

วิธีการชำระค่าไล้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อการตรวจค่าไล้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
ที่ใช้กับเทคนิคการตัดฉลากอุจจาระด้วยสารที่บั้งสี



นางสาว ปรวี วงศ์สวัสดิ์สุริยะ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2551

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

AN ELECTRONIC COLON CLEANSING METHOD IN CT COLONOGRAPHY
WITH FECAL TAGGING



Miss Poravee Wongsawatsuriyha

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Computer Engineering

Department of Computer Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2008

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

วิธีการชำระค่าได้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อการตรวจค่าได้

ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้กับเทคนิคการติดฉลาก

อุจจาระด้วยสารทึบรังสี

โดย

นางสาว ปรีวี วงศ์สวัสดิ์สุริยะ

สาขาวิชา

วิศวกรรมคอมพิวเตอร์


อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

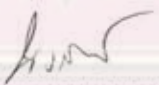
รองศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โคควาวิสารัช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้แก่นักศึกษานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบริหารธุรกิจ

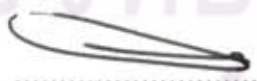

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศนิตย์วงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สืบสกุล พิภพมงคล)


..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โคควาวิสารัช)


..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โชติรัตน์ รัตนามัทธนะ)


..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต ทิพากร)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปรวี วงศ์สวัสดิ์สุริยะ : วิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อกาตรวจลำไส้ใหญ่
ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้กับเทคนิคการติดฉลากอุจจาระด้วยสารทึบรังสี (AN
ELECTRONIC COLON CLEANSING METHOD IN CT COLONOGRAPHY WITH
FECAL TAGGING) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รศ.นงลักษณ์ โควาวิสารัช, 61 หน้า.

งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการแบ่งส่วนผนังลำไส้ใหญ่ในชุดภาพที่ได้จากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
ลำไส้ใหญ่ที่ใช้กับเทคนิคการติดฉลากอุจจาระด้วยสารทึบรังสี โดยใช้ค่าความทึบแสง (Density)
ซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะของอวัยวะต่างๆ ร่วมกับเทคนิคการประมวลผลภาพดิจิทัล

การตรวจหาและระบุตำแหน่งของสารทึบรังสีในลำไส้ใหญ่ใช้วิธีตรวจหาและกำหนดป้าย
ชื่อบริเวณที่คาดว่าจะเป็นส่วนเชื่อมติดกันของอากาศกับบริเวณทึบรังสีโดยจะลดขนาดของภาพ
ลงครึ่งหนึ่งก่อนเพื่อลดการใช้หน่วยความจำ และกลับไปคำนวณที่ขนาดภาพเริ่มต้นเพื่อหากรอบ
ล้อมรอบสารทึบรังสีที่ถูกกำหนดป้ายชื่อแล้ว ต่อมาใช้ค่าขีดแบ่งเชิงท้องถิ่น (Local thresholding)
เพื่อแบ่งส่วนสารทึบรังสีในแต่ละกรอบล้อมอย่างละเอียดและใช้การประมาณค่าในช่วง
(Interpolate) เพื่อปรับค่าระดับเทาในบริเวณดังกล่าวให้เป็นค่าใกล้เคียงกับอากาศบริเวณ
ข้างเคียง

งานวิจัยนี้ใช้ข้อมูลของผู้เข้ารับการตรวจมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้
การรับประทานสารทึบรังสีร่วมกับการลดการใช้ยาระบายในการเตรียมคนไข้ก่อนการตรวจของ
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ จำนวน 17 คน ผลของการตรวจหาและนับจำนวนของสารทึบรังสีเทียบ
กับคนมีความถูกต้อง 80% ความผิดพลาดบวก 12% และความผิดพลาดลบ 8% และพบว่าการใช้
พีเจอร์ของบริเวณติ่งเนื้อ เช่น เส้นรอบวงและพื้นที่ เป็นต้น ทำให้โปรแกรมสามารถช่วยเลือก
ภาพติ่งเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดได้ดีและมีความสะดวกกว่าทำโดยคน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชา.....วิศวกรรมคอมพิวเตอร์..... ลายมือชื่อนิสิต..... ปรวี วงศ์สวัสดิ์สุริยะ.....
สาขาวิชา.....วิศวกรรมคอมพิวเตอร์..... ลายมือชื่ออ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
ปีการศึกษา..... 2551.....

4870368321 : MAJOR COMPUTER ENGINEERING

KEYWORDS : CT COLONOGRAPHY / FECAL TAGGING / SEGMENTATION

PORAVEE WONGSAWATSURIYHA : AN ELECTRONIC COLON CLEANSING
METHOD IN CT COLONOGRAPHY WITH FECAL TAGGING. ADVISOR :
ASSOC. PROF. NONGLUK COVAVISARUCH, 61 pp.

This research presents a method of electronic colon cleansing by using CT colonography with fecal tagging, which tags fecal with contrast media, and density of particular organs, together with digital image processing technique.

Connected areas between air and contrast are selected and labeled as prospected contrast media in half-scaled images in order to reduce memory usage. In the original-sized images, labeled volumes of contrast media are bounded by 3D bounding boxes. Local thresholding in each box is exploited to finely segment the contrast media. Gray level interpolation is applied in order to smooth the edge areas between air and contrast lateral area.

In this research, test data are taken from 17 patients who came to have colon cancer check by using CT colonography with fecal tagging technique at King Chulalongkorn Memorial Hospital. These patients have had contrast media to reduce laxative. The experimental results show that, compared with human, our software can detect contrast media with 80% accuracy, with 12% positive error and 8% negative error. It is also found that compared to human; our software greatly helps in finding the size of a polyp.

Department : Computer Engineering Student's Signature :
Field of Study : Computer Engineering Advisor's Signature :
Academic Year : 2008

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงเป็นอย่างดีเพราะความช่วยเหลือและสนับสนุนจากอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.นงลักษณ์ โควาศิลาวัณย์ ซึ่งได้สละเวลาให้คำแนะนำปรึกษา เสนอแนะแนวทางการวิจัย และได้ให้ความช่วยเหลือดูแลในด้านต่าง ๆ เป็นอย่างดี ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์เป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.สืบสกุล พิภพมงคล ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์และกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.บัณฑิต ทิพากร ผศ.ดร.โชติรัตน์ รัตนามหัทธนะ ที่ให้ความกรุณาเสนอคำแนะนำ ข้อคิดเห็น และแนะแนวทางในการพัฒนางานวิจัยนี้ ตลอดจนจนถึงตรวจสอบ และแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณพี่ภัทราภรณ์ อริยปริชากุล ที่ช่วยให้คำแนะนำเกี่ยวกับแนวทางการวิจัย และช่วยแก้ปัญหาในด้านต่างๆ มาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณเพื่อนๆ พี่ๆ และน้องๆ สมาชิกภายในห้องปฏิบัติการวิจัย CGCI ที่คอยให้คำแนะนำ ช่วยเหลือ และดูแลเอาใจใส่ตลอดการวิจัยและการศึกษา

ขอขอบพระคุณผู้ที่มีส่วนช่วยเหลือและให้กำลังใจทุกท่านที่ทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ท้ายสุดนี้ขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และญาติพี่น้องทุกท่าน ที่อุปการะเลี้ยงดู เป็นกำลังใจ สนับสนุนในด้านการศึกษาและในด้านต่างๆ จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ.....	ฎ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	2
1.2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์ลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ...	2
1.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ.....	4
1.3 วัตถุประสงค์.....	6
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	6
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	6
1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ.....	7
1.7 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์.....	7
2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	8
2.1 ลักษณะของลำไส้ใหญ่.....	8
2.1.1 ลำไส้ใหญ่ส่วนต้น.....	8
2.1.2 ลำไส้ใหญ่ส่วนกลาง.....	8
2.1.3 ลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย.....	10
2.2 การตรวจเพื่อการกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่.....	10

บทที่	หน้า
2.2.1 ความไว ความจำเพาะและความแม่นยำ.....	10
2.2.2 การตรวจหามะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วย CT Colonography.....	11
2.3.3 การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์.....	12
2.3.4 การตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆ.....	13
2.3.5 การตั้งค่าความกว้างของหน้าต่าง.....	14
2.3.6 มาตรฐาน DICOM.....	14
2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาพ.....	14
2.3.1 การหาค่าขีดแบ่ง.....	14
2.3.2 การหาค่าขีดแบ่งแบบอัตโนมัติ.....	15
2.3.3 การกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพด้วยตัวกรองมัธยฐาน.....	15
2.3.4 วิธีการขยายบริเวณ.....	16
2.3.5 การประมวลผลภาพเชิงสัญญาณ.....	16
3 การประยุกต์ใช้การประมวลผลภาพในงานวิจัย.....	21
3.1 ข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง.....	21
3.2 ปัญหาและอุปสรรคในการวิเคราะห์ภาพ.....	22
3.3 แนวคิดและขั้นตอนการทำงาน.....	25
3.3.1 การตรวจหาและระบุตำแหน่งของสารที่รังสีในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ....	26
3.3.2 การชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์.....	30
3.3.3 การวัดความถูกต้อง.....	31
4 ผลการทดลอง.....	33
4.1 ขั้นตอนการตรวจหาและนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีในลำไส้ใหญ่โดยคน.....	33
4.2 ขั้นตอนการตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่รังสีในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ.....	37
4.3 การตรวจหาตำแหน่ง กำหนดป้ายชื่อกลุ่มและนับจำนวนกลุ่มโดยคอมพิวเตอร์ เทียบกับคน.....	38
4.4 การวัดขนาดของติ่งเนื้อก่อนการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ.....	45
4.5 การวัดขนาดของติ่งเนื้อหลังการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ.....	48
5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	51

