

การปรับปรุงคุณภาพของภาพในการช่วยวิเคราะห์หาหินปูนในหลอดเลือด  
แดงเลี้ยงหัวใจ

IMAGE IMPROVEMENT AIDS TO CALCIFICATION ANALYSIS OF  
CORONARY ARTERIES

สมฤกษ์ เตชะวงศ์ธรรม

SAMRIT TAECHAWONGTHAM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2543

ISBN 974-954-684-9

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การปรับปรุงคุณภาพของภาพในการช่วยวิเคราะห์หาหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

IMAGE IMPROVEMENT AIDS TO CALCIFICATION ANALYSIS OF  
CORONARY ARTERIES

สัมฤทธิ์ เตชะวงศ์ธรรม

SAMRIT TAECHAWONGTHAM

เลขหมู่.....	47650
เลขทะเบียน.....	
วัน, เดือน, ปี.....	21 ส.ค. 2546

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร  
มหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2545

ISBN 974-954-684-9

IMAGE IMPROVEMENT AIDS TO CALCIFICATION ANALYSIS OF  
CORONARY ARTERIES

SAMRIT TAECHAWONGTHAM

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING  
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2002

ISBN 974-954-684-9

COPYRIGHT 2002

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การปรับปรุงคุณภาพของภาพในการช่วยวิเคราะห์หา หินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ
นักศึกษา	นายสัมฤทธิ์ เตชะวงศ์ธรรม
รหัสประจำตัว	39061032
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ.	2545
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ฟูศักดิ์ ชิวสุวิทย์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม	ดร.สุธี ผู้เจริญชนะชัย

## บทคัดย่อ

ในปัจจุบันอัตราผู้ป่วยโรคหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจตีบมีแนวโน้มสูงขึ้น การตรวจสอบความเสี่ยงของการเกิดโรคหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจตีบสามารถช่วยป้องกันหรือบรรเทาความร้ายแรงของโรค การตรวจสอบความเสี่ยงของการเกิดโรควิธีหนึ่งเป็นการใช้เครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงในการสร้างภาพตัดขวางหัวใจจากคนไข้เพื่อหาความเสี่ยงจากกลุ่มหินปูน งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางหัวใจที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงเพื่ออำนวยความสะดวกในการตรวจสอบความเสี่ยงของการเกิดโรคหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจตีบโดยใช้วิธีการประมวลผลภาพทางคอมพิวเตอร์เพื่อกรองเอาจุดภาพที่ไม่ต้องการออกด้วยการวัดขนาดของจุดภาพ และวิธีการใช้เครือข่ายประสาทเทียมช่วยค้นหากลุ่มหินปูนโดยพิจารณาจากคุณสมบัติของพื้นที่บนภาพตัดขวางหัวใจ การทดลองปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางหัวใจก่อนนำไปคำนวณดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนพบว่าสามารถลดผลของจุดภาพรบกวนได้ และการใช้เครือข่ายประสาทเทียมในการช่วยค้นหากลุ่มหินปูนสามารถตรวจพบกลุ่มหินปูนได้ 70% โดยประมาณของจำนวนกลุ่มหินปูนทั้งหมด

Thesis Title	Image Improvement Aids to Calcification Analysis of Coronary Arteries
Student	Mr. Samrit Taechawongtham
Student ID.	39061032
Degree	Master of Engineering
Programme	Electrical Engineering
Year	2002
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Fusak Cheevasuvit
Thesis Co-Advisor	Dr.Suthee Poochareonchanachai

## ABSTRACT

Currently, Atherosclerosis is becoming a main cause of people who died from heart attack. Prognostication of atherosclerosis can protect or reduce the hazard of the disease. One of noninvasive methods that have been studied continuously uses Ultra-fast CT Scanner to visualize and identify vulnerable calcium plaques inside vessel walls. This research purposes two image improvement methods applying on CT images, acquired from Ultra-fast CT Scanner, to aid the prognostic procedure. The first method uses image processing technique to filter out insignificant calcium plaques by their size. The second method applies a feed forward artificial neural network to search for significant calcium plaques in a CT image by consideration of characteristic of each small image area. The experiment shows the improvement of calcification index after all insignificant calcium plaques have been removed. It is shown that the capability of the neural network that can aid finding for significant calcium plaques with approximate 70% accuracy rate from all plaques.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดีด้วยคำแนะนำจากอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.ฟูศักดิ์ ชิวสุวิทย์ และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ดร.สุธี ผู้เจริญชนะชัย ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ นพ.ราเมศร์ วัชรสินธุ์ และ พ.ญ.วิจรรภรณ์ เหล่าธรรมทัศน์ ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลรามาริบัติ ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ ให้ข้อมูล คำแนะนำ คำปรึกษาที่จำเป็น และครุภัณฑ์ในการทดสอบ

ขอขอบคุณเพื่อนร่วมงานคุณสมชาย เกียรติอารีกุล คุณประเมศวร์ ห่อแก้ว และคุณวัลยา แก่นวงศ์ที่ให้คำปรึกษาและช่วยเหลือทางด้านระบบงาน การเขียนโปรแกรม และแนวความคิดต่างๆ รวมทั้งเป็นกำลังใจในการทำวิทยานิพนธ์เสมอมา

ขอขอบคุณสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่เอื้อเฟื้อสถานที่และสาธารณูปโภคสำหรับงานวิจัย

สุดท้ายขอขอบคุณสถาบันบัณฑิตวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีไทย สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ที่ได้ให้ทุนสนับสนุนการทำวิทยานิพนธ์ครั้งนี้

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

สัมฤทธิ์ เตชะวงศ์ธรรม

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ .....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป .....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 โรคหัวใจขาดเลือด.....	1
1.2 วิธีการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ.....	5
1.3 การได้มาซึ่งภาพหินปูนที่หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ .....	6
1.4 วิธีการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ.....	7
1.5 สรุป.....	8
บทที่ 2 การตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูน .....	10
2.1 บทนำ.....	10
2.2 การได้มาซึ่งภาพตัดขวางหัวใจ.....	10
2.3 คุณสมบัติของภาพตัดขวางหัวใจ.....	11
2.4 การแสดงภาพตัดขวางหัวใจบนจอภาพคอมพิวเตอร์.....	13
2.5 ค่าความหนาแน่นของหินปูนและสภาพหินปูนลวง .....	13
2.6 ฮิสโตแกรมของภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป .....	14
2.7 ตำแหน่งหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ และภาพที่ปรากฏ.....	15
2.8 ดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูน (Calcification Index).....	16
2.9 เครือข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network).....	18
2.9.1 แบบจำลองนิวรอน.....	19
2.9.2 ชนิดของฟังก์ชันทั่วไปที่ใช้กับเครือข่ายประสาทเทียม.....	20
2.9.3 นิวรอนที่มีอินพุตหลายตัว .....	21
2.9.4 ชั้นของนิวรอน (Layer of neuron) .....	22
2.9.5 นิวรอนหลายชั้น.....	22

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.9.6 เครื่องข่ายแบบส่งไปข้างหน้าและการเรียนแบบสะท้อนกลับหลัง .....	24
2.9.7 จำนวนของนิเวรอนในชั้นหลบซ่อนที่ควรใช้ .....	24
บทที่ 3 การประยุกต์เทคนิคการประมวลผลภาพ.....	25
3.1 บทนำ .....	25
3.2 การจำแนกสัญญาณรบกวนออกจากข้อมูลภาพโดยพิจารณาจากขนาดของวัตถุ .....	25
3.2.1 ขนาดของกลุ่มข้อมูลและกลุ่มข้อมูลที่มีนัยสำคัญ .....	26
3.2.2 การสร้างตารางปรับระดับของข้อมูลภาพ.....	26
3.2.3 การหาขนาดของกลุ่มข้อมูล .....	27
3.2.4 การประยุกต์ใช้งาน .....	28
3.3 การนำวิธีการประมวลผลภาพมาใช้ในการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ .....	28
3.3.1 อุปสรรคในการวิเคราะห์ลักษณะของหินปูนโดยอัตโนมัติ .....	29
3.3.2 การใช้เครื่องข่ายประสาทเทียมในการจดจำลักษณะพื้นที่หัวใจ .....	30
3.3.3 โครงสร้างเครื่องข่ายประสาทเทียมที่ใช้ .....	30
3.3.4 การเตรียมข้อมูลสำหรับสอนเครื่องข่ายประสาทเทียม .....	31
3.3.5 การทดลองเพื่อหาจำนวนนิเวรอนในชั้นหลบซ่อน .....	33
3.3.6 การค้นหาพื้นที่หัวใจ.....	35
3.3.7 จากพื้นที่หัวใจไปจนเข้าสู่เครื่องข่ายประสาทเทียม .....	41
3.3.8 การรวมผลที่ได้จากเครื่องข่ายประสาทเทียม .....	42
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	44
4.1 ซอฟต์แวร์ช่วยวัดแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ.....	44
4.2 ทดสอบการกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากข้อมูลภาพ .....	45
4.3 ทดสอบวิธีการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ.....	46
4.3.1 เซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตี (Sensitivity and Specificity) .....	46
4.3.2 เซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตีของขั้นตอนการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ .....	47
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและแนวทางการพัฒนาต่อ .....	51

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.1 สรุป.....	51
5.2 แนวทางการพัฒนาต่อไป.....	52
เอกสารอ้างอิง.....	54
ภาคผนวก ก ซอฟต์แวร์ช่วยตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ.....	57
ภาคผนวก ข ตารางของค่าน้ำหนักต่างๆที่ใช้ในเครือข่ายประสาทเทียม.....	75
ภาคผนวก ค ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	78
ประวัติผู้เขียน.....	83

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ค่าตัวเลขซีที ของเนื้อเยื่อทั่วไป.....	11
3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนนิวรอนและค่าผิดพลาดของเครือข่าย.....	34
3.2 ค่าผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนักแล้วของพื้นที่ปอดและพื้นที่ไม่ใช่ปอด.....	37
4.1 แนวทางทดสอบความผิดพลาดโดยเซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตี.....	46
4.2 ผลการจำแนกกลุ่มหิ้นปุนโดยไม่แยกชนิดของเส้นเลือด.....	47
4.3 ผลการจำแนกกลุ่มหิ้นปุนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Left Main.....	48
4.4 ผลการจำแนกกลุ่มหิ้นปุนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Left Artery Descending.....	48
4.5 ผลการจำแนกกลุ่มหิ้นปุนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Left Circumflex.....	49
4.6 ผลการจำแนกกลุ่มหิ้นปุนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Right Coronary Artery.....	49

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 โครงสร้างของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจปกติ .....	1
1.2 ขบวนการสะสมไขมันในผนังหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ .....	2
1.3 อินเฟลมมาทอรี โมเลกุลกระตุ้นให้เกิดหมวกเนื้อเยื่อบนพื้นที่สะสมของไขมัน .....	2
1.4 สารเคมีจากโพมเซลล์ทำให้หมวกเนื้อเยื่อปริแตกและก่อให้เกิดการอุดตัน .....	3
1.5 ภาพตัดขวางของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจที่มีการสะสมของไขมัน .....	4
1.6 เมื่อหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจที่มีการสะสมของไขมันปริและทำให้เกิดสะเก็ดเลือด .....	4
1.7 ภาพเส้นเลือดที่แคบลง ไขมันที่สะสม ("p") และหินปูน ("*") .....	5
1.8 ระบบการปฏิบัติงานตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ .....	8
2.1 เครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ซีที ความเร็วสูง .....	10
2.2 ภาพตัดขวางหัวใจที่ระดับซีทีเท่ากับ 0 และช่วงหน้าต่างซีทีเท่ากับ 2000 .....	12
2.3 ภาพตัดขวางหัวใจที่ระดับซีทีเท่ากับ -100 และช่วงหน้าต่างซีทีเท่ากับ 500 .....	12
2.4 (ก) ภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป (ข) ฮิสโตแกรมของภาพ(ก) .....	14
2.5 ส่วนประกอบโดยทั่วไปในภาพตัดขวางหัวใจ .....	15
2.6 ขั้นตอนทั่วไปในการวิเคราะห์หาดัชนีความเป็นหินปูน .....	16
2.7 หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจหลักที่ใช้พิจารณาความเสี่ยงโรคหัวใจ .....	18
2.8 แบบจำลองการสอนเครือข่ายประสาทเทียมแบบซูปervised-Training) .....	19
2.9 แบบจำลองของนิวรอนหนึ่งตัว .....	19
2.10 ฟังก์ชันแบบขั้นบันไดหนึ่งหน่วย (Unit Step transfer function) .....	20
2.11 ฟังก์ชันแบบเชิงเส้น (Linear transfer function) .....	20
2.12 ฟังก์ชันแบบซิกมอยด์ (Sigmoid transfer function) .....	21
2.13 นิวรอนที่มีอินพุตเป็นเวกเตอร์หนึ่งคอลัมน์จำนวน R ตัว .....	21
2.14 สัญลักษณ์ที่ใช้แทนนิวรอนที่มีอินพุตเป็นเวกเตอร์จำนวน R ตัว .....	22
2.15 ชั้นของนิวรอนที่ประกอบไปด้วยนิวรอนจำนวน S ตัว และมีจำนวนอินพุตเท่ากับ R ตัว ....	22
2.16 ลักษณะการเชื่อมต่อของเครือข่ายที่มีจำนวนหลายชั้น .....	23
2.17 สัญลักษณ์ย่อสำหรับเครือข่ายที่มีจำนวนหลายชั้น .....	23
3.1 ภาพแบบทวิภาคที่เทียบเท่ากับเมตริกซ์ที่ได้จากการปรับระดับ .....	26
3.2 ตัวอย่างการประยุกต์ใช้วิธีการแยกสัญญาณรบกวนด้วยขนาดวัตถุ .....	28
3.3 โครงสร้างเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งต่อข้างหน้าที่ใช้ .....	31

## สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.4 การเลือกกรอบสี่เหลี่ยมบนพื้นที่หิ้นปูนและพื้นที่ไม่ใช่หิ้นปูน .....	32
3.5 ตัวอย่างเมตริกอินพุตและเอาต์พุตสำหรับสอนเครือข่ายประสาทเทียม .....	32
3.6 กราฟเปรียบเทียบจำนวนนิรอนในชั้นหลบซ่อนกับค่าผิดพลาดของเครือข่าย .....	34
3.7 ตัวอย่างภาพปอด (ซ้าย) ภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป (ขวา) ภาพเดียวกันเมื่อปรับจุดภาพให้เป็นสี่ขาวเฉพาะจุดที่มีค่าซีทีน้อยกว่า -200 HU .....	35
3.8 ระบบพิกัดของภาพ (ซ้าย) แบบคาร์ทีเซียนที่ใช้กับภาพคอมพิวเตอร์ทั่วไป (ขวา) ระบบน้ำหนกที่ให้ความสำคัญกับจุดศูนย์กลาง .....	36
3.9 ค่าผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนกของแต่ละพื้นที่ .....	37
3.10 ตัวอย่างภาพตัดขวางหัวใจและพื้นที่กระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลัง .....	38
3.11 ภาพทวิภาคของกระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลัง (ซ้าย) กระดูกซี่โครง กระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลัง (ขวา) แสดงรวมกับพื้นที่ปอด .....	38
3.12 สี่เหลี่ยมแสดงขอบเขตของปอดทั้งสองข้าง .....	39
3.13 เส้นขอบบนและล่างของหัวใจที่ได้จากขอบเขตของปอด .....	39
3.14 ขอบเขตที่กำหนดจากรูปร่างปอดเพื่อช่วยในการหากระดูกส่วนหน้าและหลัง .....	41
3.15 พื้นที่หัวใจที่ได้จากการค้นพบกระดูกส่วนบนและกระดูกส่วนล่าง .....	41
3.16 การแบ่งพื้นที่หัวใจเป็นพื้นที่เล็กๆเพื่อป้อนให้กับเครือข่ายประสาทเทียม .....	42
3.17 บางส่วนของผลที่ได้จากเครือข่ายประสาทเทียมเมื่อซ้อนกับรูปกลุ่มหิ้นปูนเดิม .....	42
4.1 หน้าจอของซอฟต์แวร์ช่วยวัดแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ .....	44
4.2 ดัชนีแสดงสภาพความเป็นหิ้นปูน ได้จากการเลือกพื้นที่ที่สนใจ .....	45
4.3 ภาพถ่ายตัดขวางของหัวใจและข้อมูลภาพแบบทวิภาคเทียบเท่า .....	46
5.1 ภาพแสดงขนาดเปรียบเทียบระหว่างหลอดเลือด LM และ LAD .....	51
5.2 การประมวลผลค้นหากลุ่มหิ้นปูนล่วงหน้าเพื่อเพิ่มความเร็วในการทำงาน .....	53

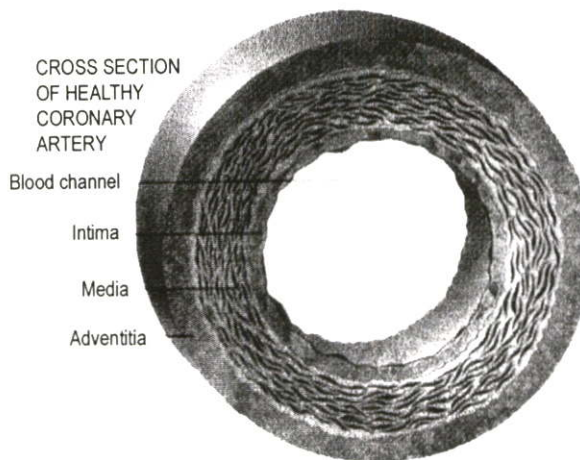
# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 โรคหัวใจขาดเลือด

โรคหัวใจขาดเลือด เป็นโรคที่พบบ่อยมากขึ้นเรื่อยๆในประเทศไทย โดยเฉพาะในขณะนี้พบว่าโรคหลอดเลือดหัวใจตีบตันเป็นสาเหตุที่ทำให้มีจำนวนคนไทยเสียชีวิตมากเป็นอันดับสองรองจากการประสูติเหตุและมีแนวโน้มว่าจะมีจำนวนมากขึ้นในอนาคต

หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจปกติ(ในรูปที่ 1.1) ประกอบไปด้วยสามส่วนคือ Intima ซึ่งเป็นผนังหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ Media เป็นเนื้อหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ และ Adventitia เป็นผนังหลอดเลือดด้านนอก[2]

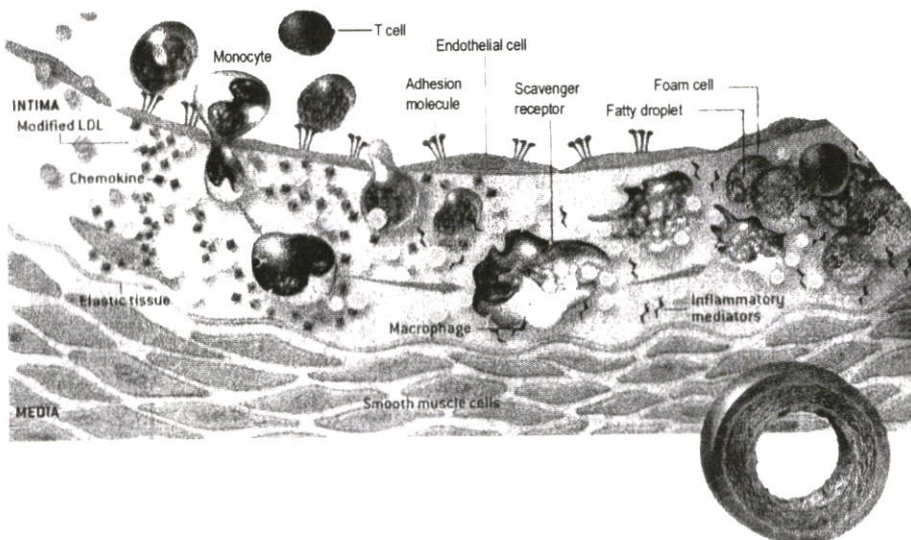


รูปที่ 1.1 โครงสร้างของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจปกติ

โรคหัวใจขาดเลือดเกิดจากการสะสมไขมันที่ผนังหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ เชื่อว่ามีสาเหตุหลักมาจากปริมาณไขมันความหนาแน่นต่ำจำนวนมากเกินไปที่สะสมในผนังหัวใจ(รูปที่ 1.2)และมีการเปลี่ยนแปลงเคมี ไขมันความหนาแน่นต่ำที่ผิดปกติเหล่านี้จะกระตุ้นให้เซลล์ผนังหัวใจสร้างโมเลกุลเพื่อดึงดูดเม็ดเลือดขาวโมโนไซต์ (Monocyte) ซึ่งเป็นเซลล์ที่ทำให้เกิดอาการปวด (inflammation) และเซลล์เม็ดเลือดขาวที (T cell) ที่ล่องลอยในกระแสเลือดให้มาเกาะที่เซลล์ผนังหัวใจเหล่านั้น จากนั้นเซลล์ผนังหัวใจปลดปล่อยสารเคมีที่ชื่อว่า คีโมคิน (chemokine) ดึงดูดให้เซลล์เม็ดเลือดขาวทีเซลล์ผนังหัวใจหลุดเข้าไปยังส่วนอินทิมา (Intima)

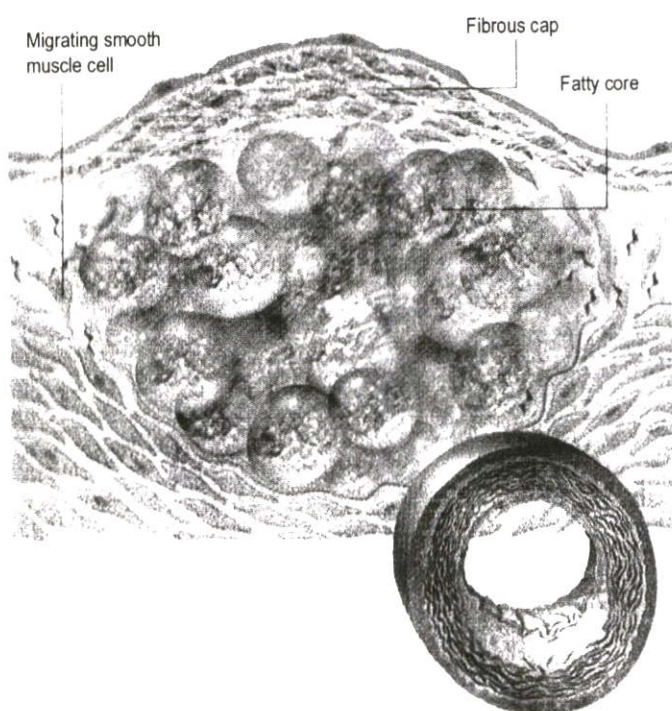
ในอินทิมา เซลล์โมโนไซต์เจริญเติบโตเป็นเซลล์มาโครฟาจ (Macrophages) ซึ่งเมื่อทำงานร่วมกับเซลล์เม็ดเลือดขาวที จะผลิตสารเคมีในกลุ่มอินเฟลมมาทอรี มีดิเอทอรี (inflammatory mediators) หนึ่งในนั้นรวมถึงสารเคมีชื่อ ไซโตคิน (cytokine) ที่ทำหน้าที่ส่งสัญญาณระหว่างเซลล์เซลล์ภูมิคุ้มกันต่างๆ และส่วนประกอบอื่นๆที่กระตุ้นให้เกิดการแบ่งตัวของเซลล์ และเซลล์มาโครฟาจ

ยังสร้างแอนติบอดีที่เรียกกันว่า สคาเวนเจอร์ รีเซพเตอร์ (scavenger receptors) ซึ่งช่วยให้เซลล์มาโครฟาจย่อยไขมันความหนาแน่นต่ำที่ผิดปกติเหล่านั้นได้



รูปที่ 1.2 ขบวนการสะสมไขมันในผนังหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

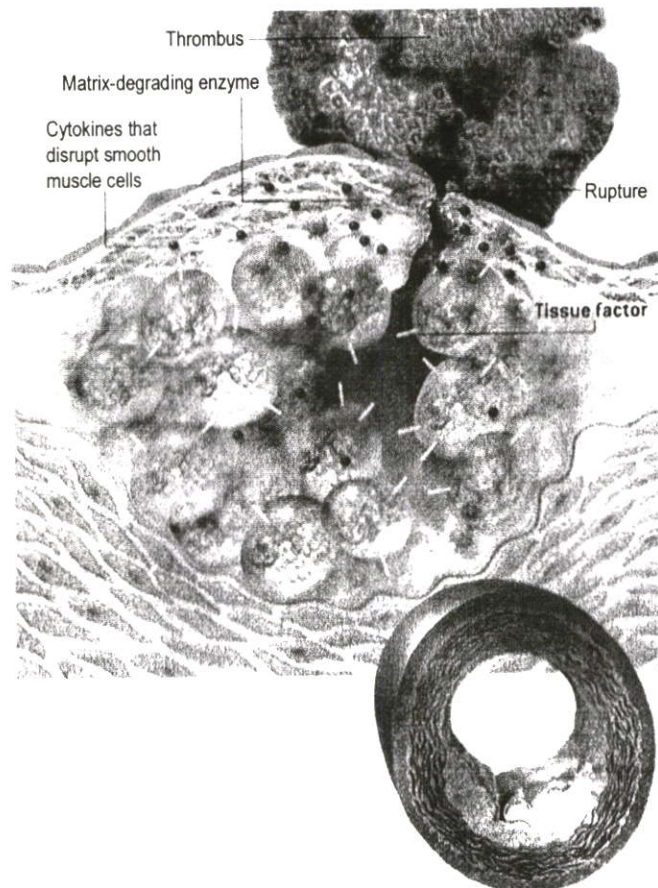
เซลล์มาโครฟาจที่จับไขมันความหนาแน่นต่ำเหล่านั้น เริ่มสะสมไปด้วยหยดไขมัน เซลล์มาโครฟาจที่มีหน้าตาเหมือนโฟมและเต็มไปด้วยไขมันเหล่านี้ (เรียกกันอีกอย่างหนึ่งว่า โฟมเซลล์ - foam cell) และเซลล์เม็ดเลือดขาวที่รวมกันเป็นคราบไขมัน



รูปที่ 1.3 อินฟเลมมาทอรี โมเลกุลกระตุ้นให้เกิดหมวกเนื้อเยื่อบนพื้นที่สะสมของไขมัน

อินเฟลมมาทอรี โมเลกุล (Inflammatory molecule) สามารถกระตุ้นการเติบโตของคราบไขมันและก่อให้เกิดการสร้างหมวกเนื้อเยื่อ (Fibrous cap) บนแกนไขมัน (รูปที่ 1.3) เนื้อเยื่อสร้างขึ้นเมื่อโมเลกุลต่างๆ ดึงดูดเซลล์กล้ามเนื้อเรียบ (smooth muscle cell) ในส่วนของมีเดียให้ย้ายมาอยู่ในส่วนอินทิมา แล้วแบ่งตัว ก่อให้เกิดโครงสร้างอันหนาแน่นซึ่งยึดติดเซลล์ต่างๆ ให้อยู่ด้วยกัน

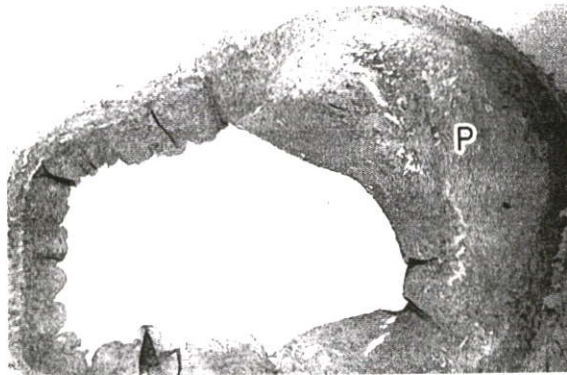
หลังจากนั้น สารอินเฟลมมาทอรีต่างๆ ที่สกัดจากโฟมเซลล์ทำให้หมวกเนื้อเยื่ออ่อนแอได้อย่างร้ายแรง โดยที่สารเหล่านั้นย่อยสลายโมเลกุลโครงสร้างของเนื้อเยื่อและทำลายเซลล์กล้ามเนื้อเรียบจนเซลล์ไม่สามารถซ่อมแซมหมวกเนื้อเยื่อได้อีก ในขณะเดียวกันโฟมเซลล์อาจจะแสดงทิสซูแฟคเตอร์บนผิวของเซลล์ (Tissue Factor) ซึ่งเป็นตัวกระตุ้นให้เกิดเกร็ดเลือดด้วย (รูปที่ 1.4) ถ้าหมวกเนื้อเยื่ออ่อนปริแตกเมื่อใด ทิสซูแฟคเตอร์จะทำปฏิกิริยากับองค์ประกอบของการสร้างเกร็ดเลือดที่อยู่กระแสเลือด ทำให้เกิดก้อนเลือดอุดตัน (Thrombus) หรือสะเก็ดเลือดขึ้นมา ถ้าสะเก็ดเลือดมีขนาดใหญ่ มันจะหยุดการไหลของเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจทำให้เกิดหัวใจวาย (heart attack – การตายของกล้ามเนื้อหัวใจ)



รูปที่ 1.4 สารเคมีจากโฟมเซลล์ทำให้หมวกเนื้อเยื่อปริแตกและก่อให้เกิดการอุดตัน

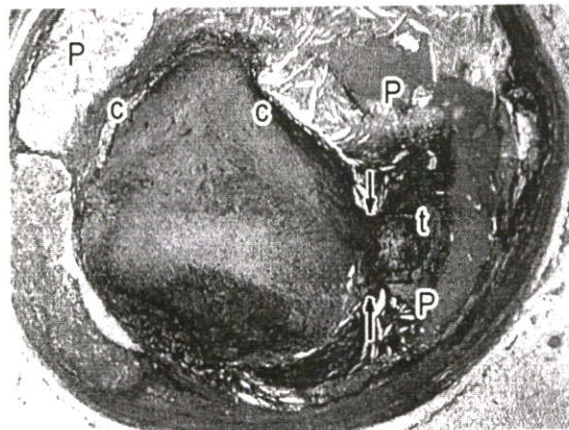
ในระหว่างที่มีการสะสมของไขมันนั้นบ่อยครั้งที่จะเปลี่ยนสภาพเป็นหินปูน อย่างไรก็ตามเนื่องจากรูปร่างของเส้นเลือดจะเปลี่ยนแปลงไปเมื่อมีการสะสมมากขึ้น[2] ไขมันขนาดกลาง

ถึงขนาดใหญ่จึงสามารถสะสมในผนังหัวใจโดยไม่มีส่วนใดยื่นออกมาจากผนังหัวใจเลยดังแสดงในรูปที่ 1.5 โดยไขมันที่สะสมแสดงได้ด้วยตัวอักษร "p" ซึ่งในกรณีเช่นนี้ การทดสอบโดยการฉีดสีเข้าเส้นเลือดหัวใจอาจจะไม่ปรากฏความผิดปกติเลยก็เป็นได้



รูปที่ 1.5 ภาพตัดขวางของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจที่มีการสะสมของไขมัน

เมื่อมีการปริแตกและเกิดเป็นสะเก็ดเลือดดังในรูปที่ 1.6 สะเก็ดเลือดแสดงโดยตัวอักษร "t" ที่อยู่บริเวณกลางภาพ อันเกิดจากการฉีกขาดของเนื้อเยื่อบาง "c" ที่หุ้มไขมันที่สะสมอยู่ในผนังหัวใจ และรูปลูกศรแสดงถึงตำแหน่งที่ฉีกขาด ขนาดของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ ตำแหน่งของพื้นที่ของไขมันสะสมเป็นปัจจัยบ่งบอกความร้ายแรงที่จะเกิดขึ้นว่าน้อย ปานกลาง หรือมากอย่างไร



รูปที่ 1.6 เมื่อหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจที่มีการสะสมของไขมันปริและทำให้เกิดสะเก็ดเลือด

ในกรณีที่ผนังหลอดเลือดหัวใจไม่ปริแตกแต่มีสะเก็ดเลือดสะสมมากขึ้น ผนังหลอดเลือดหัวใจจะแคบลงและเกิดเป็นช่องทางเดินเลือดแคบๆ ดังแสดงในรูปที่ 1.7 แสดงส่วนที่เป็นหินปูนแสดงด้วยตัวอักษร "\*" อยู่ในคราบไขมันที่แสดงด้วยตัวอักษร "p" จำนวนของคราบไขมันที่สะสมในผนังหัวใจจะเปลี่ยนแปลงตลอด และการเปลี่ยนแปลงสู่สภาวะที่ผนังเลือดอุดตันในที่สุดนั้น จะเกิดขึ้นภายในสอง-สามเดือน



รูปที่ 1.7 ภาพเส้นเลือดที่แคบลง ไขมันที่สะสม ("p") และหินปูน ("\*\*")

หินปูนที่สะสมนั้นคือ แคลเซียม ไฮดรอกซีอะพาไทท์ (Calcium Hydroxyapatite) การตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนนั้นแสดงถึงจำนวนของเนื้อเยื่ออ่อนและนั่นหมายถึงขนาดของไขมันที่สะสม รัมเบอร์เจอร์และทีมงาน[4] ใช้เครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอน (Electron Beam CT) วิจัยพบว่าปริมาณเนื้อเยื่อที่มีสภาพเป็นหินปูนนั้นจะเป็นสัดส่วนเท่ากับหนึ่งในห้าของเนื้อเยื่อส่วนที่ไม่มีสภาพเป็นหินปูนที่อยู่ด้วยกัน

## 1.2 วิธีการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ

ยี่สิบปีที่ผ่านมา มีงานวิจัยของต่างประเทศเกิดขึ้นมากมาย ตัวอย่างงานวิจัยที่ให้ผลสำคัญได้แก่ [5-8] ซึ่งจุดมุ่งหมายของการวิจัยก็เพื่อรวบรวมความสัมพันธ์ของการเกิดหินปูนกับอัตราการเกิดโรคหัวใจให้แม่นยำมากขึ้นและเพื่อให้เกิดความเข้าใจในภาวะหลอดเลือดหัวใจอุดตันให้มากขึ้น จากงานวิจัยที่ผ่านมาถึงปัจจุบัน สามารถสรุปความได้ดังนี้

ความสัมพันธ์ระหว่างสภาพความเป็นหินปูนของหลอดเลือดหัวใจกับความน่าจะเป็นที่เนื้อเยื่อจะปริ้นั้นยังไม่ทราบแน่ชัด ถึงแม้ว่าจำนวนหินปูนในหลอดเลือดหัวใจจะมีเกี่ยวข้องกับขนาดของไขมันที่สะสม ดังนั้น ค่าสำหรับตัดสินภาวะความเสี่ยงซึ่งมาจากผลการทดลองทางการแพทย์จึงเป็นที่ต้องการเพื่อสร้างระบบการรักษาคนไข้ และยังคงมีความต้องการอยู่ต่อไปเพื่อเพิ่มความเข้าใจในเรื่องนี้มากขึ้น

วิธีการโดยทั่วไปที่ใช้ในการตรวจวัดโรคหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจจะประเมินจาก อาการทั่วไปของคนไข้ ระดับคอเลสเตอรอล หรือไขมันเลือดที่ผิดปกติ การตอบสนองต่อความเครียดซึ่งตรวจสอบได้จากเครื่องแสดงการเต้นของหัวใจที่ใช้ไฟฟ้า (Electrocardiogram) หรือโดยใช้เสียง (Echocardiogram) และจากผลของการฉีดสีเข้าเส้นเลือดหัวใจ อย่างไรก็ตาม วิธีการที่กล่าวมาทั้งหมด (ยกเว้นการตรวจระดับไขมันในเลือด) จะต้องใช้กับหลอดเลือดหัวใจที่ตีบแล้วแต่ไม่ได้เป็นการทำนายความเสี่ยงของการเกิดโรคหัวใจในผู้ที่ยังไม่เป็นโรคนี้อีก[9]

สภาพความเป็นหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ (Calcification) นั้น เป็นที่ทราบกันว่าเป็นสิ่งบ่งบอกโรคหลอดเลือดหัวใจตีบตัน [10] และบ่อยครั้งที่เกิดขึ้นในช่วงการเกิดคราบหินปูนระยะแรก สภาพความเป็นหินปูนนี้ สามารถตรวจวัดได้จากเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง (Computed Tomography: CT) โดยเฉพาะเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอน (Electron Beam CT) ของบริษัทอิมมาตรอน (Imatron) และเครื่องถ่ายภาพตัดขวางแบบวงก้นหอย (Helical CT) วิธีการเหล่านี้มีความไวในตรวจวัดสูง[11] ซึ่งความสามารถนี้มีความสำคัญมาก เพราะการตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจจะได้สิ่งบ่งบอกที่นำไปสู่การรักษาโดยการจำกัดอาหาร และให้ยาก่อนที่จะเกิดอาการของโรค โดยตั้งความหวังว่าวิธีการเหล่านี้จะช่วยป้องกันและลดความเสี่ยงของการเกิดโรคได้ ดังนั้นเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอนและเครื่องถ่ายภาพตัดขวางแบบวงก้นหอยจึงเริ่มนำมาใช้กันมากในการประเมินการเกิดโรคหัวใจ

ถึงแม้ว่าการสะสมของสภาพความเป็นหินปูนเกิดขึ้นเป็นปกติอยู่แล้วตลอดการดำเนินชีวิต แต่มีปัจจัยหลายอย่างที่เป็นส่วนช่วยส่งเสริมการสะสมและก่อให้เกิดโรคหัวใจขาดเลือด ตัวอย่างเช่น การสูบบุหรี่ การบริโภคอาหารที่มีไขมันความหนาแน่นต่ำบ่อยครั้ง การขาดการออกกำลังกาย เหล่านี้เป็นต้น

### 1.3 การได้มาซึ่งภาพหินปูนที่หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

หินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจนั้นสามารถตรวจวัดได้ด้วยแบบวิธีการทางภาพ (Modality) ได้หลายแบบ ตั้งแต่ภาพถ่ายเอกซเรย์ทั่วไป (Plain Radiography) จอภาพเอกซเรย์ (Fluoroscopy) เครื่องถ่ายภาพตัดขวางแบบทั่วไป แบบวงก้นหอย และแบบใช้ลำอิเล็กตรอน ภาพอัลตราซาวด์ภายในเส้นเลือด (Intravascular Ultrasonography: US) ภาพแม่เหล็กกำลังทอน (Magnetic Resonance Imaging: MRI) ภาพอัลตราซาวด์หัวใจ (Echocardiography) เป็นต้น สำหรับจอภาพเอกซเรย์ เครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอน และเครื่องถ่ายภาพตัดขวางแบบวงก้นหอย เป็นรูปแบบที่ใช้กันมากที่สุดสำหรับแสดงหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ ขณะที่รูปแบบที่เหลือนั้นก็จะมีประสิทธิภาพแตกต่างกันไป

ภาพเอกซเรย์ช่วงอก (Chest Radiography) มีความไวต่ำที่สุดสำหรับการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ และมีความแม่นยำต่ำ คือมีความแม่นยำเพียง 42% เท่านั้น ตามรายงาน[12,13]

จอภาพเอกซเรย์ (Fluoroscopy) ถูกใช้มาหลายทศวรรษแล้วในการตรวจวัดหินปูน มีความสามารถในการตรวจวัดระดับปานกลาง อย่างไรก็ตามความสามารถของจอภาพเอกซเรย์ในการตรวจวัดหินปูนขนาดเล็กนั้นต่ำมาก ประสิทธิภาพของการตรวจวัดด้วยรูปแบบนี้ขึ้นอยู่กับขอบเขตการปฏิบัติเป็นอย่างมาก พอกับสถานะร่างกายของผู้ป่วยเช่นกัน

เครื่องถ่ายภาพตัดขวาง (Computed Tomography: CT) มีความไวในการตรวจวัดความเป็นหินปูนอย่างมาก เพราะความสามารถในการลดทอนสัญญาณเอกซเรย์ของหินปูน

เครื่องถ่ายภาพตัดขวางทั่วไป (Conventional CT) ถึงแม้ว่าจะมีความสามารถในการตรวจวัดหินปูนได้ดีเมื่อเปรียบเทียบกับจอภาพเอกซเรย์ แต่เครื่องถ่ายภาพตัดขวางทั่วไปนี้ใช้เวลาในการกวาดรังสีซ้ำ ทำให้มีโอกาสเกิดภาพลวงที่เกิดจากการเคลื่อนไหว เกิดการหาปริมาณผิดพลาด และมันยังไม่สามารถหาปริมาณของเนื้อเยื่อ ดังนั้นเครื่องถ่ายภาพตัดขวางทั่วไปไม่มีความไวเท่ากับเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอน และเครื่องถ่ายภาพตัดขวางแบบวงก้นหอย ในการหาหินปูน

