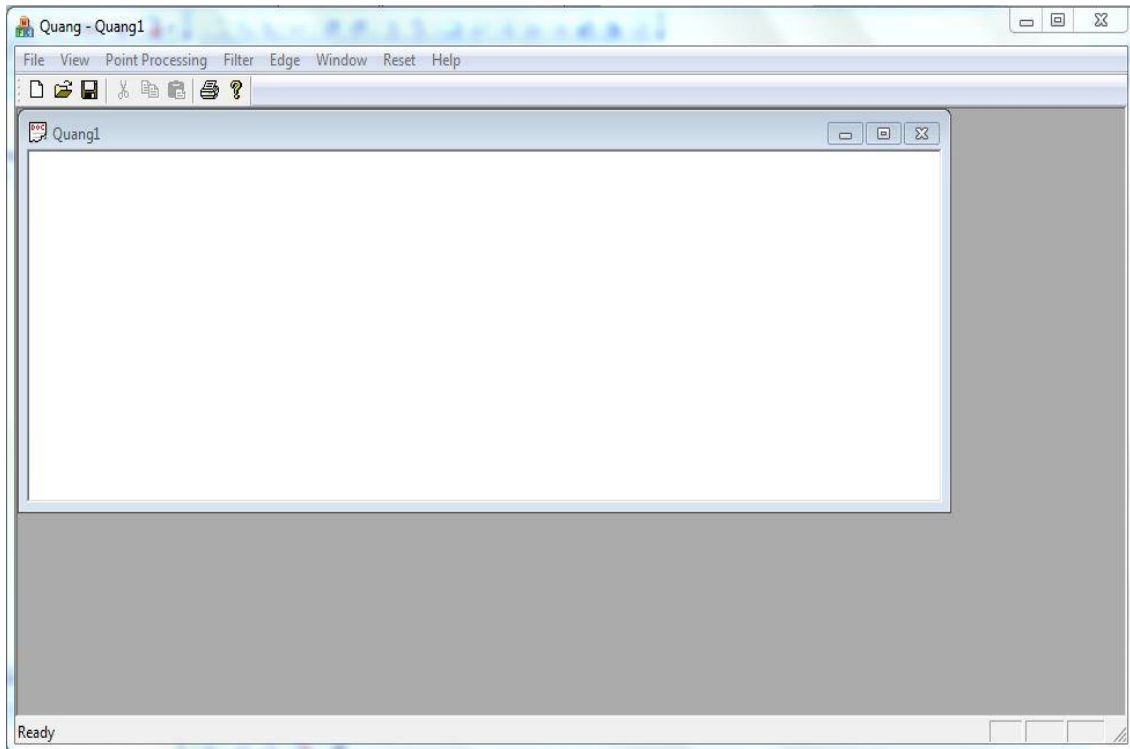
- Mở file ảnh
- Quay về ảnh ban đầu
- Thoát chương trình

- Chức năng Point processing :