บทที่	หน้า
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	51
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	52
รายการอ้างอิง.....	53
ภาคผนวก.....	54
ภาคผนวก ก.....	55
บทความที่นำเสนอในงานประชุมวิชาการ.....	55
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	61



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	การกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่นิยมใช้ในการเก็บข้อมูล.....	13
3.1	รายละเอียดของข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง.....	22
4.1	ผลการตรวจหาและนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีแบบอัตโนมัติของข้อมูลที่ P04 ภาพลำดับที่ 263 – 363.....	34
4.2	การแยกประเภทของบริเวณต่างๆ ที่มีค่าระดับเทามากกว่า 1,250.....	35
4.3	การแบ่งประเภทของสารที่รังสีตามลักษณะรูปร่างที่พบ.....	36
4.4	ผลการตรวจหาและระบุบริเวณสารที่รังสีภายในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ.....	37
4.5	การเปรียบเทียบการตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่รังสีโดยคนกับแบบอัตโนมัติ.....	39
4.6	การเปรียบเทียบการตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่รังสีโดยคนกับแบบอัตโนมัติหลังการปรับผลการนับจำนวน.....	39
4.7	ผลการปรับจำนวนของบริเวณต่างๆ ที่นับได้โดยคน.....	40
4.8	รายละเอียดและเกณฑ์การให้คะแนนความน่าเชื่อถือ.....	41
4.9	สรุปผลการให้คะแนนความน่าเชื่อถือของการนับจำนวนกลุ่มสารที่รังสีโดยโปรแกรมเทียบกับผลการนับโดยคน.....	42
4.10	ผลการวัดความถูกต้องเมื่อแยกเปรียบเทียบตามลักษณะสารที่รังสี.....	42
4.11	ผลการวัดความถูกต้องเมื่อเทียบกับผลการนับจำนวนกลุ่มสารที่รังสีโดยคน.....	43
4.12	ความถูกต้องและความผิดพลาดต่างๆ ของการนับจำนวนโดยโปรแกรมเทียบกับคน.....	43
4.13	รายละเอียดของสารที่รังสีกลุ่มต่างๆ ที่โปรแกรมระบุผิดพลาด.....	44
4.14	รายละเอียดของข้อมูลที่นำมาใช้ในการวัดขนาดของติ่งเนื้อ.....	46
4.15	ผลการเลือกภาพและการวัดขนาดของติ่งเนื้อโดยคน.....	47
4.16	ผลการคำนวณหาพีเจอร์ต่างๆ ของบริเวณติ่งเนื้อในภาพจากข้อมูลที่ S05.....	49

สารบัญภาพ

รูปที่		หน้า
2.1	ส่วนต่างๆ ของลำไส้ใหญ่และลักษณะเฉพาะที่พบในลำไส้ใหญ่.....	9
2.2	ภาพตัดขวางในระนาบต่างๆ.....	12
2.3	เลขซีที.....	12
2.4	ตัวอย่างภาพซีที.....	13
2.5	Window width ที่ 1,500 และ Window center ที่ -400.....	14
2.6	Adaptive threshold.....	15
2.7	การขยายขนาด.....	17
2.8	การกร่อน.....	18
2.9	การเปิด.....	20
2.10	การปิด.....	20
3.1	ตัวอย่างภาพตัดขวางและฮิสโทแกรมของแต่ละช่วงในชุดข้อมูล.....	24
3.2	ขั้นตอนการทำงานทั้งหมดของการชำระลำไส้ใหญ่แบบอเล็กทรอนิกส์.....	25
3.3	ขั้นตอนการตรวจหาตำแหน่งสารทึบรังสีภายในร่างกาย.....	26
3.4	การลดขนาดข้อมูลปริมาตร.....	27
3.5	การหาบริเวณภายในลำตัว.....	27
3.6	การกำหนดกลุ่มให้แก่บริเวณที่เชื่อมต่อกันใน 3 มิติ โดยใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 6.....	28
3.7	ค่าซีทีของเนื้อเยื่อในอวัยวะต่างๆ.....	30
3.8	ขอบภาพที่หาได้ในภาพลักษณะฐานสอง.....	32
3.9	การหาแกนหลักและแกนรองของขอบภาพ.....	32
4.1	บริเวณที่มีค่าระดับเทามากกว่า 1,250 ประเภทต่างๆ ที่พบในข้อมูล.....	35
4.2	การแบ่งประเภทของสารทึบรังสีตามลักษณะรูปร่างที่พบ.....	36
4.3	จำนวนกลุ่มของสารทึบรังสีจากการนับโดยคนที่เทียบกับโปรแกรมก่อนและหลังปรับผล.....	39
4.4	ค่าความถูกต้องและความผิดพลาดของการตรวจหาและนับจำนวนโดยโปรแกรม.....	44

รูปที่		หน้า
4.5	ตัวอย่างการวัดขนาดตึงเนื้อในระนาบตั้งฉากกับแกนศีรษะ.....	45
4.6	ตัวอย่างภาพตึงเนื้อที่พบในข้อมูลที่ S05 และ P05.....	46
4.7	ภาพตึงเนื้อที่ตรวจพบในข้อมูลที่ P04.....	46
4.8	ตัวอย่างภาพตึงเนื้อที่พบในข้อมูลที่ S04.....	47



ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งลำไส้ใหญ่เป็นเนื้องอกชนิดร้ายแรงและเป็นสาเหตุการตายที่พบบ่อยในประเทศไทย จากสถิติของผู้ป่วยโรคมะเร็งรายใหม่ที่มาใช้บริการตรวจวินิจฉัยและรักษาที่สถาบันมะเร็งแห่งชาติ ในช่วงปี พ.ศ. 2547 – 2550 พบผู้ป่วยเป็นมะเร็งลำไส้ใหญ่มากเป็นอันดับสามในเพศชาย รองจาก ปอดและมะเร็งตับ และพบมากเป็นอันดับสามในเพศหญิง รองจากมะเร็งเต้านมและมะเร็งปากมดลูก [1] มีการศึกษาพบว่าในระยะเริ่มต้นของโรคจะมีการเพิ่มจำนวนของเซลล์เยื่อเมือกในลำไส้ใหญ่ กลายเป็นติ่งเนื้อ (Polyp) หลังจากนั้นถ้ามีการเปลี่ยนแปลงทางพันธุกรรมซึ่งใช้เวลานาน 5-10 ปี ติ่งเนื้ออาจกลายเป็นเซลล์มะเร็งได้ ดังนั้นการตรวจหาติ่งเนื้อเพื่อวินิจฉัยมะเร็งในระยะแรกและตัดออกให้เร็วที่สุดจะส่งผลดีต่อการรักษาและสามารถลดอัตราการตายในผู้ป่วยลงได้ [2] วิธีการตรวจลำไส้ใหญ่ ที่ใช้ในปัจจุบันมีสองวิธีคือ การตรวจด้วยการส่องกล้องเข้าไปในลำไส้ใหญ่ (Colonoscopy) ซึ่งเป็นการตรวจมาตรฐานเพื่อตรวจหาติ่งเนื้อและมะเร็งลำไส้ใหญ่ปัจจุบัน และการตรวจด้วยภาพจากการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Virtual Colonoscopy, CT Colonography) วิธีนี้จะไม่มีการสอดเครื่องมือเข้าไปในร่างกาย ปลอดภัย รวดเร็ว ไม่ยุ่งยาก และไม่มีความเสี่ยงในการเกิดลำไส้ใหญ่ทะลุ อย่างไรก็ตาม การตรวจทั้งสองอย่างต้องมีการเตรียมตัวก่อนการตรวจโดยจะต้องรับประทานยาระบายและน้ำจำนวนมากเพื่อขับอุจจาระออกจากลำไส้ให้หมดเสียก่อนที่จะทำการใส่สายสวนขนาดเล็กเพื่อใส่ลมให้ลำไส้ใหญ่โป่งพองและทำการตรวจในท่านอนหงายและนอนคว่ำต่อไป

การเตรียมตัวผู้ป่วยมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยเป็นอย่างมาก เนื่องจากลำไส้ใหญ่ที่สะอาดแห้งและขยายตัวดี ส่งผลให้การวินิจฉัยทำได้ง่ายและรวดเร็วขึ้น โดยผู้เข้ารับการตรวจจะได้รับยาเพื่อทำความสะอาดลำไส้ล่วงหน้า 1 วัน ระหว่างนี้ผู้เข้ารับการตรวจจะต้องดื่มน้ำเป็นจำนวนมาก ซึ่งจะช่วยให้ผู้เข้ารับการตรวจรู้สึกไม่สบายตัว ต้องถ่ายบ่อยครั้ง ทำให้พักผ่อนไม่เพียงพอ สร้างความลำบากและอ่อนเพลียให้กับผู้เข้ารับการตรวจโดยเฉพาะผู้สูงอายุเป็นอย่างมาก โดยแบบประเมินคุณภาพจากผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจคัดกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ ชี้ให้เห็นถึงความไม่สะดวกสบาย ความอึดอัดใจ ความขัดเขินและรู้สึกเสียเวลาในขั้นตอนการเตรียมลำไส้เพื่อการตรวจ [2] นำไปสู่การหลีกเลี่ยงที่จะไม่ตรวจ ซึ่งจะส่งผลเสียต่อตัวผู้ป่วยเอง