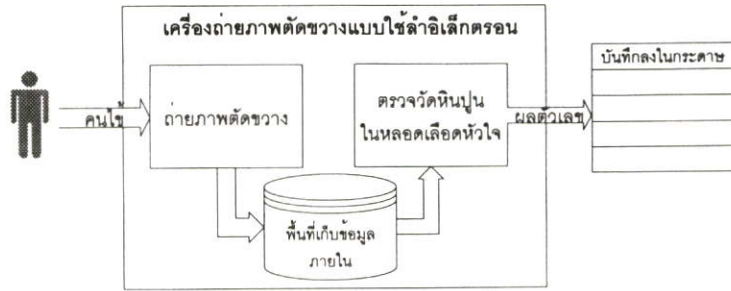
ภาพอัลตราซาวด์ภายในเส้นเลือด (Intravascular US) มีประโยชน์มากในการตรวจจับเนื้อเยื่อสะสมไขมันในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ[14,15] โดยการใช้ตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าต่อเข้ากับหัวเบี่ยงซึ่งติดตั้งปลายของสายสวน ระหว่างที่ทำการสวนสายเข้าไปในหัวใจ เราสามารถดูลักษณะของพื้นผนังของหลอดเลือดหัวใจได้ รูปคลื่นเสียงที่ได้ จะสามารถบอกความหนา และชนิดของเนื้อเยื่อของพื้นผนัง อย่างไรก็ตาม การอัลตราซาวด์ภายในเส้นเลือดนี้เป็นการตรวจสอบแบบทำลายเนื้อเยื่อ (เพราะต้องเจาะเข้าไปสองภายใน) และส่วนใหญ่จะใช้ควบคู่กับการตรวจวัดแบบฉีดสี การอัลตราซาวด์จึงแสดงได้เฉพาะบางส่วนของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจเท่านั้น ดังนั้นจึงไม่เป็นที่นิยมใช้เป็นรูปแบบหลักในการตรวจสอบ อย่างไรก็ตามผลทางคลินิกของวิธีนี้นั้นสำคัญ เพราะว่ามันสามารถตรวจวัดหินปูนที่สะสมอยู่ในร่างกายคนไข้ได้ด้วยการฉีดสีธรรมดา[16] อัลตราซาวด์ภายในเส้นเลือดยังสามารถบอกลักษณะของเส้นเลือดตีบตันก่อนการลักษณะโดยใช้บอลลูนขยายหลอดเลือด หรือการขูดเนื้อเยื่อภายในได้

สำหรับภาพก้ำทอนแม่เหล็ก หินปูนให้ความเข้มสัญญาณต่ำ แต่หินปูนที่มีขนาดเล็กจะไม่เปลี่ยนความเข้มของสัญญาณ ดังนั้นความไวของภาพแบบนี้ต่ำ จึงไม่มีประโยชน์ในการประเมินสภาพความเป็นหินปูนของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

เช่นเดียวกันกับภาพอัลตราซาวด์หัวใจแบบอื่นๆ ที่ไม่ให้ผลดีนักเพราะข้อจำกัดของแถบคลื่นเสียง

#### 1.4 วิธีการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

ประเทศไทยมีเครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูง (Ultra-fast CT Scanner: UFCT) เป็นเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอน (Electron Beam CT: EBCT) อยู่หนึ่งเครื่อง ประจำอยู่ที่โรงพยาบาลรามาริบัติ เป็นเครื่องของบริษัท อิมatron (Imatron) รุ่น อีเคจี เกท ซี-150 (EKG gate C-150) แบ่งเป็นสองส่วนคือ ส่วนที่เป็นเครื่องถ่ายภาพตัดขวางและส่วนที่เป็นคอมพิวเตอร์ควบคุม คอมพิวเตอร์ควบคุมนั้นยังสามารถทำส่วนของการประมวลผลภาพได้ด้วย



รูปที่ 1.8 ระบบการปฏิบัติงานตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

วิธีการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจด้วยเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอเล็กตรอนในคนหนึ่งคนนั้น ประกอบไปด้วยขั้นตอนสี่ขั้นตอนดังแสดงไว้ในรูปที่ 1.8 ขั้นตอนหนึ่ง นำคนไข้ไปถ่ายภาพตัดขวางจะได้กลุ่มภาพตัดขวางหัวใจมากกลุ่มหนึ่ง ถูกรวมกันเป็นไฟล์หนึ่งไฟล์โดยคอมพิวเตอร์บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางเอง ขั้นตอนที่สอง ไฟล์ที่ได้จะถูกจัดเก็บลงบนพื้นที่เก็บข้อมูลภายในซึ่งเชื่อมเป็นส่วนหนึ่งของเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ขั้นตอนที่สาม ภาพตัดขวางหัวใจแต่ละสไลซ์ (slice) ถูกนำไปตรวจวัดหาความเป็นหินปูนด้วยซอฟต์แวร์ที่อยู่บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางนั้น ขั้นตอนสี่ บันทึกผลที่ได้ลงบนกระดาษบันทึกผลการตรวจของคนไข้

ในการทำงานของโรงพยาบาลแต่ละวัน คนไข้ที่เข้ามาใช้บริการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจมีจำนวนที่คาดเดาไม่ได้ แต่แนวโน้มในอนาคตนั้นประชาชนทั่วไปเริ่มห่วงใยสุขภาพมากขึ้น ส่งผลให้จำนวนคนไข้จะมีจำนวนมากขึ้น และการทำงานระบบเดิมจะไม่สามารถรองรับการให้บริการ จึงควรมีการปรับเปลี่ยนการทำงานให้คล่องตัวและใช้เวลาอันน้อยลง

### 1.5 สรุป

ความเสี่ยงของการเป็นโรคหัวใจของประชาชนปัจจุบันสูงขึ้นอันเนื่องมาจากการดำรงชีวิตในแต่ละวัน การตรวจหาความเสี่ยงของโรคหัวใจ จะช่วยให้ประหยัดค่ารักษาและป้องกันอันตรายของโรคได้ การปรับปรุงวิธีการตรวจหาความเสี่ยงของโรคหัวใจ จะช่วยให้สามารถรองรับกับจำนวนคนไข้ที่มากขึ้นได้

จากวิธีการตรวจวัดหินปูนปัจจุบัน การตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนนั้นทำบนซอฟต์แวร์ที่มีอยู่บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ดังนั้นถ้าสามารถสร้างซอฟต์แวร์ที่มีความสามารถอย่างเดียวกันกับซอฟต์แวร์ที่อยู่บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางมาไว้บนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนตัวทั่วไป จะทำให้การตรวจวัดเป็นไปได้เร็วขึ้น และถ้าพัฒนาซอฟต์แวร์ให้สามารถอำนวยความสะดวกในการตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูน จะทำให้สามารถรับกับจำนวนคนไข้ได้มากขึ้นด้วย

จากเหตุผลที่ผ่านมา จึงได้มีการศึกษาวิธีการตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนซึ่งเกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาพเป็นหลัก วิทยานิพนธ์นี้จึงนำเสนอวิธีการประมวลผลภาพที่ใช้วัดสภาพ

ความเป็นหินปูน และเพิ่มความสามารถให้กับวิธีการโดยใช้หลักการความฉลาดเทียมเข้ามาร่วม  
เพื่อให้วิธีการทำงานง่ายขึ้น

## บทที่ 2

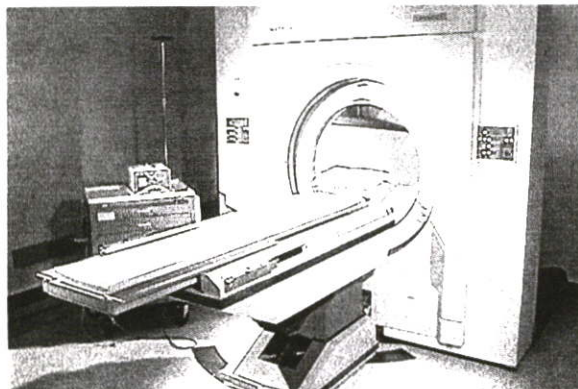
# การตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูน

### 2.1 บทนำ

การตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนจะกระทำกับกลุ่มภาพตัดขวางหัวใจที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอิเล็กตรอนความเร็วสูงเป็นหลัก กลุ่มภาพตัดขวางหัวใจได้มาจากการสแกนของรังสีจากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางตั้งแต่ส่วนบนของหัวใจมายังส่วนล่างของหัวใจ (ช่วงทรวงอกของคนไข้) ภาพตัดขวางหนึ่งภาพจะแทนพื้นที่ตัดขวางลำตัวของคนไข้ในแต่ละตำแหน่งของหัวใจ ซึ่งแต่ละภาพนั้นจะต้องนำมาหาจุดที่คาดว่าหินปูนอยู่บนหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจต่างๆ แล้วให้คะแนนความเสี่ยงของการเป็นโรคหัวใจกับจุดเหล่านั้น หลังจากนั้นรวบรวมคะแนนทั้งหมดของหลอดเลือดหัวใจแต่ละเส้น แล้วแพทย์จะนำตัวเลขคะแนนที่ได้เหล่านี้ไปวิเคราะห์ความเสี่ยงต่อไป

### 2.2 การได้มาซึ่งภาพตัดขวางหัวใจ

ภาพตัดขวางหัวใจสำหรับการตรวจวัดหาปริมาณหินปูนนั้นได้มาจากเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ซีที ความเร็วสูง (Ultrafast CT scanner) มีชื่อเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Electron Beam Computed Tomography (EBCT) ซึ่งเป็นเครื่องที่ใช้ลำแสงอิเล็กตรอนในการสร้างภาพตัดขวาง ทำให้ได้เวลาในการสร้างภาพราวๆ 100 ms เป็นผลให้ได้ภาพตัดขวางหัวใจที่มีความคมชัดกว่าเครื่องถ่ายภาพตัดขวางแบบเก่า



รูปที่ 2.1 เครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ซีที ความเร็วสูง

รูปที่ 2.1 แสดงถึงเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ซีที ความเร็วสูง ตั้งอยู่ตรงกลางเป็นที่สำหรับผู้ป่วย ระยะเวลาที่ใช้ในการถ่ายภาพตัดขวางหัวใจหนึ่งครั้งจะขึ้นอยู่กับความหนาของสไลซ์ ปกติผู้ป่วยจะกลั้นลมหายใจประมาณสองครั้งเพื่อให้ได้จำนวนสไลซ์ประมาณ 20 สไลซ์ เมื่อการถ่ายภาพตัดขวางเสร็จสมบูรณ์ เครื่องจะสร้างภาพตัดขวางเก็บไว้ในคอมพิวเตอร์ ในรูปของข้อมูลดิจิทัล ซึ่งสามารถนำไปแสดงผลเป็นภาพบนจอภาพ หรือพิมพ์ออกฟิล์มเอกซเรย์ได้

โดยปกติ เครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ซีที จะมีส่วนควบคุมซึ่งสามารถใช้ดูภาพจากการเอกซเรย์ได้โดยตรง นอกจากนี้ยังมีเครื่องมือสำหรับหาค่าเฉลี่ย ค่าต่างๆทางสถิติ จากพื้นที่ที่ต้องการในรูปที่นั้นได้อีกด้วย ซึ่งสามารถใช้สำหรับวิเคราะห์ได้อย่างง่ายดาย

### 2.3 คุณสมบัติของภาพตัดขวางหัวใจ

ลักษณะของภาพตัดขวางนั้นเป็นตารางเมทริกซ์ของสี่เหลี่ยมเล็กๆ หรือจุดภาพนั่นเอง ภาพตัดขวางซีทีที่มีขนาดเท่ากับ 512x512 จุดภาพ แต่ละจุดภาพจะเป็นตัวเลขซีที (CT Number) ซึ่งวัดอยู่ในหน่วยความหนาแน่นฮอนส์ฟีล (Hounsfield Unit: HU) ตัวเลขซีทีนี้ เป็นการวัดระดับของรังสีเอกซเรย์ที่ถูกดูดซับโดยเนื้อเยื่อแต่ละจุดของร่างกาย ซึ่งขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของเนื้อเยื่อ ยิ่งถ้าเนื้อเยื่อที่หนาแน่นมาก ก็จะมีตัวเลขซีทีสูง โดยทั่วไปช่วงของตัวเลขซีทีจะอยู่ระหว่าง -1000 HU (อากาศ) ถึง +1000 HU (กระดูก) ตารางที่ 2.1 แสดงช่วงของตัวเลขซีทีเทียบกับความหนาแน่นของเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ

ตารางที่ 2.1 ค่าตัวเลขซีที ของเนื้อเยื่อทั่วไป

เนื้อเยื่อ	ช่วง (HU)
อากาศ	-1000
ปอด	-800 ถึง -200
ไขมัน	-100 ถึง -20
น้ำ	0
กล้ามเนื้อ	+20 ถึง +140
หินปูน	+130 ขึ้นไป
กระดูก	+140 ขึ้นไป

เนื่องจากความละเอียดของตัวเลขซีทีที่สามารถมีได้ถึง 4096 ระดับ ซึ่งสายตามนุษย์ไม่สามารถแยกความละเอียดของสีในระดับนี้ได้ ดังนั้นเวลาแสดงภาพตัดขวางจึงต้องมีการเลือกช่วงของระดับสีที่ต้องการ เรียกระบบนี้ว่าการสร้างช่วงหน้าต่าง (windowing) โดยแพทย์รังสีจะเลือกระดับและช่วงของตัวเลขซีทีที่ต้องการให้แสดง แล้วช่วงตัวเลขซีทีนี้จะถูกขยายให้เต็มกับระดับความเทา (gray level) ตามความสามารถในการแสดงโทนสีขาว-ดำของคอมพิวเตอร์ จุดที่เข้มซัปรังสีมากหรือมีค่าซีทีสูงจะแสดงด้วยสีขาวและจุดที่เข้มซัปรังสีได้น้อยหรือมีค่าซีทีต่ำจะแสดงด้วยสีดำ ระบบช่วงหน้าต่างประกอบไปด้วยตัวแปรสองตัว ได้แก่

ระดับซีทีกลาง (CT center level -  $l$ ) เป็นระดับซีทีของเนื้อเยื่อที่สนใจ

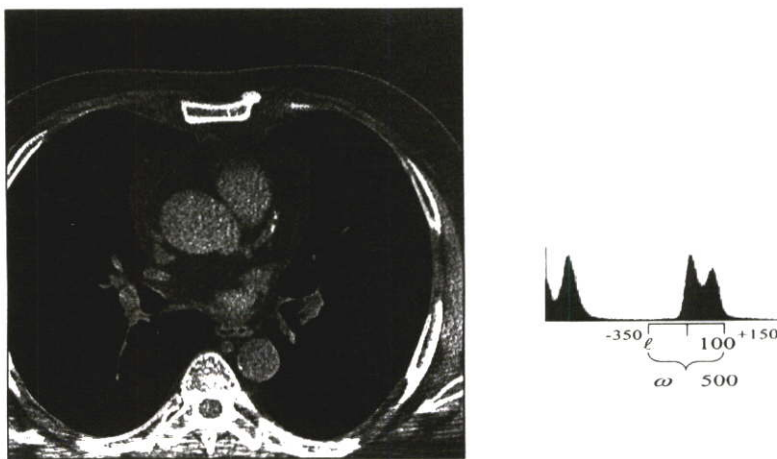
ช่วงหน้าต่างซีที (CT Window -  $\omega$ ) เป็นผลรวมความกว้างของระดับซีทีที่มี  $l$  เป็นจุดศูนย์กลาง

รูปที่ 2.2 แสดงภาพตัดขวางหัวใจที่แสดงโดยใช้ระดับซีทีที่กลางเท่ากับ 0 และช่วงหน้าต่างซีทีเท่ากับ 2000 รูปขวามือแสดงช่วงระดับซีทีที่เลือกโดยตัวแปรสองตัวนี้ และรูปซ้ายมือคือภาพที่ได้จากคอมพิวเตอร์



รูปที่ 2.2 ภาพตัดขวางหัวใจที่ระดับซีทีเท่ากับ 0 และช่วงหน้าต่างซีทีเท่ากับ 2000

ในการแสดงส่วนพื้นที่ของภาพที่มีความหนาแน่นของเนื้อเยื่อใกล้เคียงกัน เช่น เนื้อเยื่อที่ก้นกลางช่องอก (Mediastinum) หรือช่องท้องน้อย (abdomen) จะต้องใช้ช่วงหน้าต่างตัวเลขซีทีแคบจึงจะสามารถทำให้เนื้อเยื่อที่มีความแตกต่างกันน้อยแสดงเป็นภาพให้เห็นความแตกต่างได้ ตัวอย่างเช่น ช่วงหน้าต่าง 500 มักจะใช้สำหรับแสดงเนื้อเยื่อที่ก้นกลางช่องอก ที่ระดับความเทา - 100 ฮอนซ์เฟิล ดังแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ภาพตัดขวางหัวใจที่ระดับซีทีเท่ากับ -100 และช่วงหน้าต่างซีทีเท่ากับ 500

## 2.4 การแสดงภาพตัดขวางหัวใจบนจอภาพคอมพิวเตอร์

การประมวลผลใดๆที่กระทำกับภาพซีทีนั้น คำนวณด้วยตัวเลขซีทีจริง ณ จุดภาพนั้น แต่ในการแสดงผลนั้นจะต้องมีการย่อความละเอียดของสีให้สามารถแสดงภาพบนจอภาพคอมพิวเตอร์ซึ่งในคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลทั่วไป การ์ดแสดงผลสามารถแสดงระดับความเทาได้เพียง 256 ระดับ (0 ถึง 255) การนำภาพซีทีมาแสดงผลบนหน้าจอก็ต้องแปลงตัวเลขซีทีให้อยู่ในระดับภายใน 256 ระดับนี้ จากหัวข้อที่ผ่านมาได้กล่าวถึงตัวแปรสองตัวที่ใช้เลือกระดับซีทีเพื่อแสดงภาพที่สนใจ การแปลงจากระดับซีทีเป็นระดับความเทากระทำโดยการหาค่าตัวเลขซีทีที่สนใจต่ำสุด และซีทีที่สนใจสูงสุดจากตัวแปรทั้งสอง ( $\ell, \omega$ ) จากรูปที่ 2.2 และรูปที่ 2.3 พบว่าค่าตัวเลขซีทีที่สนใจต่ำสุดและสูงสุดหาได้ดังนี้

$$CT_{lowerbaud} = \ell - \frac{\omega}{2} \text{ และ } CT_{upperbaud} = \ell + \frac{\omega}{2} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $CT_{lowerbaud}$  เป็นตัวเลขซีทีที่สนใจต่ำสุดและ  $CT_{upperbaud}$  เป็นตัวเลขซีทีที่สนใจสูงสุด เมื่อได้ตัวเลขซีทีต่ำสุดและสูงสุดนำมาเข้าสมการเชิงเส้นเพื่อเปลี่ยนให้เป็นระดับความเทาระหว่าง 0 ถึง 255 โดยที่ตัวเลขซีทีที่มีค่าเท่ากับหรือต่ำกว่า  $CT_{lowerbaud}$  ถือว่าเป็นจุดดำหรือความเทาที่ 0 และตัวเลขซีทีที่มีค่าเท่ากับหรือมากกว่า  $CT_{upperbaud}$  ถือว่าเป็นจุดขาวหรือความเทาที่ 255 สำหรับตัวเลขซีทีที่อยู่ระหว่าง  $CT_{lowerbaud}$  กับ  $CT_{upperbaud}$  เทียบตัวเลขเป็นแบบเชิงเส้น สมการแปลงตัวเลขซีทีเป็นระดับความเทาแสดงไว้ในสมการที่ 2.2

$$I(p) = \begin{cases} 0, & p \leq CT_{lowerbaud} \\ 255, & p \geq CT_{upperbaud} \\ 255 \times \frac{p - CT_{lowerbaud}}{CT_{upperbaud} - CT_{lowerbaud}} & \end{cases} \quad (2.2)$$

เมื่อ

$p$  เป็นตัวเลขซีทีจากภาพตัดขวางหัวใจ

$I(p)$  เป็นค่าความสว่างที่ใช้แสดงบนจอภาพคอมพิวเตอร์

## 2.5 ค่าความหนาแน่นของหินปูนและสภาพหินปูนลง

เครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงนี้สามารถนำมาใช้ค้นหาการก่อตัวของคราบที่เปลี่ยนสภาพเป็นหินปูนได้จากค่าของจุดภาพที่มีความหนาแน่นฮอนซ์ฟิลระหว่าง +115 และ +130 แต่ถึงแม้ว่าจะไม่มีระดับฮอนซ์ฟิลที่แน่นอนที่ใช้ระบุขนาดแผลที่กำลังเปลี่ยนสภาพเป็นหินปูน กระนั้นนักวิจัยหลายคนใช้ระดับความหนาแน่น +130 ฮอนซ์ฟิล เพราะว่าความหนาแน่น

ของเนื้อเยื่ออ่อนจะอยู่ในช่วงราวๆ +50 ฮอนซ์ฟิล ค่าความหนาแน่น +130 ฮอนซ์ฟิลจะให้ความหนาแน่นแตกต่างจากค่าของเนื้อเยื่ออ่อนมากกว่าระดับความหนาแน่น +115 ฮอนซ์ฟิล ดังนั้นจุดภาพที่มีความหนาแน่นมากกว่า +130 ฮอนซ์ฟิลจึงพิจารณาว่าเป็นแคลเซียมได้[17]

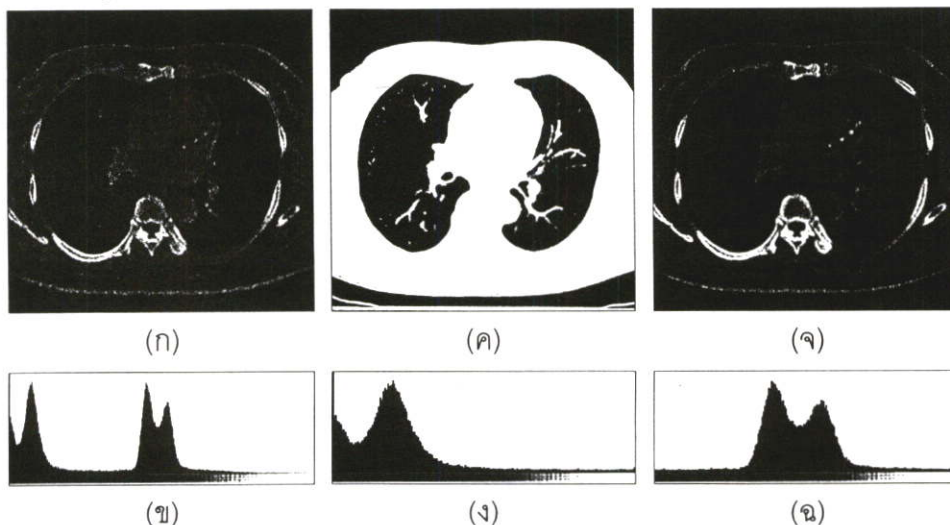
สภาพหินปูนหลงเกิดจากผลรวมของการลดทอนรังสีมีค่ามากกว่าความเป็นจริง และทำให้เกิดค่าความหนาแน่นมากกว่า +130 ฮอนซ์ฟิลทั้งที่จุดนั้นไม่ใช่หินปูน ซึ่งผลนี้เกิดจากการเด่นของหัวใจในขณะที่ทำการสแกน และความหนาของสไลซ์ที่กำหนดด้วย

ถึงแม้ว่าเครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงนี้จะมีความเร็วในการถ่ายภาพหนึ่งสไลซ์ในเวลา 100 มิลลิวินาทีก็ตาม แต่ก็ยังไม่สามารถลดสภาพหินปูนหลงที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของหัวใจได้หมด จึงต้องมีการกำหนดจำนวนจุดที่อยู่รวมกันเป็นกลุ่มต่ำสุดที่ถือว่าเป็นสภาพแคลเซียม การทดลองของเมโยคลินิก (Mayo Clinic) พบว่าจำนวนจุดที่อยู่ติดกันสามหรือสี่จุดขึ้นไป (หรือ 1 ตารางมิลลิเมตร) ที่มีค่าความหนาแน่นของจุดทั้งหมด  $\geq +130$  ฮอนซ์ฟิล มีความเป็นไปได้ว่าหมายถึงพื้นที่สภาพหินปูน

สภาพหินปูนหลงบางครั้งอาจมีจำนวนจุดมากกว่า 3 หรือ 4 จุดได้ ซึ่งจะต้องอาศัยประสบการณ์ของแพทย์ในการพิจารณารูปร่าง ค่าทางสถิติต่างๆ เพื่อจำแนกกลุ่มหินปูนหลงออกจากกลุ่มหินปูนจริงได้

## 2.6 ฮิสโตแกรมของภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป

ฮิสโตแกรมของภาพตัดขวางหัวใจทั่วไปนั้น มีลักษณะคล้ายๆกัน รูปที่ 2.4(ก) แสดงถึงตัวอย่างภาพตัดขวางหัวใจทั่วไปที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางและรูปที่ 2.4 (ข) เป็นฮิสโตแกรมของรูปที่ 2.4(ก)



รูปที่ 2.4 (ก) ภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป (ข) ฮิสโตแกรมของภาพ(ก)

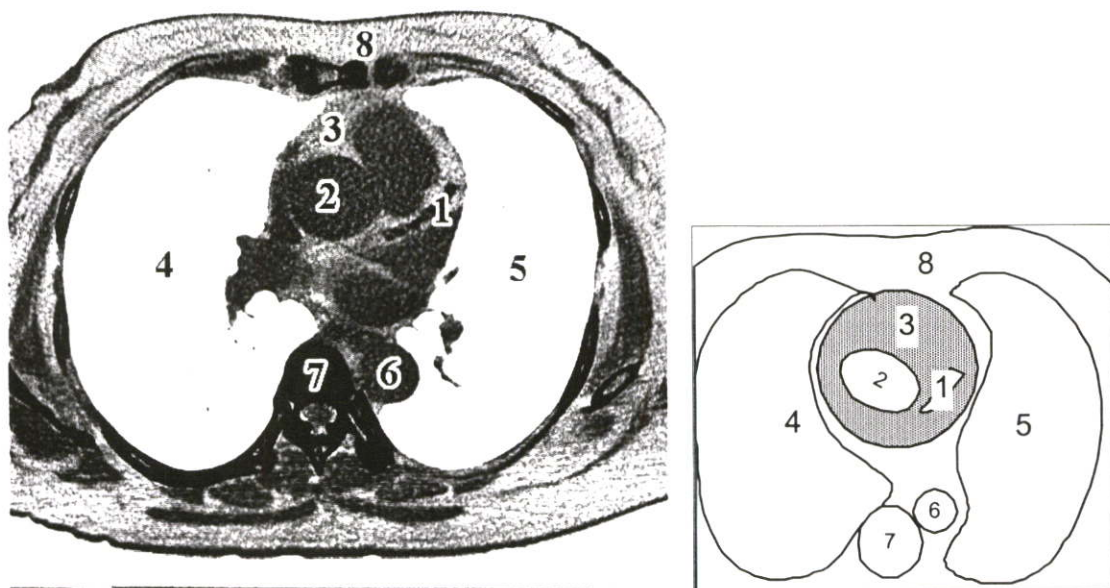
(ค) ภาพ(ก)เมื่อตัดพื้นที่สว่างออก (ง) ฮิสโตแกรมของภาพ(ค)

(จ) ภาพ(ก)เมื่อตัดพื้นที่มืดออก (ฉ) ฮิสโตแกรมของภาพ(จ)

จากฮิสโตแกรมของรูปสามารถเห็นพื้นที่สองส่วนที่สามารถแยกกันได้ชัดเจน ได้แก่พื้นที่ที่อยู่ทางด้านซ้ายหรือพื้นที่ที่มีมืดและพื้นที่ที่อยู่ทางด้านขวาหรือพื้นที่ที่สว่าง ถ้าเราทำให้พื้นที่ที่สว่างหายไปโดยการทำให้เป็นสีขาวหมดเพื่อให้ได้ฮิสโตแกรมของรูปใหม่ดังรูปที่ 2.4(ง) จะพบว่าพื้นที่ที่มีมืดที่เป็นส่วนของรายละเอียดภายในช่องปอดจะปรากฏรายละเอียดมากขึ้นดังในรูปที่ 2.4(ค) ส่วนที่เป็นเส้นบางๆอยู่ภายนอกของลำตัวนั้นเป็นส่วนของเสื้อผ้าและเบาะรองซึ่งเป็นพื้นที่ที่ตัดทิ้งได้ถ้าทำให้พื้นที่ด้านมืดในฮิสโตแกรมของรูปที่ 2.4(ก) ให้หายไปจะได้ภาพดังรูปที่ 2.4(จ) ซึ่งมีรายละเอียดของกล้ามเนื้อมากขึ้น นั่นหมายถึงพื้นที่ที่สว่างนั้นเป็นส่วนของรายละเอียดของเนื้อเยื่อ กล้ามเนื้อ หลอดเลือดและกระดูก โดยที่กระดูก(รวมทั้งหีนปุ่น)ซึ่งเป็นส่วนที่มีความหนาแน่นสูงปรากฏเป็นสีขาวสว่างบนภาพ และสำหรับเนื้อเยื่อและส่วนอื่นๆที่หนาแน่นน้อยกว่าปรากฏความสว่างที่น้อยกว่าดังแสดงในรูปที่ 2.4(จ)

## 2.7 ตำแหน่งหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ และภาพที่ปรากฏ

รูปที่ 2.5 แสดงส่วนประกอบต่างๆจากภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป หมายเลข 1 คือเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ หมายเลข 2 เป็นหลอดเลือดแดงใหญ่ หมายเลข 3 คือหัวใจ หมายเลข 4 และ 5 คือปอด หมายเลข 6 คือเส้นเลือดที่ติดกับกระดูกสันหลัง หมายเลข 7 คือกระดูกสันหลัง และหมายเลข 8 คือลำตัว



รูปที่ 2.5 ส่วนประกอบโดยทั่วไปในภาพตัดขวางหัวใจ

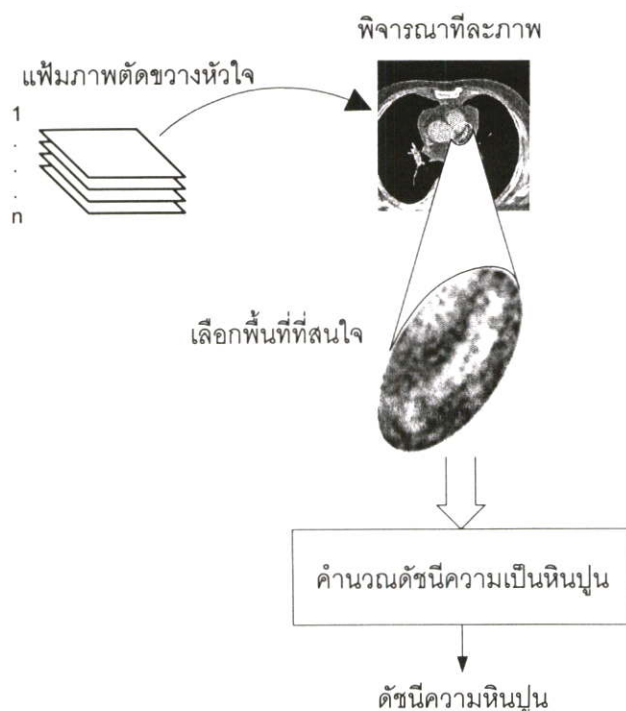
ในการวิเคราะห์หาหีนปุ่นในหลอดเลือดหัวใจนั้น แพทย์จะพิจารณาจากภาพเนื้อเยื่อเป็นหลัก อันได้แก่ภาพที่อยู่ในพื้นที่ที่สว่าง (รูปที่ 2.4(จ)) ตำแหน่งที่เป็นเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ (หรือหมายเลข 1 ในรูปที่ 2.5) เป็นพื้นที่หลักที่มีการสะสมของหีนปุ่น ในรูปที่ 2.4(จ) หีนปุ่นปรากฏเป็น

จุดสีขาวบนเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ อย่างไรก็ตามภาพของเส้นเลือดที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์นี้ จะมีระดับความสว่างของจุดภาพแตกต่างจากระดับความสว่างของกล้ามเนื้อหัวใจเพียงเล็กน้อยเท่านั้น และบางครั้งไม่ได้ปรากฏออกมาเป็นรูปร่างของเส้นเลือดอย่างชัดเจน การแยกเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจออกจากภาพหัวใจที่จากเครื่องเอกซเรย์นี้ต้องอาศัยความรู้ทางด้านกายวิภาคของหัวใจและประสบการณ์เพื่อช่วยในการแยกแยะ

สำหรับจุดขาวอื่นที่ปรากฏบนภาพและไม่ได้อยู่ในตำแหน่งเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ จะไม่ใช้ในการตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูน

## 2.8 ดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูน (Calcification Index)

ดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนนั้นพิจารณาจากขนาดของกลุ่มหินปูนบนเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจที่ปรากฏบนแต่ละสไลซ์ แล้วคำนวณค่าดัชนีจากพื้นที่ของกลุ่มหินปูน โดยถือว่ากลุ่มหินปูนที่แท้จริงแล้วอยู่ในก้อนเดียวกัน แต่เมื่อถ่ายภาพตัดขวางแล้วอยู่ต่างสไลซ์กันก็ถือว่าเป็นกลุ่มหินปูนคนละกลุ่มกัน และจำนวนกลุ่มหินปูนจะนำไปใช้พิจารณาความเสี่ยงควบคู่กับดัชนีความเป็นหินปูนด้วย



รูปที่ 2.6 ขั้นตอนทั่วไปในการวิเคราะห์หาดัชนีความเป็นหินปูน

ในทางปฏิบัติ รูปที่ 2.6 แสดงการวิเคราะห์หาดัชนีความเป็นหินปูนโดยทั่วไป แพทย์จะใช้เครื่องมือที่ติดมากับเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง ซีที ช่วยในการวิเคราะห์ โดยพิจารณาภาพตัดขวางทีละภาพแล้วเลือกพื้นที่ที่สนใจ (Region Of Interest: ROI) ซึ่งในที่นี้คือพื้นที่ที่มีกลุ่มหินปูนปรากฏ

อยู่บนเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ จากพื้นที่ที่จะถูกนำมาคำนวณค่าทางสถิติบางอย่างแล้วแปลงเป็นดัชนีความเป็นหินปูน

การวัดดัชนีความเป็นหินปูนที่นิยมใช้ในปัจจุบันได้แก่การวัดจากสูตรการหาดัชนีหินปูนของอากัสตัน (Agatston) ซึ่งมีนิยามดังนี้ "ค่าดัชนีหินปูนหาได้จากค่าความหนาแน่นซึ่งเป็นค่าตัวเลขชี้ที่สูงสุดโดยกำหนดค่าเป็นดังนี้: 0 ถ้าค่าสูงสุดต่ำกว่า 130, 1 ถ้าค่าสูงสุดอยู่ระหว่าง 130 ถึง 199, 2 ถ้าค่าสูงสุดอยู่ระหว่าง 200 ถึง 299, 3 ถ้าค่าสูงสุดอยู่ระหว่าง 300 ถึง 399, และ 4 ถ้าค่าสูงสุดมากกว่าหรือเท่ากับ 400 (ค่าสูงสุดวัดเป็นหน่วยฮอนซ์ฟิล) และค่าดัชนีหินปูนหาได้จากค่าความหนาแน่นคูณกับพื้นที่ของหินปูน (หน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร)" [9,18] จากนิยามสามารถเขียนเป็นสูตรได้ดังต่อไปนี้

$$S = A_{130} \times W(p_{\max}) \tag{2.3}$$

โดยที่

$S$       ค่าดัชนีความเป็นหินปูน

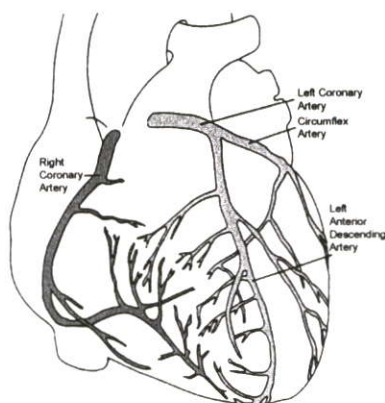
$A_{130}$     พื้นที่ของกลุ่มหินปูนที่มีความหนาแน่นมากกว่าหรือเท่ากับ +130 ฮอนซ์ฟิล

$W(p)$    ฟังก์ชันขั้นบันได นิยามไว้ดังนี้

$$W(p) = \begin{cases} 0, & p < 130 \\ 1, & 130 \leq p \leq 199 \\ 2, & 200 \leq p \leq 299 \\ 3, & 300 \leq p \leq 399 \\ 4, & p \geq 400 \end{cases}$$

$p_{\max}$     ค่าความหนาแน่นฮอนซ์ฟิลสูงสุดในกลุ่ม

หลังจากที่คำนวณค่าดัชนีหินปูนของกลุ่มหินปูนทั้งหมดแล้ว ค่าดัชนีจะนำมาแยกตามประเภทหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจสี่ประเภท ดังแสดงในรูปที่ 2.7 ได้แก่ หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจใหญ่ด้านซ้าย (Left Coronary Artery หรือ Left Main Artery) หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจใหญ่ด้านขวา (Right Coronary Artery) หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจโค้งด้านขวา (Circumflex Artery) และหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจขวาพาดตกด้านล่าง (Left Anterior Descending Artery) ดังนั้น ท้ายสุดจะได้ค่าดัชนีหินปูนมาซึ่งค่าตามจำนวนของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจ และดัชนีแต่ละตัวก็จะนำไปเปรียบเทียบกับสถิติเพื่อหาความเสี่ยงการเกิดโรคหัวใจต่อไป



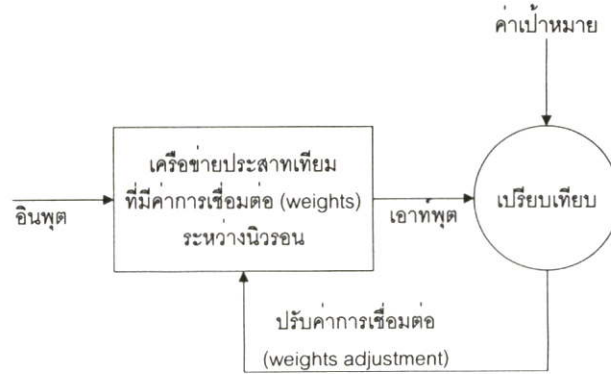
รูปที่ 2.7 หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจหลักที่ใช้พิจารณาความเสี่ยงโรคหัวใจ

ดังที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 2.5 ในเรื่องของจำนวนจุดต่ำสุดที่ใช้ตัดสินว่าเป็นกลุ่มหินปูน กับเมื่อพิจารณาสมการของอักษัตัน (สมการที่ 2.3) ประกอบกันแล้ว จะได้ข้อสังเกตว่า ถ้ามีสถานการณ์ที่มีกลุ่มหินปูนจำนวนหนึ่งหรือสองจุดปรากฏอยู่ในพื้นที่ที่สนใจแล้ว เป็นไปได้ว่าถ้าหนึ่งในจำนวนจุดนั้นมีค่าความหนาแน่นสูงมากกว่าทุกๆจุดหินปูนในพื้นที่ที่สนใจนั้น จะสามารถส่งผลให้ค่าดัชนีความเป็นหินปูนมีค่าสูงกว่าความเป็นจริง และถ้ามีกรณีนี้เกิดขึ้นมาก สามารถทำให้ผลดัชนีความเป็นหินปูนรวมนำไปสู่การวินิจฉัยโรคผิดได้ ดังนั้นในขณะที่เลือกพื้นที่ที่สนใจ จะต้องระมัดระวังจุดหินปูนเกาะกลุ่มที่มีขนาดน้อยกว่าจำนวนจุดต่ำสุด โดยต้องหลีกเลี่ยงกลุ่มหินปูนเหล่านี้

## 2.9 เครือข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network)

เครือข่ายประสาทเทียมจะถูกนำมาใช้ในวิทยานิพนธ์นี้เพื่อแบ่งภาระการทำงานของคน โดยให้คอมพิวเตอร์การค้นหาในกลุ่มหินปูนบางส่วนให้ ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานของทฤษฎีเครือข่ายประสาทเทียมอย่างย่อ

เครือข่ายประสาทเทียมประกอบไปด้วยหน่วยประสาทเล็กๆเรียกว่า นิวรอน (neuron) เชื่อมต่อกันและทำงานเป็นแบบขนาน หน่วยนิวรอนเหล่านี้จำลองมาจากการทำงานของระบบประสาท การทำงานของเครือข่ายประสาทเทียมจึงเหมือนกับลักษณะของธรรมชาติคือ ต้องพิจารณาเป็นโครงสร้างใหญ่ทั้งหมดตามลักษณะการต่อของนิวรอนเล็กๆเหล่านั้น เราสามารถสอนให้เครือข่ายประสาทเทียมทำหน้าที่เฉพาะบางอย่างได้โดยการปรับค่าน้ำหนัก (weight) ที่เชื่อมต่อกันระหว่างนิวรอนต่างๆ[19]