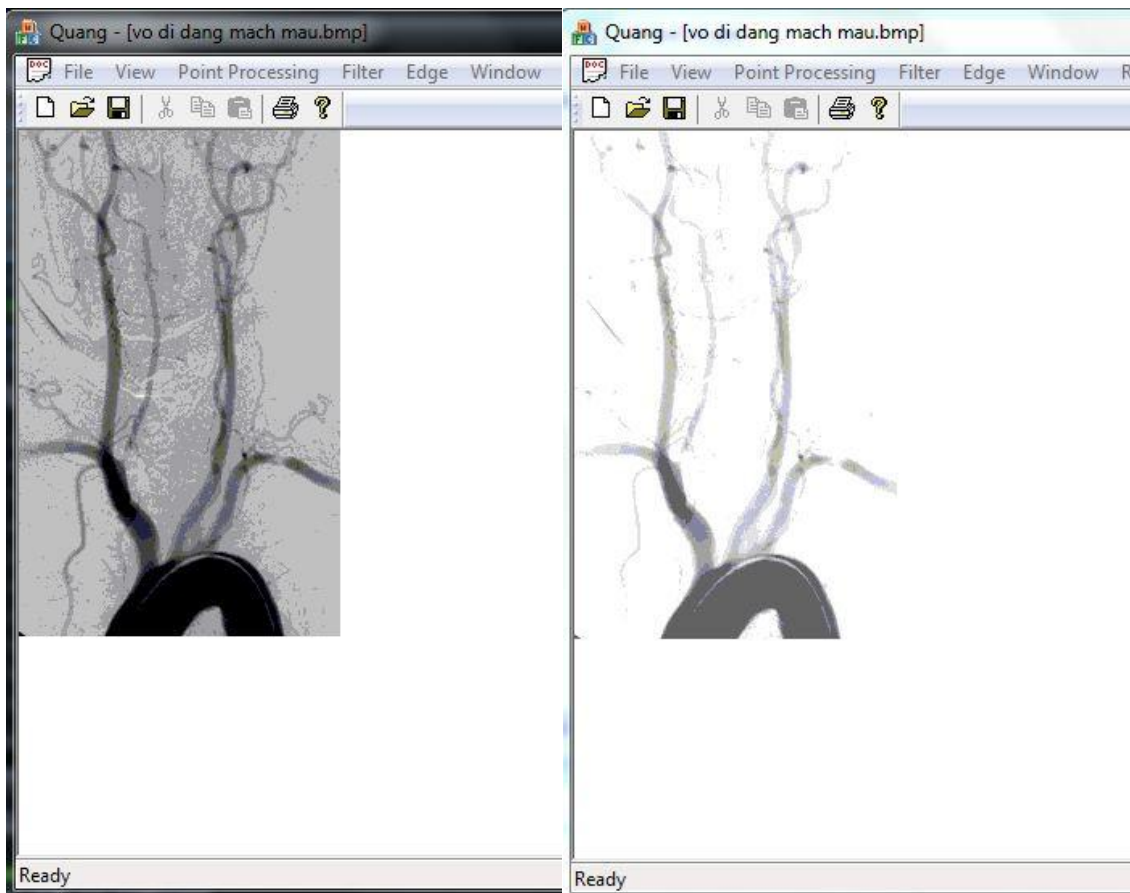
- + Chuyển ảnh thành ảnh xám
- + Tăng độ sáng ảnh

- Chức năng Nổi biên ảnh: thực hiện các kỹ thuật nổi biên gồm:

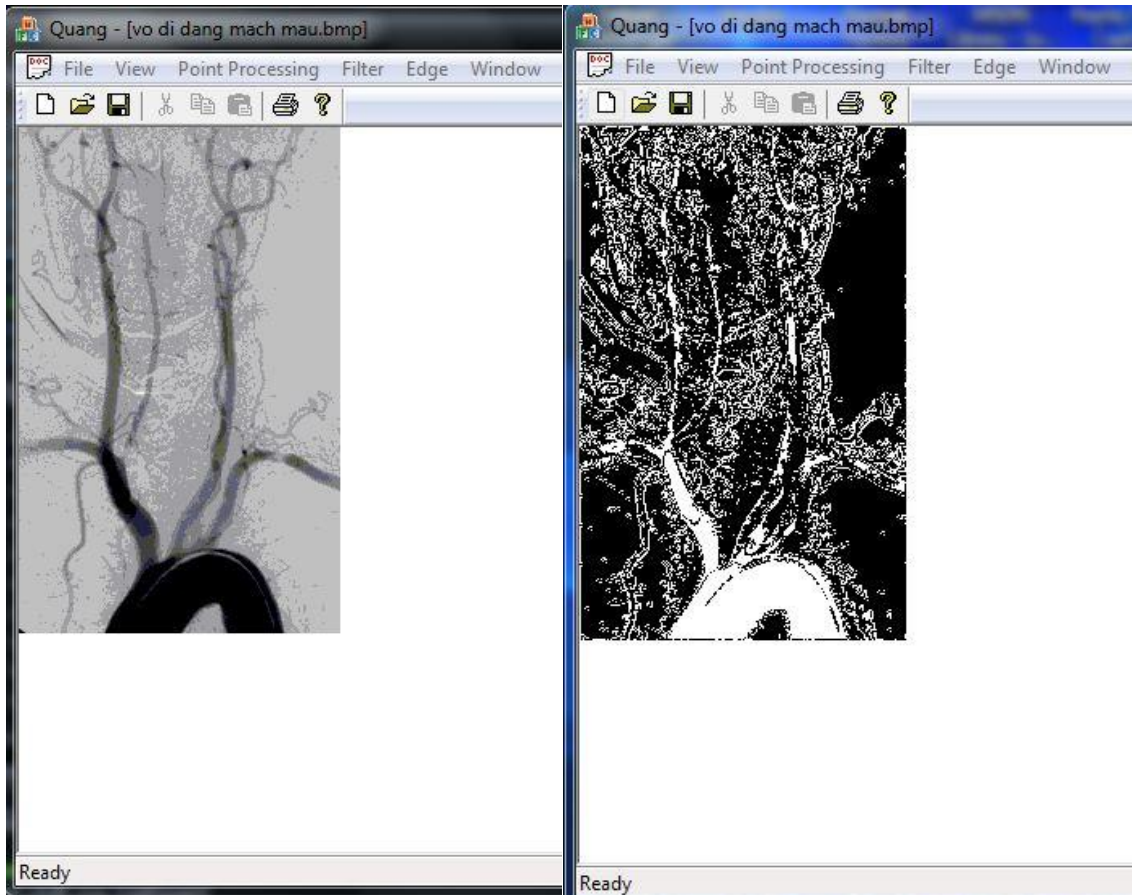
- Compass
- Sobel
- Prewitt
- Laplace



Hình 3.1. Giao diện chính của chương trình



Hình 3.2. Ảnh ban đầu và sau khi chỉnh tăng độ sáng



Hình 3.3. Chức năng Edge ( tìm biên )

## KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN

Sau thời gian tìm hiểu và nghiên cứu dưới sự hướng dẫn chỉ bảo của thầy giáo hướng dẫn, sự giúp đỡ nhiệt tình của thầy cô, bạn bè. Em đã hoàn thành bài báo cáo này và thu được kết quả như sau :

- Nêu rõ được ý nghĩa, tầm quan trọng của việc xử lý ảnh trong lĩnh vực y học, đặc biệt là công đoạn nâng cao chất lượng ảnh y học phục vụ cho công tác truyền thông và chẩn đoán bệnh.

- Trình bày các kiến thức cơ bản về xử lý ảnh và các đặc trưng riêng biệt của ảnh y học so với các loại ảnh khác.

- Trình bày lựa chọn một số các kỹ thuật nâng cao chất lượng ảnh phù hợp và hiệu quả đối với ảnh y học.

- Xây dựng chương trình thử nghiệm áp dụng một số kỹ thuật đã nêu đối với ảnh y học để thấy kiểm chứng kết quả của các phương pháp.

Những hạn chế của luận văn:

- Một số các phương pháp kỹ thuật mới của xử lý nâng cao chất lượng ảnh chưa được khai thác hết, chưa tập trung vào một vài kỹ thuật nổi bật để đi sâu cả về cơ sở lý thuyết và chương trình.

- Chương trình thử nghiệm chưa cài đặt được hết tất cả các thuật toán đưa ra do hạn chế về mặt thời gian và kiến thức có hạn.

Hướng phát triển trong tương lai:

Trong chẩn đoán, thành tựu nổi bật là các thiết bị chẩn đoán công nghệ cao không ngừng ra đời, đổi mới, hoàn thiện hơn. Nhờ đó mà chất lượng chẩn đoán bệnh ngày càng được nâng cao, các bệnh hiểm nghèo ngày càng được phát hiện sớm để kịp thời chữa trị, thu hẹp khoảng cách về không gian, thời gian trong việc chẩn đoán và chữa trị, giảm chi phí khám chữa bệnh cho bệnh nhân. Như đã nêu trên, y tế từ xa với sự hỗ trợ của máy móc công nghệ cao thông qua hệ thống lưu trữ và truyền thông PACS, internet ngày càng trở nên phổ biến và là hướng



phát triển trên thế giới trong 2 thập kỷ qua và còn phát triển rất mạnh trong tương lai.