การเตรียมผู้ป่วยเพื่อที่จะทำการตรวจตรวจหามะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์กำลังได้รับความสนใจในแง่ของการไม่ต้องเตรียมลำไส้ใหญ่ (Prepless CT Colonography) โดยการใช้สารทึบรังสี¹ (Contrast media) เคลือบอุจจาระ (Fecal tagging) ร่วมกับการลดการใช้ยาระบาย เพื่อให้ผู้ป่วยมีความพึงพอใจในการเตรียมลำไส้และยังสามารถทำให้แยกอุจจาระออกจากตึ่งเนื้อได้ดีขึ้น แต่จะเพิ่มเวลาให้กับผู้วินิจฉัยในการวิเคราะห์ภาพทางสามมิติ (Endoluminal view) ต่อมาจึงได้มีการใช้การประมวลผลภาพดิจิทัล เช่น การตัดภาพทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic cleansing) เข้ามาช่วยในการกำจัดภาพอุจจาระที่ตกค้างอยู่ในลำไส้เนื่องมาจากการที่ไม่ต้องเตรียมลำไส้ใหญ่อีกด้วย แต่วิธีการดังกล่าวยังต้องรอผลการพิสูจน์จากหลายๆ การศึกษาก่อนจะนำมาใช้กันอย่างแพร่หลาย งานวิจัยนี้จึงได้เสนออีกแนวคิดที่จะช่วยพัฒนาขั้นตอนวิธีในการประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อนำมาใช้ในการกำจัดภาพอุจจาระที่ตกค้างอยู่ภายในลำไส้ใหญ่ ซึ่งจะเป็นการช่วยสนับสนุนงานวิจัยทางการแพทย์และช่วยให้เกิดความสะดวกต่อผู้วินิจฉัยมากยิ่งขึ้น

1.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยนี้แบ่งงานวิจัยที่เกี่ยวข้องออกเป็น 2 ส่วนคือ งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์ลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้กับเทคนิคการติดตามด้วยสารทึบรังสี

1.2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์ลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ

1) An Efficient Colon Segmentation method for Oral Contrast-Enhanced CT Colonography [3]

ในปี ค.ศ. 2005 J.H.Bidgoli และคณะได้เสนอวิธีการแบ่งส่วนผนังลำไส้อย่างอัตโนมัติโดยการลดปริมาตรลงครึ่งหนึ่งก่อนโดยการลดการซักรัดตัวอย่าง (Down sampling) ในสามมิติลงเพื่อลดเวลาในการประมวลผล จากนั้นใช้ฮิสโทแกรมเชิงครอปกคลุม (Global histogram) เพื่อกำหนดคุณสมบัติเชิงครอปกคลุมของเนื้อเยื่อและใช้การพิจารณาผลของแรงโน้มถ่วง ที่กระทำต่อของเหลวที่ติดฉลากด้วยสารทึบรังสีที่ยังตกค้างอยู่บริเวณช่องว่างในหลอดลำไส้ (Colon lumen) ร่วมกับการใช้ฮิสโทแกรมเชิงท้องถิ่น (Local histogram) เพื่อนำไปใช้ในการหาจุดภาพเริ่มต้นของของเหลวที่บั้งสีสำหรับ

¹เป็นสารเคมีที่เมื่อฉีดหรือกินเข้าไปในร่างกาย สามารถเพิ่มความแตกต่างระหว่างสีขาวและสีดำ (Contrast) ในการถ่ายภาพอวัยวะภายในด้วยเอกซเรย์หรือเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ภาพที่ได้จะมีความชัดเจนมากขึ้นและยังสามารถบอกตำแหน่งของแผล การอุดตัน หรือบอกโครงสร้างที่ผิดปกติของอวัยวะภายในชนิดนั้น ๆ ได้ [4]

นำไปทำการขยายบริเวณในขั้นต่อไป โดยขั้นตอนวิธีทั้งหมดกระทำในสามมิติ ในขั้นสุดท้ายใช้การทำซ้ำจุดภาพ (Pixel replication) เพื่อปรับขนาดชุดข้อมูลให้กลับไปเป็นขนาดจริง

การขยายขนาดทำในสามมิติด้วยการใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 26 จุดภาพ (26 Connected neighborhood) และใช้ขั้นตอนวิธีมาร์ชชิงคิวบ์ (Marching cubes) หรือซิมิลาร์ไอโซเซอร์เฟซ (Similar isosurface) ในการสร้างแบบจำลองสามมิติขึ้นมา อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการดังกล่าวขึ้นอยู่กับความเร็วของหน่วยประมวลผลก่อนการเก็บข้อมูล รวมไปถึงการอัดอากาศเข้าไปเพื่อให้ลำไส้ขยายตัวได้ไม่เพียงพอ ผลที่ตามมาคือโครงสร้างของลำไส้จะแยกออกเป็นส่วน ๆ ไม่ต่อเนื่องกัน

ในขั้นตอนการเตรียมลำไส้และการเก็บภาพ เริ่มต้นโดยการจำกัดการบริโภคของผู้รับการตรวจ โดยให้รับประทานแต่อาหารเหลวก่อนการตรวจ 1 ชั่วโมง ให้ผู้รับการตรวจรับประทานสารที่ส่งผลให้ของเหลวที่ยังตกค้างอยู่ในลำไส้มีคุณสมบัติที่บวมใส และใช้ก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ (CO₂) หรืออากาศในห้องอัดเข้าไปเพื่อให้ลำไส้ของผู้รับการตรวจขยายตัว

ชุดข้อมูลทั้งหมดประกอบด้วยภาพตั้งแต่บริเวณกะบังลม (Diaphragm) ไปจนถึงไส้ตรง (Rectum) ขนาด 512 x 512 จุดภาพ จำนวน 400-480 ภาพ จากผู้ป่วย 82 ราย ผลของการแบ่งส่วนเมื่อประมวลผลเสร็จสมบูรณ์พบว่า ในผู้ป่วย 62 ราย การแบ่งส่วนลำไส้ได้ผลดีมากโดยสามารถแบ่งส่วนลำไส้ได้สมบูรณ์ถึง 99.2% และพบการแบ่งส่วนที่เกินไปยังบริเวณที่เป็นลำไส้เล็ก 1.3% ให้ผลดีใน 13 ราย โดยได้ความสมบูรณ์ 95.4% เกินไปยังบริเวณที่เป็นลำไส้เล็ก 3.5% ให้ผลปานกลางใน 5 ราย โดยได้ความสมบูรณ์ 93.7% เกินไปยังบริเวณที่เป็นลำไส้เล็ก 12.1% และให้ผลไม่ดีนักในผู้ป่วย 2 ราย โดยได้ความสมบูรณ์ที่ 90.5% และเกินไปยังบริเวณที่เป็นลำไส้เล็กถึง 30.7 %

2) Automatic Colon Segmentation with Dual Scan CT Colonography [5]

โดย Hong Li และ Peter Santago ในปีค.ศ. 2005 เสนอวิธีการแบ่งส่วนผนังลำไส้ในสามมิติ โดยหาจุดภาพเริ่มต้นในสองมิติก่อน จากนั้นจึงใช้ค่าขีดแบ่งที่ -814 เฮานส์ฟิลด์ยูนิต (Hounsfield Units, H.U.²) ร่วมกับการใช้ขั้นตอนวิธีมาร์ชชิงคิวบ์เพื่อแบ่งส่วนและสร้างพื้นผิวอย่างถูกต้องและครอบคลุม จุดภาพเริ่มต้นที่หาได้จะถูกตรวจสอบก่อนว่าเป็นจุดภาพที่เหมาะสมหรือไม่โดยผ่านการกรองขนาดและรูปร่างก่อน การขยายบริเวณในขั้นตอนการสร้างพื้นผิวของลำไส้จะนำจุดภาพเริ่มต้นที่เหมาะสมมาทำการขยายบริเวณในสามมิติ เพื่อให้ได้พื้นผิวของลำไส้โดยสมบูรณ์

² หน่วยของเลขชี้กำลัง

การกรองขนาดนั้นจะไม่เลือกบริเวณที่มีขนาดมากกว่า 6,500 จุดภาพ เพื่อกำจัดพื้นหลังและบริเวณปอดส่วนบนออกไปและเลือกบริเวณที่มีขนาดเกิน 1,000 จุดภาพเพื่อกำจัดส่วนที่เป็นบริเวณของลำไส้เล็ก ส่วนการกรองรูปร่างเพื่อกำจัดส่วนที่เป็นลำไส้เล็กทำโดยการหาแกนหลักสองเส้นของบริเวณ โดยเส้นแกนหลักทั้งสองเส้นจะต้องมีความยาวมากกว่า 10 จุดภาพ (ขนาดที่มีประสิทธิภาพคือประมาณ 12-17.3 มิลลิเมตร) บริเวณที่ได้ตรงจะถูกระบุว่าอยู่ในช่วง 100 แผ่นภาพสุดท้าย

วิธีการดังกล่าวนี้ต้องใช้กับภาพที่ผู้รับการตรวจนอนสองท่าคือทั้งนอนหงายและนอนคว่ำเมื่อทำการสแกนภาพ ถึงแม้ว่าการสแกนในท่านอนหงายจะครอบคลุมส่วนของลำไส้ได้มากกว่าท่านอนคว่ำเนื่องจากท่านอนคว่ำจะครอบคลุมบางส่วนของลำไส้ที่ไม่สามารถหาได้จากท่านอนหงาย สำหรับขั้นตอนวิธีในการหาตั้งเนื้อจะวิเคราะห์จากลักษณะทางเรขาคณิต ได้แก่ ความยาวที่มากที่สุดและน้อยที่สุดของส่วนโค้งของตั้งเนื้อ