รูปที่ 2.8 แบบจำลองการสอนเครือข่ายประสาทเทียมแบบซูปervised-Training

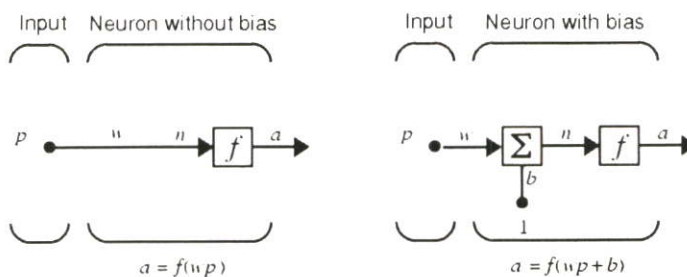
การใช้งานเครือข่ายประสาทเทียมโดยทั่วไปจะนำมาใช้เรียนรู้เพื่อให้อินพุตที่ต้องการแล้วเครือข่ายประสาทเทียมให้คำตอบตรงกับค่าเป้าหมายที่กำหนดไว้ ลักษณะดังกล่าวเปรียบได้กับรูปที่ 2.8

การสอนเครือข่ายประสาทเทียมแบบนี้จะใช้กลุ่มข้อมูลที่ประกอบไปด้วยเซตของกลุ่มข้อมูลอินพุตและข้อมูลเป้าหมาย โดยที่ข้อมูลแต่ละชุดจะค่อยๆ เปลี่ยนค่าการเชื่อมต่อ (น้ำหนักหรือ weight) และไบอัส (bias) ของนิวรอนทั้งหมด การที่ค่าน้ำหนักและไบอัสเปลี่ยนไปตามชุดของข้อมูลแต่ละชุดบางครั้งเรียกว่า ออนไลน์ (on line) หรือ อแดพทีฟ (adaptive)

### 2.9.1 แบบจำลองนิวรอน

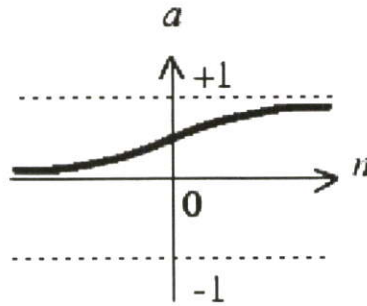
นิวรอนที่มีอินพุตเป็นค่าตัวเลขหนึ่งตัวและไม่มีไบอัสแสดงไว้ในรูปที่ 2.9 ซ้าย ค่าตัวเลข  $p$  จะถูกส่งผ่านการเชื่อมต่อซึ่งจะคูณค่า  $p$  ด้วยความแรงของการเชื่อมต่อ  $w$  และส่งต่อให้กับฟังก์ชัน  $f$  ซึ่งจะให้อินพุตเป็น  $a$  สำหรับนิวรอนในรูปที่ 2.9 ขวา มีตัวเลขไบอัส  $b$  ความแตกต่างอยู่ที่นิวรอนแบบขวามือจะบวกค่า  $b$  เข้าไปกับผลคูณ  $wp$  (หรือเป็นการเลื่อนฟังก์ชัน  $f$  ไปทางซ้ายเท่ากับ  $b$ ) ค่าไบอัสนี้เทียบได้กับอินพุตที่มีค่าเป็นเลข 1

ค่าอินพุต  $n$  ของฟังก์ชัน  $f$  ซึ่งเป็นค่าตัวเลขที่เป็นผลรวมของผลคูณ  $wp$  กับค่าไบอัส  $b$  จะส่งให้ฟังก์ชัน  $f$  ซึ่งอาจจะเป็นฟังก์ชันขั้นบันได (step function) หรือซิกมอยด์ (sigmoid function) ซึ่งรับอินพุต  $n$  แล้วให้ค่าเป็นเอาต์พุต  $a$



รูปที่ 2.9 แบบจำลองของนิวรอนหนึ่งตัว

จะเห็นได้ว่าทั้ง  $w$  และ  $b$  เป็นพารามิเตอร์แบบตัวเลขที่ปรับค่าได้ของนิวรอน เป็นหลักการของการใช้งานเครือข่ายประสาทเทียมในการปรับค่าพารามิเตอร์เหล่านี้เพื่อให้เครือข่ายให้ผลตามต้องการ

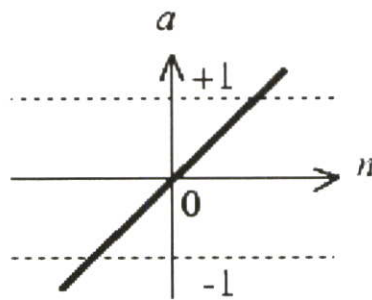


รูปที่ 2.10 ฟังก์ชันแบบขั้นบันไดหนึ่งหน่วย (Unit Step transfer function)

### 2.9.2 ชนิดของฟังก์ชันทั่วไปที่ใช้กับเครือข่ายประสาทเทียม

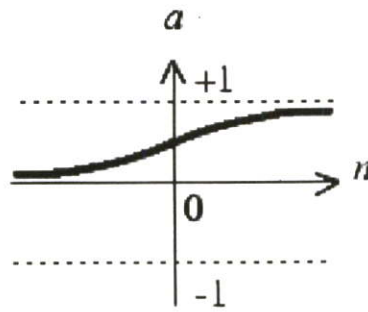
ฟังก์ชันทั่วไปที่ใช้กับเครือข่ายประสาทเทียมมีอย่างน้อยสามอย่าง ได้แก่ ฟังก์ชันแบบขั้นบันไดหนึ่งหน่วย ฟังก์ชันแบบเชิงเส้น และฟังก์ชันแบบซิกมอยด์

ฟังก์ชันแบบขั้นบันไดหนึ่งหน่วยมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.10 ฟังก์ชันนี้จะให้ค่าเป็นศูนย์ถ้าอินพุตของฟังก์ชันมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับศูนย์ นอกเหนือจากนี้จะเป็นหนึ่ง ฟังก์ชันชนิดนี้ใช้จะใช้กับเครือข่ายประสาทเทียมที่เรียกว่าเพอร์เซพตรอน (Perceptron) เป็นส่วนใหญ่



รูปที่ 2.11 ฟังก์ชันแบบเชิงเส้น (Linear transfer function)

ฟังก์ชันแบบเชิงเส้นมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.11 ฟังก์ชันชนิดนี้ส่วนใหญ่ใช้กับเครือข่ายประสาทเทียมแบบลิเนียร์ แอปพรอกซิเมเตอร์ (Linear Approximators)

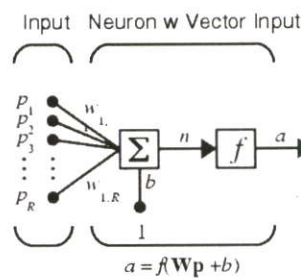


รูปที่ 2.12 ฟังก์ชันแบบซิกมอยด์ (Sigmoid transfer function)

ฟังก์ชันแบบซิกมอยด์มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.12 ทำหน้าที่รับอินพุตตั้งแต่ลบอนันต์ถึงบวกอนันต์แล้วบีบให้อยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 1 ฟังก์ชันชนิดนี้ใช้กันมากในเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งต่อไปข้างหน้า (Feed Forward Neural networks) ที่ใช้การเรียนรู้แบบสะท้อนกลับหลัง (Back Propagation Training) ส่วนหนึ่งเป็นเพราะมันสามารถหาดิฟเฟอเรนเชียลได้

### 2.9.3 นิวรอนที่มีอินพุตหลายตัว

รูปที่ 2.13 แสดงนิวรอนที่มีจำนวนอินพุตทั้งหมด  $R$  ตัว นั่นคือ  $P_1, P_2, P_3, \dots, P_R$  ซึ่งคูณกับน้ำหนักของการเชื่อมต่อที่เป็นเวกเตอร์เหมือนกัน ได้แก่  $w_{1,1}, w_{1,2}, w_{1,3}, \dots, w_{1,R}$  และรวมกันที่จุดรวม (เครื่องหมายซิกมา) แทนด้วยสัญลักษณ์เมตริก  $W$  ดอทเวกเตอร์  $p$  หรือ  $Wp$

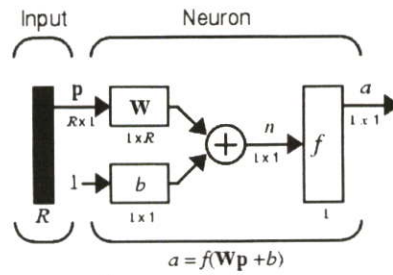


รูปที่ 2.13 นิวรอนที่มีอินพุตเป็นเวกเตอร์หนึ่งคอลัมน์จำนวน  $R$  ตัว

นิวรอนมีไบอัสเท่ากับ  $b$  ซึ่งเป็นค่าที่บวกเข้าไปกับผลลัพธ์ของการดอท  $Wp$  ได้เป็นค่าตัวเลข  $n$  เพื่อส่งต่อไปให้กับฟังก์ชันของนิวรอน ดังนั้น  $n$  จึงแทนด้วย

$$n = w_{1,1}P_1 + w_{1,2}P_2 + w_{1,3}P_3 + \dots + w_{1,R}P_R + b$$

จากลักษณะของนิวรอนที่มีหลายอินพุตจะเห็นว่าถ้านำมาต่อเป็นเครือข่ายประสาทเทียมที่มีหลายชั้น (layers) รายละเอียดของรูปจะเยอะมาก จำเป็นต้องมีรูปที่ดูง่ายกว่านี้ดังรูปที่ 2.14 อินพุตเวกเตอร์  $p$  แสดงเป็นสี่เหลี่ยมแนวตั้งที่พร้อมกับสัญลักษณ์  $p$  ซึ่งเป็นเวกเตอร์ที่มีขนาดเท่ากับ  $R$  อินพุต  $p$  นี้นำไปคูณกับเมตริก  $W$  ซึ่งเป็นเมตริกแถวเดียวที่มี  $R$  คอลัมน์ ได้เป็นตัวเลขบวกเข้ากับค่าของไบอัสสุดท้ายได้เป็นตัวเลข  $n$  สำหรับเป็นอินพุตของฟังก์ชันของนิวรอน และได้เป็นเอาท์พุต  $a$  (กรณีที่มีนิวรอนหลายตัว เอาท์พุตของเครือข่ายจะเป็นเวกเตอร์  $a$  แทน)

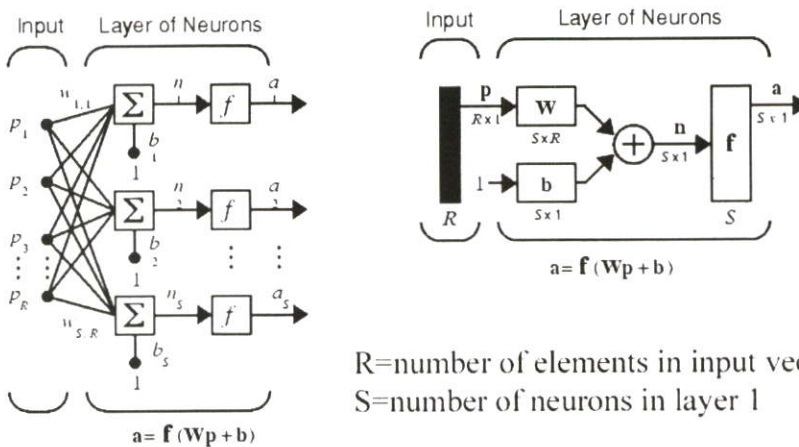


รูปที่ 2.14 สัญลักษณ์ที่ใช้แทนนิวรอนที่มีอินพุตเป็นเวกเตอร์จำนวน R ตัว

#### 2.9.4 ชั้นของนิวรอน (Layer of neuron)

รูปที่ 2.15 ซ้ายแสดงลักษณะการเชื่อมต่อของเครือข่ายประสาทเทียมจำนวนหนึ่งชั้น จะเห็นว่าอินพุต  $p$  แต่ละตัวจะเชื่อมต่อเข้ากับอินพุตของนิวรอนแต่ละตัวโดยผ่านเมตริก  $W$  ซึ่งนิวรอนแต่ละตัวก็จะมีจุดรวมค่าผลการคูณเข้ากับไบอัสเพื่อให้ได้เป็นอินพุต  $n$  ของฟังก์ชัน ซึ่ง  $n$  เป็นเวกเตอร์ที่มีขนาดเท่ากับจำนวนนิวรอนหรือ  $S$  นั่นเอง ค่าสมาชิกของเวกเตอร์  $n$  แต่ละตัวจะป้อนเข้ากับนิวรอนฟังก์ชันแต่ละตัวเพื่อให้ได้ค่าของสมาชิก  $a$  ซึ่งสุดท้ายจะได้เวกเตอร์  $a$  เป็นคำตอบ

รูปที่ 2.15 ขวา เป็นสัญลักษณ์ย่อที่ใช้สำหรับแสดงชั้นของเครือข่ายประสาทเทียม



$R$ =number of elements in input vector  
 $S$ =number of neurons in layer 1

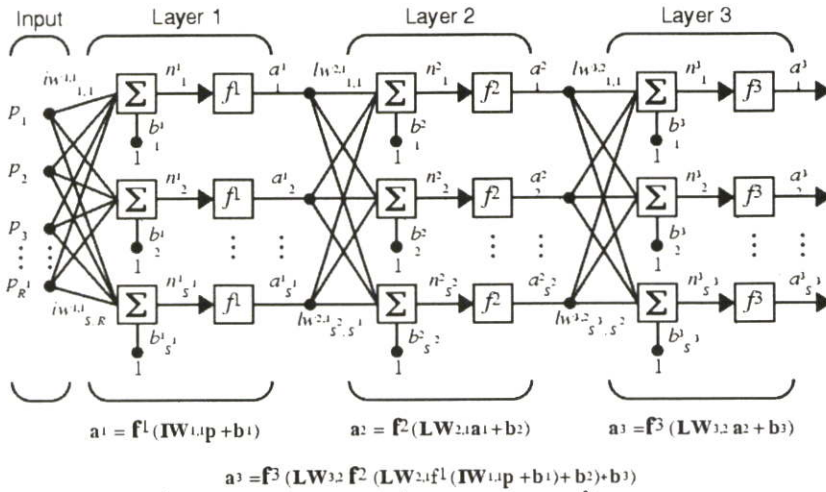
รูปที่ 2.15 ชั้นของนิวรอนที่ประกอบไปด้วยนิวรอนจำนวน  $S$  ตัว และมีจำนวนอินพุตเท่ากับ  $R$  ตัว

โดยทั่วไปแล้วเครือข่ายประสาทเทียมจะประกอบไปด้วยชั้นของนิวรอนหลายชั้น อินพุตของเครือข่ายบางครั้งเรียกว่าชั้นของอินพุต (Input Layer) และน้ำหนักของชั้นที่อยู่ถัดจากชั้นของอินพุตนี้เรียกว่าน้ำหนักอินพุต (Input Weights) และสำหรับน้ำหนักของชั้นนิวรอนทั่วไปว่าน้ำหนักชั้น (Layer Weights)

#### 2.9.5 นิวรอนหลายชั้น

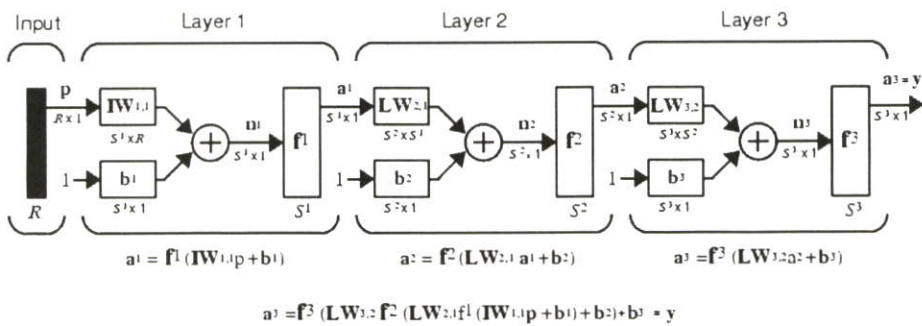
เครือข่ายสามารถมีได้หลายชั้น ซึ่งแต่ละชั้นจะประกอบด้วยเมตริกน้ำหนัก  $W$  เวกเตอร์ไบอัส  $b$  และเวกเตอร์เอาต์พุต  $a$  เพื่อเป็นการแยกแยะเมตริกน้ำหนัก เวกเตอร์ ฯลฯ ของแต่ละชั้น

จึงต้องมีตัวเลขกำกับในสัญลักษณ์เหล่านี้ รูปที่ 2.16 แสดงการเชื่อมต่อของเครือข่ายที่มีจำนวนหลายชั้น สัญลักษณ์  $iw$  ใช้แทนน้ำหนักชั้นอินพุต  $lw$  ใช้แทนน้ำหนักชั้นนิเวรอนทั่วไป ตัวเลขไหนที่อยู่บนสัญลักษณ์ทั่วไปจะบอกชั้นของค่าเหล่านั้น เช่น  $a_2^1$  หมายถึงสมาชิกตัวที่สองของเอาต์พุตเวกเตอร์  $a$  ของชั้นที่หนึ่ง เป็นต้น



รูปที่ 2.16 ลักษณะการเชื่อมต่อของเครือข่ายที่มีจำนวนหลายชั้น

สำหรับตัวเลขยกชั้นบนเมตริกน้ำหนักจะประกอบไปด้วยสองตัว ตัวแรกจะบอกหมายเลขชั้นของเมตริกที่อยู่ ตัวที่สองบอกหมายเลขชั้นที่เป็นอินพุตของเมตริกนี้ เช่น เมตริก  $Iw^{3,2}$  หมายถึงเป็นเมตริกน้ำหนักของชั้นนิเวรอนที่สาม ที่ได้อินพุตจากชั้นนิเวรอนที่สอง เป็นต้น



รูปที่ 2.17 สัญลักษณ์ย่อสำหรับเครือข่ายที่มีจำนวนหลายชั้น

รูปที่ 2.17 เป็นสัญลักษณ์ย่อใช้แทนรูปที่ 2.16

ชั้นต่างๆของเครือข่ายที่มีจำนวนหลายชั้นจะทำงานต่างกัน ชั้นที่ให้เอาต์พุตของเครือข่ายประสาทเทียมเรียกว่าชั้นเอาต์พุต (Output Layer) ส่วนชั้นของนิเวรอนอื่นๆเรียกว่าชั้นหลบซ่อน (Hidden Layers) รูปที่ 2.17 เป็นลักษณะของเครือข่ายที่มีสามชั้น ชั้นเอาต์พุตหนึ่งชั้น และชั้นหลบซ่อนสองชั้น หนังสือบางเล่มอาจจะรวมถึงชั้นอินพุตเข้าเป็นชั้นที่สี่ด้วย

เครือข่ายประสาทเทียมที่มีจำนวนหลายชั้นมีความสามารถมาก อย่างเช่นเครือข่ายประสาทเทียมที่มีจำนวนสองชั้นโดยที่ชั้นนิเวรอนแรกใช้ฟังก์ชันซิกมอยด์และชั้นนิเวรอนที่สองใช้ฟังก์ชันเชิงเส้น เครือข่ายชนิดนี้สามารถสอนให้ประมาณฟังก์ชันใดๆก็ได้ (ที่มีจำนวนความไม่ต่อเนื่องจำกัด) ค่อนข้างดี เครือข่ายชนิดสองชั้นนี้ถูกใช้มากกับวิธีการเรียนแบบสะท้อนกลับหลัง (Back Propagation Training)

## 2.9.6 เครือข่ายแบบส่งไปข้างหน้าและการเรียนแบบสะท้อนกลับหลัง

เครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งไปข้างหน้า (Feed Forward Neural Network) เป็นเครือข่ายหนึ่งที่มีส่วนใหญ่นิยมใช้ในการเรียนแบบสะท้อนกลับหลัง (Back Propagation Algorithm) สำหรับการเรียนรู้ รูปที่ 2.17 เป็นตัวอย่างของเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งไปข้างหน้า เครือข่ายแบบนี้สามารถมีชั้นหลบซ่อนได้หลายชั้น แต่โดยทั่วไปจะใช้ชั้นหลบซ่อนเพียงชั้นเดียวก็พอ

การเรียนแบบสะท้อนกลับหลังสร้างขึ้นมาจากการประยุกต์กฎของวิดรอ-ฮอฟฟ์ (Widrow-Hoff Learning rule) เข้ากับเครือข่ายแบบหลายชั้นที่ใช้ฟังก์ชันไม่เชิงเส้นที่หาดิฟเฟอเรนเชียลได้ อินพุตเวกเตอร์และเวกเตอร์คำตอบเป้าหมายใช้สอนเครือข่ายจนกว่าเครือข่ายสามารถให้ค่าเข้าใกล้กับเวกเตอร์คำตอบเป้าหมาย โดยที่ค่าน้ำหนักของเครือข่ายจะมีแนวโน้มไปทางลบเมื่อเทียบกับการทำงานของฟังก์ชัน คำว่าสะท้อนกลับหลังจากลักษณะการคำนวณค่ากราเดียนต์ (gradient) ของเครือข่าย เครือข่ายที่มีการเรียนรู้แบบสะท้อนกลับหลังที่ดีพอจะให้เอาต์พุตของเครือข่ายสอดคล้องค่าอินพุตที่เครือข่ายไม่เคยเรียนได้ โดยทั่วไปค่าอินพุตใหม่ที่ป้อนเข้าไปในเครือข่ายจะให้เอาต์พุตที่มีค่าเหมือนกันกับค่าเอาต์พุตจากอินพุตที่เครือข่ายเคยเรียนรู้ คุณสมบัตินี้ทำให้การสอนเครือข่ายไม่จำเป็นต้องใช้อินพุตและเอาต์พุตทั้งหมดที่เป็นไปได้

ทฤษฎีเกี่ยวกับการเรียนรู้แบบสะท้อนกลับหลังสามารถอ่านได้จาก [19,21]

## 2.9.7 จำนวนของนิเวรอนในชั้นหลบซ่อนที่ควรใช้

สิ่งที่ควรพิจารณาในการออกแบบเครือข่ายประสาทเทียมก็คือจำนวนนิเวรอนในชั้นหลบซ่อน ซึ่งจะมีผลต่อการเรียนรู้ของเครือข่ายอย่างมาก อย่างไรก็ตาม ไม่มีสูตรตายตัวในการกำหนดจำนวนนิเวรอนที่ควรใช้ แต่มีการวิจัยที่เกี่ยวกับเรื่องนี้โดยโคลโมโกรอฟ สปริเชอร์[22] และเฮกท์-เนลสัน[23] ซึ่งใช้กับเครือข่ายสองชั้นดังนี้

$$N_{hidden} = 2d + 1 \quad (2.4)$$

โดยที่  $N_{hidden}$  เป็นจำนวนนิเวรอนที่ใช้ในชั้นหลบซ่อน

และ  $d$  เป็นจำนวนอินพุตของเครือข่าย

## บทที่ 3

# การประยุกต์เทคนิคการประมวลผลภาพ

### 3.1 บทนำ

ทฤษฎีที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 สามารถนำมาใช้เป็นบรรทัดฐานในการสร้างซอฟต์แวร์สำหรับตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนได้ อย่างไรก็ตามจากหัวข้อ 2.5 มีสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงระหว่างการเลือกพื้นที่ที่สนใจ ซึ่งจะต้องหลีกเลี่ยงจุดภาพขนาดเล็กที่อยู่ใกล้เคียงกับกลุ่มหินปูนที่สนใจ อันจะมีผลให้ดัชนีสภาพความเป็นหินปูนผิดพลาดได้ จึงต้องมีการประยุกต์วิธีการประมวลผลภาพกับภาพตัดขวางหัวใจเพื่อกำหนดจุดภาพเล็กๆเหล่านั้นออกไป

นอกจากนี้ วิธีการประมวลผลภาพยังสามารถนำมาใช้เพื่อเพิ่มความระมัดระวังในการตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนได้ โดยเพิ่มความสามารถด้านความฉลาดเทียมให้กับซอฟต์แวร์ เพื่อให้โปรแกรมสามารถหาจุดภาพที่คาดว่าจะเป็กลุ่มหินปูนให้ก่อน ซึ่งอาจจะทำให้การทำงานของแพทย์เป็นไปได้อย่างขึ้น

### 3.2 การจำแนกสัญญาณรบกวนออกจากข้อมูลภาพโดยพิจารณาจากขนาดของวัตถุ

จากหัวข้อ 2.5 มีประเด็นที่สำคัญอย่างหนึ่งคือ จุดภาพเล็กๆที่มีค่าซีทีมากกว่า +130 ฮอนซ์ฟิลแต่มีขนาดน้อยกว่า 4 จุดภาพ (เทียบเท่ากับ  $1\text{mm}^2$ ) นั่นถือว่าเป็นสัญญาณรบกวนของภาพซึ่งจำเป็นต้องกำจัดทิ้งก่อนคำนวณหาดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูน ดังนั้นจึงต้องหาตัวกรอง (filter) สัญญาณรบกวนเหล่านั้นออกเพื่อให้เหลือเพียงจุดภาพซึ่งคงสภาพค่าของจุดภาพเดิมนั้นไว้ได้

การใช้ตัวกรองแบบดิจิตอลทั่วไปที่เกี่ยวข้องกับโดเมนความถี่อาจจะส่งผลให้ค่าของจุดภาพเดิมเปลี่ยนแปลงและทำให้การแปลผลภาพคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงอันเนื่องมาจากคุณสมบัติของตัวกรอง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่ข้อมูลภาพและสัญญาณรบกวนมีความถี่อยู่ในย่านใกล้เคียงกันมาก

ดังนั้นจึงต้องใช้ตัวกรองที่จำแนกสัญญาณรบกวนออกจากภาพดิจิตอลโดยวิเคราะห์จากขนาดของกลุ่มของข้อมูลที่ปรากฏ ในที่นี้ข้อมูลที่สนใจก็จุดภาพที่มีค่าซีทีมากกว่า +130 ฮอนซ์ฟิล นำมาสร้างเป็นตารางจากการปรับระดับข้อมูลด้วยค่าพิกัด (Threshold) +130 ฮอนซ์ฟิล ให้เหลือค่าเพียง 2 ระดับ (0 กับ 1) โดยที่จุดภาพใดมีค่ามากกว่า +130 ให้เป็น 1 นอกนั้นเป็น 0 ข้อมูลที่สนใจคือค่าในตารางที่เป็น 1 นั่นเอง

จากนั้นจึงหาขนาดของข้อมูลย่อยใดมีขนาดเล็กกว่าค่าที่ต้องการ ข้อมูลของภาพในส่วนที่ตรงกับกลุ่มย่อยนั้นก็เลยไม่ถูกนำไปใช้ในการคำนวณหาผลลัพธ์ วิธีการนี้จะช่วยให้สามารถกำจัด

สัญญาณรบกวนภาพที่มีขนาดเล็กกว่าขนาดของการเกาะกลุ่มข้อมูลที่เล็กที่สุดได้ โดยที่ยังรักษาค่าของจุดภาพเดิมไว้ได้อย่างสมบูรณ์

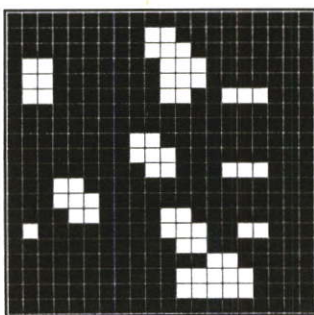
### 3.2.1 ขนาดของกลุ่มข้อมูลและกลุ่มข้อมูลที่มีนัยสำคัญ

ขนาดของกลุ่มข้อมูลคือค่าที่แสดงถึงคุณสมบัติการเป็นกลุ่มก้อนของข้อมูลที่มีค่าเชิงตัวเลขอยู่ในระดับเดียวกัน ซึ่งอาจจะหมายถึง จำนวนของข้อมูลในกลุ่ม, ขนาดของบริเวณที่ปรากฏของข้อมูล หรือปริมาณอื่นๆ ในที่นี้จะกล่าวถึงขนาดของข้อมูลในแง่ของจำนวนจุดภาพในการวิเคราะห์

พิจารณาจากกลุ่มข้อมูลใดๆ กลุ่มข้อมูลดังกล่าวเป็นกลุ่มข้อมูลที่มีนัยสำคัญก็ต่อเมื่อกลุ่มข้อมูลนั้นมีขนาดไม่น้อยกว่าค่าพิกัด (Threshold) กลุ่มข้อมูลที่อยู่นอกเหนือจากข้อกำหนดนี้ จะถือว่าเป็นสัญญาณรบกวน

### 3.2.2 การสร้างตารางปรับระดับของข้อมูลภาพ

เนื่องจากในขั้นตอนแยกสัญญาณรบกวนออกจากข้อมูลภาพด้วยวิธีการพิจารณาจากขนาดของกลุ่มข้อมูล เราให้ความสนใจเฉพาะความสัมพันธ์ของตำแหน่งการวางตัวของจุดภาพเท่านั้น ดังนั้นในการพิจารณาข้อมูลภาพแบบหลายระดับความเทา (Grayscale Image) เพื่อความรวดเร็วในการคำนวณจะใช้วิธีการ พิจารณาเทียบเคียงกับตารางที่ได้จากการปรับระดับข้อมูลภาพเดิมลงให้เหลือเพียงสองระดับโดยใช้ค่าพิกัดในการจำแนกที่เหมาะสมกับระดับของข้อมูลที่น่าสนใจ ร่วมกับข้อมูลภาพแบบทวิภาค (Binary Image) ที่เทียบเท่า สำหรับขั้นตอนวิธีนี้จะยกตัวอย่างตารางของข้อมูลปรับระดับขนาด 20x20 จุดภาพ ซึ่งอยู่ในรูปของเมตริกซ์ ขนาด 20x20 ประกอบด้วยสมาชิกที่มีค่า 0 และ 1 โดยที่ข้อมูลที่เราสนใจหาอันนัยสำคัญเป็นข้อมูลที่มีค่า 1 เท่านั้น สามารถสร้างภาพแบบทวิภาคที่เทียบเท่าได้โดยแทนข้อมูล 0 และ 1 ด้วยจุดภาพสีดำและสีขาวตามลำดับ (รูปที่ 3.1) จากนั้นนำข้อมูลภาพเดิมมาเปรียบเทียบกับภาพแบบทวิภาคที่แยกสัญญาณรบกวนออกแล้ว โดยที่กลุ่มข้อมูลใดที่ไม่ปรากฏในภาพแบบทวิภาคจะต้องถูกแยกออกจากข้อมูลภาพเดิม



รูปที่ 3.1 ภาพแบบทวิภาคที่เทียบเท่ากับเมตริกซ์ที่ได้จากการปรับระดับ

### 3.2.3 การหาขนาดของกลุ่มข้อมูล

เริ่มจากกำหนดจุดเริ่มต้นที่เป็นข้อมูล และเป็นสมาชิกของกลุ่มข้อมูลที่ต้องการหาขนาด ซึ่งมีลักษณะดังนี้

$$a_{ij} = 1 \text{ และ } a_{ij} \in r^2 \quad (3.1)$$

โดยที่  $r^2 \subseteq R^2$

เมื่อ  $r^2$  แทนโดเมนสองมิติของกลุ่มข้อมูลที่ต้องการหาค่าดัชนี

และ  $R^2$  แทนโดเมนสองมิติของข้อมูลใน ROI

และกลุ่มจุดรอบข้างอีกแปดจุดของ  $a_{ij}$  นิยามด้วยเซตดังนี้

$$S = \{a_{nm} | i-1 \leq m \leq i+1, j-1 \leq n \leq j+1; m \neq i, n \neq j\} \quad (3.2)$$

ให้เริ่มนับจุด  $a_{ij}$  เป็นจุดแรก แล้วทำขั้นตอนนี้ซ้ำกับจุดรอบข้างทั้งแปด โดยที่ในการนับครั้งต่อไปจุดรอบข้างนี้จะเป็นจุดศูนย์กลางโดยมีข้อแม้ว่าจุดที่จะนับจะต้องเป็นจุดที่ไม่เคยนับมาก่อน ซึ่งในการนับแต่ละครั้งจะเพิ่มค่าขนาดสะสมอีกหนึ่งจนกว่าจะถึงค่าพิกัดที่ต้องการจึงจะถือว่ากลุ่มนี้มีนัยสำคัญ มิฉะนั้นกลุ่มข้อมูลนี้จะต้องถูกแยกออกจากข้อมูลภาพ เพื่อป้องกันการนับซ้ำ จะกำหนดค่าให้กับจุดที่ผ่านการคำนวณค่าดัชนีมาแล้วเป็น 2 ดังนั้นในการนับครั้งต่อไปเมื่อมาพบจุดที่มีค่า 2 ใน ROI เดียวกันจะไม่มีกรวนไปนับโดยให้จุดนี้เป็นจุดศูนย์กลางอีก เมื่อมองปัญหาในรูปของความสัมพันธ์เวียนบังเกิด สามารถเขียนขั้นตอนวิธีนี้เป็นรหัสเทียม (Pseudocode) ได้ดังนี้

**Start**

Clear Size Value

**Sample a white pixel as center point:**

**Loop** search for surrounding white pixels haven't been sampled

**If** the pixel is in another significant group **then**

All tracked pixels are also significant, **Exit**

**Else If** it's just a white pixel **then**

**Begin**

Increment **Size** value

**If** **Size** value reach Threshold **then**

All tracked pixels are significant, **Exit**

**Else**

Recursively sample the pixel as center point

**End**

**End\_Loop**

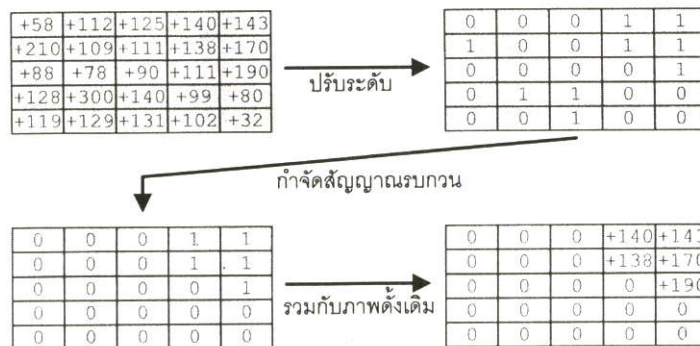
All tracked pixels are noise, **Exit**

**End**

### 3.2.4 การประยุกต์ใช้งาน

ตามข้อกำหนดทางการแพทย์ดังกล่าวมาแล้วว่าข้อมูลหินปูนที่มีนัยสำคัญต้องมีพื้นที่ไม่น้อยกว่า  $1 \text{ mm}^2$  หรือเกาะกลุ่มกันไม่น้อยกว่า 4 จุดภาพ วิธีการนี้จะนำไปใช้แยกสัญญาณรบกวนที่มีขนาดน้อยกว่า 4 จุดภาพออกจากภาพตัดขวางหัวใจก่อนที่จะไปคำนวณดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนด้วยการวิเคราะห์แบบบ็อกส์ตัน โดยพิจารณาจุดภาพซีทีทีที่มีค่าน้อยกว่า +130 ฮอนซีฟิลเป็นสัญญาณรบกวน

รูปที่ 3.2 เป็นตัวอย่างการประยุกต์ใช้วิธีการแยกสัญญาณรบกวนด้วยขนาดวัตถุโดยใช้กับภาพขนาดเท่ากับ  $5 \times 5$  จุดภาพ ก่อนที่จะนำภาพขนาด  $5 \times 5$  จุดภาพไปคำนวณหาดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนให้นำมาผ่านการปรับระดับและกำจัดสัญญาณรบกวน ทำยสุดท้ายตำแหน่งที่ตารางหลังจากกำจัดสัญญาณรบกวนแล้วยังมีค่าเป็นหนึ่ง แทนที่ด้วยค่าของจุดภาพดั้งเดิม และจะได้จุดภาพที่กำจัดสัญญาณรบกวนแล้วเพื่อใช้ในการคำนวณดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนอีกต่อไป



รูปที่ 3.2 ตัวอย่างการประยุกต์ใช้วิธีการแยกสัญญาณรบกวนด้วยขนาดวัตถุ

### 3.3 การนำวิธีการประมวลผลภาพมาใช้ในการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ

ถึงแม้ว่าการนำวิธีการประมวลผลภาพมาช่วยให้การเลือกพื้นที่ที่สนใจง่ายขึ้น ดังที่กล่าวในส่วนที่ผ่านมา แต่ในการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจของคนไข้หนึ่งราย จะใช้เวลานาน เพราะแพทย์ผู้ตรวจจะต้องตรวจวัดหินปูนในภาพตัดขวางแต่ละสไลซ์ และในคนไข้หนึ่งราย จำนวนสไลซ์ในภาพตัดขวางหัวใจหนึ่งกลุ่มนั้นจะมีราวๆ 20 หรือ 30 สไลซ์

วิทยานิพนธ์นี้ทดลองประยุกต์การใช้วิธีประมวลผลภาพนำมาใช้ร่วมกับการตรวจวัดหาหินปูนโดยเป้าหมายที่ต้องการนั้นคือพยายามทำการค้นหาหินปูนในแต่ละสไลซ์ให้โดยอัตโนมัติแต่มีความถูกต้องอยู่ในระดับหนึ่ง การค้นหาหินปูนนั้นอาศัยโครงสร้างของรูปถ่ายภาพตัดขวางและระดับความเทาของภาพมาช่วยในการค้นหา และยังคงต้องมีแพทย์คอยกำหนดชนิดหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจของหินปูนแต่ละกลุ่มอยู่ เพราะการวิเคราะห์ว่ากลุ่มหินปูนใดอยู่บนเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจได้นั้นมีความซับซ้อนมากและต้องใช้เทคโนโลยีหลายอย่างร่วมด้วย ซึ่งจะละไว้สำหรับเป็นงานวิจัย

ในอนาคต เนื่องจากยังคงต้องใช้แพทย์ผู้ตรวจเป็นผู้กำหนดชนิดของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจให้แก่กลุ่มหิ้นปุนที่ได้อยู่ดังนั้นจึงเรียกว่าเป็นการช่วยเหลือแบบกึ่งอัตโนมัตินั่นเอง

### 3.3.1 อุปสรรคในการวิเคราะห์ลักษณะของหิ้นปุนโดยอัตโนมัติ

รูปที่ 2.5 ในหัวข้อ 2.7 เป็นรูปภาพตัดขวางหัวใจที่อยู่ช่วงกลางอก เมื่อวิเคราะห์หลักการมองของมนุษย์ในการพิจารณาหากกลุ่มหิ้นปุนสามารถแยกแยะได้ดังนี้

#### 1. ตำแหน่งของภาพตัดขวางหัวใจเมื่อเทียบกับลักษณะหัวใจ

เนื่องจากภาพตัดขวางหัวใจที่ตำแหน่งบนของหัวใจ จะไม่เหมือนกับภาพตัดขวางหัวใจที่ตำแหน่งล่าง เช่น ภาพตัดขวางหัวใจที่อยู่ส่วนต้นของหัวใจนั้นจะมีลักษณะของปอดที่เห็นชัดเจน (รูปที่ 2.5 พื้นที่ 4 และ 5) รวมทั้งหลอดเลือดใหญ่ของหัวใจ (รูปที่ 2.5 พื้นที่ 2) ในขณะที่ถ้าเป็น slice ที่อยู่ในตำแหน่งล่าง ลักษณะของปอดจะรูปร่างไม่แน่นอน และไม่สามารถเห็นหลอดเลือดใหญ่ของหัวใจได้

#### 2. ตำแหน่งของหัวใจ

เนื่องจากกลุ่มหิ้นปุนที่สนใจจะอยู่บนหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจเป็นหลัก ดังนั้นลักษณะพื้นที่ของหัวใจ (รูปที่ 2.5 พื้นที่ 3) จะช่วยจำกัดพื้นที่สำหรับหาหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจและกลุ่มหิ้นปุนได้

#### 3. หลอดเลือดใหญ่ของหัวใจ

ตำแหน่งหลอดเลือดใหญ่ของหัวใจเป็นจุดเริ่มต้นของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจทั้งสิ้น ซึ่งจะเห็นจุดเชื่อมต่อของหลอดเลือดนี้ได้ในภาพตัดขวางหัวใจที่อยู่ต้นขั้วหัวใจ

#### 4. หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ

หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจวิ่งออกจากเส้นเลือดใหญ่ของหัวใจแยกออกเป็นสองเส้นทางหลัก ด้านซ้ายและขวาของหัวใจ สำหรับภาพตัดขวางหัวใจแต่ละภาพ จะเห็นหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจเป็นส่วนๆเท่านั้น หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจนี้เป็นพื้นที่สำคัญในการหากกลุ่มหิ้นปุน

#### 5. กลุ่มหิ้นปุน

กลุ่มหิ้นปุนเป็นจุดภาพสีขาวมีค่าซีทีมากกว่าหรือเท่ากับ +130 ฮอนซีฟิวล์ และจะต้องอยู่บนหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจเท่านั้น ถ้าปรากฏที่ตำแหน่งอื่นอาจจะเป็นกระดูก หรือลักษณะหิ้นปุนลวง หรือเป็นการสะสมหิ้นปุนตามกล้ามเนื้อ ซึ่งไม่นำมาพิจารณา หิ้นปุนบนภาพตัดขวางหัวใจสามารถมีขนาดได้ตั้งแต่สี่จุดภาพขึ้นไป แต่จะไม่มากไปกว่าความกว้างของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ ซึ่งโดยเฉลี่ยแล้วมีความกว้างเพียง 10-20 จุดภาพเท่านั้น ดังนั้นถ้าภาพใดมีจุดภาพรบกวนมาก โอกาสที่คอมพิวเตอร์จะสามารถแยกหิ้นปุนออกจากสัญญาณรบกวนก็จะยากขึ้นไปด้วย