Hiện nay, trên thế giới có hai hướng phát triển chủ yếu của y tế từ xa. Một là nghiên cứu về tổ chức mạng và đường truyền. Các dữ liệu y tế, y học gồm văn bản, âm thanh, hình ảnh,... được tổ chức xử lý và khai thác qua điện thoại hoặc mạng nội bộ, mạng internet, truyền hình, cáp quang... Hướng thứ hai là phát triển các phần mềm quản lý dữ liệu nhằm xây dựng hệ thống quản lý thông tin bệnh viện, các hệ thống lưu trữ, xử lý, khai thác cơ sở dữ liệu, âm thanh, thao tác, phân tích và xử lý hình ảnh để phục vụ việc chẩn đoán và điều trị, hội chẩn từ xa truyền hình ảnh động và các dữ liệu khác từ những thiết bị chẩn đoán hình ảnh như siêu âm, X quang, CT scanner, cộng hưởng từ hạt nhân...

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

### Tiếng Việt

1. Đỗ Năng Toàn, Phạm Việt Bình (2007), “Xử lý ảnh ”, *NXB Khoa học Kỹ thuật*.
2. Nguyễn Thanh Thủy, Lương Mạnh Bá ( 1998), “ Nhập môn xử lý ảnh số”, *NXB Khoa học kỹ thuật*, Hà nội.
3. Nguyễn Quang Hoan (2006), “Giáo trình Xử lý ảnh”. *Học viện Bưu chính Viễn thông*.

### Tiếng Anh

1. Anita Shinkar, Prakash Devale (2007), “Contrast Enhancement Technique for Medical Images”, *3rd Indian International Conference on Artificial Intelligence, Pune, India, December 17-19*.
2. Dah-Chung Chang, Wen-Rong Wu (1998), “Image Contrast Enhancement Based on a HistogramTransformation of Local Standard Deviation”, *IEEE Transaction on Medical Imaging*.
3. Geoff Dougherty (2009), “Digital Image Processing for Medical Applications”, *Cambridge University Press*, pp. 91-100,123-269.
4. Monica Trifas (2002), “Medical Image Enhancement”, *Jacksonville State University*, Vol. 21, No. 4, pp. 343-353.
5. P. Jagatheeswari , S.Suresh Kumar, M. Rajaram (2009), “Contrast Enhancement for Medical Images Based on Histogram Equalization Followed by Median Filter”, *Proceedings of the International Conference on Man-Machine Systems*.
6. K. Karthikeyan, C. Chandrasekar (2011),“Speckle Noise Reduction of Medical Ultrasound Images using Bayesshrink Wavelet Threshold”, *International Journal of Computer Applications*, No.9.

7. Mohamed Roushdy (2006), “Comparative Study of Edge Detection Algorithms Applying on the Grayscale Noisy Image Using Morphological Filter”, *GVIP Journal, Volume 6, Issue 4, December*.
8. Prof. J.Mehena (2011), “Medical Images Edge Detection Based on Mathematical Morphology”, *International Journal of Computer & Communication Technology (IJCCT), Volume-2, Issue-VI*.
9. Shantanu H. Joshi, Antonio Marquina, Stanley J. Osher, Ivo Dinov, John Darrell Van Horn, and Arthur Toga (2008), “Image Resolution Enhancement and its applications to Medical Image Processing”, *University of California*.
10. Xujia Qin, Shishuang Liu, Wu Zhengqiang, Jun Han (2008), “Medical Image Enhancement Method Based on 2D Empirical Mode Decomposition”, [\*Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2008. The 2nd International Conference on\*](#), pp. 2484-2488.
11. Zia-ur Rahman, Glenn A. Woodell, Daniel J. Jobson (2001), “Retinex Image Enhancement: Application to Medical Images”, *NASA Medical Imaging Conference*.

Website:

<http://hocvienquany.vn/Default.aspx?MaTin=1098>

<http://vmmu.edu.vn/Default.aspx?Matin=1063>