งานวิจัยนี้ทดสอบกับผู้ป่วย 50 ตัวอย่าง (100 ชุดข้อมูล) โดยให้ผลลัพธ์เป็นบริเวณที่ครอบคลุมประมาณ 87.5% ของลำไส้ใหญ่ (81.8% จากการใช้ท่านอนหงายเพียงท่าเดียว และ 55.4%จากการใช้ท่านอนคว่ำเพียงท่าเดียว)

2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์

1) Digital Subtraction Bowel Cleansing in CT Colonography [6]

ปี ค.ศ. 2001 Michael E. Zalis, Peter F. Hahn เสนอความเป็นไปได้ในการลดอุปสรรคในการเตรียมผู้ป่วย โดยการลดความเครียดของผู้ป่วยเนื่องมาจากการเตรียมลำไส้ผู้ป่วยก่อนการตรวจ โดยให้ผู้ผู้ป่วยรับประทานสารทึบรังสีซึ่งภายหลังจะเข้าไปรวมกับส่วนที่ไม่ใช่ของประกอบของลำไส้ เป็นเสมือนการติดฉลาก ทำให้สามารถมองเห็นส่วนที่ไม่ใช่ลำไส้ชัดเจนยิ่งขึ้นและเมื่อทำการกำจัดส่วนที่ติดฉลากออกไปจะเหลือแต่องค์ประกอบที่เป็นเนื้อเยื่อ เช่น ตั้งเนื้อและส่วนที่เป็นผนังลำไส้เท่านั้น

งานวิจัยนี้ได้ทดสอบกับอาสาสมัครที่มีสุขภาพดี 3 รายและผู้ที่มีความเสี่ยงที่จะมีตั้งเนื้ออีก 2 ราย ผู้รับการทดสอบทั้งหมดได้รับรับยาประมาณ 6-7 ชุด (Dose) เจือจางในอาหารหรือขนมและไม่ต้องจำกัดอาหารหรือเปลี่ยนแปลงพฤติกรรมมาริโภาคแต่อย่างใด

ซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์เชิงตัวเลข (MATLAB) ถูกนำมาใช้ในการออกแบบขั้นตอนการลบภาพที่ไม่ต้องการออก ชุดภาพที่ถูกจัดเก็บด้วยมาตรฐาน DICOM³ และใช้ขั้นตอนวิธีการวิเคราะห์

³ Digital Imaging and Communications in Medicine คือ มาตรฐานที่ใช้ในการแลกเปลี่ยนภาพและข้อมูลทางการแพทย์ระหว่างเครื่องมือที่เกี่ยวข้องกับภาพ คอมพิวเตอร์และโรงพยาบาล

ในระดับคุณภาพเพื่อตัดองค์ประกอบที่บดบังในภาพที่ได้ โดยผลลัพธ์หลังจากการประมวลผลจะยังอยู่ในมาตรฐาน DICOM ดังนั้นจึงต้องแสดงผลบนเครื่องที่สามารถแสดงผลชุดข้อมูลเดิมได้

คณะผู้วิจัยได้พัฒนาขั้นตอนวิธีที่แตกต่างกันสองวิธีในการลบภาพ โดยวิธีแรกจะใช้เมตริกซ์คอนโวลูชัน อีกวิธีเป็นการนำเทคนิคทางคอมพิวเตอร์กราฟิกที่เรียกว่าจตุรัสกล (Magic squares) มาช่วยในการแยกบริเวณ จากประสบการณ์ของคณะผู้วิจัยพบว่าการใช้ค่าขีดแบ่งไม่เพียงพอสำหรับการลบภาพ เพราะทำให้เกิดภาพแปลกปลอม (Artifact) ซึ่งทำให้เกิดข้อจำกัดในการตรวจ วิธีที่ใช้เมตริกซ์จะใช้ตัวดำเนินการเกรเดียนต์เพื่อระบุขอบภาพ ซึ่งบริเวณที่เป็นส่วนเชื่อมต่อระหว่างของเหลวและอากาศภายในลำไส้จะถูกระบุว่าเป็นขอบและถูกลบออกในขั้นต่อไป อีกวิธีจะทำการประมวลผลโดยอาศัยจุดภาพรอบข้าง ทั้งสองวิธีนี้จะให้ผลลัพธ์เป็นภาพของเนื้อเยื่อปกติ เช่น รอยพับของส่วนที่โป่งเป็นปล้อง ๆ ของลำไส้ใหญ่ที่ไม่ได้รับผลกระทบใด ๆ จากขั้นตอนการลบภาพ แต่ขั้นตอนวิธีที่กระทำบนเมตริกซ์จะใช้เวลาในการประมวลผลน้อยกว่าคือใช้เวลาในการประมวลผลโดยเฉลี่ย 29.6 นาที ในขณะที่อีกขั้นตอนวิธีใช้เวลาถึง 4.2 ชั่วโมง โดยทดสอบกับ 200 ภาพต่อหนึ่งชุดข้อมูล

2) Digital Subtraction Bowel Cleansing with Mucosal Reconstruction Initial Observations [7]

ต่อมาในปี ค.ศ. 2003 Michale E. Zalis และคณะได้เสนองานวิจัยที่ได้พัฒนาต่อเนื่องจากงานวิจัยเดิมที่เคยเสนอไว้ในปี ค.ศ. 2001 ซึ่งเกี่ยวข้องกับการทดลองวิธีการเตรียมผู้ป่วยก่อนการตรวจขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการแบ่งส่วนและลบภาพอุจจาระในลำไส้ใหญ่ ด้วยซอฟต์แวร์ที่ทางคณะผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้นแต่ผลลัพธ์ที่ได้เกิดภาพแปลกปลอมและขอบผนังลำไส้ที่ไม่เป็นธรรมชาติ จึงต้องเพิ่มเติมขั้นตอนวิธีในการปรับปรุงบริเวณขอบของผนังลำไส้ขึ้นมาโดยการสร้างเส้นแสดงรูปร่าง (Contour) เป็นรูปทรงขั้นบันไดความหนา 3 จุดภาพขึ้นมาชั่วคราวแทนที่เส้นขอบเดิมที่บางเกินไปลงในภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการลบภาพด้วยซอฟต์แวร์และใช้ตัวกรองแบบเกาส์เซียน (Gaussian filter) เพื่อปรับปรุงขอบในบริเวณเส้นแสดงรูปร่างที่สร้างขึ้น

3) Digital Subtraction Bowel Cleansing for CT Colonography Using Morphological and Linear Filtration Methods [8]

ในปี ค.ศ. 2004 Michale E. Zalis และคณะได้เสนองานวิจัยอีกเรื่องหนึ่งโดยทางคณะผู้วิจัยกล่าวว่าการใช้ค่าขีดแบ่งอย่างเดียวยังจะทำให้เกิดภาพแปลกปลอมเพิ่มขึ้นสองอย่างคือ ภาพแปลกปลอมโค้ง (Curvilinear artifact) เพิ่มขึ้นที่บริเวณขอบ และบริเวณพื้นผิวภายในผนังลำไส้ไม่เป็น

ธรรมชาติ งานวิจัยดังกล่าวจึงได้เสนอการใช้วิธีการประมวลผลภาพเชิงสัญญาณ (Morphological image processing) และการกรองเชิงเส้น (Linear filtration) เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว

1.3 วัตถุประสงค์

เพื่อหาขั้นตอนวิธีและพัฒนาโปรแกรมต้นแบบ เพื่อใช้ในการกำจัดภาพอุจจาระที่มีสารทึบรังสีปนอยู่ในทางเดินอาหารโดยเฉพาะลำไส้ใหญ่ เนื่องมาจากการเตรียมคนไข้ด้วยวิธี fecal tagging ร่วมกับการลดใช้ยาระบาย ในการตรวจหามะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยวิธี CT Colonography

1.4 ขอบเขตการวิจัย

1. ภาพที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้เป็นภาพซีทีขนาด 512 x 512 จุดภาพ จากผู้ป่วยในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
2. ภาพที่ใช้เป็นภาพในระนาบที่ตั้งฉากกับแกนศีรษะ (Axial plane) ในท่านอนหงาย (Supine) และนอนคว่ำ (Prone) เท่านั้น

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1. ศึกษาเทคนิคเกี่ยวกับการวิเคราะห์บริเวณของลำไส้ใหญ่และติ่งเนื้อในลำไส้ใหญ่
2. ศึกษาทฤษฎีและเทคนิคที่เกี่ยวข้องในการวิเคราะห์และแปลงภาพทางการแพทย์ เพื่อให้สามารถนำมาประมวลผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ได้
3. ทดลองนำความรู้ที่ได้ศึกษามาประยุกต์ใช้ในงานวิจัย
4. ออกแบบขั้นตอนวิธีที่เหมาะสมในการตรวจหาและกำจัดกากอาหารในทางเดินอาหาร โดยไม่ทำให้เกิดภาพปลอม (Artifact) และไม่ทำให้ติ่งเนื้อเปลี่ยนแปลงขนาดจนไม่สามารถวิเคราะห์ได้
5. พัฒนาโปรแกรมต้นแบบเพื่อตรวจหาและกำจัดภาพอุจจาระและน้ำ ที่มีสารทึบรังสีปนอยู่ในทางเดินอาหารโดยเฉพาะลำไส้ใหญ่
6. ทดสอบและวิเคราะห์ผล
7. สรุปและวิจารณ์ผล
8. จัดทำรายงาน
9. สรุปและวิจารณ์ผล
10. จัดทำรายงาน