การวิเคราะห์หากกลุ่มหินปูนโดยอาศัยลักษณะของกายวิภาคนั้นเป็นการยากที่จะให้คอมพิวเตอร์ทำได้ทั้งหมด ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้วิธีการค้นหาพื้นที่หินปูนโดยพิจารณาจากพื้นที่ของหัวใจแทน

### 3.3.2 การใช้เครือข่ายประสาทเทียมในการจดจำลักษณะพื้นที่หัวใจ

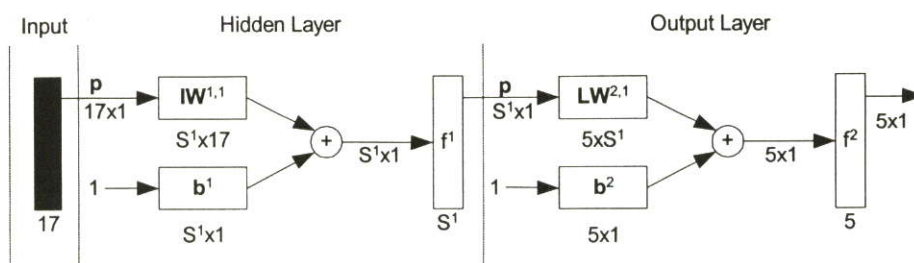
จากแนวความคิดที่ว่าความหนาแน่นของเนื้อเยื่อต่างๆ ทำให้ความเข้มของจุดภาพที่ปรากฏไม่เท่ากัน ลักษณะพื้นที่ที่รอบๆบริเวณหินปูนจึงน่าจะมีความแตกต่างกับพื้นที่บริเวณอื่น

ในการใช้เครือข่ายประสาทเทียมจำเป็นต้องกำหนดจำนวนอินพุตที่แน่นอน จึงต้องแบ่งภาพตัดขวางแต่ละภาพออกเป็นพื้นที่เท่าๆกันด้วย เนื่องจากภาพตัดขวางหัวใจมีขนาดเท่ากับ  $512 \times 512$  จุดภาพ เพื่อให้ลงตัวจึงแบ่งพื้นที่ภาพตัดขวางหัวใจออกเป็นขนาดเท่ากับ  $8 \times 8$  จุดภาพ คิดเป็นจำนวนอินพุตทั้งหมด 64 ตัว แต่เนื่องจากจำนวนอินพุตของเครือข่ายจะแปรผันตามความซับซ้อนของเครือข่ายและเวลาที่ใช้ในการคำนวณเอาต์พุต ดังนั้นจึงต้องนำภาพพื้นที่ขนาด  $8 \times 8$  นี้ประมวลผลภาพเบื้องต้นก่อนเพื่อให้ได้คุณลักษณะเด่นต่างๆ 17 ตัวดังนี้

- ตำแหน่งพิกัดคาร์ทีเซียน (Cartesian Coordinate) แกน X และ แกน Y มุมบนซ้ายของบล็อกพื้นที่
- ค่าเฉลี่ยของพื้นที่  $mean_{i-2} \dots mean_{i+2}$  โดยที่  $i$  เป็นหมายเลขภาพตัดขวางหัวใจปัจจุบัน สำหรับภาพตัดขวางหัวใจที่อยู่นอกขอบเขตของกลุ่มภาพถือว่ามีค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์
- ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน  $stdev_{i-2} \dots stdev_{i+2}$  โดยที่  $i$  เป็นหมายเลขภาพตัดขวางหัวใจปัจจุบัน สำหรับภาพตัดขวางหัวใจที่อยู่นอกขอบเขตของกลุ่มภาพถือว่ามีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเป็นศูนย์
- จำนวนจุดภาพที่มีความหนาแน่นมากกว่า +130 HU  $N_{i-2}^{+130HU} \dots N_{i+2}^{+130HU}$  โดยที่  $i$  เป็นหมายเลขภาพตัดขวางหัวใจปัจจุบัน สำหรับภาพตัดขวางหัวใจที่อยู่นอกขอบเขตของกลุ่มภาพถือว่ามีจำนวนจุดภาพเป็นศูนย์

### 3.3.3 โครงสร้างเครือข่ายประสาทเทียมที่ใช้

จากหัวข้อ 3.3.2 จำนวนอินพุตสำหรับเครือข่ายประสาทเทียมมีทั้งหมด 17 ตัว สำหรับเอาต์พุตของเครือข่ายกำหนดให้ระบุเป็นชนิดของเส้นเลือดในกรณีที่อินพุตของเครือข่ายเป็นพื้นที่กลุ่มหินปูน หรือถ้าไม่ใช่ ให้ระบุว่าไม่เป็นเส้นเลือดใดๆ ดังนั้นจำนวนเอาต์พุตของเครือข่ายนี้จึงเท่ากับ จำนวนหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจบวก + 1 (ในกรณีที่ไม่ใช่เส้นเลือดใดๆ) = 4 + 1 = 5 ตัว



รูปที่ 3.3 โครงสร้างเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งต่อข้างหน้าที่ใช้

โครงสร้างเครือข่ายประสาทเทียมที่ใช้เป็นแบบส่งต่อไปข้างหน้า มีจำนวน 2 ชั้น (1 ชั้นหลบซ่อน) มีอินพุต 17 ตัว และมีเอาต์พุต 5 ตัว ดังแสดงในรูปที่ 3.3

กำหนดให้ฟังก์ชันของชั้นหลบซ่อน ( $f^1$ ) และชั้นเอาต์พุต ( $f^2$ ) เป็นซิกมอยฟังก์ชัน

$$f(n) = \frac{1}{1 + e^{-n}}$$

$S^1$  เป็นจำนวนนิวรอนในชั้นหลบซ่อนที่ต้องการ จากสมการที่ 2.4 ตัวแปร  $d$  ในที่นี้มีค่าเท่ากับ 17 จะได้จำนวนนิวรอนที่ควรจะใช้ในชั้นหลบซ่อนนี้เท่ากับ 35 อย่างไรก็ตามจำเป็นต้องมีการทดลองหาค่าผิดพลาดจากการใช้จำนวนนิวรอนต่างๆกันเพื่อเลือกจุดที่เหมาะสมที่สุด

### 3.3.4 การเตรียมข้อมูลสำหรับสอนเครือข่ายประสาทเทียม

ใช้ข้อมูลภาพตัดขวางหัวใจที่มีอยู่จากคนไข้จำนวน 37 คน โดยสร้างโปรแกรมขึ้นมาเพื่อบันทึกตำแหน่งของกรอบสีเหลี่ยมที่เลือกด้วยมือ โดยที่ตำแหน่งกรอบสีเหลี่ยมนั้นจะเลือกบนพื้นที่ที่คาดว่าเป็นกลุ่มหินปูนบนหลอดเลือดหัวใจเป็นหลัก และชนิดของกรอบสีเหลี่ยมจะมีอยู่ห้าชนิด ประกอบด้วย 4 ชนิดตามชนิดหลอดเลือดหัวใจ และ 1 ชนิด ที่ไม่ใช่พื้นที่หินปูน

รูปที่ 3.4 เป็นตัวอย่างการเลือกกรอบสีเหลี่ยมบนภาพตัดขวางหัวใจใดๆ ภาพตัดขวางทางซ้ายมือเป็นภาพตัดขวางหัวใจที่จุดศูนย์กลางซีทีเท่ากับ +40 HU และช่วงหน้าต่างซีทีเท่ากับ 400 ภาพตัดขวางทางขวามือเป็นภาพเดียวกันแต่แสดงเฉพาะพื้นที่ที่ตัวเลขซีทีในแต่ละจุดมีค่ามากกว่า +130 HU กรอบสีเหลี่ยมที่แสดงในรูปภาพทั้งสองเป็นการเลือกพื้นที่กรอบสีเหลี่ยมเพื่อนำไปเป็นข้อมูลสำหรับสอน พื้นที่กรอบสีเหลี่ยมที่อยู่บนกลุ่มหินปูน จะแบ่งตามชนิดของหลอดเลือดหัวใจ นั่นคือ ถ้ากำหนดกรอบสีเหลี่ยมบนหินปูนที่อยู่บนหลอดเลือดหัวใจ LAD ก็ต้องกำหนดว่าเอาต์พุตของพื้นที่กรอบสีเหลี่ยมตำแหน่งนั้นเป็นชนิด LAD ด้วย สำหรับกรอบสีเหลี่ยมที่ไม่ได้อยู่บนพื้นที่สีขาว (ภาพขวามือ) นั่นคือพื้นที่ที่ไม่ใช่หินปูน โดยที่อัตราส่วนระหว่าง “ความเป็นหินปูน” กับ “ไม่ได้เป็นหินปูน” เท่ากับ 1:2 ส่วน หมายความว่า ถ้าในภาพตัดขวางหัวใจภาพหนึ่งสามารถหาจำนวนพื้นที่หินปูนทั้งหมดได้เท่ากับ 10 พื้นที่ (พื้นที่หนึ่งเท่ากับ 8x8 จุดภาพ และไม่เฉพาะเจาะจงว่าเป็นชนิดหินปูนแบบไหน แต่สนใจความเป็นหินปูนของกลุ่ม) ดังนั้นจะต้องเลือก

พื้นที่ที่ไม่ใช่หินปูนในภาพเดียวกันเท่ากับ 20 พื้นที่เป็นต้น เพราะโอกาสที่เกิดหินปูนในภาพตัดขวางหัวใจหนึ่งภาพน้อยกว่าส่วนของภาพที่ไม่ใช่หินปูนมาก



รูปที่ 3.4 การเลือกกรอบสีเหลี่ยมบนพื้นที่หินปูนและพื้นที่ไม่ใช่หินปูน

การเลือกพื้นที่กรอบสีเหลี่ยมจะทำกับทุกๆสไลซ์และทุกๆจำนวนคนไข้ พื้นที่ที่เลือกไปโปรแกรมจะคำนวณหาคุณลักษณะเด่นทั้ง 17 ตัวตามที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.3.2

เนื่องจากฟังก์ชันสำหรับสอนเครือข่ายประสาทเทียมโปรแกรม MATLAB ต้องการข้อมูลแบ่งเป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือข้อมูลอินพุตและข้อมูลเอาต์พุต โดยข้อมูลอินพุตเป็นเมตริกที่มีขนาดเท่ากับ  $N \times P$  เมื่อ  $N$  เป็นจำนวนข้อมูลที่ใช้ในการสอน และ  $P$  เป็นจำนวนอินพุตที่ป้อนเข้ากับเครือข่ายประสาทเทียม ข้อมูลเอาต์พุตเป็นเมตริกที่มีขนาดเท่ากับ  $N \times S$  เมื่อ  $S$  เป็นจำนวนเอาต์พุตจากเครือข่ายประสาทเทียม จากหัวข้อ 3.3.3 เครือข่ายประสาทเทียมที่ใช้มีจำนวนอินพุตเท่ากับ 17 ตัว (ตามคุณลักษณะเด่นที่ใช้) และมีจำนวนเอาต์พุตเท่ากับ 5 ตัว (ชนิดของหลอดเลือดทั้งสี่และชนิดที่ไม่ใช่หลอดเลือด) ดังนั้น  $P$  จึงเท่ากับ 17 และ  $S$  จึงเท่ากับ 5 ตัวอย่างของข้อมูลที่ใช้สอนเครือข่ายแสดงในรูปที่ 3.5

$$I = \begin{bmatrix} 202 & 271 & \dots & 0 & 0 \\ 290 & 343 & \dots & 4 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 320 & 302 & \dots & 2 & 0 \\ 111 & 232 & \dots & 3 & 3 \end{bmatrix} \longleftrightarrow \text{และ } O = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

รูปที่ 3.5 ตัวอย่างเมตริกอินพุตและเอาต์พุตสำหรับสอนเครือข่ายประสาทเทียม

จากการสุ่มข้อมูลสำหรับการสอนของคนไข้ทั้ง 37 คน ได้จำนวนตัวอย่างทั้งหมดเท่ากับ 2,944 ตัวอย่าง ดังนั้นจากรูปที่ 3.5 เมื่อ  $I$  เป็นเมตริกอินพุตมีขนาดเท่ากับ  $2944 \times 17$  และ  $O$  เป็น

เมตริกเอาต์พุตที่มีขนาดเท่ากับ  $2944 \times 5$  โดยที่แต่ละแถวของเมตริกจะเกี่ยวข้องกัน เช่น ถ้าป้อนเครือข่ายประสาทเทียมด้วยข้อมูลอินพุต  $I_{n,1} \dots I_{n,17}$  เอาต์พุตของเครือข่ายประสาทเทียมจะเป็น  $O_{n,1} \dots O_{n,5}$  เมื่อ  $n$  เป็นแถวของข้อมูล เป็นต้น

ตำแหน่งคอลัมน์ของเมตริกอินพุตแทนด้วยลักษณะเด่นต่างๆ (หัวข้อ 3.3.2) ลำดับของลักษณะเด่นนั้นสามารถวางตามลำดับใดๆก็ได้ เพียงแต่เมื่อสอนเครือข่ายประสาทเทียมจนได้เมตริกน้ำหนักของเครือข่ายแล้ว การป้อนอินพุตจะต้องวางลักษณะเด่นตามข้อมูลที่สอนด้วย และตำแหน่งคอลัมน์ของข้อมูลเอาต์พุตก็เช่นเดียวกัน เมื่อวางตำแหน่งเอาต์พุตอย่างไร ผลที่ได้จากเครือข่ายก็จะเป็นไปตามลำดับที่วางด้วย

### 3.3.5 การทดลองเพื่อหาจำนวนนิวรอนในชั้นหลบซ่อน

โดยการใช้โปรแกรม MatLab สร้างเครือข่ายประสาทเทียมที่มีจำนวนนิวรอนในชั้นหลบซ่อนอยู่ระหว่าง 5 ถึง 35 ตัว แต่เครือข่ายแต่ละอันจะนำมาใช้เรียนรู้กับข้อมูลที่ได้มาจากการเลือกพื้นที่จากหัวข้อที่ผ่านมา สำหรับข้อมูลที่ใช้สอนที่ได้แบ่งออกเป็นสองส่วน ส่วนแรกเป็นข้อมูลที่ใช้สอนเครือข่ายประสาทเทียม และส่วนที่สองเป็นข้อมูลสำหรับตรวจสอบเครือข่ายประสาทเทียม โดยที่ให้จำนวนข้อมูลที่ใช้สอนมีจำนวนเท่ากับ 2,350 ข้อมูล และข้อมูลที่ใช้ตรวจสอบมีจำนวนเท่ากับ 594 ข้อมูล ข้อมูลตรวจสอบหมายถึงข้อมูลที่ไม่ได้นำไปใช้สอนเครือข่ายประสาทเทียม แต่เป็นข้อมูลที่นำมาใช้ทดสอบความถูกต้องของเครือข่ายประสาทเทียมอย่างเดียว

การสอนเครือข่ายประสาทเทียมใช้วิธีการของรีซิวเยียน แบคพรอเพอเกชัน อัลกอริทึม (Resilient Backpropagation Algorithm) [24] โดยใช้โปรแกรม MATLAB รุ่น 6.1 โดยการโหลดข้อมูลที่ใช้สอนส่วนที่เป็นอินพุตลงในตัวแปรชื่อ  $p$  และส่วนที่เป็นเอาต์พุตลงในตัวแปรชื่อ  $t$  พร้อมกับสร้างเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งต่อข้างหน้า โดยเริ่มตั้งแต่จำนวนโหนดซ่อนเท่ากับ 5 ถึง 35 ตัวอย่างต่อไปนี้แสดงการสร้างเครือข่ายประสาทเทียมดังกล่าวโดยใช้จำนวนโหนดซ่อนเท่ากับ 35

```
net = newff(minmax(p),[17 35 5], {'logsig','logsig'}, 'trainrp');
```

เมื่อ newff เป็นคำสั่งของ MATLAB ใช้สร้างเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งต่อข้างหน้า

minmax(p) ให้จำนวนสูงสุดต่ำสุดของเมตริกอินพุต จำเป็นสำหรับฟังก์ชัน newff

[17 35 5] หมายถึงจำนวนอินพุต 17 จำนวนโหนดซ่อน 35 และจำนวนเอาต์พุต 5

{'logsig','logsig'} ระบุฟังก์ชันของโหนดนิวรอนให้เป็นแบบซิกมอยด์ฟังก์ชัน

'trainrp' ระบุการสอนแบบรีซิวเยียน แบคพรอเพอเกชัน

จากนั้นกำหนดจำนวนรอบการสอน (Training Iteration) และค่าผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสอง (Mean Square Error – MSE) โดยใช้คำสั่ง

`net.trainParam.epochs = 300;` เป็นการกำหนดจำนวนรอบการสอน

`net.trainParam.goal = 1e-5;` เป็นการกำหนดค่าผิดพลาดเฉลี่ยกำลังสองที่ยอมรับได้  
สั่งให้ MATLAB สอนด้วยข้อมูลที่เตรียมไว้โดยคำสั่ง

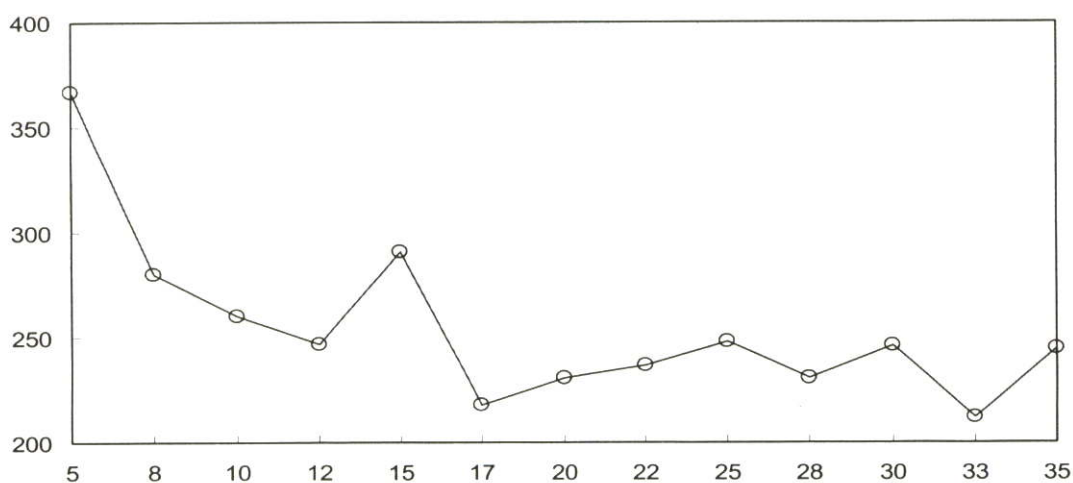
`net = train(net,p,t);`

สุดท้าย จะได้เมตริกน้ำหนักของชั้นอินพุตจาก `net.IW` เมตริกน้ำหนักของเครือข่ายชั้น  
หลบซ่อนจาก `net.LW` และไบอัสเมตริกจาก `net.b`

นำข้อมูลที่ใช้สำหรับสอนและข้อมูลที่ใช้ตรวจสอบป้อนกลับเครือข่ายประสาทเทียมอีกครั้งเพื่อหาจำนวนข้อมูลที่ผิดพลาดจากข้อมูลทั้งสองชนิด ทำเช่นนี้กับเครือข่ายประสาทเทียมที่มีจำนวนนิวรอนหลบซ่อนต่างๆกัน ผลที่ได้แสดงในตารางที่ 3.1 และแสดงเป็นกราฟเปรียบเทียบได้ดังในรูปที่ 3.3

ตารางที่ 3.1 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนนิวรอนและค่าผิดพลาดของเครือข่าย

จำนวนนิวรอน	5	8	10	12	15	17	20	22	25	28	30	33	35
ค่าผิดพลาดจากข้อมูลสำหรับสอน	286	215	190	178	214	145	161	165	177	168	180	153	176
ค่าผิดพลาดจากข้อมูลตรวจสอบ	81	65	70	69	77	73	70	72	71	63	66	59	69
ค่าผิดพลาดทั้งหมด	367	280	260	247	291	218	231	237	248	231	246	212	245



รูปที่ 3.6 กราฟเปรียบเทียบจำนวนนิวรอนในชั้นหลบซ่อนกับค่าผิดพลาดของเครือข่าย

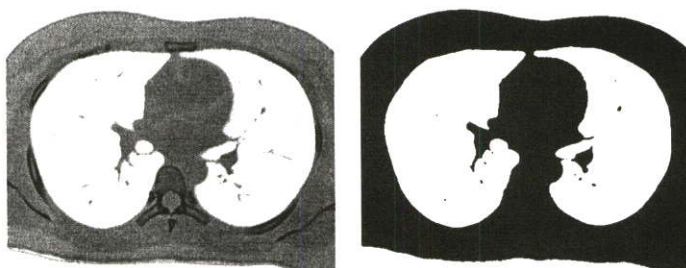
ในตารางที่ 3.1 ค่าผิดพลาดจากข้อมูลสำหรับการสอนมาจากการหาความผิดพลาดของเครือข่ายประสาทเทียมเมื่อป้อนอินพุตจากข้อมูลในการสอน ค่าผิดพลาดจากข้อมูลตรวจสอบ

ได้มาจากการหาความผิดพลาดของเครือข่ายประสาทเทียมเมื่อป้อนอินพุตด้วยข้อมูลสำหรับตรวจสอบ และทั้งสองค่านำมารวมกันเป็นค่าผิดพลาดทั้งหมด

รูปที่ 3.6 จากกราฟเห็นได้ว่าจำนวนนิรอนเท่ากับ 33 ตัวเป็นจำนวนที่ค่าผิดพลาดเครือข่ายน้อยที่สุดในกลุ่ม ซึ่งเป็นค่าที่ใกล้เคียงกับค่าที่คำนวณได้จากสมการที่ 2.4 ดังนั้นจึงเลือกใช้จำนวนนิรอนเท่ากับ 33 ( $S' = 33$ ) สำหรับค่าน้ำหนักและไบอัสของเครือข่ายประสาทเทียมจำนวนโหนดหลบซ่อนเท่ากับ 33 ตัวนี้แสดงไว้ในภาคผนวก ข

### 3.3.6 การค้นหาพื้นที่หัวใจ

ก่อนที่จะแบ่งภาพตัดขวางหัวใจเพื่อป้อนเข้าสู่เครือข่ายประสาทเทียม ควรมีการประมวลผลภาพเบื้องต้นก่อนเพื่อให้เหลือเฉพาะพื้นที่ที่สนใจจริงๆ ในที่นี้ก็คือพื้นที่หัวใจนั่นเอง



รูปที่ 3.7 ตัวอย่างภาพปอด (ซ้าย) ภาพตัดขวางหัวใจทั่วไป (ขวา) ภาพเดียวกันเมื่อปรับจุดภาพให้เป็นสีขาวเฉพาะจุดที่มีค่าซีทีน้อยกว่า -200 HU

การค้นหาพื้นที่หัวใจในภาพจะใช้พื้นที่ปอดเป็นหลัก เพราะภาพตัดขวางหัวใจที่มีส่วนของพื้นที่หัวใจอยู่ จะมีพื้นที่ปอดอยู่ด้วยเสมอ

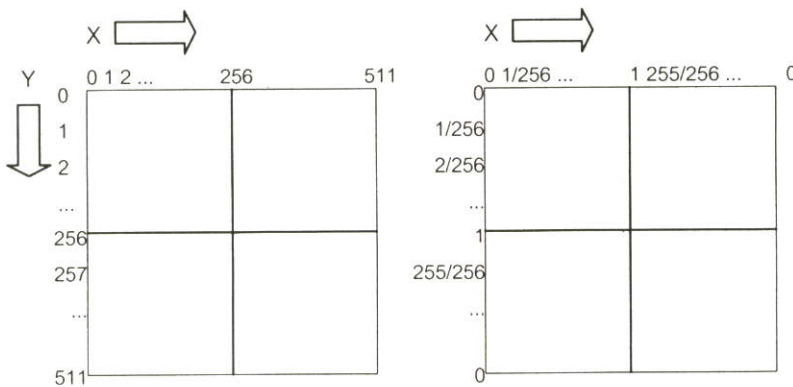
#### 3.3.6.1 การระบุพื้นที่ปอดในภาพตัดขวางหัวใจ

เนื่องจากปอดประกอบไปด้วยถุงลม ลักษณะพื้นที่ปอดในภาพตัดขวางหัวใจจึงมีลักษณะไม่เหมือนกับพื้นที่ใด จึงได้ทำการทดลองเพื่อหาลักษณะสำคัญที่เหมาะสมในการจำแนกภาพพื้นที่ปอด จากตารางที่ 2.1 หัวข้อที่ 2.3 บอกถึงขอบเขตภาพของปอด ดังนั้นเมื่อแปลงภาพตัดขวางหัวใจทั่วไปให้เป็นภาพทวิภาคโดยทำจุดภาพที่มีค่ามากกว่าพิกัด -200 HU ให้เป็นสีดำ และจุดภาพที่น้อยกว่าหรือเท่ากับ -200 HU ให้เป็นสีขาว จะสามารถเห็นพื้นที่ปอดได้ดังรูปที่ 3.7 แต่จะเห็นได้ว่ามีพื้นที่อื่นที่ไม่ใช่พื้นที่ปอดปรากฏอยู่ด้วย อันเนื่องมาจากเป็นส่วนที่เป็นอากาศเบาจนอน หรือแม้แต่ช่องลมเอง ดังนั้นการใช้ค่าพิกัดอย่างเดียวไม่สามารถจำแนกปอดได้ จึงต้องมีการทดลองหาค่าสถิติของพื้นที่ปอดเปรียบเทียบกับพื้นที่สีขาวส่วนที่ไม่ใช่ปอด

ค่าทางสถิติที่ทดลองรวบรวมได้แก่พื้นที่ (จำนวนจุดภาพของแต่ละพื้นที่สีขาว) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าซีทีในแต่ละพื้นที่ ผลรวมของค่าซีทีทั้งหมดในแต่ละพื้นที่ พบว่าค่า

เบี่ยงเบนมาตรฐานนั้นไม่สามารถใช้จำแนกพื้นที่ที่ปอดออกจากพื้นที่ที่ไม่ใช่ปอดได้เนื่องจากค่าต่ำสุดสูงสุดของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานทั้งคู่ขึ้นอยู่กับช่วงซ้อนทับกัน และจำนวนจุดภาพก็ไม่สามารถใช้ได้เช่นกัน เนื่องจากภาพบางภาพนั้น ขนาดของพื้นที่ที่ไม่ใช่ปอดนั้น ใหญ่เท่ากับหรือมากกว่าพื้นที่ของปอดโดยทั่วไป สำหรับค่าผลรวมของซีทีในพื้นที่ต่างๆ ค่าสูงสุดต่ำสุดของผลรวมระหว่างพื้นที่ปอดกับพื้นที่ที่ไม่ใช่ปอดมีค่าเหลื่อมกันเล็กน้อย นั่นเป็นเพราะว่าพื้นที่ที่ไม่ใช่ปอดบางครั้งมีสัญญาณรบกวน (ภาพตัดขวางหัวใจบางภาพถ่ายเอาเบาเข้านอนเข้ามาด้วย ซึ่งความหนาแน่นของฟองน้ำ มีค่าใกล้เคียงกับของปอด) ที่เทียบเท่ากับปอด

เพื่อให้การจำแนกปอดดียิ่งขึ้น จึงใช้ลักษณะเด่นประการหนึ่งของพื้นที่ปอดก็คือเป็นพื้นที่ที่ติดกับหัวใจ ซึ่งมักจะอยู่กลางภาพ ดังนั้นถ้าใช้ตำแหน่งของพื้นที่ต่างๆมารวมคิดคำนวณด้วยกันก็น่าจะนำมาใช้จำแนกพื้นที่ปอดได้



รูปที่ 3.8 ระบบพิกัดของภาพ (ซ้าย) แบบคาร์ทีเซียนที่ใช้กับภาพคอมพิวเตอร์ทั่วไป (ขวา) ระบบน้ำหนักรที่ให้ความสำคัญกับจุดศูนย์กลาง

จึงมีการสร้างระบบน้ำหนักรขึ้นมาเพื่อให้จุดภาพที่อยู่ใกล้ศูนย์กลางที่สุดมีความสำคัญมากที่สุด และจุดภาพที่อยู่ห่างจากจุดศูนย์กลางมีความสำคัญน้อยลงไปตามลำดับ โดยการเอาค่าพิกัดแกนเอ็กซ์และวายมาเข้าสู่สูตรที่ 3.3

$$NewX = 1 - \left| \frac{X - 256}{256} \right| \text{ และ } NewY = 1 - \left| \frac{Y - 256}{256} \right| \quad (3.3)$$

น้ำหนักรที่ตำแหน่งของจุดภาพที่มีพิกัดเป็น  $(X, Y)$  ใดๆ สามารถคำนวณได้จาก

$$w(X, Y) = NewX + NewY = 2 - \left| \frac{X - 256}{256} \right| - \left| \frac{Y - 256}{256} \right| \quad (3.4)$$

ประยุกต์น้ำหนักของจุดภาพจากสมการที่ 3.4 โดยการนำเข้าไปคูณกับค่าซีทีของจุดภาพ และหาผลรวมของผลคูณนี้แต่ละพื้นที่ ดังสมการที่ 3.5

$$S_{aw} = \sum_{(x,y)}^{(x,y) \in A} P_{xy} \cdot w(x,y) \quad (3.5)$$

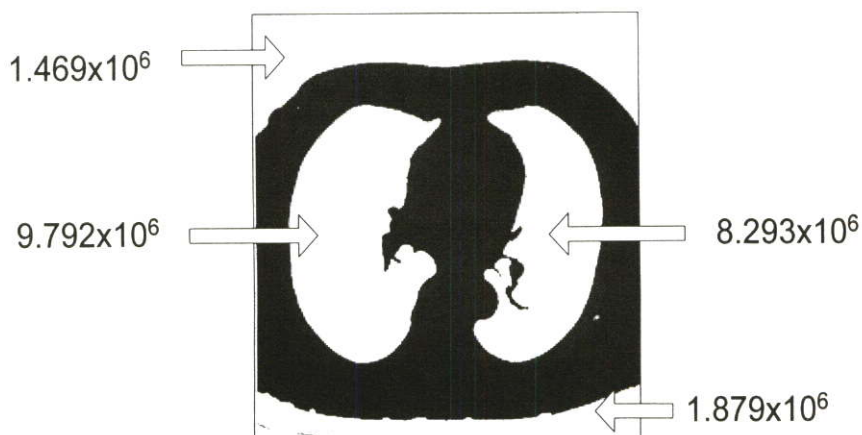
โดยที่ A เป็นพื้นที่ที่ต้องการทดสอบ  
 $P_{xy}$  เป็นตัวเลขซีทีของจุดภาพ ณ ตำแหน่ง (x,y)  
 (x,y) เป็นพิกัดของจุดภาพที่อยู่บนพื้นที่ A  
 $w(x,y)$  เป็นฟังก์ชันน้ำหนักของพิกัด นิยามในสมการ 3.4

จากการทดลองทำกับภาพคนไข้จำนวน 30 คน (ภาพคนไข้หนึ่งประกอบด้วยจำนวนภาพตัดขวางหัวใจประมาณ 20-30 ภาพ) ได้ผลดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 ค่าผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนักแล้วของพื้นที่ปอดและพื้นที่ไม่ใช่ปอด

	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด
พื้นที่ปอด	$6.379 \times 10^6$	$25.477 \times 10^6$
พื้นที่ไม่ใช่ปอด	0	$4.0779 \times 10^6$

เห็นได้ว่าค่าผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนักสามารถแยกพื้นที่ปอดออกจากพื้นที่ไม่ใช่ปอดได้อย่างชัดเจน โดยใช้ค่าพิกัดเท่ากับ  $5.0 \times 10^6$  ค่าผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนักของพื้นที่ใดที่มากกว่าค่าพิกัดนี้จะถือว่าเป็นพื้นที่ปอด นอกนั้นถือว่าเป็นพื้นที่ไม่ใช่ปอด



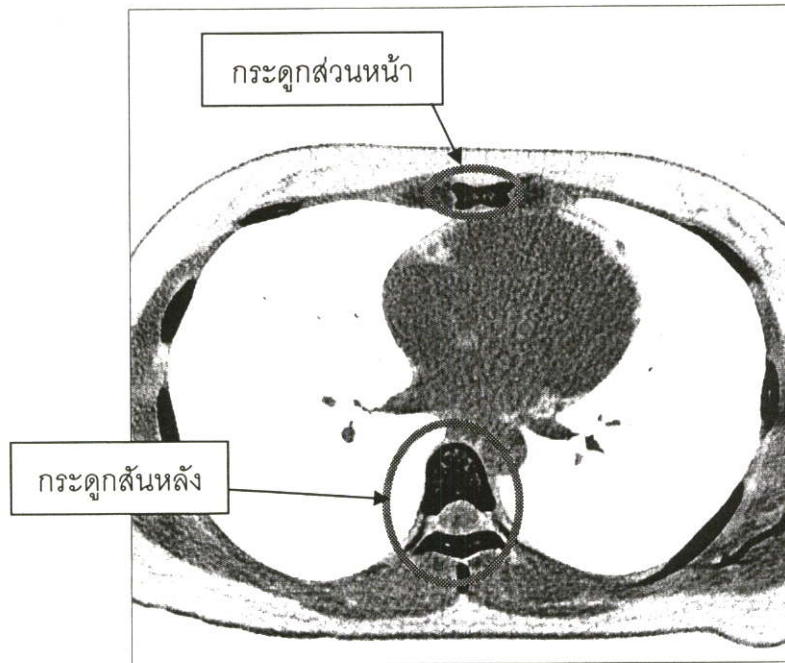
รูปที่ 3.9 ค่าผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนักของแต่ละพื้นที่

รูปที่ 3.9 แสดงตัวอย่างการใช้สูตรผลรวมพื้นที่เฉลี่ยน้ำหนักในการหาพื้นที่ปอด โดยใช้กับภาพตัดขวางหัวใจที่ปรับระดับจุดภาพที่มีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับ -200 HU ให้เป็นสีขาว และ

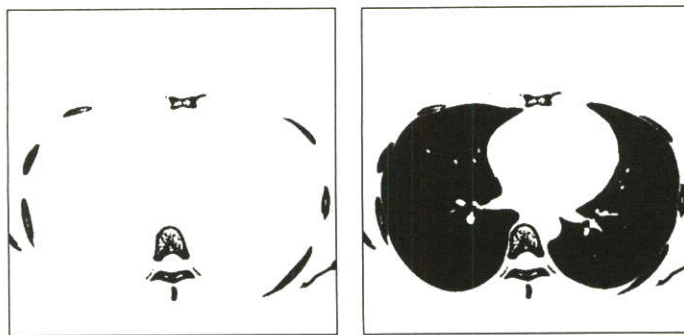
นอกนั้นเป็นสีดำ พื้นที่สีขาวต่างๆถูกนำมาคำนวณตามสมการ 3.5 ได้เป็นตัวเลขดังรูป จะเห็นว่าพื้นที่สีขาวบนสุดนั้น มีขนาดของพื้นที่ใกล้เคียงกับขนาดพื้นที่ของปอดทั้งสองข้าง แต่ด้วยระบบพิกัดที่ให้น้ำหนักสำคัญกับจุดศูนย์กลาง ทำให้ค่าที่คำนวณออกมาได้มีค่าต่ำกว่าค่าจากพื้นที่ปอด

### 3.3.6.2 การหากระดูกส่วนหน้า และกระดูกสันหลัง

ถึงแม้ว่าพื้นที่ปอดสามารถนำมาใช้หาพื้นที่หัวใจได้ก็ตาม กระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลังจะช่วยระบุขอบเขตของหัวใจให้เล็กลงได้ ช่วยลดขอบเขตของภาพที่ใช้ค้นหาหีนปูนด้วย



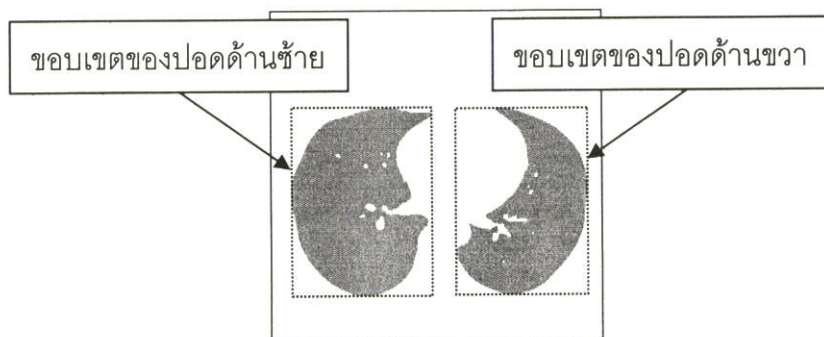
รูปที่ 3.10 ตัวอย่างภาพตัดขวางหัวใจและพื้นที่กระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลัง



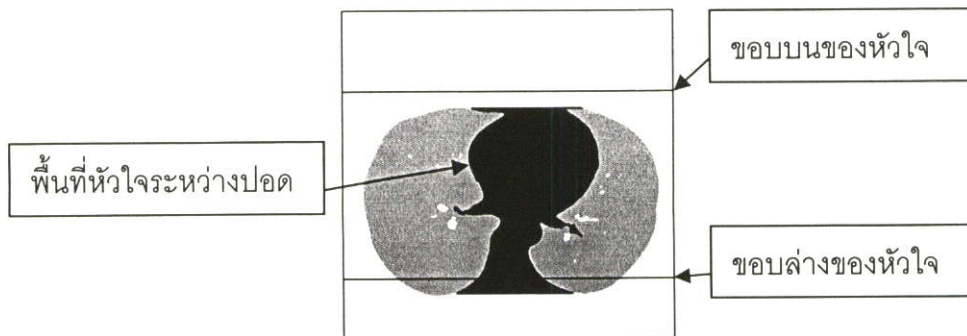
รูปที่ 3.11 ภาพทวิภาคของกระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลัง (ซ้าย) กระดูกซี่โครง กระดูกส่วนหน้า และกระดูกสันหลัง (ขวา) แสดงรวมกับพื้นที่ปอด

จากรูปที่ 3.10 เห็นได้ว่ากระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลังนั้นเป็นพื้นที่ที่อยู่ติดกับขอบเขตของปอดจึงเป็นการง่ายในการค้นหาพื้นที่เหล่านี้ โดยการแปลงภาพตัดขวางให้เป็นภาพแบบทวิภาคใช้พิกัดที่ +140 HU (อ้างอิงจากตารางที่ 2.1 หัวข้อ 2.3) จุดภาพที่มีค่าซีทีมากกว่าหรือเท่ากับค่าพิกัดนี้ กำหนดให้เป็นสีขาวนอกนั้นเป็นสีดำ จะได้ภาพดังรูปที่ 3.11 (ซ้าย)

เมื่อได้ขอบเขตและตำแหน่งของปอด ซึ่งหาได้จากพื้นที่ของปอดทั้งสองข้างที่ได้จากวิธีการในหัวข้อ 3.3.6.1 และในรูปที่ 3.12 แสดงตัวอย่างขอบเขตของปอดที่หาได้ ประกอบด้วยขอบเขต (แสดงด้วยกรอบสี่เหลี่ยม) ของปอดด้านซ้ายและขวา จากนั้นกำหนดขอบเขตบน-ล่าง เริ่มต้นสำหรับพื้นที่หัวใจโดยใช้ตำแหน่งแกนวายของปอดทั้งสองข้างเป็นหลัก (นั่นคือใช้ระดับแกนวายของขอบด้านบนและด้านล่างของกรอบสี่เหลี่ยมของปอดทั้งสอง) โดยการหาขอบเขตด้านบนของหัวใจจะใช้ตำแหน่งที่ขอบอยู่ด้านล่างมากที่สุด นั่นคือใช้แกนวายที่มีค่ามากที่สุดระหว่างค่าระดับแกนวายของขอบด้านบนของปอดทั้งสองข้างนั่นเอง (เพราะว่าพิกัดตำแหน่งของภาพตำแหน่งที่เป็นจุดศูนย์จะอยู่มุมบนซ้ายของภาพ) และการหาขอบเขตด้านล่างของหัวใจใช้ตำแหน่งที่ขอบด้านล่างของปอดที่อยู่ด้านบนมากที่สุด นั่นคือใช้แกนวายที่มีค่าน้อยที่สุดระหว่างปอดทั้งสองข้าง ได้ขอบเขตดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.12 สี่เหลี่ยมแสดงขอบเขตของปอดทั้งสองข้าง



รูปที่ 3.13 เส้นขอบบนและล่างของหัวใจที่ได้จากขอบเขตของปอด

ในรูปที่ 3.13 พื้นที่ที่อยู่ระหว่างปอดทั้งสองข้างที่รวมเอากระดูกส่วนหน้าและกระดูกสันหลังเข้ามาด้วย (เปรียบเทียบกับรูปที่ 3.11 ขวา) จึงต้องหาพื้นที่ของกระดูกเพื่อให้เหลือพื้นที่โดยประมาณของหัวใจจริงๆ โดยมีหลักการว่าถ้าพื้นที่กระดูกส่วนใดอยู่ติดกับขอบของปอดข้างใดข้างหนึ่งมาก ถือว่าเป็นกระดูก (เพราะว่าพื้นที่ที่หिनปูนั้นจะอยู่บริเวณกลางพื้นที่หัวใจ จะไม่อยู่ติดกับขอบของภาพปอด) รูปที่ 3.11 (ขวา) แสดงให้เห็นตำแหน่งของกระดูกเมื่อเทียบกับพื้นที่ปอด

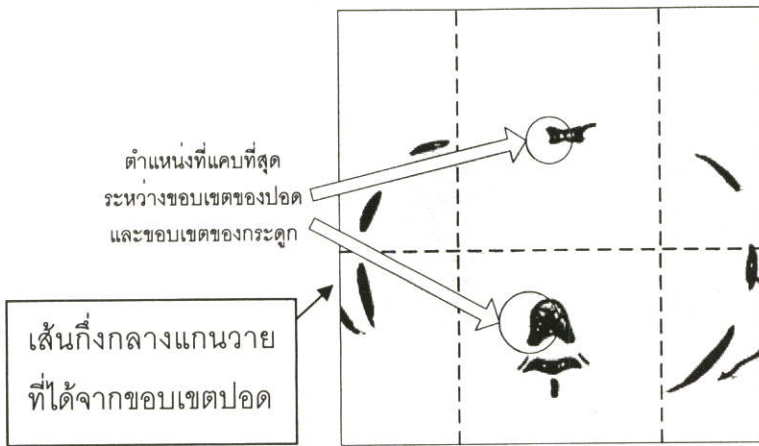
หลักการนี้สามารถทำได้ โดยการสร้างภาพสองระดับของกระดูก (ตัดพีคิตภาพที่ +140 HU ขึ้นไปให้เป็นสีขาว และนอกนั้นเป็นสีดำ) และใช้วิธีการกำจัดจุดภาพโดยวัดจากขนาด กำจัดจุดภาพสีขาวที่มีขนาดน้อยกว่า 50 จุดภาพ จากนั้นหาระยะห่างระหว่างขอบพื้นที่ของปอดกับขอบของพื้นที่กระดูกที่ต้องการทดสอบโดยสนใจเฉพาะพื้นที่กระดูกที่อยู่ระหว่างปอดทั้งสองข้างเท่านั้น โดยกำหนดขอบเขตซ้ายจากตำแหน่งกึ่งกลางทางแนวนอนของปอดซ้ายและขอบเขตขวาจากตำแหน่งกึ่งกลางทางแนวนอนของปอดขวา และกำหนดตำแหน่งกึ่งกลางตามแกน Y ของภาพปอดทั้งสองข้าง ซึ่งหาได้จากสมการที่ 3.6

$$Y_{halflung} = \frac{\min(Y_{bottomleft}, Y_{bottomright}) + \max(Y_{topleft}, Y_{topright})}{2} \quad (3.6)$$

เมื่อ	$Y_{halflung}$	คือตำแหน่งแกน Y ที่ถือว่าเป็นกึ่งกลางของปอด
	$Y_{bottomleft}$	คือตำแหน่งแกน Y ทางขอบล่างของกรอบสี่เหลี่ยมของปอดซ้าย
	$Y_{bottomright}$	คือตำแหน่งแกน Y ทางขอบล่างของกรอบสี่เหลี่ยมของปอดขวา
	$Y_{topleft}$	คือตำแหน่งแกน Y ทางขอบบนของกรอบสี่เหลี่ยมของปอดซ้าย
	$Y_{topright}$	คือตำแหน่งแกน Y ทางขอบบนของกรอบสี่เหลี่ยมของปอดขวา

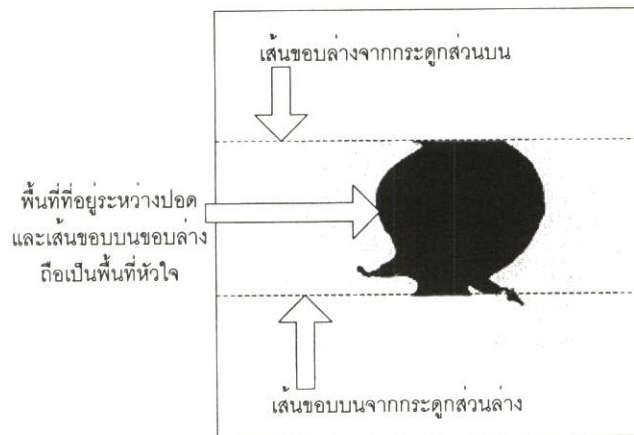
จะได้ขอบเขตต่างๆดังรูปที่ 3.14 (เส้นประ) การหากระดูกส่วนหน้า (ส่วนบน) ทำโดยการคำนวณระยะห่างระหว่างขอบของปอดทั้งสองข้างกับพื้นที่กระดูกที่ต้องการทดสอบแล้วดูว่าพื้นที่กระดูกใดให้ระยะห่างระหว่างขอบน้อยที่สุด (ไม่ว่าจะเทียบจากปอดซ้ายหรือปอดขวาก็ตาม) ถือว่าพื้นที่นั้นเป็นกระดูกส่วนหน้า ในทำนองเดียวกันกับการหากระดูกสันหลัง (ส่วนล่าง) ก็ใช้วิธีการหาระยะห่างระหว่างขอบของปอดกับพื้นที่กระดูกที่อยู่ส่วนล่างและเลือกเอาพื้นที่กระดูกที่มีระยะห่างระหว่างปอดน้อยที่สุดเป็นกระดูกสันหลัง

จากการทดลองกับจำนวนคนไข้ 30 คนพบว่า ระยะห่างมากที่สุดเฉลี่ยของกระดูกส่วนหน้ากับขอบเขตของปอดมีค่าเท่ากับ 134 และระยะห่างมากที่สุดเฉลี่ยของกระดูกส่วนหลังกับขอบเขตของปอดมีค่าเท่ากับ 128 ระยะห่างของกระดูกส่วนหน้าจะมากกว่ากระดูกสันหลังเพราะบางครั้งกระดูกส่วนหน้าจะมีขนาดเล็ก ซึ่งต่างจากกระดูกสันหลังที่มีขนาดค่อนข้างคงที่



รูปที่ 3.14 ขอบเขตที่กำหนดจากรูปร่างปอดเพื่อช่วยในการหากระดูกส่วนหน้าและหลัง

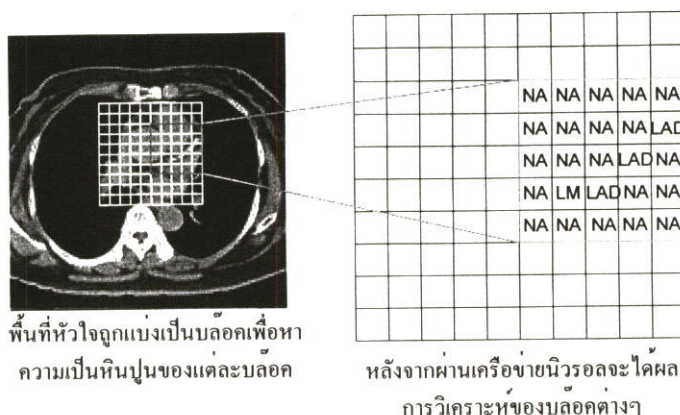
เมื่อได้ตำแหน่งของกระดูกส่วนหน้าและกระดูกส่วนหลังแล้ว ใช้ค่าแกนวายที่มีค่ามากที่สุด(ขอบล่าง)ของกระดูกส่วนหน้าและใช้ค่าแกนวายที่มีค่าน้อยที่สุด(ขอบบน)ของกระดูกส่วนหลัง จะได้ขอบเขตด้านบนและด้านล่างของพื้นที่หัวใจตามลำดับ เมื่อใช้ขอบเขตที่ได้นี้กับพื้นที่ระหว่างปอดทั้งสองข้างจากรูปที่ 3.13 แล้วจะได้พื้นที่หัวใจโดยประมาณของรูปดังแสดงในรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 พื้นที่หัวใจที่ได้จากการค้นพบกระดูกส่วนบนและกระดูกส่วนล่าง

### 3.3.7 จากพื้นที่หัวใจป้อนเข้าสู่เครือข่ายประสาทเทียม

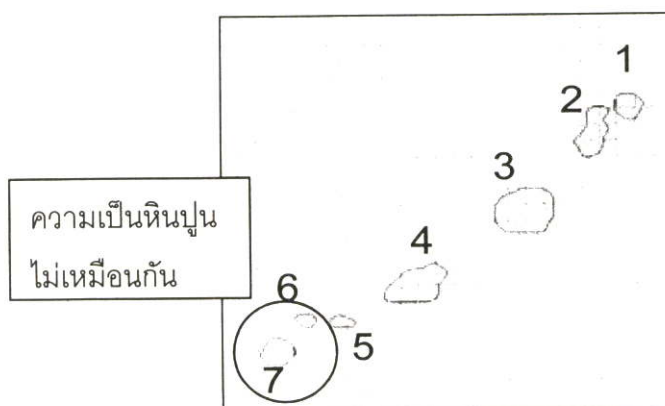
เมื่อได้พื้นที่หัวใจแล้ว จะต้องแบ่งพื้นที่หัวใจให้เป็นพื้นที่เล็กๆขนาดเท่ากับ  $8 \times 8$  จุดภาพ เพื่อที่จะหาคุณลักษณะเด่นทั้ง 17 ตัว (ดังที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 3.3.2) ของพื้นที่เล็กๆเหล่านี้เพื่อป้อนให้กับเครือข่ายประสาทเทียม รูปที่ 3.16 แสดงให้เห็นถึงวิธีการนี้ พื้นที่เล็กๆแต่ละส่วนจะถูกวิเคราะห์จากเครือข่ายประสาทเทียมและกำหนดชนิดของหลอดเลือดให้แก่พื้นที่เล็กๆเหล่านั้น เนื่องจากผลที่ได้จากเครือข่ายประสาทเทียมมีอยู่ 5 อย่าง (LM, LAD, LCX, RCA, และ NA) แต่ละอย่างจะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 ถึง 1 (เป็นทศนิยม) เราจะเลือกกำหนดชนิดให้แก่พื้นที่โดยใช้ค่าสูงสุดของผลทั้งหมดถือเป็นคำตอบของเครือข่ายประสาทเทียม



รูปที่ 3.16 การแบ่งพื้นที่หัวใจเป็นพื้นที่เล็กๆเพื่อป้อนให้กับเครือข่ายประสาทเทียม

### 3.3.8 การรวมผลที่ได้จากเครือข่ายประสาทเทียม

เนื่องจากหินปูนกลุ่มหนึ่งอาจจะถูกแบ่งออกด้วยพื้นที่เล็กๆเหล่านั้น ดังนั้นมีความเป็นไปได้ว่าผลที่ได้จากเครือข่ายประสาทเทียมอาจจะประเมินพื้นที่เล็กๆที่ครอบคลุมหินปูนเดียวกันไม่ตรงกันได้ดังเช่นรูปที่ 3.17 กลุ่มหินปูน 1 ถึง 5 อยู่ภายใต้คำตอบของเครือข่ายประสาทเทียมว่าเป็น LAD (แสดงด้วยสีเขียว) และกลุ่มหินปูนหมายเลข 7 ให้คำตอบเป็น LM (แสดงด้วยสีฟ้า) สำหรับกลุ่มหินปูนที่ 6 นั้นมีทั้งพื้นที่คำตอบ LAD และ LM ซ้อนทับอยู่ หลักการรวมผลที่ได้จากเครือข่ายประสาทเทียมมีดังนี้



รูปที่ 3.17 บางส่วนของผลที่ได้จากเครือข่ายประสาทเทียมเมื่อซ้อนกับรูปกลุ่มหินปูนเดิม

1. ทำหมายเลขให้กับกลุ่มหินปูนต่างๆที่อยู่ในขอบเขตพื้นที่หัวใจ และกำหนดตัวนับสีตัวให้กับกลุ่มหินปูนแต่ละกลุ่ม โดยที่ตัวนับแต่ละตัวแทนชนิดของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจแต่ละเส้น ยกตัวอย่างเช่นในรูปที่ 3.17 มีกลุ่มหินปูนทั้งหมดอยู่ 7 กลุ่ม (มองตามภาพลายเส้น) เป็นต้น
2. ในพื้นที่เล็กๆแต่ละพื้นที่ ดูว่ามีกลุ่มหินปูนโดยอยู่ภายใต้พื้นที่นั้นบ้าง ให้เพิ่มตัวนับของกลุ่มหินปูนเหล่านั้นตามผลที่กำหนดให้กับพื้นที่เล็กๆเหล่านั้น โดยค่าที่เพิ่มให้กับตัวนับนั้นคือจำนวนจุดภาพของกลุ่มหินปูนที่มีในพื้นที่เล็กๆนั้น ทำขั้นตอนนี้จนครบพื้นที่เล็กๆทั้งหมด ดังในรูปที่

3.17 กลุ่มที่ 1 ถึง 5 จะมีค่าของตัวนับประจำหลอดเลือดชนิด LAD เท่ากับพื้นที่ของกลุ่มนั้นๆ (เนื่องจากพื้นที่ของกลุ่มหินปูนซ้อนทับอยู่ในพื้นที่คำตอบสีเขียวเพียงอย่างเดียวเท่านั้น) เช่นเดียวกันกับกลุ่มหินปูนที่ 7 จะมีค่าตัวนับประจำหลอดเลือดชนิด LM เท่ากับพื้นที่ของกลุ่ม 7 เอง (เพราะอยู่ในพื้นที่คำตอบสีฟ้าเพียงอย่างเดียว) แต่สำหรับพื้นที่กลุ่มหินปูนที่ 6 จะมีค่าสำหรับตัวนับประจำหลอดเลือดชนิด LM และ LAD ตามพื้นที่ของหินปูนที่ตกลงบนพื้นที่คำตอบนั้นๆ

3. กำหนดชนิดหลอดเลือดให้กับพื้นที่หินปูน โดยพิจารณาจากค่าสูงสุดระหว่างตัวนับทั้งสองตัวนั้น ดังนั้นจากรูปที่ 3.10 กลุ่มที่ 1 ถึง 5 จะถูกกำหนดเป็น LAD ทันที เพราะมีค่าของตัวนับประจำหลอดเลือดชนิด LAD เพียงตัวเดียว ส่วนกลุ่มที่ 7 ก็จะถูกกำหนดเป็น LM เพราะมีค่าของตัวนับประจำหลอดเลือดชนิด LM เพียงตัวเดียวเช่นกัน แต่สำหรับกลุ่มที่ 6 นั้นจะมีค่าของตัวนับทั้งสองชนิดหลอดเลือด LM และ LAD แต่เนื่องจากพื้นที่หินปูนของกลุ่ม 6 อยู่ในช่องคำตอบ LM มากกว่าช่องคำตอบ LAD ดังนั้นสุดท้ายกลุ่มที่ 6 จึงถูกจัดให้เป็นชนิด LM เป็นต้น

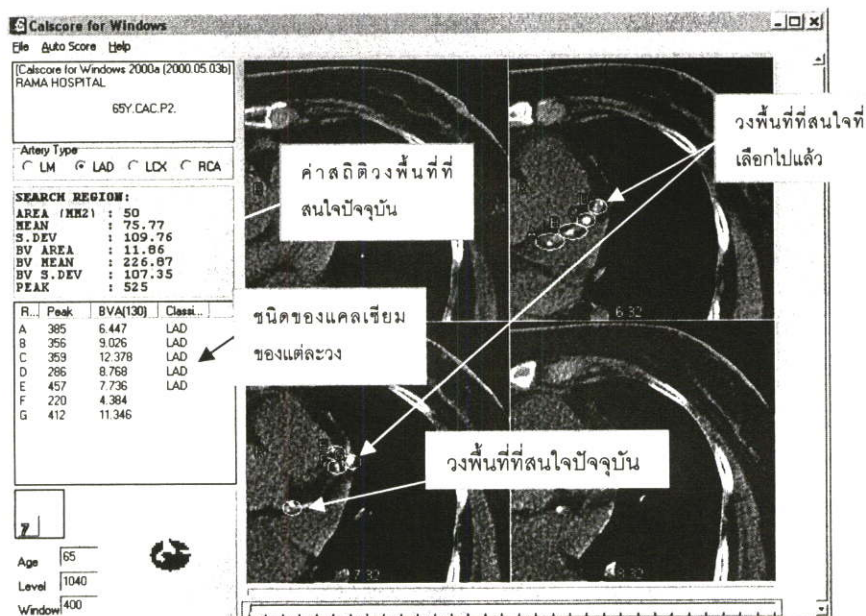
## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 ซอฟต์แวร์ช่วยวัดแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ

จากวิธีการประมวลผลภาพที่ได้พัฒนาขึ้นมา นำมาเขียนเป็นซอฟต์แวร์ช่วยวัดแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ (รูปที่ 4.1) ซึ่งมีรายละเอียดของหน้าจอคล้ายคลึงกับซอฟต์แวร์ที่อยู่บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางหัวใจของอิมเมทรอนเอง

การทำงานกับซอฟต์แวร์นี้ทำงานกับวงพื้นที่ที่สนใจเป็นหลัก (ROI - Region Of Interest) โดยที่แพทย์ใช้เครื่องมือของซอฟต์แวร์เลือก ROI จำนวนหลายๆที่สนใจ โดยที่แต่ละ ROI ก็จะมีชื่อประจำตัว (เรียงตามตัวอักษรภาษาอังกฤษ) ซึ่งในขณะที่เลื่อนเมาส์เพื่อเลือกวง ROI นั้น ตัวเลขในช่อง "SEARCH REGION" ของโปรแกรมจะเปลี่ยนไปด้วย ตัวเลขในช่องนี้เป็นค่าทางสถิติของวงพื้นที่ ROI ที่เมาส์กำลังเลื่อนผ่าน



รูปที่ 4.1 หน้าจอของซอฟต์แวร์ช่วยวัดแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ

รายละเอียดของค่าสถิติวงพื้นที่มีดังนี้

AREA (MM2) เป็นขนาดวง ROI ปัจจุบัน มีหน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร (mm<sup>2</sup>)

MEAN เป็นค่าเฉลี่ยซีทีในวง ROI ปัจจุบัน หน่วยเป็น HU

S. DEV เป็นค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) ของตัวเลขซีทีในวง ROI ปัจจุบัน

BV AREA (Beyond Value Area) เป็นขนาดของกลุ่มแคลเซียมที่อยู่ภายในวง ROI ปัจจุบัน มีหน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร

BV MEAN (Beyond Value Mean) ค่าเฉลี่ยซีทีของกลุ่มแคลเซียมที่อยู่ภายใต้วง ROI ปัจจุบัน

BV S.DEV (Beyond Value Standard Deviation) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานซีทีของกลุ่มแคลเซียมที่อยู่ภายใต้วง ROI ปัจจุบัน

PEAK เป็นค่าตัวเลขซีทีที่สูงสุดของกลุ่มแคลเซียมที่อยู่ภายใต้วง ROI ปัจจุบัน

ตัวเลขเหล่านี้แสดงไว้เพื่อใช้ควบคุมในงานวิจัยของแพทย์

วง ROI ที่เลือกไปบนภาพตัดขวางต่างๆแสดงในกรอบเล็กๆซึ่งมีรายชื่อของกลุ่ม ROI อยู่พร้อมกับค่าสูงสุด (Peak) และพื้นที่เป็นตารางมิลลิเมตร (BVA – Beyond Value Area) ของกลุ่มแคลเซียมอื่นๆ เพื่อนำไปคำนวณเป็นดัชนีวัดสภาพความเป็นแคลเซียมตามสูตรของอกัสตัน (หัวข้อ 2.8) ซึ่งกลุ่ม ROI ต่างๆนี้จะถูกกำหนดชนิดหลอดเลือดลงไปโดยแพทย์จะพิจารณาจากตำแหน่งของกลุ่มแคลเซียมที่ปรากฏบนหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจในแต่ละภาพตัดขวาง

หลังจากที่เลือกกลุ่ม ROI และกำหนดชนิดหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจทั้งหมดแล้ว ซอฟต์แวร์จะแสดงตัวเลขดัชนีแสดงสภาพความเป็นหินปูนเพื่อให้แพทย์พิจารณาต่อไป ดังรูปที่ 4.2

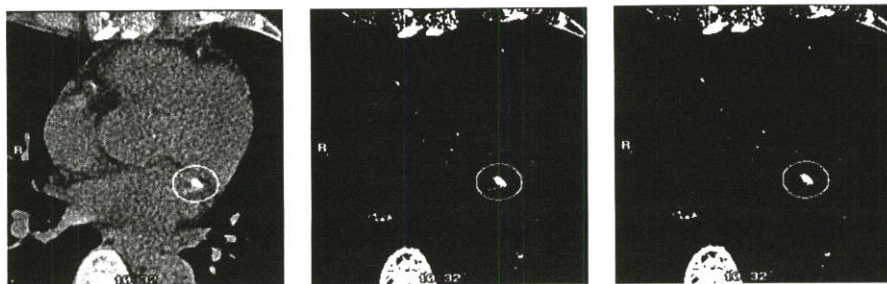
ROI Summary					
Patient Information:					
ID	Name			Date	
Scoring Result:					
Type	Area	Mean	Peak	Lesions	Score(IAGT)
LM	36.9	893.9	525	4	132.0
LAD	33.3	841.1	457	4	94.4
LCX	41.5	1074.6	376	6	103.4
RCA	7.5	159.7	214	1	15.0
TOT	119.1	903.2	525	15	344.8

รูปที่ 4.2 ดัชนีแสดงสภาพความเป็นหินปูน ได้จากการเลือกพื้นที่ที่สนใจ

#### 4.2 ทดสอบการกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากข้อมูลภาพ

นำข้อมูลภาพถ่ายตัดขวางของหัวใจของหญิงไทยอายุ 65 ปีที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ความเร็วสูง ดังกล่าวเป็นกรณีตัวอย่างสำหรับการทดลอง โดยเลือกนับปริมาณหินปูนในหลอดเลือดหัวใจด้านซ้าย (Left circumflex artery : LCX) เพียงพื้นที่ที่สนใจพื้นที่เดียว (รูปที่ 4.3 ซ้าย) หลังจากนั้นนำภาพที่ได้มาสร้างตารางตรวจสอบสัญญาณรบกวนโดยปรับค่าให้เหลือเพียงสองระดับโดยตัดค่าพิกัดที่เลขซีทีเท่ากับ +130 HU ได้เป็นภาพแบบทวิภาคที่แสดงส่วนที่เป็นหินปูนด้วยจุดสีขาว (รูปที่ 4.3 กลาง) ในบริเวณที่สนใจพบว่ามีดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนเบี่ยงเบนขึ้นไปถึง 61.9 (คำนวณจากสมการที่ 2.3 จากพื้นที่หินปูนทั้งหมดที่ถูกเลือกในพื้นที่วงรีในภาพ อันเป็นพื้นที่ที่สนใจ – ROI) เป็นผลมาจากสัญญาณรบกวนแต่สำหรับภาพที่ผ่าน

การแยกสัญญาณรบกวนออก (รูปที่ 4.3 ขวา) ใน ROI เดียวกันได้ผลดัชนีวัดสภาพความเป็น  
หินปูนเท่ากับ 57.2



รูปที่ 4.3 ภาพถ่ายตัดขวางของหัวใจและข้อมูลภาพแบบทวิภาคเทียบเท่า

#### 4.3 ทดสอบวิธีการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ

นำข้อมูลภาพถ่ายตัดขวางหัวใจมาทดลองกับขั้นตอนการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ อันประกอบด้วย การค้นหาพื้นที่หัวใจ การวิเคราะห์ลักษณะพื้นที่หัวใจโดยใช้เครือข่ายประสาทเทียม และการรวมผลเอาต์พุตที่ได้จากนิเวรอน (หัวข้อ 3.3 ทั้งหมด) โดยนำมาเขียนเป็นซอฟต์แวร์สำหรับการตรวจวัดความเป็นหินปูนที่ทำงานบนคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลทั่วไป คำนี้นักที่ใช้จากเครือข่ายประสาทเทียม ได้มาจากการสอนเครือข่ายประสาทเทียมด้วยโปรแกรม MATLAB (หัวข้อ 3.3.5) ด้วยจำนวนโหนดหลบซ่อนเท่ากับ 33 ตัว แล้วนำมากำหนดลงในซอฟต์แวร์ที่เขียนขึ้นมา

##### 4.3.1 เซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตี (Sensitivity and Specificity)

เซนซิทิวิตี คือ ความสามารถของการระบุกลุ่มคนที่เป็นโรค

สเปคซิฟิซิตี คือ ความสามารถของการระบุกลุ่มคนที่ไม่เป็นโรค

ขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจโรคที่ดีเยี่ยมจะมีเซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตีเป็น 100% ทั้งคู่ นั่นคือการทดสอบด้วยขั้นตอนวิธีนี้สามารถประเมินความเป็นโรคของคนไข้ที่ถูกทดสอบได้

ขั้นตอนวิธีสำหรับการหาเซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตีที่มีแนวคิดดังนี้

ตารางที่ 4.1 แนวทางทดสอบความผิดพลาดโดยเซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตี

ผลประเมินความเป็นโรค (Result of Screening)	สถานะความเป็นโรค (Disease State)	
	เป็นโรค (Disease)	ไม่เป็นโรค (No Disease)
ยืนยัน (Positive)	ยืนยันถูกต้อง (True Positive)	ยืนยันผิด (False Positive)
ปฏิเสธ (Negative)	ปฏิเสธผิด (False Negative)	ปฏิเสธถูกต้อง (True Negative)

เมื่อผลประเมินความเป็นโรค เป็นผลที่ได้จากการประเมินของขั้นตอนวิธีสำหรับการตรวจโรค และสถานะความเป็นโรคได้มาจากการตรวจสอบของผู้เชี่ยวชาญเฉพาะโรค คนที่เป็นโรคจะได้ผลการประเมินเป็น “ยืนยันถูกต้อง” และคนที่ไม่เป็นโรคจะได้ผลการประเมินเป็น “ปฏิเสธถูกต้อง”

ดังนั้นเซนซิทิวิตีคือ อัตราส่วนระหว่าง ผลยืนยันถูกต้องกับผลที่เป็นโรค

$$\text{เซนซิทิวิตี} = \frac{\text{ผลยืนยันถูกต้อง}}{\text{ผลที่เป็นโรค}} \times 100 = \frac{\text{ผลยืนยันถูกต้อง}}{\text{ผลยืนยันถูกต้อง} + \text{ผลปฏิเสธผิด}} \times 100$$

และสเปคซิฟิซิตีคือ อัตราส่วนระหว่าง ผลปฏิเสธถูกต้องกับผลที่ไม่เป็นโรค

$$\text{สเปคซิฟิซิตี} = \frac{\text{ผลปฏิเสธถูกต้อง}}{\text{ผลที่ไม่เป็นโรค}} \times 100 = \frac{\text{ผลปฏิเสธถูกต้อง}}{\text{ผลยืนยันผิด} + \text{ผลปฏิเสธถูกต้อง}} \times 100$$

#### 4.3.2 เซนซิทิวิตีและสเปคซิฟิซิตีของขั้นตอนการตรวจวัดแบบกึ่งอัตโนมัติ

ทดลองกับภาพตัดขวางหัวใจของคนไข้จำนวน 36 คน โดยใช้ผู้เชี่ยวชาญในการจำแนกกลุ่มความหนาแน่นแคลเซียมจากภาพตัดขวางคนไข้ทั้ง 36 คนนี้ ได้จำนวนกลุ่มแคลเซียมทั้งหมด 20,319 กลุ่ม แบ่งเป็นกลุ่มแคลเซียมบนหลอดเลือด LM เท่ากับ 40 กลุ่ม หลอดเลือด LAD เท่ากับ 228 กลุ่ม หลอดเลือด LCX เท่ากับ 99 กลุ่ม หลอดเลือด RCA เท่ากับ 177 และไม่ได้อยู่ในกลุ่มหลอดเลือดใดๆเลยมีจำนวนเท่ากับ 19,775 กลุ่ม ผลการทดลองที่ได้เป็นดังนี้

##### 4.3.2.1 ไม่จำแนกชนิดหินปูน

นับจำนวนกลุ่มหินปูนโดยไม่จำแนกชนิดของหินปูน (ไม่สนใจว่ากลุ่มหินปูนนั้นอยู่บนหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจใด) มีจำนวนทั้งหมด 544 กลุ่ม (ได้แก่จำนวนของหลอดเลือดทั้งสิ้นรวมกัน) และไม่ใช่กลุ่มหินปูนมีจำนวน 19,775 กลุ่ม ผลประเมินความเป็นหินปูนไม่จำแนกชนิด ได้ตามตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ผลการจำแนกกลุ่มหินปูนโดยไม่แยกชนิดของเส้นเลือด

ผลประเมินความเป็นหินปูน	จำนวนกลุ่มทดสอบทั้งหมด = 20319	
	เป็นหินปูนจริง = 544	ไม่เป็นหินปูนจริง = 19775
ยืนยัน = 640	ยืนยันถูกต้อง = 377	ยืนยันผิด = 263
ปฏิเสธ = 19679	ปฏิเสธผิด = 167	ปฏิเสธถูกต้อง = 19512

หมายเหตุ: จำนวนเป็นหินปูนจริง และจำนวนไม่เป็นหินปูนจริง ได้มาจากการวัดของผู้เชี่ยวชาญ (ดูหัวข้อ 4.3.2) และจำนวนยืนยันและจำนวนปฏิเสธเป็นผลจากคอมพิวเตอร์

$$\text{คิดเป็น เซนซิทิฟิตี} = \frac{377}{544} \times 100 = 69.3\% \quad \text{และ} \quad \text{สเปคซิฟิซิตี} = \frac{19512}{19775} \times 100 =$$

98.7%

#### 4.3.2.2 จำแนกชนิดหินปูนเฉพาะ LM (Left Main)

นับจำนวนกลุ่มหินปูนเฉพาะที่อยู่ในหลอดเลือดหัวใจ LM มีจำนวนทั้งหมด 40 กลุ่ม และไม่ใช่กลุ่มหินปูนชนิด LM มีจำนวน 20279 กลุ่ม ผลประเมินความเป็นหินปูนชนิด LM ได้ตามตารางที่ 4.3

**ตารางที่ 4.3** ผลการจำแนกกลุ่มหินปูนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Left Main

ผลประเมินความเป็นหินปูนจำนวนกลุ่มทดสอบทั้งหมด = 20319		
ชนิด LM	เป็นหินปูน LM จริง = 40	ไม่เป็นหินปูน LM จริง = 20279
ยืนยัน = 22	ยืนยันถูกต้อง = 5	ยืนยันผิด = 17
ปฏิเสธ = 20297	ปฏิเสธผิด = 35	ปฏิเสธถูกต้อง = 20262

หมายเหตุ: จำนวนเป็นหินปูนจริง และจำนวนไม่เป็นหินปูนจริง ได้มาจากการวัดของผู้เชี่ยวชาญ (ดูหัวข้อ 4.3.2) และจำนวนยืนยันและจำนวนปฏิเสธเป็นผลจากคอมพิวเตอร์

$$\text{คิดเป็น เซนซิทิฟิตี} = \frac{5}{40} \times 100 = 12.5\% \quad \text{และ} \quad \text{สเปคซิฟิซิตี} = \frac{20262}{20279} \times 100 = 99.9\%$$

#### 4.3.2.3 จำแนกชนิดหินปูนเฉพาะ LAD (Left Artery Descending)

นับจำนวนกลุ่มหินปูนเฉพาะที่อยู่ในหลอดเลือดหัวใจ LAD มีจำนวนทั้งหมด 228 กลุ่ม และไม่ใช่กลุ่มหินปูนชนิด LAD มีจำนวน 20091 กลุ่ม ผลประเมินความเป็นหินปูนชนิด LAD ได้ตามตารางที่ 4.4

**ตารางที่ 4.4** ผลการจำแนกกลุ่มหินปูนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Left Artery Descending

ผลประเมินความเป็นหินปูนจำนวนกลุ่มทดสอบทั้งหมด = 20319		
หินปูนชนิด LAD	เป็นหินปูน LAD จริง = 228	ไม่เป็นหินปูน LAD จริง = 20091
ยืนยัน = 288	ยืนยันถูกต้อง = 153	ยืนยันผิด = 135
ปฏิเสธ = 20031	ปฏิเสธผิด = 75	ปฏิเสธถูกต้อง = 19956

หมายเหตุ: จำนวนเป็นหินปูนจริง และจำนวนไม่เป็นหินปูนจริง ได้มาจากการวัดของผู้เชี่ยวชาญ (ดูหัวข้อ 4.3.2) และจำนวนยืนยันและจำนวนปฏิเสธเป็นผลจากคอมพิวเตอร์

$$\text{คิดเป็น เซนซิทิวิตี} = \frac{153}{228} \times 100 = 67.1\% \quad \text{และ} \quad \text{สเปคซิฟิซิตี} = \frac{19956}{20091} \times 100 =$$

99.3%

#### 4.3.2.4 จำแนกชนิดหินปูนเฉพาะ LCX (Left Circumflex)

นับจำนวนกลุ่มหินปูนเฉพาะที่อยู่ในหลอดเลือดหัวใจ LCX มีจำนวนทั้งหมด 99 กลุ่ม และไม่ใช่กลุ่มหินปูนชนิด LCX มีจำนวน 20220 กลุ่ม ผลประเมินความเป็นหินปูนชนิด LCX ได้ตามตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ผลการจำแนกกลุ่มหินปูนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Left Circumflex

ผลประเมินความเป็นหินปูน	จำนวนกลุ่มทดสอบทั้งหมด = 20319	
ชนิด LCX	เป็นหินปูน LCX จริง = 99	ไม่เป็นหินปูน LCX จริง = 20220
ยืนยัน = 169	ยืนยันถูกต้อง = 70	ยืนยันผิด = 99
ปฏิเสธ = 20150	ปฏิเสธผิด = 29	ปฏิเสธถูกต้อง = 20121

หมายเหตุ: จำนวนเป็นหินปูนจริง และจำนวนไม่เป็นหินปูนจริง ได้มาจากการวัดของผู้เชี่ยวชาญ (ดูหัวข้อ 4.3.2) และจำนวนยืนยันและจำนวนปฏิเสธเป็นผลจากคอมพิวเตอร์

$$\text{คิดเป็น เซนซิทิวิตี} = \frac{70}{99} \times 100 = 70.7\% \quad \text{และ} \quad \text{สเปคซิฟิซิตี} = \frac{20121}{20220} \times 100 = 99.5\%$$

#### 4.3.2.5 จำแนกชนิดหินปูนเฉพาะ RCA (Right Coronary Artery)

นับจำนวนกลุ่มหินปูนเฉพาะที่อยู่ในหลอดเลือดหัวใจ RCA มีจำนวนทั้งหมด 177 กลุ่ม และไม่ใช่กลุ่มหินปูนชนิด RCA มีจำนวนทั้งหมด 20142 กลุ่ม ผลประเมินความเป็นหินปูนชนิด RCA ได้ตามตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 ผลการจำแนกกลุ่มหินปูนพิจารณาเฉพาะเส้นเลือด Right Coronary Artery

ผลประเมินความเป็น	จำนวนกลุ่มทดสอบทั้งหมด = 20319	
หินปูนชนิด RCA	เป็นหินปูน RCA จริง = 177	ไม่เป็นหินปูน RCA จริง = 20142
ยืนยัน = 161	ยืนยันถูกต้อง = 119	ยืนยันผิด = 42
ปฏิเสธ = 20158	ปฏิเสธผิด = 58	ปฏิเสธถูกต้อง = 20100

หมายเหตุ: จำนวนเป็นหินปูนจริง และจำนวนไม่เป็นหินปูนจริง ได้มาจากการวัดของผู้เชี่ยวชาญ (ดูหัวข้อ 4.3.2) และจำนวนยืนยันและจำนวนปฏิเสธเป็นผลจากคอมพิวเตอร์

$$\text{คิดเป็น เซนซิทิฟิตี} = \frac{119}{177} \times 100 = 67.2\% \text{ และ สเปคซิฟิซิตี} = \frac{20100}{20142} \times 100 =$$

99.8%

## บทที่ 5

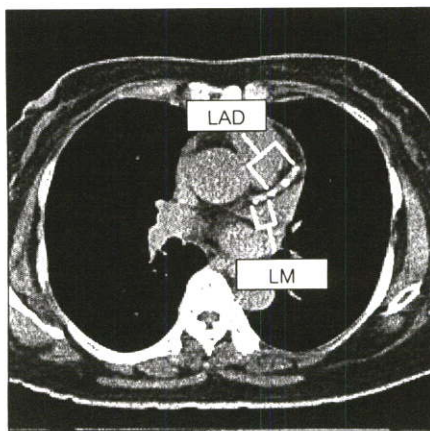
# สรุปผลการทดลองและแนวทางการพัฒนาต่อ

### 5.1 สรุป

ในการนำขั้นตอนวิธีแยกสัญญาณรบกวนที่กล่าวมาไปประยุกต์ใช้ในงานช่วยนับปริมาณหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ กับตัวอย่างข้อมูลจริงของคนไข้ พบว่าสามารถลดผลของสัญญาณรบกวนจากข้อมูลภาพได้ ดังจะเห็นได้จากผลการคำนวณหาดัชนีวัดสภาพความเป็นหินปูนที่ให้ค่าแตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด เมื่อเปรียบเทียบระหว่างก่อนและหลังแยกสัญญาณรบกวน

สำหรับเครือข่ายประสาทเทียมสำหรับช่วยตรวจวัดสภาพความเป็นหินปูนกึ่งอัตโนมัติ นั้น จากตัวของเครือข่ายเอง สเปคซิฟิซิตี ของผลการทดลองทั้งหมดมีค่ามากกว่า 95% นั้น หมายความว่าขั้นตอนวิธีการวิเคราะห์ความเป็นหินปูนโดยใช้เครือข่ายนิวรอลนี้สามารถกลุ่มที่ไม่ใช่หินปูนได้อย่างแม่นยำ แต่นั้นเป็นเพราะว่าอัตราส่วนระหว่างจำนวนกลุ่มหินปูนกับกลุ่มที่ไม่ได้เป็นหินปูนในภาพถ่ายตัดขวางทั่วไปแตกต่างกันมาก อีกทั้งจำนวนข้อมูลในการสอนเครือข่าย นั้น ข้อมูลที่เป็นกลุ่มไม่ใช่หินปูนมีมากกว่าข้อมูลที่เป็นกลุ่มหินปูนถึงสองเท่า ทำให้เครือข่ายนิวรอลมีโอกาสสูงในการประเมินผลเป็นกลุ่มที่ไม่ใช่หินปูน

เซนซิทิวิตี ของผลการทดลองทั้งหมดส่วนใหญ่ไม่น้อยกว่า 70% ทำให้ขั้นตอนวิธีการนี้ยังห่างไกลการวิเคราะห์หินปูนเองอัตโนมัติได้ แต่มีความเป็นไปได้สำหรับช่วยในการช่วยวิเคราะห์หินปูน โดยการระบุกลุ่มหินปูนที่คาดว่าจะมาก่อนและให้ผู้ใช้ยืนยันผลอีกครั้ง โดยเฉพาะถ้าสามารถปรับขั้นตอนวิธีให้มี สเปคซิฟิซิตี เท่ากับ 100% หรือ ผลยืนยันเท่ากับผลที่ถูกต้องทั้งหมดแล้ว จะทำให้ขั้นตอนวิธีเลือกกลุ่มหินปูนไม่ผิด และผู้ใช้ทำหน้าที่เพียงเลือกกลุ่มหินปูนส่วนที่ขั้นตอนวิธีไม่ได้เลือกเท่านั้น