1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ

1. ได้ขั้นตอนวิธีและโปรแกรมต้นแบบเพื่อการตรวจหาและกำจัดกากอาหารในทางเดินอาหารของผู้ป่วยที่เตรียมลำไส้ใหญ่ก่อนการตรวจด้วยวิธี Fecal tagging ร่วมกับการลดการใช้ยาระบาย ในการตรวจหามะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเครื่อง CTC
2. สามารถนำขั้นตอนวิธีที่ได้ไปช่วยปรับปรุงการตรวจเพื่อกรองโรคของมะเร็งลำไส้ใหญ่ โดยใช้ร่วมกับการเตรียมลำไส้ใหญ่ด้วยวิธี Fecal tagging ทำให้ผู้ป่วยมีความพึงพอใจในการเตรียมลำไส้และยังช่วยลดเวลาในการวิเคราะห์ภาพลงได้เพราะกากอาหารส่วนที่ไม่ต้องการได้ถูกกำจัดออกไปแล้ว

1.7 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีทั้งหมด 5 บท แต่ละบทประกอบด้วยเนื้อหา ดังนี้ บทที่ 1 กล่าวถึงความ เป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ ขอบเขตของงานวิจัย ขั้นตอนการวิจัย และ ประโยชน์ที่ได้รับ ดังที่กล่าวไว้แล้ว สำหรับบทที่ 2 กล่าวถึงหลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย บทที่ 3 กล่าวถึงการใช้การประยุกต์ใช้การประมวลผลภาพในงานวิจัยเพื่อชำระลำไส้ใหญ่แบบ อิเล็กทรอนิกส์ บทที่ 4 เป็นการทดลอง การวิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง และบทสุดท้ายบทที่ 5 เป็นการสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะต่าง ๆ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

หลักการและทฤษฎีเกี่ยวกับลักษณะของลำไส้ใหญ่ การตรวจเพื่อการรุกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ และการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

2.1 ลักษณะของลำไส้ใหญ่ (Large intestine) [9]

ลำไส้ใหญ่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 6 เซนติเมตรมีขนาดใหญ่กว่าลำไส้เล็กซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 เซนติเมตรโดยประมาณ กากอาหารที่ไม่ถูกย่อยหรือย่อยไม่ได้เช่นพวกเซลลูโลส จะถูกส่งเข้าสู่ลำไส้ใหญ่หลังจากอยู่ในลำไส้เล็กนาน 1 ถึง 6 ชั่วโมงแล้ว เยื่อบุลำไส้ใหญ่ทำหน้าที่ดูดซึมน้ำ เกลือแร่และวิตามินจากกากอาหารเข้าสู่กระแสเลือด ทำให้ไคม์ (Chime) ขึ้นขึ้นจนเป็นก้อนอุจจาระ (Feces) และขับถ่ายออกจากร่างกายทางทวารหนัก (Anus) กากอาหารจะใช้เวลาอยู่ในลำไส้ใหญ่ประมาณ 12 ถึง 36 ชั่วโมง

ลำไส้ใหญ่มีความยาวโดยรวมประมาณ 1.5 เมตร (5 ฟุต) ซึ่งอยู่ถัดจากลำไส้เล็กส่วนปลาย (Ileum) สามารถแบ่งออกเป็นส่วนย่อยๆ ได้ดังนี้คือ ลำไส้ใหญ่ส่วนต้น (Cecum) ลำไส้ใหญ่ส่วนกลาง (Colon) ไส้ตรง (Rectum) ช่องทวารหนัก (Anal canal) และทวารหนัก (Anus)

2.1.1 ลำไส้ใหญ่ส่วนต้น (Cecum)

ลำไส้ใหญ่ส่วนต้นเป็นส่วนของลำไส้ที่ห้อยอยู่ต่ำกว่ารูเปิดของลำไส้เล็กส่วนปลาย (Ileum) มีลักษณะคล้ายถุงก้นตุ่ม ห้อยแขวนอยู่ทางด้านขวาของช่องท้องตอนล่าง และมีไส้ติ่งขนาดเล็กคล้ายตัวหนอนยาวราว 5 ถึง 15 เซนติเมตรยื่นออกไปทางด้านหลังเรียกว่าไส้ติ่ง (Vermiform appendix) ยังไม่ทราบแน่ชัดว่ามีหน้าที่อะไร แต่ถ้ามีเศษอาหารตกลงไปหรือเกิดภาวะการขาดเลือดไปเลี้ยงจะมีผลทำให้ไส้ติ่งอักเสบได้ ต้องรักษาด้วยการผ่าตัดไส้ติ่งทิ้งไป

2.1.2 ลำไส้ใหญ่ส่วนกลาง (Colon)

ลำไส้ใหญ่ส่วนกลางเป็นลำไส้ส่วนที่วางเป็นรูปสี่เหลี่ยมมุมฉากคล้ายกรอบรูปอยู่ในช่องท้อง แบ่งเป็นส่วนย่อยได้ดังนี้

- 1) Ascending colon เป็นส่วนต่อจากลำไส้ใหญ่ส่วนต้น ตรงขึ้นไปทางด้านขวาของช่องท้องจนถึงบริเวณใต้ตับ แล้วหักเลี้ยวไปทางซ้าย เรียกว่า Hepatic flexer

2) Transverse colon เป็นส่วนต่อไปจาก Right colic flexer ทอดขวางช่องไปจนชิดม้าม แล้วหักเลี้ยวอีกครั้ง เรียกว่า Splenic flexer

3) Descending colon เป็นส่วนต่อจาก Splenic flexer ลงไปทางด้านซ้ายของช่องท้อง

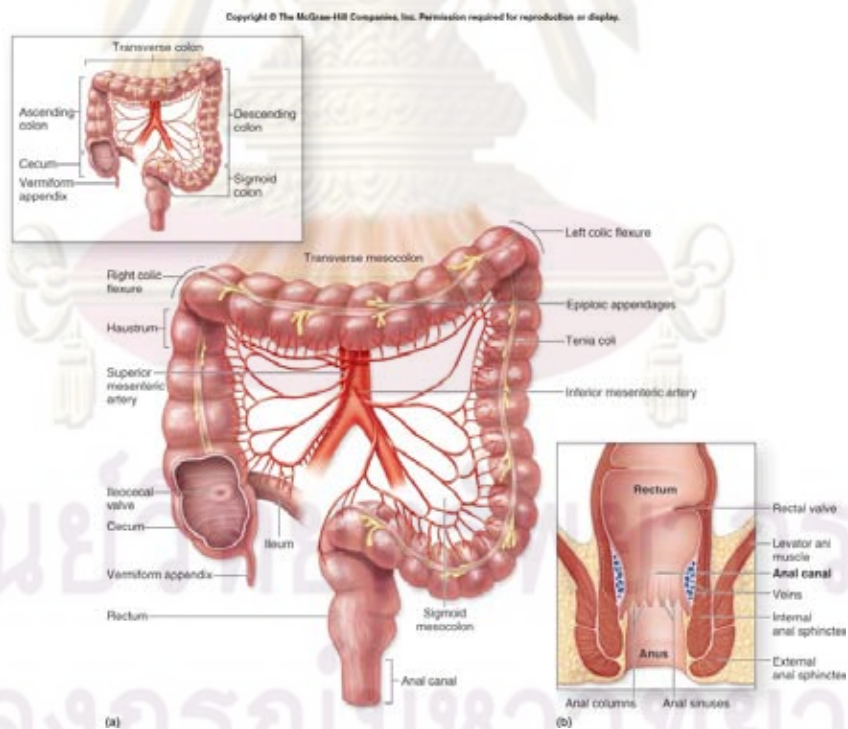
4) Sigmoid colon ต่อจากปลายล่างของ Descending colon โดยขดเป็นรูปคล้ายตัวอักษร S ชิดผนังช่องเชิงกรานไปจนถึงหน้ากระดูก Sacrum เพื่อต่อกับไส้ตรง (Rectum)

ลำไส้ใหญ่ส่วนต้นและลำไส้ใหญ่ส่วนกลางมีลักษณะภายนอกที่สังเกตเห็นได้ชัดเจนและถือว่าเป็นลักษณะเฉพาะของลำไส้ใหญ่ 3 ประการ คือ

1) Taenia coli เป็นกล้ามเนื้อเรียบชั้นนอกของลำไส้ใหญ่ซึ่งเรียงตัวตามแนวยาวและรวมกันเป็นแถบคล้ายริบบิ้น 3 แถบ เห็นได้ชัดจากผิวด้านนอกของลำไส้

2) Haustra เป็นกระเปาะหรือกระพุ้งของลำไส้ใหญ่ที่เห็นอยู่ทั่วไป เกิดจากการที่ Taenia coli สั้นกว่าความยาวของลำไส้ใหญ่

3) Epiploic appendages เป็นชิ้นไขมันขนาดเล็กที่หุ้มด้วยเยื่อช่องท้องห้อยยึดอยู่กับผิวนอกของลำไส้ใหญ่เป็นระยะๆ ในคนอ้วนพบได้มากกว่าคนผอม



รูปที่ 2.1 ส่วนต่างๆ ของลำไส้ใหญ่ และลักษณะเฉพาะที่พบได้ในลำไส้ใหญ่คือ taenia coli, haustra และ epiploic appendages [10]

2.1.3 ไส้ตรง (Rectum) และทวารหนัก (Anus)

ไส้ตรงและทวารหนักเป็นส่วนปลายสุดของลำไส้ใหญ่ โดยไส้ตรงมีความยาวประมาณ 15 เซนติเมตร (6 นิ้ว) ทอดชิดด้านหน้าของกระดูก Sacrum ลำไส้ส่วนนี้ไม่มี Taenia coli, Haustrations หรือ Epiploic appendages ส่วนที่พาดอยู่ต่ำกว่ากล้ามเนื้อ Pelvic diaphragm เรียกว่า Anal canal และส่วนที่เปิดออกสู่ภายนอกเรียกว่า ช่องทวารหนัก (Anal canal) บริเวณนี้มีกล้ามเนื้อหูรูด 2 ชั้นปิดอยู่ซึ่งจะเปิดออกขณะถ่ายอุจจาระเท่านั้น กล้ามเนื้อหูรูดชั้นในเป็นกล้ามเนื้อเรียบเรียกว่า Internal anal sphincter ไม่อยู่ในการควบคุมของจิตใจ หูรูดชั้นนอกเป็นกล้ามเนื้อลายที่แข็งแรงเรียกว่า External anal sphincter อยู่ภายใต้การควบคุมของอำนาจจิตใจ

2.2 การตรวจเพื่อการกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่

การตรวจเพื่อการกรองโรค (Screening test) มะเร็งลำไส้ใหญ่เป็นการตรวจเพื่อวินิจฉัยเบื้องต้น เพื่อหาผู้ป่วยที่ไม่มีอาการ แต่อยู่ในกลุ่มที่มีความเสี่ยงสูงในการเกิดมะเร็งลำไส้ใหญ่แล้วนำไปตรวจโดยวิธีการที่แม่นยำอีกครั้งหนึ่ง ควรกระทำในคนที่คาดว่าจะยังมีอายุที่สามารถใช้ชีวิตต่อไปได้อย่างมีคุณภาพ ซึ่งถ้าสามารถตรวจพบ วินิจฉัยและรักษามะเร็งระยะแรกได้จะสามารถลดอุบัติการณ์และการตายจากมะเร็งลำไส้ใหญ่ได้ วิธีการตรวจเพื่อการกรองโรคจึงควรเป็นวิธีการที่สะดวกต่อผู้ป่วย ไม่มีความเจ็บปวดในการตรวจ และราคาถูก ทำกับคนจำนวนมากได้ รวดเร็ว และควรจะเป็นเครื่องมือสำหรับโรคที่พบมาก เป็นปัญหาของประเทศ เครื่องมือการตรวจเหล่านี้จำเป็นต้องมีความไว (Sensitivity) สูง เพื่อให้ได้ผลลบในการตรวจของผู้ป่วยที่เป็นโรค (False negative) น้อยที่สุด แต่ในขณะนี่ยังไม่มีการตรวจในแง่ของมะเร็งลำไส้ใหญ่ที่ให้ความเหมาะสมระหว่างความถูกต้อง ความปลอดภัย และราคา [1, 2]

2.2.1 ความไว ความจำเพาะและความแม่นยำ [11]

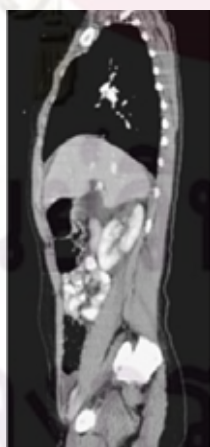
การวัดความไว ความจำเพาะและความแม่นยำเป็นเป็นคุณลักษณะของการตรวจวินิจฉัยโรค โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- 1) ความไว (Sensitivity) เป็นค่าที่บอกถึงสัดส่วนของผลบวกของการตรวจในผู้ป่วยที่เป็นโรค หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ ถ้าผู้ป่วยมีโรคจริงโอกาสที่ผลการตรวจจะให้ผลบวกก็เปอร์เซ็นต์
- 2) ความจำเพาะ (Specificity) เป็นค่าที่บอกถึงสัดส่วนของผลลบของการตรวจในคนปกติ หรือในผู้ป่วยที่เป็นโรคอย่างอื่นหรือกล่าวอีกแบบหนึ่งคือ ถ้าคนที่ไม่ใช่โรคหรือคนปกติมีโอกาสที่ผลการตรวจจะให้ผลลบเป็นกี่เปอร์เซ็นต์

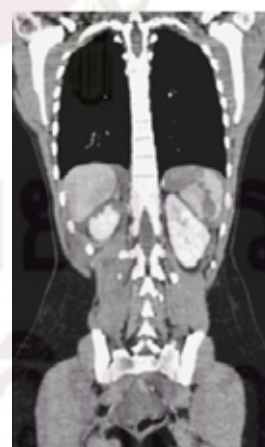
3) ความแม่นยำ (Accuracy) หมายถึงความแม่นยำของการตรวจที่จะบอกจำนวนที่เป็นโรคจริงเมื่อได้ผลบวกและไม่เป็นโรค เมื่อได้ผลลบนั้นเป็นส่วนเท่าใดของประชากรที่นำมาตรวจ

2.2.2 การตรวจหามะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วย CT Colonography

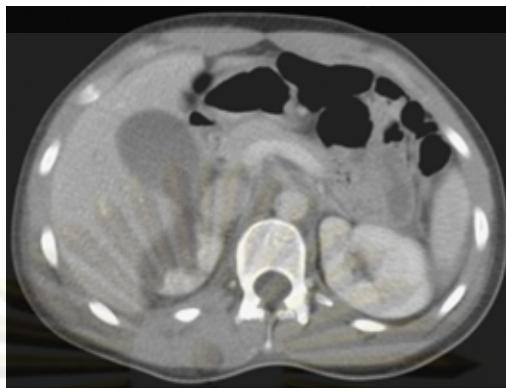
CT Colonography (CTC) มีหลายชื่อที่ใช้เรียก ได้แก่ Virtual colonoscopy, CT colography, CT pnemocolon [1,9] เป็นวิธีการวินิจฉัยมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยภาพ ซึ่งมีความปลอดภัยและความเสี่ยงน้อยมาก โดยที่คนไข้ไม่จำเป็นต้องได้รับการดมยาและยังสามารถบอกการลุกลามของมะเร็งลำไส้ใหญ่ได้ การตรวจประกอบด้วยหลายขั้นตอน ตั้งแต่การเตรียมลำไส้ก่อนการตรวจ เทคนิคและการแปลผลการตรวจทั้งในภาพตัดขวางสองมิติ (Axial) และในภาพเสมือนจริงเหมือนการส่องกล้องตรวจ (Endoluminal View) และในปัจจุบันยังมีการพัฒนาซอฟต์แวร์และ Post processing workstation มาช่วยในการตรวจ ทำให้การวินิจฉัยเนื้องอกและมะเร็งลำไส้ใหญ่มีความแม่นยำและรวดเร็วมากขึ้น การตรวจด้วยวิธี CTC จะให้ความไวที่สูงในการตรวจหาตั้งเนื้อขนาดมากกว่า 6 มิลลิเมตรซึ่งเป็นขนาดที่มีความสำคัญทางคลินิก แต่ให้ผลที่ไม่ดีนักในตั้งเนื้อที่มีขนาดน้อยกว่า 5 มิลลิเมตรและยังให้ความจำเพาะที่สูงมาก แม้ว่าตั้งเนื้อจะมีขนาดเล็ก แต่อย่างไรก็ตามการเตรียมลำไส้ใหญ่ก่อนการตรวจด้วยวิธี CTC ยังสร้างความลำบากให้กับผู้ป่วยเพราะต้องดื่มน้ำเป็นจำนวนมากและถ่ายบ่อยครั้ง รวมถึงการพักผ่อนไม่เพียงพอ (การเตรียมที่ประสบความสำเร็จคือผู้ป่วยต้องถ่ายเป็นน้ำก่อนตรวจ) ต่อมาจึงได้มีการแนะนำวิธี Fecal tagging ร่วมกับการลดการใช้ยาระบาย โดยให้ผู้ป่วยกินสารทึบรังสีโดยแบ่งเป็นหลาย ๆ มื้อ ทำให้ผู้วินิจฉัยสามารถแยกดูจากระยะที่มีสารทึบรังสีปนอยู่ออกจากเนื้องอกได้ดีและยังสร้างความพึงพอใจให้กับผู้ป่วยมากกว่าการเตรียมคนไข้ด้วยวิธีเดิม



(ก) ระนาบที่ขนานกับแกนศีรษะและตั้งฉากกับ
ใบหน้า (Sagittal)



(ข) ระนาบที่ขนานกับแกนศีรษะและขนานกับ
ใบหน้า (Coronal)



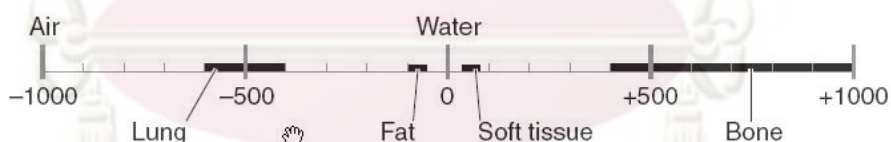
(ค) ระนาบที่ตั้งฉากกับแกนศีรษะ (Axial)

รูปที่ 2.2 แสดงภาพตัดขวางในระนาบต่างๆ

2.2.3 การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT)

การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์เป็นกระบวนการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ โดยไม่ทำให้วัตถุเสียหาย โดยข้อมูลดิบของกระบวนการนี้ถูกเรียกว่า ภาพการฉาย