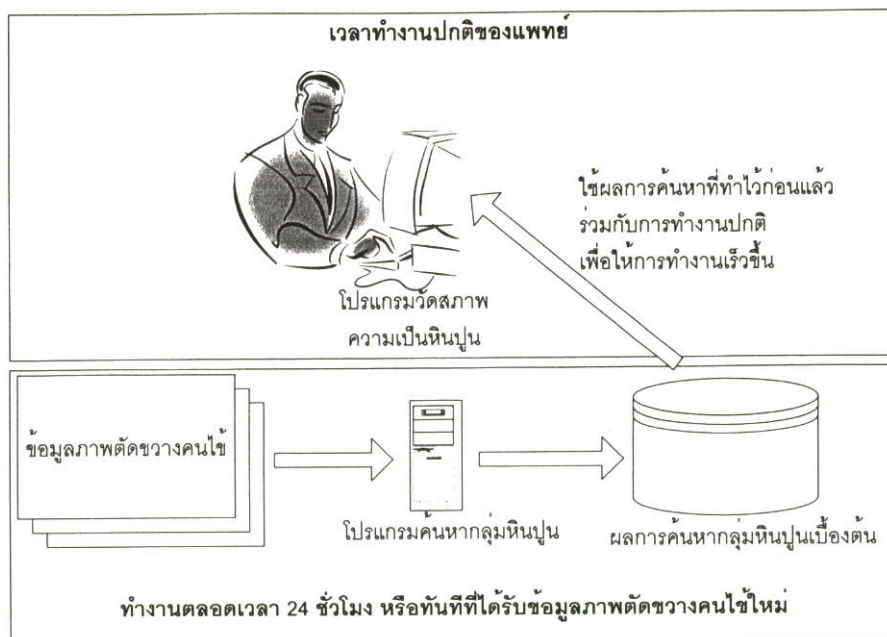
รูปที่ 5.1 ภาพแสดงขนาดเปรียบเทียบระหว่างหลอดเลือด LM และ LAD

เซนซิทิวิตี ของหินปูนเฉพาะ LM มีค่าต่ำมากเพราะว่าบริเวณที่พบของหินปูนชนิดนี้เป็นพื้นที่หัวใจแคบมาก (ดังแสดงในรูปที่ 5.1) อีกทั้งโอกาสเกิดน้อย ทำให้ข้อมูลสำหรับเรียนรู้มีน้อยลงไปด้วย สามารถแก้ไขได้โดยการเพิ่มจำนวนข้อมูลสำหรับเรียนรู้ให้มากขึ้น

## 5.2 แนวทางการพัฒนาต่อไป

ขั้นตอนวิธีวิเคราะห์หาหินปูนแบบกึ่งอัตโนมัตินี้อาจจะพัฒนาต่อไปโดยการจำแนกบริเวณหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจจากภาพตัดขวางหัวใจ เพื่อให้การค้นหากลุ่มแคลเซียมเกิดขึ้นเฉพาะส่วนที่เป็นหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจเท่านั้น วิธีที่มีความเป็นไปได้คือการค้นหาเส้นหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจจากเส้นเลือดหลักออกดำ (Aorta) เพราะเส้นหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจได้รับเลือดจากหลอดเลือดนี้ และหลอดเลือดออกดำ สามารถเห็นได้เกือบทุกสไลซ์ของภาพตัดขวางหัวใจ อุปสรรคของปัญหานี้คือต้องหาวิธีในการหาขอบของพื้นที่หลอดเลือดออกดำ ถ้าใช้วิธีการตัดพิกัดของภาพเพื่อให้ได้ภาพหลอดเลือด จะได้ขอบภาพที่ขรุขระ และเมื่อค้นหาพื้นที่ที่ขรุขระเหล่านี้ลงไปตามสไลซ์ต่างๆ อาจจะทำให้ได้พื้นที่ที่ไม่เกี่ยวข้องมากขึ้นไปด้วย

รูปที่ 5.2 แสดงถึงวิธีการอีกวิธีการหนึ่งที่จะทำให้วิธีการวิเคราะห์หาหินปูนแบบกึ่งอัตโนมัตินี้มีประโยชน์ก็คือการทำงานในลักษณะของแบช (Batch) นั่นคือ เขียนโปรแกรมในส่วนของ การค้นหากลุ่มหินปูน โดยโปรแกรมส่วนนี้ดึงข้อมูลภาพตัดขวางของคนไข้มาประมวลผลด้วยวิธีการวิเคราะห์หาหินปูนแบบกึ่งอัตโนมัติแล้วสร้างผลการค้นหากลุ่มหินปูนเบื้องต้นเก็บเป็นไฟล์ เมื่อแพทย์มาทำงานด้วยโปรแกรมวัดสภาพความเป็นหินปูนซึ่งดึงเอาข้อมูลผลการค้นหากลุ่มหินปูนเบื้องต้นของข้อมูลภาพตัดขวางหัวใจที่เตรียมไว้ล่วงหน้าแล้ว จะทำให้การเลือกกลุ่มหินปูนสะดวกรวดเร็วขึ้น



รูปที่ 5.2 การประมวลผลค้นหากลุ่มหินปูนล่วงหน้าเพื่อเพิ่มความเร็วในการทำงาน

## เอกสารอ้างอิง

1. สัมฤทธิ์ เตชะวงศ์ธรรม. "การออกแบบและพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์ช่วยนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ." การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 21, พฤศจิกายน 2541. หน้า 577-580.
2. Peter L. "Atherosclerosis: The New View." Scientific American., vol. 286, no.5, May 2002. pp.29-37.
3. Glagov S, Weisenberg E, Zarins C.K., Stankunavicius R, Kolettis G.J. "Compensatory Enlargement of Human Atherosclerotic Coronary Arteries." N Engl J Med, vol.316, 1987. pp.1371-1375.
4. Rumberger J.A., Simons D.B., Fitzpatrick L.A., Sheedy P.F., Schwartz R.S. "Coronary Artery Calcium Areas by Electron-Beam Computed Tomography and Coronary Atherosclerotic Plaque Area: A Histopathologic Correlative Study." Circulation, vol.92, 1995. pp.2157-2162.
5. Margolis J.R., Chen T.T., Kong Y., Peter R.H., Behar V.S., Kisslo J.A. "The Diagnostic and Prognostic Significance of Coronary Artery Calcification: A Report of 800 Cases." Radiology, vol.137, 1980. pp.609-616.
6. Detrano R.C., Wong N.D., Tang W., et al. "Prognostic Significance of Cardiac Cinefluoroscopy for Coronary Calcific Deposits in Asymptomatic High Risk Subjects." J Am Coll Cardiol, vol.24, 1994. pp.354-358.
7. Detrano R., Hsiai T., Wang S., et al. "Prognostic Value of Coronary Calcification and Angiographic Stenosis in Patients Undergoing Coronary Angiography." J Am Coll Cardiol, vol.27, 1996. pp.285-290.
8. Arad Y., Spadaro L.A., Goodman K., et al. "Predictive Value of Electron Beam Computed Tomography of the Coronary Arteries: 19-Month Follow-up of 1,173 Asymptomatic Subjects." Circulation, vol.93, 1996. pp.1951-1953.
9. William S. "Opening Plenary Session: 1998 : Coronary Artery Calcification as an Indicator of Preclinical Coronary Artery Disease." Radiographics. vol. 19, no. 6, November 1999. pp. 1409-1419.
10. Janowitz R. W., Agatston S. A., Kaplan G, and Viamonte M., Jr. "Differences in Prevalence and Extent of Coronary Artery Calcium Detected by Ultrafast

- Computed Tomography in Asymptomatic Men and Women." *The American Journal of Cardiology.*, vol.72, no. 3, August 1, 1993. pp.247-254.
11. Stanford W., Thompson B. H., Weiss R. M. "Coronary Artery Calcification: Clinical Significance and Current Methods of Detection." *AJR.* vol. 161, 1993. pp.1139-1146.
  12. Kelley M.J., Newell J.D. "Chest Radiography and Cardiac Fluoroscopy in Coronary Artery Disease." *Cardiol Clin*, vol. 1, 1983. pp.575-595.
  13. Souza A.S., Bream P.R., Elliott L.P. "Chest Film Detection of Coronary Artery Calcification: The Value of The CAC Triangle." *Radiology*, vol.129, 1978. pp.7-10.
  14. Nissen S.E., Gurley J.C., Grines C.L., et al. "Intravascular Ultrasound Assessment of Lumen Size and Wall Morphology in Normal Subjects and Patients with Coronary Artery Disease." *Circulation*, vol. 84, 1991. pp.1087-1099.
  15. Waller B.F., Pinkerton C.A., Slack J.D. "Intravascular Ultrasound: A Histological Study of Vessels during Life: The New "Gold Standard" for Vascular Imaging." *Circulation*, vol. 85, 1992. pp.2305-2310.
  16. Tuzcu E.M., Berkalp B., De Franco A.C., et al. "The Dilemma of Diagnosing Coronary Calcification: Angiography versus Intravascular Ultrasound." *J Am Coll Cardiol*, vol.27, 1996. pp.832-838.
  17. Agatston A.S., Janowitz W.R. "Coronary Calcification: Detection by Ultrafast Computed Tomography." *Ultrafast Computed Tomography in Cardiac Imaging: Principles and Practice*, Mt Kisco, New York, Futura Publishing Co, 1992. pp. 77-95.
  18. Agatston A.S., Janowitz W.R., Hildner F.J., and group. "Quantification of Coronary Artery Calcium Using Ultrafast Computed Tomography." *JACC*, vol.15, no.4, March 1990. pp.829.
  19. Howard D., Mark B. "Neural Network Toolbox for Use with MATLAB." [CD-ROM]. Natick, MA : The MathWorks, Inc. 2001.
  20. Rumelhart D.E., Hinton G.E., Williams R.J. "Learning Internal Representations by Error Propagation." *Parallel Data Processing*, vol.1, Chapter 8, the M.I.T. Press, Cambridge, MA 1986. pp. 318-362.

21. Hagan M.T., Demuth H.B., Beale M.H. **Neural Network Design**. Boston, MA : PWS Publishing Company. 1996.
22. Sprecher D.A. "On the Structure of Continuous Functions of Several Variables." Transactions of the American Mathematical Society, vol.115, March 1965. pp. 340-355.
23. Necht-Nielsen, Henderson T.C. "A Note on Discrete Relaxation." Computer Vision, Graphics and Image Processing, no. 28, 1984. pp. 384-388.
24. Riedmiller M. and Braun H. "A Direct Adaptive Method for Faster Backpropagation Learning: The RPROP Algorithm." Proceedings of the IEEE International Conference on Neural Networks, San Francisco, 1993.
25. **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 1: Introduction and Overview**. National Electrical Manufacturers Association, 1999.
26. **Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 3: Information Object Definitions**. National Electrical Manufacturers Association, 1999.

## ภาคผนวก ก

### ซอฟต์แวร์ช่วยตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ

จากวิธีการประมวลผลภาพที่ได้ศึกษามา ได้นำมาออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับช่วยตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ โดยรวบรวมเอาเทคโนโลยีอินเทอร์เน็ตเข้ามาใช้ ร่วมกับมาตรฐานการสื่อสารภาพและข้อมูลทางการแพทย์ เพื่อให้โปรแกรมสามารถรองรับการทำงานแบบแพทย์ทางไกล และความเป็นมาตรฐาน

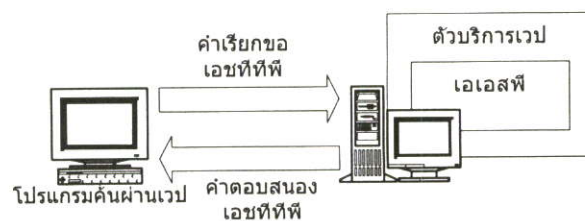
ในภาคผนวกนี้จะกล่าวเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาซอฟต์แวร์นี้ รวมถึงรายละเอียดของมาตรฐานและแนวความคิดที่ใช้ด้วย

### เทคโนโลยีทางการสื่อสารและจัดเก็บภาพการแพทย์

#### ไมโครซอฟต์ เอเอสพี (ASP: Active Server Pages)

ไมโครซอฟต์ เอเอสพี เป็นภาษาเอชทีเอ็มแอลชนิดหนึ่งที่มีความสามารถในการรวมคำสั่ง (Script) บางอย่างแทรกลงไประหว่างเอชทีเอ็มแอลแทค (HTML Tag) ได้ และเมื่อใช้ร่วมกับตัวบริการเว็บของไมโครซอฟท์ (Microsoft Web Server) แล้ว ทำให้ตัวบริการเว็บสามารถสร้างหน้าเอชทีเอ็มแอลได้ก่อนที่จะส่งให้เครื่องปลายทาง (Client) นั้นหมายความว่าผลการประมวลผลใดๆที่เกิดขึ้นจากหน้าเอเอสพี ก็เกิดขึ้นที่ตัวบริการเว็บนั่นเอง

หน้าเอเอสพีทำงานโดยเครื่องที่ต้องการข้อมูลเรียกแฟ้มที่มีส่วนขยายเอเอสพีจากตัวบริการเว็บ ตัวบริการเว็บจะอ่านคำสั่งในแฟ้มเอเอสพีนั้นแล้วสร้างหน้าเอชทีเอ็มแอลส่งกลับมายังเครื่องที่ต้องการข้อมูลนั้น ดังแสดงในรูปที่ ก.1



รูปที่ ก.1 การเรียกขอใช้บริการและการตอบสนองของเอเอสพี

#### ตัวบริการการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์ (FTP: File Transfer Protocol server)

การสื่อสารถ่ายโอนไฟล์หรือเอฟทีพี (FTP) เป็นมาตรฐานหนึ่งของอินเทอร์เน็ต เป็นวิธีการง่ายที่สุดในการโอนย้ายไฟล์ระหว่างคอมพิวเตอร์บนอินเทอร์เน็ต ซึ่งก็เหมือนกับเอชทีทีพีที่แสดงหน้าเว็บและไฟล์ที่เกี่ยวข้อง หรือเอสเอ็มทีพี (SMTP) ที่ใช้ในการโอนย้ายจดหมายอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งเอฟทีพีเองก็ต้องใช้การสื่อสารของอินเทอร์เน็ตแบบทีซีพี ไอพี ด้วย

ตัวบริการการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์เป็นตัวให้บริการโดยใช้การสื่อสารแบบนี้ ซึ่งการเข้าถึงนั้น จะต้องใช้สามส่วนหลัก ได้แก่ เลขที่อยู่ไอพีหรือที่อยู่โดเมน บัญชีผู้ใช้ และรหัสผ่านของบัญชีผู้ใช้ เมื่อมีสามส่วนนี้จะสามารถเข้าถึงข้อมูลในตัวบริการการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์กำหนดไว้ให้ในแต่ละบุคคล โดยการอ้างตำแหน่งไดเรกทอรี และชื่อไฟล์ให้ถูกต้อง ก็สามารถดึงไฟล์จากตัวบริการหรือเขียนไฟล์ลงในพื้นที่ของตัวบริการ (ถ้าได้รับอนุญาต) ได้

สำหรับตัวบริการการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์นี้สามารถหาบรรจุลงได้ตามแหล่งที่มีให้อินเทอร์เน็ต

### สถาปัตยกรรมการเชื่อมต่อฐานข้อมูลแบบเปิด (Open Database Connectivity: ODBC)

สถาปัตยกรรมการเชื่อมต่อฐานข้อมูลแบบเปิดเป็นเอพีไอ (Application Programming Interface: API) มาตรฐานหรือระบบเปิดแบบหนึ่ง ใช้เข้าถึงข้อมูลในฐานข้อมูล โดยการใช้คำสั่งของโอดีบีซี จะทำให้สามารถเข้าถึงฐานข้อมูลต่างๆได้ ไม่ว่าจะเป็น เอ็กเซล (Access) ดีเบส ดีเบสทู เอ็กเซล ข้อความ ฯลฯ ในการใช้งานโอดีบีซีซอฟต์แวร์ โปรแกรมขับเฉพาะสำหรับฐานข้อมูลแต่ละตัวจะต้องมีใช้กับฐานข้อมูลที่เราต้องการ สำหรับมาตรฐานนี้ ผู้สนับสนุนรายหลักได้แก่บริษัทไมโครซอฟท์

โอดีบีซีนี้อยู่บนพื้นฐานของชุดคำสั่ง เอสคิวแอล (Structured Query Language: SQL) โดยการใช้ชุดคำสั่งเอสคิวแอลในการเข้าถึงฐานข้อมูลโดยไม่จำเป็นต้องรู้การติดต่อเข้ากับฐานข้อมูลของแต่ละบริษัท โอดีบีซีจะจัดการกับคำร้องขอของคำสั่งเอสคิวแอลแล้วแปลงเป็นชุดคำสั่งเฉพาะของฐานข้อมูลแต่ละบริษัทที่กำลังเข้าถึง เข้าใจ

เทคโนโลยีโอดีบีซีนี้สร้างโดยกลุ่มการเข้าถึงเอสคิวแอล (SQL Access Group) และเสนอในเดือนกันยายน ปีพุทธศักราช 2535 ถึงแม้ว่าบริษัทไมโครซอฟท์จะเป็นเจ้าแรกที่สร้างผลิตภัณฑ์จากมาตรฐานนี้ แต่ในปัจจุบันเทคโนโลยีนี้มีบนแพลตฟอร์มต่างๆกัน เช่น ยูนิกซ์ โอเอสทู ฯลฯ เป็นต้น

การใช้งานมาตรฐานโอดีบีซีกับฐานข้อมูลใดๆ ฐานข้อมูลนั้นจำเป็นต้องสนับสนุนการติดต่อแบบโอดีบีซีด้วย ซึ่งในปัจจุบันฐานข้อมูลส่วนใหญ่ที่ใช้บนวินโดวส์จะสนับสนุนมาตรฐานนี้ ตัวอย่างของฐานข้อมูลเหล่านั้นได้แก่ ออราเคิล อินเทอร์เบส เป็นต้น และเป็นหน้าที่ของโปรแกรมเมอร์ในการเขียนโปรแกรมติดต่อผ่านมาตรฐานนี้ ซึ่งโปรแกรมที่ได้จะติดต่อกับส่วนโมดูลที่เหมาะสมเอง

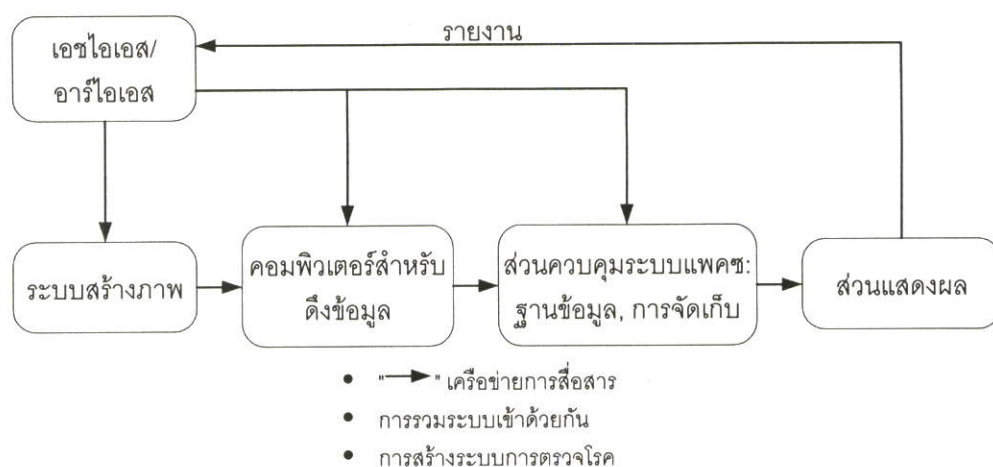
## ระบบการสื่อสารและจัดเก็บภาพทางการแพทย์หรือแพคซ (PACS)

ระบบการสื่อสารและจัดเก็บภาพทางการแพทย์ (Picture Archiving and Communication System: PACS) ประกอบด้วยการได้มาซึ่งภาพและข้อมูลที่เกี่ยวข้อง การจัดเก็บ และระบบการแสดงผลย่อยอันเกิดจากเครือข่ายดิจิทัลหลายอย่างประกอบกัน ระบบนี้อาจจะประกอบด้วยส่วนง่ายๆ เช่น ตัวแปลงฟิล์มเป็นเลข (Film Digitizer) ต่อเข้ากับสถานีงานแสดงผล (Display Workstation) และมีฐานข้อมูลภาพขนาดเล็ก หรืออาจจะเป็นระบบซับซ้อนก็ได้ เช่น ระบบการจัดการภาพในโรงพยาบาลทั้งหมด ระบบแพคซพัฒนาขึ้นในช่วงปลายทศวรรษที่ 1980 โดยจุดประสงค์ออกแบบอยู่บนพื้นฐานความต้องการแก้ปัญหาต่างๆของการปฏิบัติการทั้งหมดของแผนกรังสีวิทยาต่างๆทั้งหมด ส่วนจำเพาะแพคซ (PACS module) แต่ละส่วนเหล่านี้ทำงานไม่ได้เป็นกลุ่มก้อนเดียวกัน ไม่สามารถสื่อสารกันแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างส่วนจำเพาะต่างๆกัน ถึงแม้ว่าระบบงานที่พัฒนาขึ้นนี้ได้แสดงถึงแนวความคิดของแพคซและสามารถทำงานพอเพียงสำหรับการบริการแพทย์ทางการแพทย์ตรวจโรคและรังสีต่างๆ วิธีการพัฒนาที่แยกเป็นส่วนๆ แบบนี้ ไม่ได้คำนึงถึงความสัมพันธ์ในการทำงานทำงานร่วมและติดต่อกันระหว่างแต่ละส่วนจำเพาะ จุดอ่อนนี้ยิ่งปรากฏออกมาเมื่อส่วนจำเพาะแพคซเพิ่มเติมเข้าไปในเครือข่ายของโรงพยาบาล และการขยายระบบเริ่มเป็นปัญหาที่ยากขึ้น แนวความคิดการออกแบบระบบที่ไม่พอเพียงในช่วงนั้น ส่วนหนึ่งเป็นเพราะขาดความเข้าใจในความซับซ้อนของระบบแพคซขนาดใหญ่ และขาดเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับแพคซในช่วงเวลานั้น

การออกแบบระบบแพคซควรจะเน้นการติดต่อสื่อสารของระบบ ระบบการจัดการข้อมูลบนสื่อทั่วไปต่างๆที่สามารถต่อเติมได้ง่าย, ยืดหยุ่น, และสามารถเขียนโปรแกรมได้รวดเร็ว คล่องตัว นั้นจะต้องมีทั้ง การบริหารจากบนลงล่างเพื่อรวมระบบสารสนเทศโรงพยาบาล (Hospital Information Systems) ต่างๆ และการทำงานวิศวกรรมทางด้านล่างสู่บนเพื่อสร้างรากฐาน (เช่น โครงสร้างภายในของระบบแพคซ) จากมุมมองของการบริหาร ผู้บริหารระบบส่วนใหญ่สนใจระบบแพคซระดับโรงพยาบาลเพราะเสียค่าใช้จ่ายที่เหมาะสมในการพัฒนาระบบ จากมุมมองของวิศวกรรม โครงสร้างภายในระบบแพคซเป็นแนวความคิดออกแบบพื้นฐานเพื่อให้แน่ใจว่าระบบแพคซมีคุณสมบัติต่างๆ เช่น ความเป็นมาตรฐาน (Standardization) สถาปัตยกรรมเปิด (Open Architecture) ความสามารถในการขยายระบบรองรับการเจริญเติบโตในอนาคต ความสามารถในการติดต่อสื่อสารกัน และความเชื่อถือ ประสิทธิภาพการออกแบบนี้สามารถเป็นจริงได้โดยการออกแบบเป็นโมดูลาร์

โครงสร้างภายในระบบแพคซให้กรอบการทำงานที่จำเป็นสำหรับการรวมระบบภาพที่อยู่กระจายออกไปและระบบภาพที่เป็นคนละแบบเข้าไว้ด้วยกัน และสร้างการจัดการฐานข้อมูลชาวลวดเท่าที่เป็นไปได้สำหรับข้อมูลเกี่ยวกับคนไข้ทั้งหมด นอกจากนี้ระบบยังให้วิธีการที่มี

ประสิทธิภาพในการเรียกดูข้อมูล การวิเคราะห์ข้อมูล และการแสดงผลที่ได้จากการตรวจ และยังให้วิธีการสื่อสารที่มีประสิทธิภาพสำหรับส่งผลการตรวจไปให้แพทย์ โครงสร้างภายในระบบแพชประกอบไปด้วยโครงสร้างพื้นฐานขององค์ประกอบฮาร์ดแวร์ (ส่วนต่อประสานสำหรับดึงข้อมูลภาพ อุปกรณ์เก็บข้อมูลต่างๆ คอมพิวเตอร์แม่ข่าย เครือข่ายสำหรับการสื่อสาร ระบบการแสดงผลต่างๆ) ผสมเข้ากับ ระบบย่อยที่เป็นมาตรฐานและมีความยืดหยุ่นในการสื่อสาร การจัดการฐานข้อมูล การจัดการการเก็บข้อมูลต่างๆ การบันทึกงาน การติดต่อสื่อสารภายใน ขบวนการ ขบวนการรองรับความผิดพลาด และการเฝ้าสังเกตเครือข่าย โครงสร้างภายในที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถปรับเปลี่ยนได้ง่ายและสามารถเข้ากับกฎต่างๆเพื่อทำงานที่น่าเชื่อถือไม่เพียงแต่การปฏิบัติการทางระบบแพชระดับต้นๆเท่านั้น แต่ยังสามารถสนับสนุนงานค้นคว้าที่ซับซ้อนมากขึ้นไปอีกด้วย ส่วนจำเพาะซอฟต์แวร์ของโครงสร้างภายในนี้รวมถึงความเข้าใจอย่างเพียงพอและความร่วมมือในระดับระบบที่ยอมให้องค์ประกอบของระบบต่างๆทำงานร่วมกันเป็นทีมมากกว่าที่จะเป็นลักษณะของคอมพิวเตอร์แต่ละเครื่องที่เชื่อมต่อกันในเครือข่ายเท่านั้น



รูปที่ ก.2 องค์ประกอบของระบบแพชและกระแสข้อมูล: เฮชไอเอส (HIS), ระบบสารสนเทศโรงพยาบาล; อาร์ไอเอส (RIS), ระบบสารสนเทศรังสีวิทยา

โครงสร้างภายในระบบแพชนั้นประกอบไปด้วยระบบคอมพิวเตอร์หลายๆชนิดเชื่อมต่อกันอยู่ด้วยเครือข่ายหลายๆแบบ ระบบเหล่านี้รวมถึงระบบภาพรังสี คอมพิวเตอร์ต่างๆสำหรับการดึงข้อมูล ส่วนควบคุมระบบแพชพร้อมด้วยฐานข้อมูลและการจัดเก็บ และสถานีแสดงผลต่างๆ รูปที่ ก.2 แสดงองค์ประกอบของระบบแพชและกระแสข้อมูล (Dataflow)

หน้าที่ขององค์ประกอบต่างๆเหล่านี้ สามารถอธิบายโดยย่อได้ดังต่อไปนี้

#### เฮชไอเอส/อาร์ไอเอส

เป็นระบบที่พัฒนาจากการนำเทคโนโลยีดิจิทัลและเครือข่ายมาใช้ในทางการแพทย์ รักษาและรังสีวิทยา การประยุกต์ใช้ระบบดิจิทัลเข้ากับรังสีวิทยา ก่อให้เกิดองค์ประกอบสอง

อย่างคือ ระบบสารสนเทศรังสีวิทยาหรืออาร์ไอเอส (RIS: Radiology Information System) และ แพคซ (หรือเรียกอีกอย่างว่าระบบเกี่ยวกับภาพดิจิทัล: Digital Imaging System) ระบบสารสนเทศรังสีวิทยานั้นเป็นส่วนย่อยของระบบสารสนเทศโรงพยาบาลหรือเอชไอเอส (HIS: Hospital Information System) ที่ทำหน้าที่บริหารข้อมูลทั้งหมดของคนไข้ (ที่ไม่เกี่ยวกับข้อมูลภาพ) และสภาพแวดล้อมของโรงพยาบาลระบบดิจิทัลนั้นจะประกอบด้วยระบบสารสนเทศโรงพยาบาลและแพคซและเรียกใหม่ว่าระบบแพคซร่วมกับโรงพยาบาล (Hospital-integrated PACS: HI-PACS)

สรุปได้ว่า เอชไอเอสคือระบบเก็บข้อมูลเกี่ยวกับคนไข้ และอาร์ไอเอสคือระบบเก็บข้อมูลทางด้านผลการรักษาจากการใช้ภาพรังสีวิทยาต่างๆ ทั้งสองระบบนี้ ไม่มีส่วนเกี่ยวข้องกับเก็บข้อมูลภาพโดยตรง

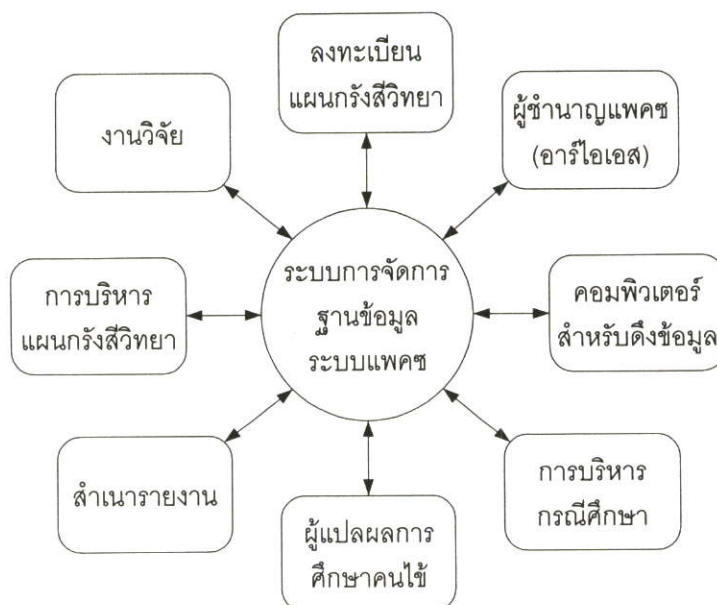
#### ระบบสร้างภาพและคอมพิวเตอร์สำหรับดึงข้อมูล

ระบบสร้างภาพ (Imaging System) ได้แก่เครื่องมือทางรังสีวิทยาต่างๆที่ใช้สร้างภาพจากคนไข้ ไม่ว่าจะเป็นเครื่องเอกซเรย์ ฟลิ้มเอกซเรย์ เครื่องอัลตราซาว ฯลฯ

คอมพิวเตอร์สำหรับดึงข้อมูล (Acquisition Computer) คือคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่หลักสามประการดังนี้ อย่างแรก ดึงข้อมูลภาพจากระบบสร้างภาพรังสีวิทยา (Radiology Imaging System) อย่างที่สอง เปลี่ยนข้อมูลเฉพาะของภาพที่ได้จากบริษัทผู้ผลิตใดๆ ให้อยู่ในรูปแบบมาตรฐานแพคซ (เช่น มาตรฐานไดคอม) และสุดท้าย ส่งภาพที่แปลงแล้วนี้ไปยังส่วนควบคุมระบบแพคซ

#### ส่วนควบคุมระบบแพคซ

การวิเคราะห์ภาพพร้อมด้วยข้อมูลคนไข้ส่งมาที่นี้ จากคอมพิวเตอร์สำหรับดึงข้อมูลระบบสารสนเทศโรงพยาบาล และระบบสารสนเทศรังสีวิทยา ส่วนควบคุมระบบแพคซเป็นหัวใจหลักของระบบแพคซ องค์ประกอบหลักของส่วนควบคุมระบบแพคซมีสองอย่างคือ ส่วนบริการฐานข้อมูล (Database Server) และระบบการจัดเก็บข้อมูล (Archive System) หน้าที่ของส่วนควบคุมระบบแพคซมีหลายอย่าง ตัวอย่างเช่น การถอดรหัสข้อความที่อธิบายไว้ในข้อมูลคนไข้ (Study) ตรวจสอบสถานะงานว่ามีข้อมูลคนไข้ใหม่เกิดขึ้นที่ใดบ้าง ทำการบีบอัดข้อมูล เก็บข้อมูลคนไข้ใหม่ลงห้องสมุดข้อมูล (Disk Library) เป็นต้น



รูปที่ ก.3 หน้าที่พื้นฐานบางอย่างของตัวบริการฐานข้อมูลแพคซ

หน้าที่พื้นฐานของฐานข้อมูลแพคซบางอย่าง แสดงไว้ในรูปที่ ก.3 สำหรับส่วนระบบการ จัดเก็บข้อมูลประกอบไปด้วยการจัดเก็บแบบระยะสั้น ระยะยาว และถาวร

#### สถานีแสดงผล

สถานีการแสดงผลใช้ทรัพยากรและความสามารถของเครือข่ายแพคซทั้งหมดในการ ปฏิบัติงาน สถานีประกอบไปด้วยส่วนของการสื่อสาร ฐานข้อมูล จอภาพแสดงผล การจัดการ ทรัพยากร และซอฟต์แวร์ประมวลผล

สถานีแสดงผลแบ่งออกเป็นสี่ชนิด (1) จอภาพความละเอียดสูง (2500x2000) สำหรับ ทำการรักษา (2) จอภาพความละเอียดปานกลาง (1000x1000) ให้แพทย์ใช้อ้างอิงและใช้ในการ ประชุม (3) สถานีตั้งโต๊ะแพทย์ (จอภาพ 512) และ (4) สถานีพิมพ์งานความละเอียดสูง ที่สถานี แสดงผลสำหรับทำการรักษา ภาพจะถูกเก็บไว้ในงานบันทึกแม่เหล็กเก็บแบบตารางความเร็วสูง (Fast Access Storage Array Magnetic Disks) สถานีทำงานแต่ละเครื่องจะมีฐานข้อมูล เฉพาะที่สำหรับทำงานกับกรณีศึกษาปัจจุบัน และสามารถเข้าถึงฐานข้อมูลแพคซส่วนกลางเพื่อดึง ภาพที่เก็บไว้ได้เช่นกัน

และเมื่อประมวลผลกรณีศึกษาเสร็จแล้ว ผลที่ได้(ในลักษณะของข้อความ)จะถูกส่งกลับ ไปยังระบบสารสนเทศโรงพยาบาลและรังสีวิทยาเพื่อจัดเก็บตามความเหมาะสมต่อไป

ระบบแพคซมีได้หลายรูปแบบขึ้นอยู่กับระดับของการออกแบบซึ่งพอจะแบ่งได้คร่าวๆ ดังนี้

- แพคซขนาดเล็ก (Mini-PACS) เป็นการต่ออุปกรณ์ภาพรังสีวิทยานิ่งเครื่องหรือ มากกว่านั้น เข้ากับสถานีสำหรับดูภาพ (View Station) จำนวนหนึ่งเครื่องขึ้นไป โดยอาจจะ

สนับสนุนการอ่านผลผ่านจอภาพ (Soft Reading) และ/หรือ แหล่งเก็บข้อมูลดิจิทัล (Digital Storage Archive)

- แพคเกจแบบสมบูรณ์ (Full-PACS) เชื่อมต่ออุปกรณ์ภาพรังสีวิทยาทั้งหมดเข้าด้วยกัน สนับสนุนการดูภาพและข้อความผ่านจอภาพ (View/Reading Soft Copy) และมีแหล่งเก็บข้อมูลดิจิทัลขนาดใหญ่ และเชื่อมต่อเข้ากับสารสนเทศโรงพยาบาล (HIS) และระบบสารสนเทศรังสีวิทยา (RIS) โดยกระจายการให้บริการภาพและข้อมูลการรักษาไปทั่วเครือข่ายของโรงพยาบาล
- การบริการแพทย์ทางไกลเป็นจุดๆ (Point-to-Point Teleradiology) เชื่อมต่อข้อมูลจากแผนรังสีวิทยาของโรงพยาบาลเข้ากับบ้านของรังสีแพทย์ เข้ากับแผนฉุกเฉิน หรือเข้ากับห้องผู้ป่วยอาการหนัก (Intensive Care Unit: ICU)

### ไดคอม (DICOM)

ไดคอม (Digital Imaging and Communication in Medicine) เป็นมาตรฐานที่สมาคมรังสีวิทยาแห่งอเมริกา (ACR หรือ American College of Radiology) และกลุ่มผู้ผลิตอุปกรณ์ไฟฟ้าแห่งชาติ (NEMA หรือ Nation Electrical Manufacturers Association) ร่วมกันจัดตั้งเพื่อรองรับความต้องการในการส่งถ่ายข้อมูลภาพและข่าวสารที่เกี่ยวข้องระหว่างอุปกรณ์ไฟฟ้าต่างๆ ที่ผลิตขึ้นจากผู้ผลิตที่แตกต่างกัน ซึ่งอุปกรณ์เหล่านี้ต่างก็สร้างรูปแบบการจัดเก็บภาพหลากหลายกันไป

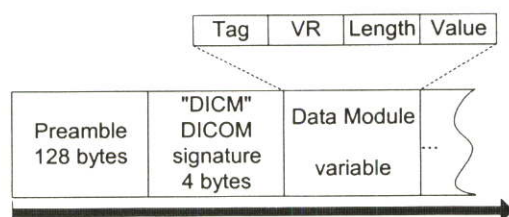
ข้อดีของการใช้มาตรฐานไดคอมคือ เป็นมาตรฐานที่นิยมใช้ในงานแพทย์ทางไกล (Telemedicine) โดยเฉพาะทางรังสีวิทยาทางไกล (Teleradiology) ส่งผลให้ง่ายต่อการสื่อสารข้อมูลทางรังสีวิทยาได้อย่างกว้างขวาง นอกจากนี้มีซอฟต์แวร์มากมายที่สนับสนุนมาตรฐานนี้ซึ่งหาได้ง่ายในอินเทอร์เน็ต เช่น โปรแกรม Osiris หรือ Efilm ซึ่งสามารถใช้ดูภาพจากมาตรฐานนี้และบางตัวยังสามารถเพิ่มข้อมูลบางอย่างลงไปไฟล์ได้อีกด้วย

มาตรฐานไดคอมประกอบด้วยหลายส่วน ในที่นี้จะกล่าวคร่าวๆ เฉพาะส่วนที่จัดเก็บภาพและข้อมูล (Picture Archiving) ซึ่งเป็นผลที่ได้จากการทำงานของเครื่องมือแพทย์ ดังนั้นจึงเป็นแฟ้มข้อมูลที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์นั่นเอง

การจัดเก็บข้อมูลในแฟ้มไดคอมนั้น แบ่งกลุ่มการจัดเก็บเป็นโครงสร้างตามลักษณะของข้อมูลที่เก็บ (IOD หรือ Information Object Definitions: IOD)[25,26] เช่น กลุ่มข้อมูลของคนไข้ จะประกอบด้วย ชื่อคนไข้ ที่อยู่ ฯลฯ หรือ กลุ่มข้อมูลของเครื่องมือแพทย์ จะประกอบด้วย ชื่อบริษัทผู้ผลิต ชนิดของเครื่องมือแพทย์ ฯลฯ ต่างๆ เหล่านี้ เป็นต้น

โครงสร้างการจัดเก็บข้อมูลในแฟ้มไดคอมทางกายภาพแสดงไว้ในรูปที่ 4 เริ่มต้นด้วยส่วนบทความนำเสนอ (Preamble) ซึ่งเป็นที่ว่างจำนวน 128 ตัวอักษร สำหรับอธิบายข้อมูลสั้นๆ และเป็นส่วนที่มีขนาดคงที่ ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงขนาดได้ ตามด้วยลายเซ็นของแฟ้ม (DICOM

signature) เขียนด้วยตัวอักษรภาษาอังกฤษสี่ตัวดังนี้ "DICM" แล้วจึงตามด้วยกลุ่มข้อมูลต่างๆ (Data Module)



รูปที่ 4 โครงสร้างของแฟ้มข้อมูลไดค่อม

กลุ่มข้อมูลประกอบด้วยป้ายระบุ (Tag) เป็นรหัสเฉพาะใช้สำหรับระบุกลุ่มของข้อมูล เช่น ชื่อคนไข้, วันที่ได้รับการตรวจรักษา, หรือข้อมูลภาพ, ฯลฯ ต่อมาคือ รหัสบอกลักษณะ (VR หรือ Value Representation) ใช้สำหรับระบุลักษณะการเข้ารหัสของข้อมูล ความยาว (Length) ระบุความยาวของข้อมูลเป็นไบนารี สุดท้ายก็คือตัวข้อมูล (Value) เอง โดยที่ป้ายชนิดข้อมูลประกอบไปด้วยสองส่วนคือ ตัวเลขกลุ่ม (Group Number) และตัวเลขสมาชิก (Element Number) โดยที่ตัวเลขกลุ่มบอกประเภทของข้อมูล ประเภทของข้อมูลบางส่วนแสดงไว้ในตารางที่ ก.1 สำหรับตัวเลขสมาชิกจะเป็นรายการย่อยของแต่ละในแต่ละกลุ่ม ซึ่งมีความหมายแตกต่างกันตามกลุ่ม เมื่อทราบกลุ่มข้อมูลที่ต้องการเราก็สามารถค้นหากลุ่มข้อมูลที่เราต้องการในไฟล์ไดค่อมได้จากป้ายระบุ

ตารางที่ ก.1 ตัวเลขกลุ่มในมาตรฐานไดค่อมบางส่วนที่สำคัญ

ตัวเลขกลุ่ม (Group Number) เป็นเลขฐานสิบหก	ความหมาย
0000	กลุ่มคำสั่ง
0008	กลุ่มค่าเฉพาะทาง
0009	กลุ่มของการแสดงผล
0010	ข้อมูลคนไข้
0019	กลุ่มส่วนหัว (Header) ของข้อมูลดิบ
7FE0	กลุ่มข้อมูลภาพ