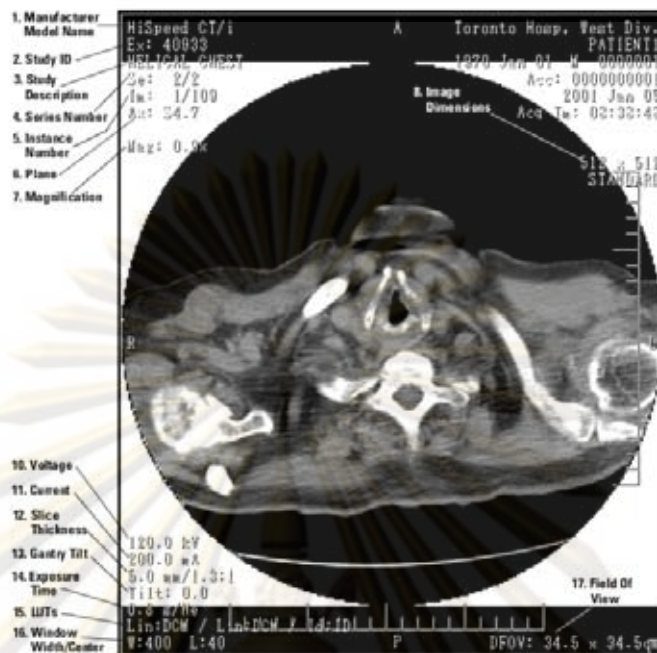
ภาพซีทีเป็นภาพที่ได้จากการนำค่าเลขซีที (CT number) มาเรียงต่อกันซึ่งคำนวณมาจากค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสี (Linear attenuation coefficient) ณ ตำแหน่งต่างๆ ของอวัยวะ (Voxel⁴, Volume element) ในระนาบของภาพซึ่งแบ่งออกเป็นจุดภาพเล็กๆ เรียกว่า Pixel หรือ Picture element



Bone	+400 → +1000
Soft tissue	+40 → +80
Water	0
Fat	-60 → -100
Lung	-400 → -600
Air	-1000

รูปที่ 2.3 เลขซีที

⁴ ปริมาตรที่เล็กที่สุดที่รวมตัวกันเป็นภาพสามมิติ ย่อมาจาก volume pixel



รูปที่ 2.4 ตัวอย่างภาพซีที

ตัวแปรที่ปรับได้และปัจจัยที่มีผลต่อสัญญาณรบกวนของภาพซีทีมีดังต่อไปนี้

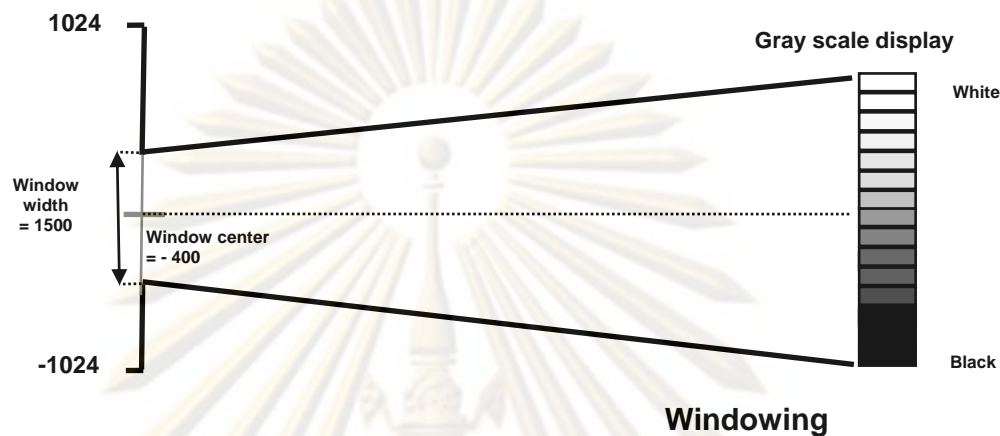
- 1) การใช้ขนาดของวอกเซลที่เล็กลงเพื่อให้รายละเอียดของภาพสูงขึ้น จะทำให้สัญญาณรบกวนเพิ่มมากขึ้นด้วย เนื่องจากปริมาณรังสีลดลง (Quantum noise)
- 2) การลดสัญญาณรบกวนทำได้โดยการเพิ่มปริมาณรังสี โดยปริมาณรังสีที่ร่างกายได้รับ (kV, mAs, sec) จะมากขึ้นเมื่อเราใช้รังสีเพิ่มมากขึ้น แต่จะทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีเพิ่มขึ้นด้วย
- 3) การเลือกชนิดการคำนวณอาจทำให้สัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้นหรือลดลงแล้วแต่วิธีที่เลือก

2.2.4 การตั้งค่าพารามิเตอร์อื่นๆ

ตารางที่ 2.1 แสดงการกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่นิยมใช้ในการเก็บข้อมูล

	Spiral CT	MSCT 4	MSCT 16
kV	120	120	120 (135)
mAs	20-250	20-250	20-250
Collimation (mm)	3-5	2-2.5	1-1.125
Pitch	1.3-1.7	1-1.3	0.9-1.3
Overlap	Max. 50%	20%	20%
Reconstruction	Soft tissue	Soft tissue	Soft tissue

2.2.5 การตั้งค่าความกว้างของหน้าต่าง (Window width) และจุดศูนย์กลางของหน้าต่าง (Window center) ในการวิเคราะห์ภาพตัดขวางสองมิติ



รูปที่ 2.5 แสดง Window width ที่ 1,500 และ Window center ที่ -400

การตั้งค่าความกว้างของหน้าต่างและจุดศูนย์กลางของหน้าต่างที่เหมาะสมสำหรับใช้ตรวจดูภายในลำไส้ใหญ่สามารถใช้ได้ทั้งค่าของ Bone window (W 3,000 C 200) Lung window (W 1,600 C -700) หรือตั้งค่าความกว้างและจุดศูนย์กลางของหน้าต่างไว้ที่ W เท่ากับ 1,500 และ C เท่ากับ -600 ได้ [2]

2.2.6 มาตรฐาน DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)

DICOM เป็นมาตรฐานที่กำหนด โดย National Electrical Manufacturers Association (NEMA) มีจุดประสงค์ เพื่อการเผยแพร่ ภาพทางการแพทย์ เช่น CT scans, MRIs, CR หรือ Ultrasound และ ภาพทางการแพทย์อื่นๆ ให้เป็นมาตรฐานเดียวกันเพื่อภาพจะสามารถแลกเปลี่ยนกันได้ ในระหว่าง เครื่องมือทางการแพทย์ หรือซอฟต์แวร์ทางการแพทย์ ให้สามารถอ่านข้อมูลของผู้ป่วย ที่มาจากเครื่องมือต่างชนิดหรือต่างบริษัทได้

ไฟล์ที่ถูกเก็บด้วยมาตรฐาน DICOM จะประกอบด้วยข้อมูลในส่วน หัวของไฟล์หรือที่เรียกว่า Header (โดย Header จะประกอบไปด้วยข้อมูลเกี่ยวกับผู้ป่วย ชื่อ นามสกุล รูปแบบ ของภาพ จำนวน ภาพ ลักษณะของภาพและอื่นๆ) [12]

2.3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลภาพ

2.3.1 การหาค่าขีดแบ่ง (Intensity thresholding)

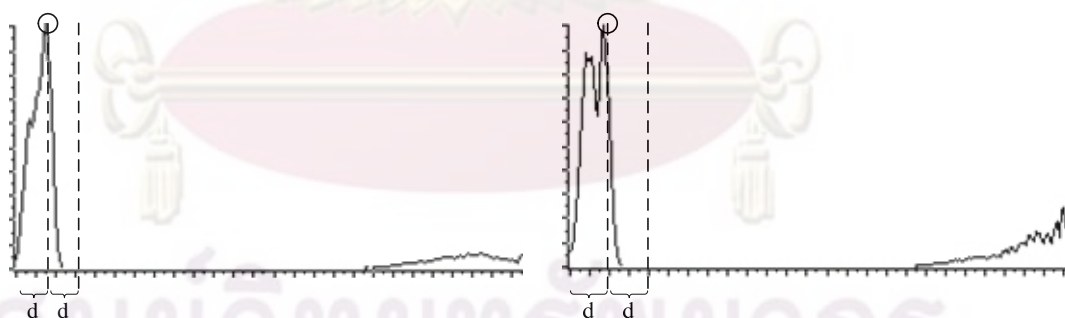
การหาค่าขีดแบ่งเป็นวิธีการแยกองค์ประกอบของรูปภาพโดยดูจากความเหมือนของค่าระดับเทาของจุดภาพภายในพื้นที่โดยถ้ามีภาพ f ซึ่งมีค่าระดับเทาอยู่ในช่วง $[z_1, \dots, z_k]$ และ t เป็นจำนวนใดๆ ที่อยู่ระหว่าง z_1 และ z_k ผลจากการแบ่งส่วนภาพ f ด้วยค่าขีดแบ่ง t คือภาพลักษณะพื้นฐานสอง g ซึ่งมีค่าดังสมการที่ 2.1

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } (f(x, y) > t) \\ 0 & \text{if } (f(x, y) \leq t) \end{cases} \quad \dots (2.1)$$

เมื่อ t ขึ้นอยู่กับ $f(x, y)$ หรือค่าระดับเทาเพียงอย่างเดียว จะเรียกรหาค่าขีดแบ่งนี้ว่าการหาค่าขีดแบ่งแบบครอบคลุม (Global thresholding) โดยทั่วไปแล้วค่าขีดแบ่งมักเป็นค่าที่ผู้ใช้เลือกขึ้นเอง

2.3.2 การหาค่าขีดแบ่งแบบอัตโนมัติ (Adaptive thresholding)

การหาค่าขีดแบ่งแบบอัตโนมัติจะใช้คุณลักษณะที่วิเคราะห์ได้จากภาพประกอบ ซึ่งจะทำให้การค้นหาค่าขีดแบ่งหรือจุดต่ำสุดของฮิสโทแกรม แล้วกำหนดเป็นค่าขีดแบ่งที่ใช้ในแต่ละภาพ โดยบางภาพอาจมีจุดยอดหรือจุดต่ำสุดหลายจุด เราจะเลือกเอาจุดที่มีคุณลักษณะตามเงื่อนไขที่ต้องการมาพิจารณา ผลก็คือภาพแต่ละภาพจะมีค่าขีดแบ่งที่แตกต่างกัน