นอกจากมาตรฐานการจัดเก็บข้อมูลแล้ว ไดค่อมยังมีมาตรฐานการสื่อสารเพื่อใช้ติดต่อแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างเครื่องมือแพทย์หรือฐานข้อมูลไดค่อมเองอีกด้วย ซึ่งรายละเอียดต่างๆ เหล่านี้สามารถหาเพิ่มเติมได้จากเอกสารอ้างอิง

## ระบบที่สนับสนุนการจัดเก็บข้อมูลทางรังสีวิทยา

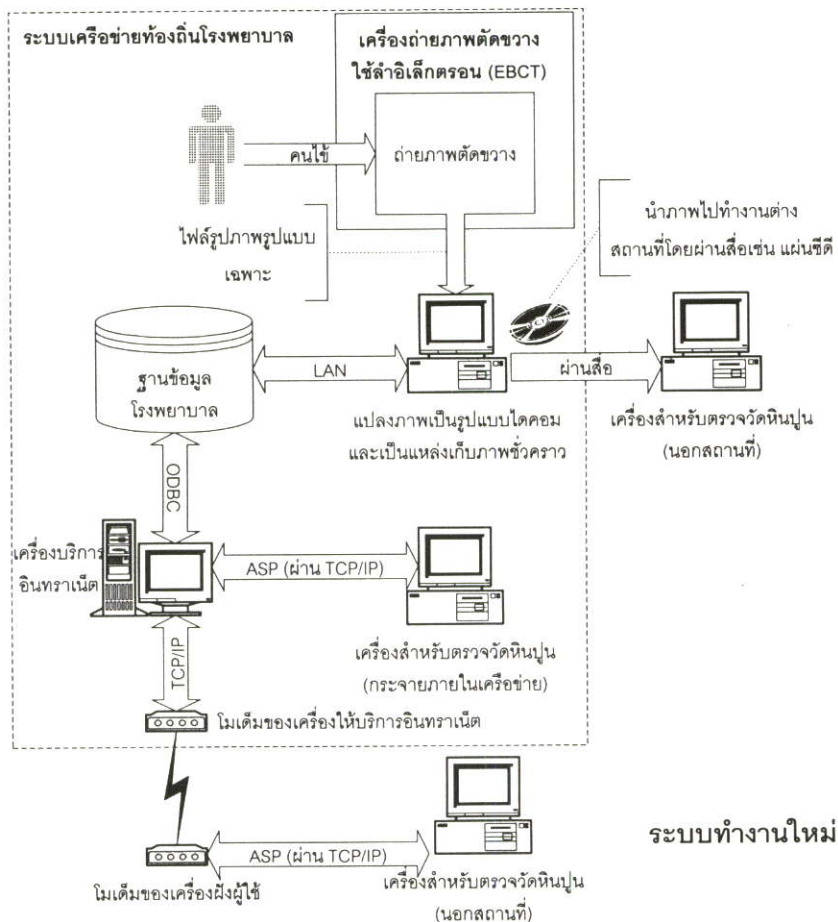
### ภาพรวมของระบบใหม่

ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพตัดขวางจะอยู่ในรูปแบบเฉพาะของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางเอง (นั่นคือเป็นรูปเฉพาะของบริษัทอิมิตรอน) ซึ่งโดยจุดประสงค์เดิมแล้ว ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพตัดขวางนี้ จะใช้ตรวจวัดกับเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอนของอิมิตรอนเท่านั้น ไม่ได้มีจุดประสงค์ในเผยแพร่ข้อมูลสู่แผนกอื่นเพื่ออำนวยความสะดวกในการวินิจฉัยโรคแต่อย่างใด และการขาดระบบการจัดเก็บที่ดี จะมีผลในระยะยาวเมื่อจำนวนภาพถ่ายตัดขวางมีมากขึ้น ความผิดพลาดต่างๆสามารถเกิดขึ้นได้ เช่น เนื่องจากภาพมีขนาดใหญ่และการเก็บภาพเหล่านี้ต้องใช้สื่อกลาง เช่น ซีดีรอม ในการเก็บเพื่อประหยัดเนื้อที่ของระบบ ความผิดพลาดสามารถเกิดได้จากการค้นหาสื่อกลางเหล่านี้ เป็นผลให้ไม่สะดวกต่อการเรียกดูข้อมูลคนไข้ในแต่ละครั้ง และจากการที่ผลของการตรวจกับภาพที่ใช้ตรวจไม่ได้อยู่ร่วมกันเนื่องจากสื่อที่ใช้ในการเก็บข้อมูลแตกต่างกัน ทำให้ขาดประสิทธิภาพในการให้บริการข้อมูลเหล่านี้

เช่นเดียวกับการเก็บภาพรูปแบบอื่น เนื่องจากแผนกรังสีวิทยา เป็นแผนกที่ต้องจัดเก็บภาพรูปแบบต่างกันจำนวนมาก เช่น ภาพอัลตราซาวด์ (Ultrasound) ภาพแม่เหล็กกำทอน (Magnetic Resonance Image) ภาพถ่ายเอกซเรย์ ฯลฯ และในช่วงที่ผ่านมาการให้บริการทางด้านภาพทางการแพทย์เพิ่มขึ้นรวดเร็วกว่าการให้บริการทางการแพทย์แบบอื่นๆ และทุกวันนี้จำนวนประชาชนที่สนใจด้านสุขภาพมีมากขึ้น และไม่ว่าทางการแพทย์ในสาขาใดๆ ส่วนใหญ่จะใช้ภาพด้านรังสีวิทยาประกอบกับการรักษา แผนกรังสีวิทยาจึงเป็นแหล่งเก็บภาพและข้อมูลการรักษาต่างๆที่มีความสำคัญ

จากประโยชน์ของแพคซที่ได้กล่าวมา จึงเป็นเหตุผลที่นำมาใช้ในการออกแบบระบบใหม่ เข้ากับการตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ โดยการออกแบบจะใช้แนวความคิดแพคซขนาดเล็กต่อเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอนเข้ากับแหล่งเก็บภาพแบบดิจิทัล และสร้างซอฟต์แวร์สำหรับดูภาพตัดขวางเหล่านั้น ซึ่งก็คือซอฟต์แวร์ที่ทำหน้าที่ตรวจวัดหินปูนในหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจด้วยนั่นเอง เนื่องจากคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของแพคซคือการเชื่อมต่อของข้อมูลของอุปกรณ์ถ่ายภาพต่างรูปแบบ (Modalities) กัน ข้อมูลที่เก็บลงในแหล่งเก็บข้อมูลดิจิทัลจึงต้องมีมาตรฐานเข้ามาเกี่ยวข้องเพื่อให้การเข้าถึงข้อมูลจากแหล่งเดียวกันได้ มาตรฐานที่เก็บข้อมูลดิจิทัลที่ใช้ในแพคซนี้ได้มีการพัฒนามานานแล้ว และมาตรฐานหนึ่งที่กำลังเป็นที่นิยมใช้กันปัจจุบันได้แก่มาตรฐานที่เรียกว่าไดคอม (Digital Imaging and Communication in Medicine: DICOM)

มาตรฐานไดคอมแบ่งออกเป็นหลายส่วน ได้แก่ มาตรฐานการจัดเก็บข้อมูล (Archiving) มาตรฐานการสื่อสารข้อมูลบนเครือข่ายคอมพิวเตอร์ (Communication) เป็นต้น สำหรับมาตรฐานที่ใช้ในระบบนี้จะเป็นส่วนของการเก็บภาพทางการแพทย์และข้อมูลอื่นๆที่เกี่ยวข้องของคนไข้รวมกันไว้ด้วยกันในไฟล์เดียวกัน และเนื่องจากข้อมูลภาพที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอนอยู่ในรูปแบบของข้อมูลดิจิทัลอยู่แล้ว การเปลี่ยนข้อมูลภาพจากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้อิเล็กตรอนนี้จะทำได้ในส่วนของซอฟต์แวร์เพียงอย่างเดียว ไม่จำเป็นต้องมีฮาร์ดแวร์เสริมแต่อย่างใด



รูปที่ ก.5 ระบบการทำงานใหม่ที่ปรับปรุงประสิทธิภาพการทำงาน

ระบบแพชชี่ที่นำมาใช้ปรับปรุงการทำงานแบบเดิมนั้น มีภาพรวมของระบบใหม่แสดงในรูปที่ ก.5 เมื่อเปรียบเทียบกับการทำงานเดิมในรูปที่ 1.8 แล้ว จะสังเกตได้ว่ามีเครื่องคอมพิวเตอร์เพิ่มเติมเข้ามาสามเครื่องคือ เครื่องคอมพิวเตอร์สำหรับแปลงภาพเป็นรูปแบบไดคอม เครื่องบริการอินเทอร์เน็ต และเครื่องสำหรับตรวจวัดหินปูน

โครงสร้างของระบบแพชชี่ประกอบไปด้วย 5 ส่วนหลัก ซึ่งเป็นแม่แบบในการสร้างระบบใหม่นี้ด้วย เมื่อเปรียบเทียบการทำงานของระบบใหม่กับระบบแพชชี่สามารถอธิบายได้ดังนี้

1. คนใช้ลงทะเบียนสำหรับรับการถ่ายภาพตัดขวาง ข้อมูลส่วนนี้เก็บไว้ในเวชระเบียน (ส่วนของเอชไอเอส/อาร์ไอเอส) โดยการป้อนข้อมูลลงไปโดยตรง
2. คนใช้เข้าไปถ่ายภาพตัดขวางที่เครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูง (ส่วนของระบบสร้างภาพ) ได้กลุ่มภาพถ่ายตัดขวางของคนใช้นั้นเก็บไว้เป็นแฟ้มเฉพาะของเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง อยู่ภายในพื้นที่เก็บข้อมูลชั่วคราวที่เครื่องแปลงภาพ ผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์เฉพาะ
3. กลุ่มภาพถ่ายตัดขวางที่ได้ถูกนำมาแปลงข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบมาตรฐานที่เครื่องคอมพิวเตอร์แปลงภาพเป็นรูปแบบไดคอม (ส่วนของคอมพิวเตอร์สำหรับดึงข้อมูล) พร้อมกับดึงข้อมูลคนใช้จากเวชระเบียนผ่านระบบเวชระเบียน รวมกันได้ภาพตัดขวางของคนใช้มาตรฐานไดคอม
4. ภาพไดคอมถูกส่งไปเก็บไว้ในฐานข้อมูลโรงพยาบาลผ่านเกณฑ์วิธีการสื่อสารแบบโนเวล (Novell) หรือไมโครซอฟท์เน็ตเวิร์ค (Microsoft Network) ซึ่งเป็นเกณฑ์วิธีที่ใช้สื่อสารในระยะใกล้ (LAN) และสามารถดึงข้อมูลกลับมา หรืออัปเดตข้อมูลได้ โดยผ่านคอมพิวเตอร์บริการอินเทอร์เน็ตหรืออินเทอร์เนต (ส่วนควบคุมระบบแพคซ) ผ่านสถาปัตยกรรมการเชื่อมต่อฐานข้อมูลแบบเปิด และด้วยการทำงานผ่านคอมพิวเตอร์บริการอินเทอร์เน็ตหรืออินเทอร์เนต ถือได้ว่าเป็นการสนับสนุนแพทย์ทางไกล (Teleradiology) ในกรณีที่รังสีแพทย์สามารถดึงข้อมูลจากโรงพยาบาลขณะที่อยู่ต่างสถานที่โดยผ่านโมเด็มได้
5. สถานีงานที่ทำหน้าที่ตรวจวัดหินปูน (ส่วนแสดงผล) ดึงภาพจากคอมพิวเตอร์บริการอินเทอร์เน็ต โดยการขอที่อยู่เก็บแฟ้มไดคอมผ่านเกณฑ์วิธีควบคุมการขนส่งข้อมูล/เกณฑ์วิธีอินเทอร์เน็ต (TCP/IP) ร่วมกับเทคโนโลยีเอเอสพี (Active Server Pages) จากนั้นจึงใช้ตัวบริการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์ (FTP) ดึงข้อมูลภาพตัดขวางหัวใจจากที่อยู่ที่ได้ แล้วส่งให้แพทย์ทำการวินิจฉัยและตรวจวัดหินปูน ผลการตรวจวัดนำมาเก็บไว้ในแฟ้มเดียวกัน และส่งกลับไปยังฐานข้อมูลโรงพยาบาลพร้อมกับอัปเดตผลการตรวจวัดกับเวชระเบียนกลาง ด้วยตัวบริการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์ตามที่อยู่เดิม

ในกรณีที่การตรวจวัดหินปูนกระทำนอกสถานที่ โดยผ่านสื่ออื่นๆ ที่ไม่สามารถเขียนลงซ้ำได้อีก เช่น แผ่นซีดีรอม นั้น ผลการตรวจวัดไม่สามารถเก็บเข้ารวมกับแฟ้มมาตรฐานเดิมได้ และในขั้นตอนนี้ผลที่ได้จะต้องบันทึกลงในกระดาษเพื่อนำกลับมาอัปเดตในเวชระเบียน

### ข้อกำหนดที่สำคัญของระบบ

สิ่งสำคัญที่สุดในการนำระบบนี้ไปใช้ ก็คือต้องรักษาเกณฑ์วิธีในการสื่อสาร (Communication Protocol) ระหว่างส่วนประกอบต่างๆ ให้ตรงกับที่ออกแบบไว้ และมีข้อกำหนดคุณลักษณะของส่วนประกอบบางอย่างที่จำเป็นต้องมีด้วย ข้อกำหนดเหล่านั้นได้แก่

1. ฐานข้อมูลโรงพยาบาลจะต้องรองรับการติดต่อด้วยมาตรฐานไอดีบีซี

2. เครื่องบริการอินเทอร์เน็ต/อินเทอร์เน็ตจะต้องรองรับการติดต่อด้วยภาษาเอเอสพี เช่น ตัวให้บริการอินเทอร์เน็ตสารสนเทศของไมโครซอฟท์ (Information Internet Server: IIS) เป็นต้น

สำหรับข้อกำหนดคุณลักษณะของเครื่องคอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์ที่ใช้ นั้น ขึ้นอยู่กับความเหมาะสมต่างๆ

### การกระจายภาระงานด้วยเครือข่ายคอมพิวเตอร์

เนื่องจากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอน ประกอบไปด้วยส่วนที่ทำหน้าที่ถ่ายภาพตัดขวางและส่วนที่ทำหน้าที่ตรวจวัดความเป็นหินปูนอยู่ในระบบเครื่องเดียวกัน ดังนั้นแนวทางการแก้ปัญหาจึงเป็นการแยกหน้าที่ใดหน้าที่หนึ่งออกมาจากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางนี้ ซึ่งแน่นอนว่าควรแยกส่วนที่ทำหน้าที่ตรวจวัดความเป็นหินปูน ซึ่งเป็นหน้าที่รองของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางใช้ลำอิเล็กตรอนนี้ โดยการถอดแบบลักษณะทางซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการตรวจวัดแล้วสร้างขึ้นมาเป็นซอฟต์แวร์ซึ่งสามารถทำงานได้บนเครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลทั่วไป นั่นหมายความว่าเพียงถ้าเรามีข้อมูลภาพอยู่ในสื่อบันทึกข้อมูลที่เคลื่อนย้ายได้ เราสามารถนำภาพและซอฟต์แวร์ตัวนี้ไปตรวจวัดที่เครื่องคอมพิวเตอร์ใดๆก็ได้ จึงเป็นการแบ่งภาระการทำงานออกจากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอย่างสมบูรณ์ นั่นคือ เครื่องถ่ายภาพตัดขวางจะทำหน้าที่ถ่ายภาพตัดขวางเพียงอย่างเดียว ขณะที่การตรวจวัดนั้นจะกระทำที่เครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลใดๆ และสามารถตรวจวัดคนไข้หลายคนในคราวเดียวกันอีกด้วย

ซอฟต์แวร์ที่สร้างขึ้นมาเพื่อตรวจวัดโดยเฉพาะนั้น การทำงานของมันจะเป็นลักษณะเดียวกันกับซอฟต์แวร์บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง เพื่อเป็นการส่งเสริมให้ผู้ใช้เดิมเปลี่ยนมาใช้ซอฟต์แวร์ใหม่นี้ได้โดยง่าย และการออกแบบเขียนโปรแกรมซอฟต์แวร์นี้จะต้องรองรับความสามารถของแพคเกจที่ได้กล่าวไว้แล้วในหัวข้อที่ผ่านมาด้วย ดังนั้นหน้าที่ของซอฟต์แวร์นี้มีอยู่สองอย่างหลักๆ คือ ใช้ตรวจวัดความเป็นหินปูนจากภาพตัดขวางหัวใจ และรับข้อมูล รูปภาพหัวใจ และเก็บข้อมูลการรักษาเข้าไปยังไฟล์ไดค้อมเดิมที่รับมา

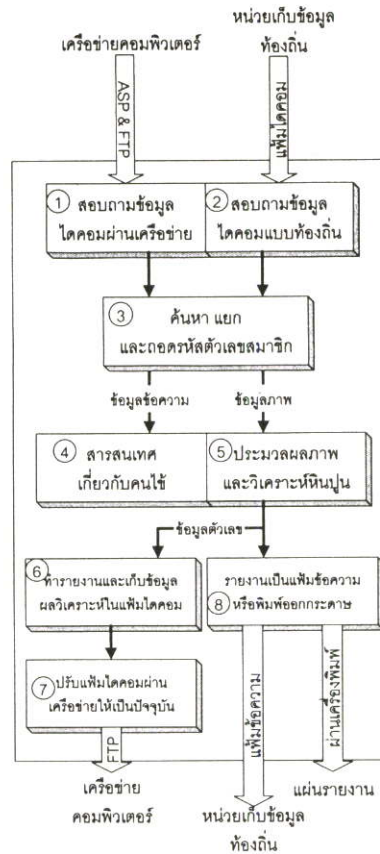
และเมื่อนำซอฟต์แวร์ตัวนั้นมาใช้กับระบบในรูปแบบที่ ก.5 ย่อมแสดงให้เห็นถึงการกระจายภาระงานการตรวจวัดหินปูนว่าสามารถทำได้บนเครื่องคอมพิวเตอร์ทุกเครื่องที่ต่อเชื่อมอยู่กับเครือข่ายของโรงพยาบาลไม่ว่าจะเป็นข่ายงานบริเวณเฉพาะที่ (Local Area Network: LAN) หรือข่ายงานบริเวณกว้าง (Wide Area Network: WAN) หรือแม้แต่การคัดลอกข้อมูลลงบนแผ่นซีดีรอมเพื่อนำไปตรวจวัดสถานที่อื่นๆ ก็เป็นไปได้

## โครงสร้างซอฟต์แวร์สำหรับตรวจวัดหินปูน

เนื่องจากการตรวจวัดหินปูนเดิมนั้นใช้ซอฟต์แวร์ที่มีให้บนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงเท่านั้น ซึ่งทำให้เกิดปัญหาภาระงานมากเกินไป ดังนั้นเพื่อเป็นการกระจายภาระงาน จึงต้องมีการสร้างซอฟต์แวร์ลักษณะเดียวกันขึ้นมาเพื่อใช้กระจายตามเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ให้บริการต่างๆ ซึ่งซอฟต์แวร์ที่สร้างขึ้นมานี้ มีหน้าที่หลักตามระบบงานใหม่ที่แสดงไว้ในรูปที่ ก.5 คือ บรรจข้อมูลไตคอมพิวเตอร์ผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์หรือผ่านสื่อต่างๆ เพื่อนำไปตรวจวัดหาหินปูนและเก็บผลที่ได้กลับแฟ้มไตคอมพิวเตอร์ หรือทำออกมาเป็นไฟล์รายงานหรือแผ่นรายงาน

รูปที่ ก.6 แสดงแผนภาพบล็อกการทำงานของซอฟต์แวร์ดังกล่าว ความหมายของการทำงานในบล็อกต่างๆเป็นดังนี้

1. บล็อกสอบถามข้อมูลไตคอมพิวเตอร์ผ่านเครือข่าย สอบถามข้อมูลไตคอมพิวเตอร์ที่ต้องการผ่านรหัสคนไข้และลำดับภาพไปยังฐานข้อมูลของระบบโดยใช้การสื่อสารเอเอสพี แล้วจึงบรรจุแฟ้มไตคอมพิวเตอร์ลงหน่วยความจำโดยผ่านการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์
2. ในกรณีที่ต้องการบรรจุข้อมูลไตคอมพิวเตอร์ผ่านสื่ออื่นที่ไม่ใช่เครือข่ายคอมพิวเตอร์จะกระทำในบล็อกสอบถามข้อมูลไตคอมพิวเตอร์แบบท้องถิ่นนี้ โดยการเลือกชื่อแฟ้มไตคอมพิวเตอร์ผ่านสื่อเหล่านั้นโดยตรง
3. แฟ้มไตคอมพิวเตอร์มาจากบล็อกที่ 1 หรือ 2 จะนำมาค้นหา แยก และถอดรหัสตัวเลขสมาชิกที่ต้องการ อันได้แก่ รหัสตัวเลขสมาชิกที่เกี่ยวกับข้อมูลของคนไข้ อันได้แก่ ชื่อคนไข้ อายุ เพศ ชื่อโรงพยาบาล เหล่านี้เป็นต้น และรหัสตัวเลขสมาชิกที่เกี่ยวกับข้อมูลภาพ อันได้แก่ ชนิดของภาพ (Modality) มิติของภาพ ขนาดของพิกเซลที่ใช้สำหรับพื้นที่ 1 มิลลิเมตร เหล่านี้เป็นต้น
4. ข้อมูลข้อความจากบล็อกที่ 3 ที่เกี่ยวกับคนไข้จะนำมาแสดงไว้โดยบล็อกสารสนเทศเกี่ยวกับคนไข้
5. ข้อมูลภาพจากบล็อกที่ 3 จะเป็นกลุ่มข้อมูลภาพตัดขวางหัวใจ ในบล็อกนี้ ภาพแต่ละภาพจะถูกนำมาประมวลผลภาพเพื่อถ่ายต่อการวิเคราะห์หินปูน และทำการวิเคราะห์หินปูนโดยอาศัยแพทย์ผู้ตรวจร่วมด้วย
6. จากบล็อกที่ 5 จะได้ข้อมูลตัวเลขที่แสดงสภาพความเป็นหินปูนของเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจแต่ละเส้น ข้อมูลตัวเลขนี้จะนำมารายงานบนจอภาพและเก็บผลวิเคราะห์เหล่านี้ในแฟ้มไตคอมพิวเตอร์เพื่อเตรียมตัวส่งแฟ้มไตคอมพิวเตอร์ที่ปรับปัจจุบันแล้วนี้ กลับไปยังฐานข้อมูลเดิมโดยการผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์ แต่ในกรณีที่แฟ้มไตคอมพิวเตอร์ถูกเปิดจากหน่วยเก็บข้อมูลท้องถิ่น จะไม่มีการเก็บผลข้อมูลไตคอมพิวเตอร์ปรับปัจจุบันผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์



รูปที่ ก.6 แผนภาพโครงสร้างการทำงานของซอฟต์แวร์ตรวจวัดหินปูน

7. บล็อกที่ 7 นี้ทำหน้าที่ติดต่อฐานข้อมูลในระบบด้วยการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์เพื่อปรับข้อมูลไคคอมในฐานข้อมูลให้เป็นปัจจุบัน

8. ข้อมูลตัวเลขแสดงสภาพหินปูนสามารถนำมารายงานในรูปแบบของแฟ้มข้อความ (Text File) หรือพิมพ์รายงานแสดงผลทางเครื่องพิมพ์ได้

### การสอบถามข้อมูลไคคอมผ่านเครือข่ายคอมพิวเตอร์

โดยการใช้รหัสประจำตัวคนไข้ และลำดับภาพที่ต้องการนำไปเรียกแฟ้มเอเอสพีที่อยู่บนตัวบริการอินเทอร์เน็ต/อินทราเน็ต จะได้แฟ้มเอชทีเอ็มแอลซึ่งมีชื่อแฟ้มไคคอมที่ต้องการอยู่ แล้วจึงไปดึงแฟ้มไคคอมนั้นจากตัวบริการถ่ายโอนไฟล์

```
<HTML>QueryResult=
<% set conntemp = server.createobject( "adodb.connection" )
conntemp.open "calcium","samrit","calcium"
PatientID = Request.QueryString( "PatientID" )
Series = Request.QueryString( "Series" )
s = "select DIRECTORY_RECORD,REFERENCE_FILE from system.series
where PATIENT_ID = '" + PatientID + "' and SERIES_NUMBER = " + Series

set rstemp = conntemp.execute(s)

if not rstemp.eof then %>
<% = rstemp.fields(0).value %><% = rstemp.fields(1).value %>
<% else%>~~~Query Failed~~~
```

```
<% end if %>
<% conntemp.close %>
</HTML>
```

### รูปที่ ก.7 ตัวอย่างภาษาเอสพีทีที่ใช้ในการสอบถามข้อมูลไคคอม

รูปที่ ก.7 เป็นตัวอย่างเพิ่มเอสพีทีที่ใช้ในการสอบถามเพิ่มข้อมูลไคคอมจากตัวบริการ อินเทอร์เน็ต/อินเทอร์เน็ต โดยการส่งพารามิเตอร์สองตัวผ่านพิวลส์ชื่อ PatientID และ Series ตัวอย่างเช่น ถ้าสอบถามตัวให้บริการด้วย

“http://server/path/query.asp?PatientID=9999&Series=1”

หมายถึงว่าให้ค้นหาเพิ่มไคคอมของคนไข้รหัส 9999 ลำดับภาพที่ 1 เป็นต้น ผลที่ได้จากการสอบถามนี้ ในกรณีที่เพิ่มที่สอบถามมีอยู่จริงจะตอบกลับเป็นที่อยู่ของแฟ้มนั้น เช่น

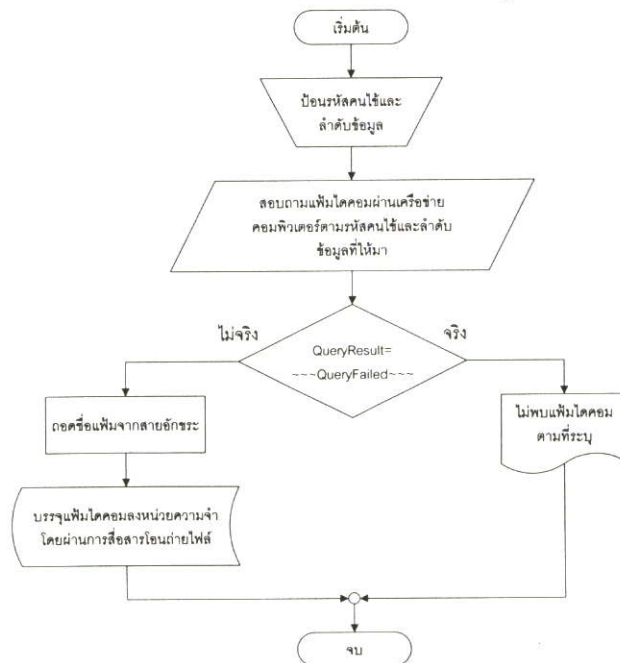
QueryResult=ftp://server/image\_path/image.dcm

แต่ในกรณีที่ไม่มีเพิ่มไคคอมตามที่ระบุผลที่ได้จะเป็น

QueryResult=~~~Query Failed~~~

การทำงานของโปรแกรมในบล็อกนี้สามารถเขียนเป็นผังงานโปรแกรมได้ดังแสดงในรูปที่

ก.8



### รูปที่ ก.8 ผังงานโปรแกรมสอบถามข้อมูลไคคอม

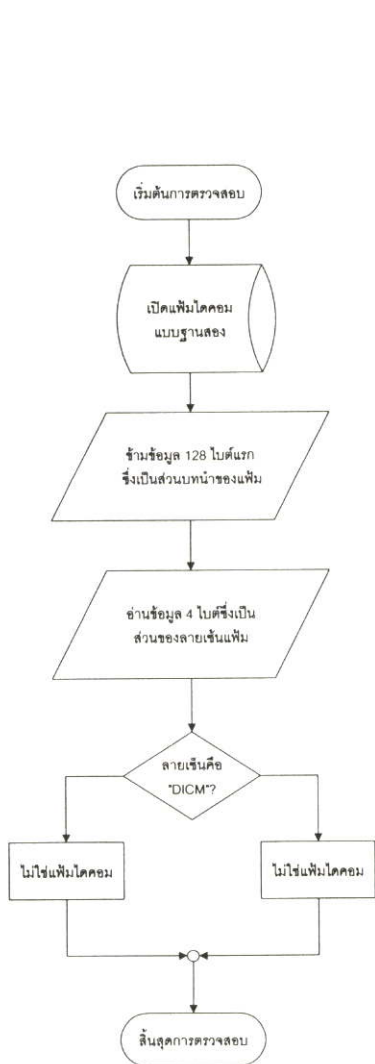
#### การค้นหา แยก และถอดรหัสตัวเลขสมาชิก

เพิ่มข้อมูลที่ได้จะนำมาค้นหา แยกส่วนที่เป็นข้อมูล และถอดรหัสจากตัวเลขสมาชิก เฉพาะตัวเลขสมาชิกที่ต้องการ สำหรับเพิ่มไคคอมที่เปิดจากหน่วยเก็บข้อมูลท้องถิ่นจะถูก

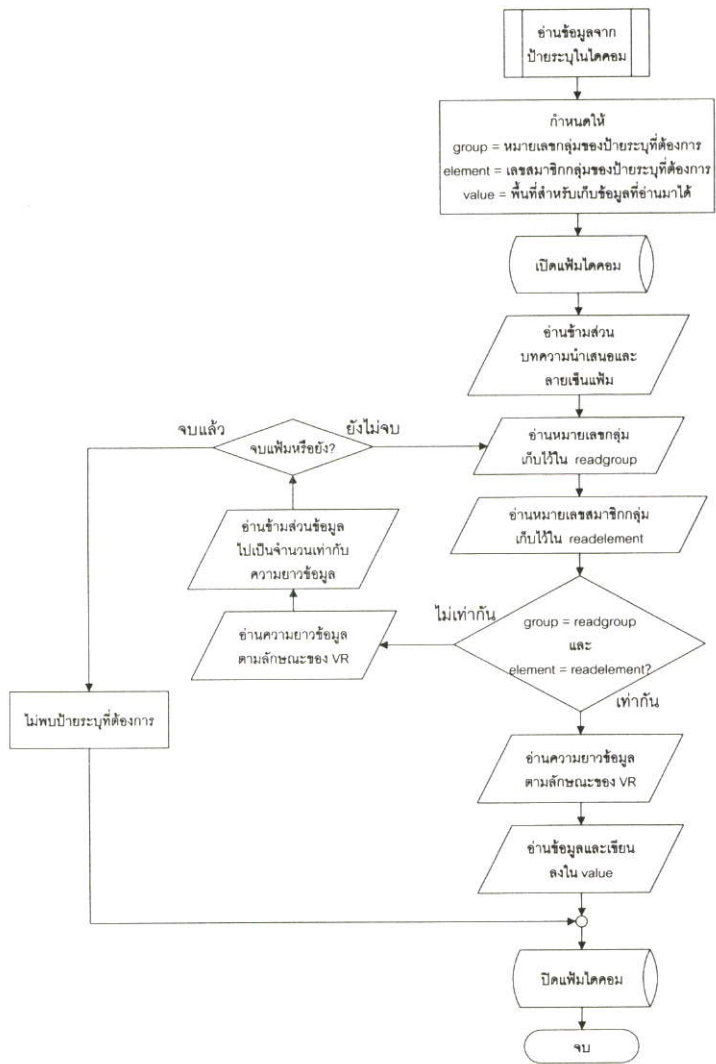
ตรวจสอบความสมเหตุสมผลของการเป็นแฟ้มไดคอมโดยการตรวจสอบลายเซ็นของแฟ้มไดคอมว่าลายเซ็นเป็นรหัสถูกต้องหรือไม่

เมื่อแฟ้มไดคอมพร้อม โปรแกรมอ่านข้อมูลจากป้ายระบุต่างๆลงสู่หน่วยความจำหลัก โดยวิธีการอ่านข้อมูลจากป้ายระบุนั้นแสดงไว้ในรูปที่ ก.10 เนื่องจากป้ายระบุในแฟ้มไดคอมเรียงลำดับจากน้อยไปหามากอยู่แล้ว โดยเรียงจากเลขกลุ่มเป็นหลัก แล้วจึงเรียงตามรหัสสมาชิก ดังนั้นการอ่านข้อมูลจากป้ายระบุที่ต้องการจึงสามารถหาได้โดยการเริ่มอ่านป้ายระบุแรกที่อยู่ต้นแฟ้มและเปรียบเทียบเรื่อยๆจนกว่าจะพบป้ายระบุที่ต้องการ

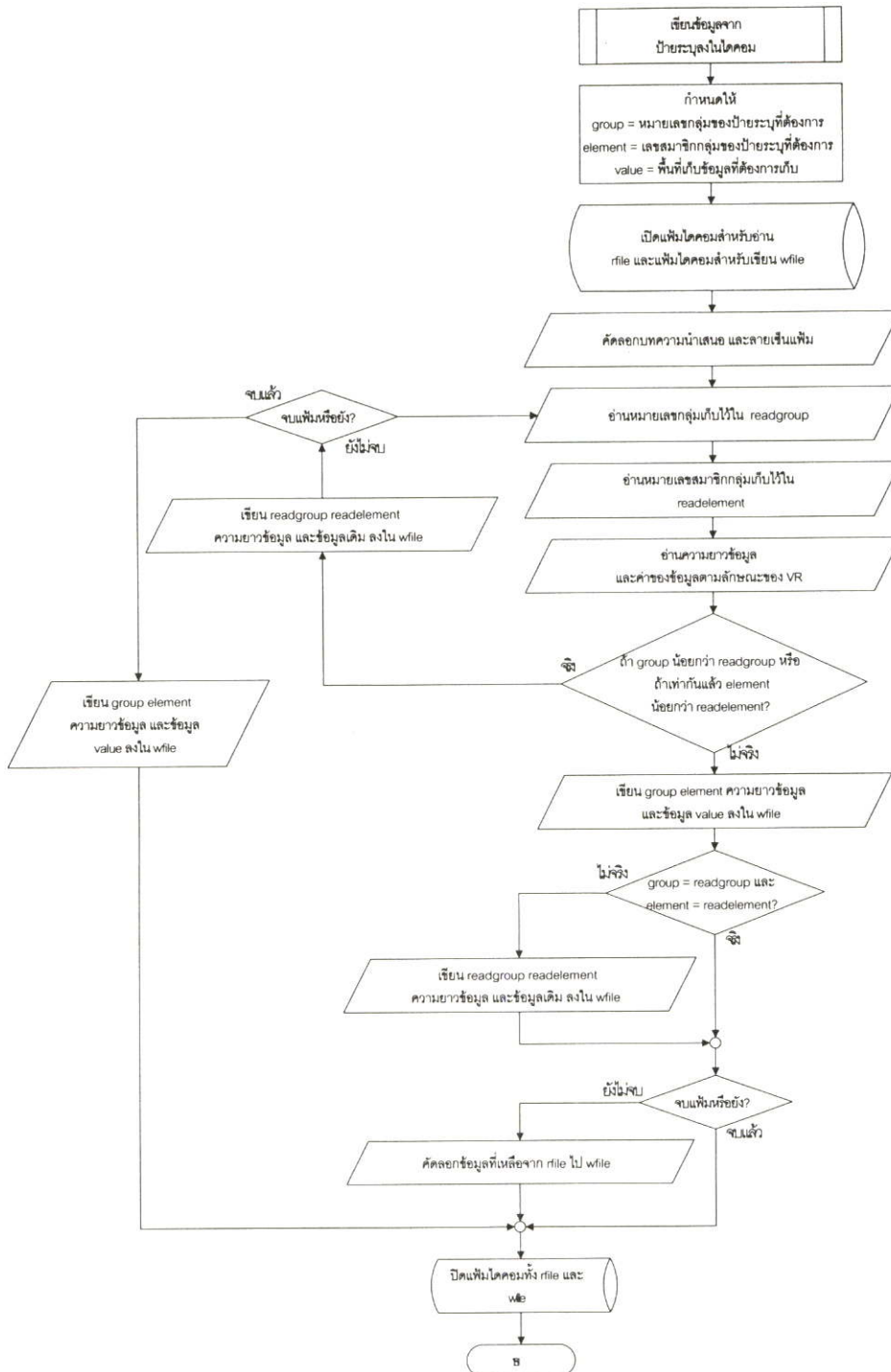
ข้อมูลเกี่ยวกับคนไข้จะถูกส่งต่อไปยังบล็อกสารสนเทศเกี่ยวกับคนไข้ เพื่อนำไปแสดงผล



รูปที่ ก.9 การตรวจสอบความสมเหตุสมผลของการเป็นแฟ้มไดคอม (DICOM Validity)



รูปที่ ก.10 ผังงานการอ่านข้อมูลจากป้ายระบุที่กำหนด



รูปที่ ก.11 ผังงานการเขียนข้อมูลลงในป้ายระบุที่กำหนด

### รายงาน และการเก็บข้อมูลผลตรวจวัดลงในแฟ้มไมโครคอม

ผลการตรวจวัดที่ได้จะแบ่งตามชนิดของหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจทั้งสิ้น อันได้แก่ LM LAD LCX และ RCA และแต่ละชนิดของหลอดเลือดจะเป็นผลรวมของค่าต่างๆจากพื้นที่ที่สนใจที่ได้วางลงบนหลอดเลือดนั้น เช่น พื้นที่ (หน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร) ค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นบนพื้นที่

เหล่านั้น ค่าสูงสุดของพื้นที่เหล่านั้น จำนวนพื้นที่ที่สนใจบนหลอดเลือดนั้น และค่าผลการตรวจวัดแบบอกส์ตัน ตัวอย่างแสดงไว้ในรูปที่ ก.12

ROI Summary X

Patient Information:

ID  Name  Date

Scoring Result:

Type	Area	Mean	Peak	Lesions	Score(IAGT)
LM	36.9	893.9	525	4	132.0
LAD	33.3	841.1	457	4	94.4
LCX	41.5	1074.6	376	6	103.4
RCA	7.5	159.7	214	1	15.0
TOT	119.1	903.2	525	15	344.8

Close this dialog        Quit program

รูปที่ ก.12 ตัวอย่างผลการตรวจวัดหินปูนรายงานบนจอภาพ

ผลการตรวจวัดสามารถนำเก็บไว้ในแฟ้มไดค่อมและส่งข้อมูลผ่านเครือข่ายกลับไปยังฐานข้อมูลเดิมโดยผ่านการสื่อสารถ่ายโอนไฟล์ในตำแหน่งเดิมที่นำแฟ้มนี้มา สำหรับขั้นตอนวิธีการเก็บผลการตรวจวัดลงในป้ายาระบุที่ใช้สำหรับเก็บข้อมูลผลการตรวจวัดนั้นแสดงไว้ในรูปที่ ก.

11

ตัวอย่างหน้าจอแสดงผลของซอฟต์แวร์ช่วยวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจ

รูปที่ ก.13 เป็นหน้าจอของซอฟต์แวร์ช่วยวัดหินปูนในหลอดเลือดหัวใจที่ได้จากงานวิจัยชิ้นนี้ โปรแกรมถูกติดตั้งใช้งานอยู่ที่โรงพยาบาลรามาริบัติ แผนกรังสีวิทยา เพื่อใช้ร่วมกับภาพตัดขวางหัวใจที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพตัดขวางความเร็วสูงอิมเมตรอน ที่โรงพยาบาลมีใช้อยู่

Calscore for Windows \_ | □ | X

File Auto Score Help

[Calscore for Windows 2000a (2000.05.03b)]  
RAMA HOSPITAL  
65Y.CAC.P2.

Artery Type  
 LM  LAD  LCX  RCA

SEARCH REGION:  
AREA (MM2) : 50  
MEAN : 75.77  
S.DEV : 109.76  
BV AREA : 11.66  
BV MEAN : 226.87  
BV S.DEV : 107.35  
PEAK : 525

R...	Peak	BVA(130)	Class.
A	385	6.447	LAD
B	356	9.026	LAD
C	359	12.378	LAD
D	286	8.768	LAD
E	457	7.736	LAD
F	220	4.384	
G	412	11.346	

7 |

Age 65  
Level 1040  
Window 400

รูปที่ ก.13 ตัวอย่างหน้าโปรแกรมขณะกำลังใช้งาน

## ภาคผนวก ข

### ตารางของค่าน้ำหนักต่างๆที่ใช้ในเครือข่ายประสาทเทียม

จากหัวข้อ 3.3.5 สรุปการใช้จำนวนโหนดหลบซ่อนเท่ากับ 33 ตัว และใช้โปรแกรม MATLAB ในการสอนเครือข่ายประสาทเทียมแบบส่งต่อไปข้างหน้าดังรูปที่ 3.3 ซึ่งจะได้เมตริกของน้ำหนักที่ใช้ในเครือข่ายต่างๆอยู่สี่กลุ่ม ได้แก่ เมตริกน้ำหนักของชั้นหลบซ่อน ( $IW^{1,1}$ ) เมตริกไบอัสของชั้นหลบซ่อน ( $b^1$ ) เมตริกน้ำหนักของชั้นเอาต์พุต ( $LW^{2,1}$ ) และเมตริกไบอัสของชั้นเอาต์พุต ( $b^2$ ) ในภาคผนวกนี้เป็นค่าของเมตริกต่างๆเหล่านี้ของเครือข่ายประสาทเทียมที่มีจำนวนโหนดหลบซ่อนเท่ากับ 33 ตัว และการแสดงค่าตัวเลขใช้จำนวนทศนิยม 3 ตำแหน่งปัดลง

#### เมตริกน้ำหนักของชั้นหลบซ่อน ( $IW^{1,1}$ )

มีขนาดเท่ากับ 33x17

Column 1 To 8

-3.807	-1.333	-1.446	-5.264e-1	2.304e-2	-1.934	6.088e-1	1.657e-2
-1.291	-2.161	-1.050	-1.361e-1	-6.010e-2	-1.071e-1	9.477e-1	3.694e-1
1.076e-1	5.947e-1	-1.782e-1	-2.612e-1	4.268e-2	2.385e-2	-2.011e-1	4.371e-1
3.749e-1	6.951e-1	3.123e-1	1.106	2.593	1.302	6.357e-1	-7.041e-2
4.628e-2	2.261	-3.698	-3.797	-1.422e+1	-1.087e+1	-2.420	1.220
8.013	-4.057e-1	1.370	-2.654e-1	-1.538e-1	-2.988	-4.879	5.354e-1
-1.013	3.972	-7.713e-2	1.226e-1	-1.360e-1	-1.010e-1	1.362	-2.239e-1
5.785e-1	9.845e-1	-1.561	1.028e-1	2.032e-1	4.105e-1	-8.747e-1	4.909
-2.104e-1	-3.019	-3.352	1.721	-5.995e-2	-2.769e-2	3.484	-7.101e-1
5.809e-1	2.289e-1	-9.731e-2	-1.029	-2.100e-1	-2.195e-1	-1.435	-8.315e-2
-1.045e-1	1.745e-1	-2.538	-3.206e-1	-7.107e-2	-1.617e-1	1.966e-1	2.992e-2
-8.412e-3	-2.092e-1	-1.747e-2	-2.351e-1	-1.494	1.049e-2	1.010e-1	2.664
-2.831e-1	2.020e-2	3.743e-2	-1.134e-1	2.268e-1	-1.654e-1	-9.900e-2	2.518e-1
5.568e-1	-2.578e-2	-5.819e-1	-2.919e-1	1.264e-1	-4.237e-2	-1.250e-2	1.967e-1
7.114e-2	-5.618e-2	-1.146e-2	-5.153e-2	1.228e-3	-7.167e-2	-1.304e-1	1.242e-1
1.971e-1	-3.379e-1	-4.928e-1	7.531e-2	2.722e-1	2.392e-1	1.083	-4.573e-2
-3.655	4.126	-8.073e-2	6.558e-2	2.122e-1	3.320e-1	9.774e-1	-1.233e-1
7.020	2.696	-1.895e-1	-5.428e-1	3.904e-1	-1.059	-4.700	2.576e-1
-3.635	-1.521	-1.553	-7.928e-2	3.558e-1	-7.288e-2	-5.967e-1	-1.509e-1
-8.879e-2	6.824	-2.260	2.906e-1	-2.587e-1	-7.595e-1	2.736	2.618e-1
-2.703e-1	6.296e-1	-2.820e-1	-9.081e-2	-3.556e-1	1.221e-2	-2.197e-1	-9.812e-1
-7.543e-1	2.941	2.331	1.540	-3.573e-1	-3.224e-1	-1.922e-1	-7.026e-1
3.851e-2	-8.824e-1	-7.412e-2	-6.378e-1	-4.618e-1	1.666e-1	-5.083e-1	1.752e-1
-9.379e-2	9.093e-2	-1.414e-1	-6.925e-3	-2.016e-2	-3.399e-1	-4.408e-2	-1.724e-1
8.280e-1	-2.213	1.743	1.759e-1	7.627e-2	1.782e-2	-6.509e-2	9.592e-1
-2.859	2.096	-2.738e-1	-3.072e-1	1.216	2.915e-1	1.764e-1	9.250e-1
2.319e-1	8.146e-1	6.987e-2	-1.191e-1	1.461e-1	-6.077e-1	3.074e-2	-1.747e-1
2.343e-1	-3.782	-1.440	-5.550e-1	-6.301e-2	-1.696	-1.613	6.475e-1
-1.033e-1	6.579e-2	2.125e-1	-2.357e-1	-3.948e-3	-1.534e-1	1.800e-2	-3.509e-2
-1.265e-1	2.172e-1	1.807	-1.485e-1	-8.029e-2	4.886e-1	-6.589	-5.699e-1
-2.462e-2	-3.261e-1	1.515e-3	-3.925e-3	-2.900e-1	-1.961	2.382	-3.876e-2
1.985e-1	-4.857e-1	3.182e-1	3.206e-2	6.384e-1	2.515e-1	4.989e-1	-2.580e-1
-5.461e-1	-2.164e-1	7.995e-1	-1.027e-1	7.756e-2	4.092e-1	-5.549e-1	-1.575e-1

Column 9 To 16

-1.555e-1	3.571e-2	1.434e-1	-1.410e-1	-6.303e-1	2.170e-1	-3.466e-1	6.583e-1
3.886e-1	-1.056	-1.715e-1	-9.862e-2	2.988e-1	4.326e-2	-6.933e-1	3.230e-1
5.565e-1	-6.461e-3	-7.411e-2	-3.052e-1	2.372e-1	-6.777e-2	-3.836e-1	2.309e-1
-4.473e-1	-4.921e-1	-6.905e-2	2.678e-1	3.462e-1	2.726e-1	4.334e-1	-1.694e-1
1.025	-3.743	-2.174e-1	5.242	-1.762	-3.759	-2.544	2.612e-1
3.912e-1	2.526	3.350e-1	-2.842	-2.102e-1	3.403e-2	-5.023e-1	4.431e-1
-4.395e-2	1.264	8.350e-1	7.195e-1	6.050e-1	-5.468e-1	-5.414e-1	-1.150e-1
3.165e-1	3.241e-1	7.017e-1	3.969	-6.331e-1	-4.497e-2	-6.009	1.622e-1
-2.684e-2	-4.798e-2	-2.439	-3.921e-2	-3.757e-1	1.093	-3.787e-1	-3.618e-1
6.530e-3	1.576e-1	2.384e-1	5.093e-2	-2.906e-1	-2.793e-1	-2.568e-1	-5.639e-1
2.539e-1	-2.991e-2	-2.819e-1	-4.390e-1	3.267e-1	5.239e-2	3.336e-1	-2.043e-1
1.074	9.892e-2	3.490e-1	8.564e-1	1.295	-2.822e-1	-3.597	-1.332
-1.013e-1	1.874e-1	-2.370e-1	-8.549e-1	-4.759e-1	-1.574e-1	2.288e-1	4.303e-1
3.144e-1	-1.082e-2	-5.673e-2	7.088e-2	-1.156	1.468	-6.293e-2	2.165e-1

```

6.749e-2 -1.857e-1 -1.857e-1 -1.158e-1 -8.564e-2 3.718e-2 1.298e-1 2.458e-1
3.204e-3 7.520e-1 -1.649e-1 2.489e-1 -6.410e-2 3.952e-1 -1.615e-1 -2.892e-1
1.532 8.573e-1 1.748 1.387 4.797e-1 -4.183e-1 -4.202e-1 -4.481e-1
-4.379e-1 -3.461 -1.675e-1 4.558e-1 5.289e-1 -6.915e-2 8.838e-1 1.029e-1
-3.098e-1 -4.590e-1 7.735e-2 1.101e-1 3.586e-1 8.366e-2 5.466e-2 -1.129e-1
2.611 1.243 2.387 8.086e-1 2.137e-1 -3.457e-1 3.078e-1 -2.730e-3
-2.653e-1 -3.476e-1 1.904e-1 -4.415e-1 -6.505e-1 2.238e-1 1.041e-1 4.791e-2
-2.904 2.537 -4.024e-1 5.147e-2 1.295 5.683e-1 2.027 -6.042e-1
-2.054e-1 -3.112e-1 2.401e-1 -1.759e-2 -2.757e-1 -4.144e-1 -2.036e-1 -1.380
-3.269e-1 5.235e-1 -4.551e-1 -5.371e-1 7.777e-2 3.123e-1 -1.819e-1 -2.455e-1
-4.367e-1 -8.043e-1 -7.249e-1 -1.005 -2.149e-1 1.995e-1 -2.866e-1 1.085e-1
2.719 6.998e-1 -1.555 2.221e-2 -4.940e-1 6.926e-1 -6.666e-1 -1.129e-2
1.259e-1 1.330 -7.211e-1 -7.293e-1 1.041e-1 -2.994e-1 8.238e-1 -3.337e-1
-1.005 -5.550e-2 -1.417 -2.477 -2.142e-1 3.017e-1 1.920e-1 7.615e-1
-3.485e-1 9.258e-2 2.650e-1 -4.432e-1 8.074e-2 -1.692e-1 7.761e-3 1.029e-1
-1.831e-2 -6.679e-1 -3.075 -4.744e-2 -4.275e-1 -8.357e-2 2.403e-1 1.534e-1
-9.568e-3 1.817e-1 -4.589e-1 -7.236e-1 5.596e-1 8.772e-3 1.278e-1 -9.841e-1
-1.784 -1.854 -4.366e-1 1.723e-1 1.611e-1 -3.977e-2 1.024e-1 -1.544e-1
-7.740e-1 2.105e-1 2.463 -3.582e-1 -2.215 -5.719e-1 6.733e-2 4.519e-1

```

Column 17

```

-4.385e-1
-4.257e-1
-6.444e-2
-9.805e-2
-1.102
1.258
5.343e-1
-3.709e-1
-2.095
3.261e-1
1.016e-1
5.102e-1
-6.020e-2
2.500
9.435e-2
-5.075e-1
5.294e-2
1.374
-2.417e-1
-2.181e-1
7.151e-2
9.002e-1
-1.541e-1
-1.117e-2
5.638e-1
-2.749e-1
-3.766e-1
4.402e-1
-9.537e-2
-7.779e-1
-1.117
3.671e-1
6.898e-2

```

เมตริกไบอัสของชั้นหลบซ่อน ( $b^1$ )

มีขนาดเท่ากับ 33x1

```

-3.061
-1.832
1.529
-1.503
-1.739
-5.351e-1
1.228
-1.439e-1
1.359
1.822
6.475e-1
-7.170e-1
-6.102e-1
3.205
2.313e+1
-1.048
-2.375e-2
3.383e-1

```

-9.175e-1  
 -8.186e-1  
 -1.001  
 1.100  
 4.575e-1  
 1.787  
 -7.595e-2  
 -7.280e-1  
 2.981  
 3.704e-2  
 -1.349  
 -2.526  
 -3.081  
 -2.254  
 -3.784

### เมตริกน้ำหนักของชั้นเอาร์ทพุด ( $LW^{2,1}$ )

มีขนาดเท่ากับ 5x33

#### Column 1 To 8

1.508	6.343e-2	3.160e-1	3.239	2.006	-9.323e-1	-9.344e-1	1.454
1.015	-2.324e-1	-1.027	-6.932e-1	-5.682e-1	-2.828	1.946	-1.701
1.193	-1.202e-1	3.882e-1	-2.021	-1.543	7.848e-1	-3.345e-1	-6.558e-1
-1.586e-1	-3.749e-1	-9.087e-1	-8.771e-1	3.726e-1	2.563	5.877e-1	-1.212
-1.253	-2.061	8.452e-1	-3.819	-1.173	-4.698e-1	-5.317e-1	-5.781e-1

#### Column 9 To 16

-3.478e-1	-3.514e-1	-2.988	1.133	-8.934e-1	8.928e-1	8.642e-1	-9.638e-1
4.786e-1	1.869e-1	4.819	1.144e-1	1.721e-1	-6.311e-1	4.607e-2	1.060
-6.671e-1	6.594e-1	2.742	-8.416e-1	3.351	-4.212e-1	-2.600e-1	2.502
1.866	-3.308e-2	8.894e-1	-1.955	1.352	-7.436e-1	-9.328e-1	8.986e-2
-5.019e-1	-1.689	1.596	-1.412	-8.639e-2	-5.628e-1	-7.214e-1	1.001

#### Column 17 To 24

2.269	-1.893	-2.766	4.938e-1	-6.878e-1	-1.901	1.722	2.569
-4.144	5.561e-1	-6.713e-1	-1.605	1.408	3.266e-2	-1.775	-4.039e-1
-2.226e-1	3.577	-6.202e-1	-3.089	1.474e-1	2.007e-1	-1.463	-1.106
-1.171	-2.720e-2	3.640e-1	1.408	-3.372e-1	-5.924e-1	-8.789e-1	-2.335e-1
-3.439e-1	-1.303	3.206	-7.897e-1	6.600e-1	1.643	-1.701e-1	-4.286

#### Column 25 To 32

-1.157	8.064e-1	1.28	-1.196e-1	-1.044	-1.068e-1	-1.995	2.299
-4.941e-1	-3.616e-1	-7.76e-1	-1.919	5.011	3.827e-1	2.029	-1.430
1.434	8.807e-1	8.97e-2	3.503e-1	-2.178e-1	1.316	3.169	2.206e-1
1.573	-6.651e-1	-4.79e-1	-3.671	1.160	8.021e-1	7.726e-1	-3.872e-1
3.956e-2	-1.319	-1.06	1.786	2.302e-1	3.445e-1	1.372	-1.717

#### Column 33

-7.946e-1  
 5.759e-1  
 1.418  
 1.787  
 -7.620e-1

### เมตริกไบอัสของชั้นเอาร์ทพุด ( $b^2$ )

มีขนาดเท่ากับ 5x1

-2.581  
 -1.764  
 -3.695e-1  
 -1.740  
 -2.900

## ภาคผนวก ค

### ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

บทความที่ 1 ได้รับการตีพิมพ์ในการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 21 วันที่ 12-13 พฤศจิกายน 2541 ที่สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ในชื่อเรื่อง

การออกแบบและพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์ช่วยนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ

Design and Development of Computer Aided Calcium Scoring System in Heart Arteries

การออกแบบและพัฒนาระบบคอมพิวเตอร์ช่วยนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ  
Design and Development of Computer Aided Calcium Scoring System in Heart Arteries

สัมฤทธิ์ เศษวงษ์ธรรม วิทยาลัยเทคโนโลยี ชิวฉิววิทย  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
บุรี ผู้ชนะเจริญชัย

หน่วยปฏิบัติการวิจัยเทคโนโลยีระบบคอมพิวเตอร์และอัตโนมัติ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ

สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ

73/1 ถนนพระราม 6 เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400

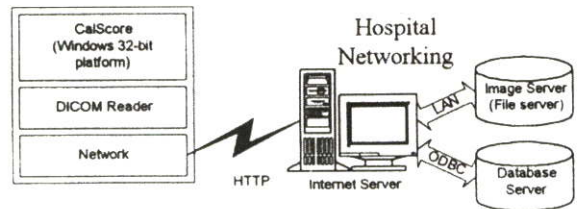
โทร (02) 942-8083 โทรสาร (02) 942-8083 E-Mail: suthce@notes.nectec.or.th

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาระบบช่วยนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจเพื่อสนับสนุนการวินิจฉัยทางการแพทย์โรคหัวใจ จากระบบเดิมที่ต้องถ่ายภาพและนับแคลเซียมบนเครื่อง Ultrafast-CT scanner เดียวกัน ให้เป็นการทำงานผ่านระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ร่วมกับระบบจัดการฐานข้อมูล ดึงข้อมูลของคนไข้จากเครื่องคอมพิวเตอร์ใดๆที่ต่อกับเครือข่ายที่มีระบบฐานข้อมูลคนไข้ วัดปริมาณแคลเซียม และเก็บผลกลับสู่ฐานข้อมูล และเพิ่มความสามารถให้อ่านเอกสารทางการแพทย์ DICOM อันเป็นมาตรฐานเพื่อนำไปใช้กับอุปกรณ์การแพทย์รุ่นใหม่ อีกทั้งเปลี่ยนจากการใช้งานเดิมซึ่งทำงานบนระบบปฏิบัติการ DOS เป็นการใช้งานบนระบบปฏิบัติการ Windows ซึ่งเป็น GUI (Graphics User Interface) รองรับการทำงานแบบหลายงาน (multitasking) และเพิ่มโอกาสพัฒนาขีดความสามารถซอฟต์แวร์ได้ง่าย

Abstract

This paper presents design and development of computer aided calcium-scoring system in heart arteries to support coronary medical diagnoses. By improving the original system that both cross-section scanning and calcium scoring are taken place on the same Ultrafast-CT scanner to an improved system that works with network communication and database management system: Receiving an interesting artery image from any network-connected computer, measuring calcium score, storing the result back. Thus, manifesting to service distribution. Also, adding a new feature for reading a medical archive file, DICOM, to use with modern medical instruments. Furthermore, the old program that originally runs on DOS is modified to run on Windows OS, which is GUI (Graphics User Interface), multitask working, and easily software developing.



รูปที่ 1 แบบจำลองการเชื่อมต่อซอฟต์แวร์เข้ากับเครือข่ายฐานข้อมูล

1. บทนำ

งานระบบช่วยนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจนั้น เป็นหนึ่งในขบวนการทางการแพทย์หลายอย่าง ที่ใช้ในการตรวจวิเคราะห์คนไข้ [1] และได้มีการเสนอโปรแกรมนับปริมาณแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจซึ่งเป็นการทำงานบนเครื่องคอมพิวเตอร์เดี่ยว การนับกระทำกับภาพถ่ายหัวใจที่อยู่ในรูปแบบเพิ่มเติม และการดึงภาพเพื่อใช้ในการนับ หรือการเก็บผลการวิเคราะห์ กระทำกับดิสก์ไครฟ์ ฮาร์ดดิสก์ หรือซีดีรอมไครฟ์เท่านั้น แต่เนื่องจากข้อมูลภาพที่ใช้ในการนับโดยทั่วไปมีขนาดใหญ่และบ่อยครั้งอยู่ในรูปแบบเพิ่มเติมที่เป็นมาตรฐาน (DICOM) จึงเป็นที่มาของการพัฒนาระบบช่วยนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ ในการนำซอฟต์แวร์เดิมที่มีอยู่ เพิ่มความสามารถการติดต่อกับฐานข้อมูลคนไข้ของโรงพยาบาล อีกทั้งปรับปรุงให้ซอฟต์แวร์สามารถใช้กับเพิ่มข้อมูลที่อยู่ในรูปแบบมาตรฐาน ซึ่งจะช่วยให้ทำงานกับข้อมูลคนไข้ได้สะดวกขึ้น ภาพรวมของระบบแสดงในรูปที่ 1

ระบบถูกออกแบบขึ้นเพื่อให้เข้ากับเทคโนโลยีที่มีอยู่ในปัจจุบัน อันได้แก่ลักษณะของเครือข่ายคอมพิวเตอร์ที่สามารถรองรับการสื่อสารแบบ TCP/IP และ Internet Server ที่สามารถให้บริการ Web ที่ใช้ ASP (Active Server Pages) และสามารถให้บริการ FTP (File Transfer Protocol) ลักษณะของฐานข้อมูลโรงพยาบาลแบบที่สามารถติดต่อกับ ODBC (Open Database Connectivity) เหล่านี้ เพื่อการกระจายการทำงานสู่คอมพิวเตอร์หลายเครื่อง และเพิ่มความสะดวกให้แก่แพทย์และคนไข้

การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 21 พ.ศ. 2541

ตลอดเวลาและค่าใช้จ่ายในการเดินทาง

โปรแกรมนับปริมาณแคลเซียม[5,6]ได้รับการแก้ไขเพิ่มความสามารถในการอ่านแฟ้ม DICOM ซึ่งเป็นการเก็บเอกสารที่วงการแพทย์นิยมใช้[3] และการติดต่อกับฐานข้อมูลของโรงพยาบาลจะผ่านการให้บริการ Web จาก Internet Server โดยซอฟต์แวร์จะติดต่อกับฐานข้อมูลด้วยการทำงานของ ASP คึงภาพถ่ายเห็นเลือดหัวใจของคนไข้ตามรหัส HN (Hospital Number) เพื่อนำมาอ่านตามมาตรฐาน DICOM แล้วประมวลผลการนับที่เครื่องคอมพิวเตอร์ และเมื่อนับผลเสร็จก็สามารถเก็บผลการนับกลับไปพื้นฐานข้อมูลผ่านการทำงานของ ASP จาก Internet Server ซึ่งผลการตรวจสามารถเรียกดูจากเครื่องคอมพิวเตอร์ใดๆที่ต่อกับเครือข่ายของโรงพยาบาล

2. แนวคิดพื้นฐานและคุณสมบัติที่ต้องการ

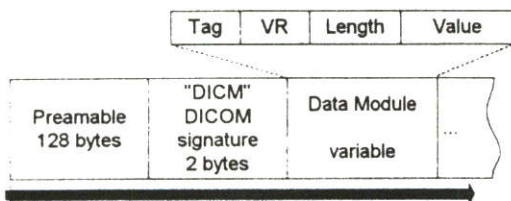
คุณสมบัติที่ต้องการของเครือข่าย

- รองรับการสื่อสาร TCP/IP
- ฐานข้อมูลที่ใช้จะต้องมีความสามารถทาง ODBC
- Internet Server ให้บริการทาง Web และทำงานกับ script ของ ASP ได้

2.1 ลักษณะทั่วไปของแฟ้มมาตรฐาน DICOM

แฟ้ม DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) เป็นแฟ้มข้อมูลมาตรฐานที่ใช้ในการสื่อสารข้อมูลระหว่างเครื่องมือแพทย์โดยไม่ขึ้นกับบริษัทผู้ผลิต และยังเป็นฐานข้อมูลที่แสดงประวัติการรักษาด้วย การจัดเก็บข้อมูลในแฟ้ม DICOM นั้น แบ่งกลุ่มการจัดเก็บเป็นโครงสร้างตาม Information Object Definitions (IOD)[2] ซึ่งจะแบ่งข้อมูลเป็นกลุ่มๆ ตามลักษณะของข้อมูลที่เก็บ เช่น กลุ่มข้อมูลของคนไข้, กลุ่มข้อมูลของเครื่องมือแพทย์, กลุ่มข้อมูลลักษณะของภาพ ฯลฯ

ลักษณะการจัดเก็บข้อมูลในแฟ้ม DICOM จะมีส่วนที่เรียกว่า Preamble จำนวน 128 ตัวอักษร, เป็นบทความเบื้องต้น หรือคำนำ, ตามด้วย DICOM signature "DICM" และกลุ่มข้อมูลดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 โครงสร้างของแฟ้ม DICOM

กลุ่มข้อมูลจะประกอบด้วย Tag ซึ่งจะเห็นรหัสเฉพาะ บอกว่าข้อมูลนี้เป็นอะไร (ชื่อคนไข้, วันที่ได้รับการตรวจรักษา, หรือข้อมูลภาพ, ฯลฯ) VR คือ Value Representation เป็นรหัสเฉพาะบอกลักษณะการเข้า

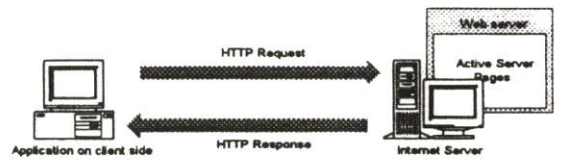
รหัสของข้อมูล Length เป็นความยาวของข้อมูล Value

ข้อดีของการใช้มาตรฐาน DICOM คือ เป็นมาตรฐานที่นิยมใช้ในงาน Telemedicine โดยเฉพาะทาง Teleradiology [3] ส่งผลให้ง่ายต่อการสื่อสารข้อมูลทางรังสีวิทยาได้อย่างกว้างขวาง

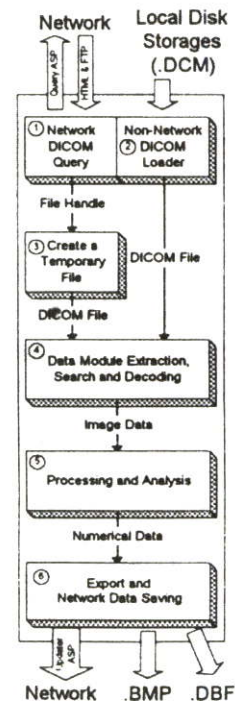
2.2 ASP และการติดต่อ

Microsoft Active Server Pages (ASP) เป็น script ที่ตั้งให้ Server ทำงานโดยการส่งผ่านทาง Web browser ต่างๆ และประมวลผลกลับอยู่ในรูปของ Hypertext Markup Language (HTML)

ASP script ทำงานเมื่อมีการเรียกแฟ้ม .asp จาก Web server ซึ่งจะเรียก ASP module ทำหน้าที่อ่านแฟ้ม .asp ที่ถูกเรียก อ่านจากบนสุดไปยังล่างสุด และทำงานตามคำสั่งที่วางไว้ แล้วส่งผลกลับเป็น HTML ทั้งการเรียกและการส่งผลกลับทำโดยผ่านการสื่อสารแบบ Hypertext Transfer Protocol (HTTP) ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 รูปแบบการติดต่อระหว่างซอฟต์แวร์กับ ASP บน Internet Server



รูปที่ 4 บล็อกโคแอดแกรมของโปรแกรม

## การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 21 พ.ศ. 2541

### 3. โครงสร้างระบบและเทคนิคการพัฒนา

จากรูปที่ 4 การทำงานของซอฟต์แวร์แบ่งออกเป็น 6 ขั้นตอนคือ

#### 1. การโหลดข้อมูลจากฐานข้อมูลผ่านเครือข่าย

กระทำโดยเรียกแฟ้ม .asp ที่ใช้สำหรับ query พร้อมส่งรหัสหลักสำหรับการค้นหา ซึ่งอาจจะเป็นรหัสคนไข้ วันที่ได้รับการตรวจ ฯลฯ ไปยัง Internet Server ผ่านการสื่อสาร HTTP ซึ่งจะมีรูปแบบลักษณะนี้ "http://server/path/query.asp?code=9999"

Internet Server จะส่งผลลัพธ์กลับมาเป็นแฟ้ม HTML ในรูปแบบที่ต้องการ สิ่งที่ต้องการคือตำแหน่งของภาพถ่ายที่ต้องการที่อยู่ Internet Server นั้น ซึ่งสามารถดึงข้อมูลมาได้ด้วย FTP หรือ HTTP มีลักษณะดังนี้ "ftp://server/image\_path/image.dcm" หรือ "http://server/image\_path/image.dcm"

#### 2. การโหลดข้อมูลจากเครื่องคอมพิวเตอร์

นอกจากจะโหลดข้อมูลผ่าน network ยังสามารถทำงานจากแผ่น CDROM ได้อยู่ แต่จะไม่มีการเก็บข้อมูลผ่าน network เข้าไปยัง database ใดๆ

#### 3. การสร้างไฟล์ชั่วคราว

การดึงข้อมูลจากขั้นตอนที่ 1 จะสร้างไฟล์ DICOM ชั่วคราว เพื่อการประมวลผลต่อไป

#### 4. การค้นหาแยกข้อมูล และถอดรหัส

แฟ้ม DICOM นั้นประกอบด้วยข้อมูลหลายๆชนิดรวมกันและมีข้อมูลภาพด้วย การค้นหาข้อมูลภาพในแฟ้มเริ่มต้นที่ข้อมูลแรก ซึ่งจะอยู่ที่ตำแหน่ง 132 ของแฟ้ม DICOM (128 bytes แรกเป็นคำนำ และอีก 4 bytes สำหรับ signature)

ข้อมูลในแฟ้ม จะแบ่งเป็น Module และแต่ละ Module จะมี Tag ที่เป็นตัวบ่งบอกว่าเป็นข้อมูลอะไร Tag จะประกอบด้วยสองตัวคือ Group number กับ Element number สำหรับ Group ของข้อมูลเกี่ยวกับภาพจะมีหมายเลขเฉพาะ[4]เท่ากับ 28h (หมายเลขเฉพาะต่างๆในที่ใช้กำหนดโดยองค์กรที่สร้างมาตรฐาน DICOM) และ Element ใน Group นี้ที่ใช้คือ 10h จำนวนแถวของภาพ, 11h จำนวนคอลัมน์ของภาพ, 30h อัตราส่วน pixel และตัวข้อมูลภาพจะมีหมายเลขเฉพาะคือ Group 7FE0h Element 10h

การค้นหา Data Module ที่ต้องการกระทำแบบ sequential เนื่องจากข้อมูลของแต่ละ module อยู่ติดกัน อย่างไรก็ตาม Tag ที่อยู่ในแฟ้ม DICOM นั้นเรียงตามลำดับ Group และ Element ทำให้การค้นหาไม่ยากนัก การค้นหากระทำโดยไล่ลำดับจาก Tag ที่มีค่าน้อยไปยัง Tag ที่มีค่ามาก เริ่มจากการอ่าน Tag ของแต่ละ module มาเปรียบเทียบว่าเป็น Tag ที่โปรแกรมต้องการหรือไม่ ถ้าไม่ใช้ก็ข้าม block ของข้อมูลนี้ไปด้วยความยาวเท่ากับ Length ทำต่อไปเรื่อยๆจนครบข้อมูลที่โปรแกรมต้องการ

#### 5. การประมวลผลภาพและวิเคราะห์

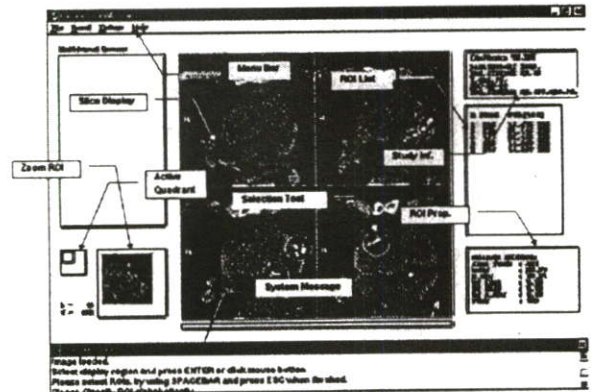
ประมวลผลภาพถ่ายหลอดเลือกหัวใจด้วยวิธีการและขั้นตอน

เดิมที่ได้พัฒนาขึ้นมา[5] เพิ่มประสิทธิภาพทาง GUI โดยการที่โปรแกรมทำงานบนระบบปฏิบัติการ Windows ทำให้สามารถทำงานร่วมกับงานอื่นๆได้

#### 6. การส่งออก, การบันทึกข้อมูลผ่านเครือข่าย

ข้อมูลตัวเลขที่ได้จากการประมวลผลภาพ สามารถส่งออกเป็นแฟ้มประเภทฐานข้อมูล หรือส่งออกเป็นรายงานในแฟ้มรูปภาพ โดยเก็บไว้ที่เครื่องคอมพิวเตอร์ที่กำลังใช้งาน แต่ไม่ได้ผ่านเครือข่าย

สำหรับการบันทึกข้อมูลตัวเลขลงฐานข้อมูลผ่านเครือข่ายนั้น ใช้หลักการโหลดข้อมูลภาพจากเครือข่าย โดยการเรียกแฟ้ม .asp ที่ใช้สำหรับ update พร้อมส่งตัวเลขผลลัพธ์ที่ได้ ผ่านการสื่อสาร HTTP มีรูปแบบลักษณะนี้ "http://server/path/save.asp?AREA=9999&MEAN=9999&..." เป็นอันเสร็จสิ้นการบันทึกข้อมูล



รูปที่ 5 หน้าจอโปรแกรม แสดงภาพตัดขวางหัวใจ เพื่อใช้ในการนับปริมาณแคลเซียม

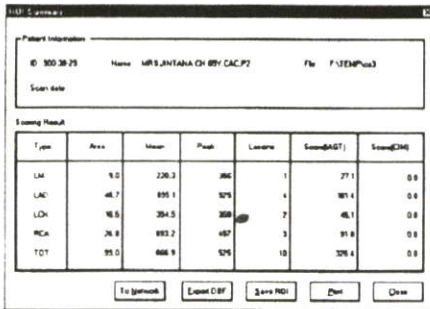
### 4. การทดสอบ

รูปที่ 5 เป็นหน้าจอโปรแกรมที่เขียนขึ้นสำเร็จแล้ว การทดสอบกระทำกับฐานข้อมูล Oracle บน Internet Server IIS ของระบบปฏิบัติการ Windows NT ที่ NECTEC และมี path ที่เก็บ ASP ที่ "http://snoopy.ctl.nectec.or.th/Thaicat/Ecat/Samrit" และมีฐานข้อมูลใช้งานจริงติดตั้งที่โรงพยาบาลรามธิบดี และกำหนด path ไว้ที่ "http://Xraybank.ra.mahidol.ac.th/Calcium"

จากการทดสอบกับข้อมูลตัวอย่างคนไข้รหัส 00000001 การใช้งานโปรแกรมอย่างแรกคือกำหนด URL (Universal Resource Location) สำหรับเรียกแฟ้ม ASP ที่เมนู Option รายการ Configuration จากนั้นจึงทำการโหลดข้อมูลผ่านเครือข่ายโดยการเลือกเมนู File และรายการ Open from Network... การเลือกข้อมูลภาพจะใช้รหัสคนไข้ในการค้นหาภาพที่มีอยู่ ซึ่งจะแสดงออกมาเป็นตัวเลข Series ที่เกี่ยวข้อง (Series ที่เป็นภาพรูปหลอดเลือกหัวใจ) ให้เลือก สำหรับเวลาที่ใช้ในการโหลดข้อมูลจะขึ้นอยู่กับความเร็วของเครือข่ายที่ใช้ ด้านเครื่อง server และโปรแกรมทำงานอยู่ในเครือข่ายที่มีความเร็ว 10 Mbit จะใช้เวลาประมาณ 10-20 วินาที

## การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 21 พ.ศ. 2541

ต่อการโหลดภาพหนึ่งภาพโดยประมาณ หลังจากที่ได้ข้อมูลแล้วก็ทำการนับแคลเซียม[5] ดังแสดงในรูปที่ 5 ซึ่งจะสามารถทำการประมวลผลได้หลาย case พร้อมกัน เนื่องจากระบบที่พัฒนารองรับการทำงานแบบ Multitasking จากนั้นสามารถเก็บผลผ่านเครือข่าย โดยการเรียกรายงานของผลการนับในเมนู Result ดังรูปที่ 6 และผลการนับแคลเซียมสามารถเรียกดูได้ทาง web browser ใดๆ ผ่านระบบแม่ข่าย (Server) ของภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลรามารินทร์



The screenshot shows a software window titled 'I-10 Summary'. It contains a 'Patient Information' section with fields for ID (3003975), Name (MR.B.JANTANA CH BRY CACP7), and File (F:\TEMP\pic). Below this is a 'Scout table' section with a table of imaging results.

Type	Area	Mean	Peak	Layers	Score(AST)	Score(CM)
LM	9.0	226.3	286	1	77.1	0.0
LAC	46.7	895.1	525	4	87.4	0.0
LCA	16.5	394.5	388	7	46.1	0.0
RCA	26.8	893.2	487	3	91.8	0.0
TOT	95.0	686.9	525	15	326.4	0.0

At the bottom of the window, there are buttons for 'To Network', 'Export CBF', 'Export ROI', 'Print', and 'Close'.

รูปที่ 6 หน้าต่างแสดงรายงานและเก็บข้อมูลผ่านเครือข่ายด้วยคำสั่ง "To Network"

### 5. สรุปและวิจารณ์

บทความนี้เสนอการออกแบบพัฒนาระบบนับแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจ ให้มีความสามารถในการอ่านภาพที่จัดเก็บด้วยมาตรฐาน DICOM และเพิ่มความสามารถสนับสนุนการทำงานแบบเครือข่าย โดยยึดหลักตามรูปที่ 4 จากผลการทดสอบพบว่าโปรแกรมสามารถอ่านข้อมูลจากเครือข่ายที่เก็บภาพทางการแพทย์ด้วยมาตรฐาน DICOM ได้ครบถ้วน และสามารถเก็บผลการตรวจผ่านเครือข่ายไว้ในฐานข้อมูลได้อย่างถูกต้อง กล่าวคือ เมื่อนำไปทดสอบกับระบบฐานข้อมูลที่โรงพยาบาลรามารินทร์แล้ว พบว่าสามารถโหลดข้อมูลภาพที่ต้องการได้โดยไม่มี ความแตกต่างกับภาพต้นฉบับ และสามารถเก็บผลการตรวจได้อย่างครบถ้วน เป็นการแสดงถึงความสะดวกในการนับปริมาณแคลเซียมของคนไข้จากเครื่องคอมพิวเตอร์ใดๆ ที่ต่อกับเครือข่าย ซึ่งตรวจสอบผลการนับได้ผ่าน web browser ส่งผลให้ (1) รังสีแพทย์สามารถนับปริมาณแคลเซียมในหลอดเลือดหัวใจของคนไข้ได้สะดวกยิ่งขึ้น และสามารถกระจายงานรองรับคนไข้ได้มากขึ้น (2) แพทย์ผู้วินิจฉัยผลการนับแคลเซียมไม่จำเป็นต้องอยู่ที่โรงพยาบาล แต่สามารถดูผลการนับได้ อันเป็นคุณสมบัติสำคัญข้อหนึ่งของการแพทย์ทางไกล (Telemedicine) แนวทางการพัฒนาโปรแกรมต่อไป ทำได้โดยเน้นการทำงานให้สอดคล้องกับระบบงานของฐานข้อมูลโรงพยาบาล ที่ใช้ web browser เป็นสื่อในการทำงาน อย่างเช่นปรับปรุงให้โปรแกรมทำงานเป็นส่วนหนึ่งกับ web browser ซึ่งจะเพิ่มความสะดวกในการทำงานมากขึ้นอีก

### 6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ พ.รามาตร์ วัชรสินธุ์ และ พ.ญ.วิจิตรภรณ์ เหล่าธรรมทัศน์ ภาควิชารังสีวิทยา, โรงพยาบาลรามารินทร์ ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และครุภัณฑ์ในการทดสอบ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนเงินทุนจากสถาบันบัณฑิตวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีไทย สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ และสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

### เอกสารอ้างอิง

- [1] Warren R. Janowitz, MD, Arthur S. Agatston, MD, Glenn Kaplan, and Manuel Viamonte, Jr. MD, "Differences in Prevalence and Extent of Coronary Artery Calcium Detected by Ultrafast Computed Tomography in Asymptomatic Men and Women", The American Journal of Cardiology vol. 72, No. 3, August 1, 1993.
- [2] สมชาย เกรียงอารีกุล, สุธี ผู้เจริญชนะชัย, สุธรรมรงค์ คามตะศิลา, "เทคนิคการแปลงและจัดเก็บภาพทางการแพทย์ด้วยมาตรฐาน DICOM", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า, ครั้งที่ 20 พ.ศ.2540, หน้า 536-541
- [3] ผศ.ชวลิต วงษ์เอก, "Hello DICOM", วารสารชมรมข้อมูลข่าวสารทางการแพทย์และสาธารณสุขไทย, ฉบับที่ 1 พ.ศ. 2539, หน้า 55-62.
- [4] ACR/NEMA, "Digital Imaging and Communications in Medicine PART 6: Data Dictionary", October 29, 1993.
- [5] สมชาย เกรียงอารีกุล, สุธี ผู้เจริญชนะชัย, ปรมศวรรค์ ห่อแก้ว, "การจำแนกสัญญาณรบกวนออกจากข้อมูลภาพโดยอาศัยลักษณะการเกาะกลุ่ม", การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า, ครั้งที่ 20 พ.ศ.2540, หน้า 301-308
- [6] กองบรรณาธิการวิศวกรรมสาร ฉบับ ว.ศ.ท.เทคโนโลยี, "ซอฟต์แวร์นับปริมาณแคลเซียมในหัวใจ สร้างขึ้นงานใหม่ด้วยการต่อขยายเทคโนโลยี", กรกฎาคม 2540.

## ประวัติผู้เขียน

นายสัมฤทธิ์ เตชะวงศ์ธรรม เกิดเมื่อวันที่ 7 ตุลาคม 2517 ที่จังหวัดเชียงใหม่ สำเร็จการศึกษาอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2538 และประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง (เทคนิคคอมพิวเตอร์) จากสถาบันเทคโนโลยีราชมงคลวิทยาเขตภาคพายัพ

ปี พ.ศ.2538 ทำงานในตำแหน่งลูกจ้างชั่วคราว(โปรแกรมเมอร์)ให้กับฝ่ายพัฒนาโปรแกรมของสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และศึกษาต่อปริญญาโทที่คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง โดยได้รับทุนจากสถาบันบัณฑิตวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีไทย สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.)

ปัจจุบันทำงานที่บริษัทไทย ไตชิบา อินดัสทรี จำกัด ตำแหน่งผู้ปรึกษาทางด้านไอที ตั้งแต่ปี พ.ศ.2544