รูปที่ 2.6 Adaptive threshold

โดยที่ d หมายถึงระยะจากแกนจนถึงจุดยอดที่ใช้พิจารณา

2.3.3 การกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพด้วยตัวกรองมัธยฐาน

ตัวกรองมัธยฐานสามารถนำมาใช้กำจัดสัญญาณรบกวนชนิดเกลือและพริกไทย (Salt and pepper noise) โดยมีผลทำให้ภาพพร่ามัว (Blur) น้อยกว่าการประมวลผลภาพด้วยตัวกรองแบบอื่น ๆ

ขาวและพริกไทยมีสีดำ) ซึ่งเป็นค่าสูงสุดและต่ำสุด (กรณีที่เป็นภาพลักษณะฐานสอง) ดังนั้นการใช้ค่ามัธยฐานจะทำให้ค่าสูงสุดและต่ำสุดในบริเวณที่เราพิจารณาถูกกำจัดทิ้งไป จุดภาพที่มีความสว่างหรือมืดเมื่อเทียบกับจุดภาพที่อยู่ข้างเคียงโดยขนาดเล็กกว่า $n^2/2$ (เมื่อเราใช้ประมวลผลด้วยหน้ากากขนาด $n \times n$) จะถูกกำจัดทิ้งไปและไม่ปรากฏในภาพผลลัพธ์ กล่าวคือค่าระดับเทาที่สว่างหรือมืดดังกล่าวจะถูกเปลี่ยนเป็นค่ามัธยฐานทำให้ความสว่างหรือมืด ณ บริเวณนั้นหายไป ส่วนบริเวณที่มีขนาดใหญ่กว่า $n^2/2$ จะมีผลกระทบ สามารถคำนวณหาค่าระดับเทาใหม่ (R) ของจุดภาพที่ผ่านตัวกรองมัธยฐานด้วยสมการต่อไปนี้

$$R = \text{median}\{z_k \mid k = 1, 2, \dots, n \times n\} \quad \dots (2.2)$$

2.3.4 วิธีการแผ่ขยายบริเวณ (Region growing)

วิธีการนี้เป็นขั้นตอนวิธีในการหาจุดภาพที่มีคุณสมบัติสอดคล้องกับเงื่อนไขที่ใช้สำหรับพิจารณาการอยู่ร่วมบริเวณเดียวกันของจุดภาพ โดยจะกำหนดจุดภาพเริ่มต้น (Seed) ที่เราทราบแน่ชัดว่าจุดภาพนั้นเป็นสมาชิกของบริเวณที่เราสนใจและต้องการค้นหาจุดภาพใกล้เคียงที่จัดอยู่ในบริเวณเดียวกัน ตัวอย่างของเงื่อนไขที่ใช้วิเคราะห์ ได้แก่ จุดภาพใดที่อยู่ใกล้เคียงกับจุดภาพตั้งต้นนั้น จะจัดอยู่ในบริเวณเดียวกับจุดภาพเริ่มต้นก็ต่อเมื่อมีค่าระดับเทาอยู่ในช่วงที่กำหนด และเมื่อเราได้จุดภาพเริ่มต้นแล้ว เราก็จะใช้จุดภาพนั้นค้นหาจุดภาพข้างเคียงที่มีคุณสมบัติเหมือนกันต่อไปซึ่งคุณสมบัติที่เรามักนำมาใช้ ได้แก่ ค่าระดับสี คุณสมบัติทางระยะทาง รวมทั้งต้องสอดคล้องกับคุณสมบัติการเชื่อมต่อ (Connectivity) ด้วย ปัญหาสำคัญสำหรับวิธีการนี้ก็คือ การเลือกจุดภาพที่เหมาะสมนั่นเอง ในบางครั้งจุดภาพของภาพในแต่ละวัตถุหรือจุดภาพของพื้นผิวและจุดภาพของวัตถุอาจมีค่าระดับเทาซ้ำกัน ทำให้ไม่สามารถหาค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมเพื่อนำมาใช้แบ่งบริเวณต่างๆ ในภาพออกจากกันได้ ซึ่งอาจต้องใช้การแบ่งส่วนบริเวณด้วยการพิจารณาการต่อเชื่อมและการมีคุณสมบัติร่วมกันของกลุ่มจุดภาพข้างเคียงกันร่วมด้วย

2.3.5 การประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน (Morphological Image Processing)

การประมวลผลภาพเชิงสัณฐานวิทยาเป็นการวิเคราะห์ส่วนประกอบของภาพ เช่น รูปร่างขอบเขต ซึ่งจะใช้ทฤษฎีเซตในการอธิบาย โดยหลักการทั้งหมดที่จะแสดงดังต่อไปนี้จะเป็นการนำไปประยุกต์ใช้กับภาพลักษณะฐานสองซึ่งจะแสดงในพื้นที่ระบบพิกัดเลขจำนวนเต็มสองมิติ (ในที่นี้แทนด้วย Z^2) โดยที่สมาชิกแต่ละตัวเป็นเซตของตัวประกอบในรูปของเวกเตอร์สองมิติ และคู่

อันดับ (x, y) แสดงถึงตำแหน่งของจุดภาพที่มีสีดำหรือขาว การดำเนินการพื้นฐานทั่วไปได้แก่ การขยายขนาด (Dilation) และ การกร่อน (Erosion)

1) การขยายขนาด (Dilation)

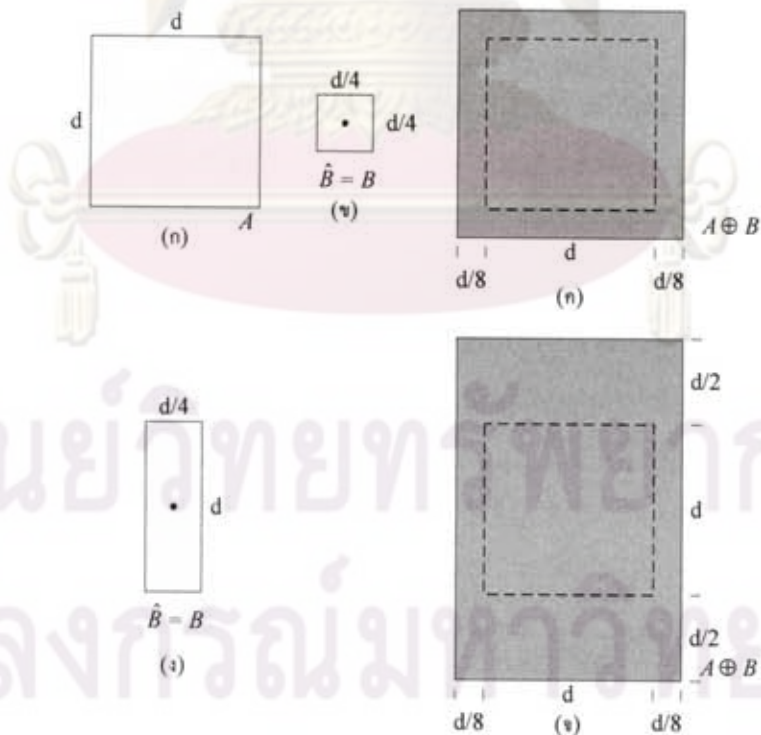
สำหรับเซต A และ B ในระบบ Z^2 สามารถแสดงรูปการขยายขนาดของ A ด้วย B ($A \oplus B$) ได้ดังสมการ (2.3)

$$A \oplus B = \{z \mid \hat{B}_z \cap A \neq \phi\} \quad \dots (2.3)$$

จากสมการ (2.3) จะเป็นการสะท้อนจุดใน B ผ่านจุดกำเนิดและย้ายการสะท้อนนี้ด้วย z ซึ่งการขยายขนาด A ด้วย B นี้จะเป็นเซตของทุกระยะที่ \hat{B} และ A ซ้อนทับกันอย่างน้อย 1 จุด ซึ่งจะสามารถเขียนแสดงได้ในอีกรูปคือ

$$A \oplus B = \{z \mid [\hat{B}_z \cap A] \subseteq A\} \quad \dots (2.4)$$

เราอาจเรียกเซต B ว่าเป็นส่วนประกอบโครงสร้าง (Structuring element) ในการทำ การขยายขนาด



รูปที่ 2.7 แสดงการขยายขนาด

- (ก) เซต A
- (ข) ส่วนประกอบโครงสร้างแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัส
- (ค) ผลของการทำการขยายขนาด A ด้วย B (ข) (แสดงในส่วนที่แรเงา)
- (ง) ส่วนประกอบโครงสร้างแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า
- (จ) ผลของการทำการขยายขนาด A ด้วย B (ง) (แสดงในส่วนที่แรเงา)

จากรูปที่ 2.7 แสดงตัวอย่างการทำการขยายขนาด โดยจุดสีดำหมายถึงจุดกำเนิดของส่วนประกอบโครงสร้างแต่ละตัว เส้นประในภาพผลการทำการขยายขนาด หมายถึงเซตเริ่มต้น (นั่นคือเซต A) ส่วนเส้นทึบจะแสดงถึงขอบเขตของระยะที่สามารถย้ายจุดกำเนิดของ \hat{B} ไป z แล้วการอินเตอร์เซกชันของ \hat{B} และ A จะไม่เป็นเซตว่าง

2) การกร่อน (Erosion)

สำหรับเซต A และ B ในระบบ Z^2 สามารถแสดงรูปการกร่อนของ A ด้วย B (เขียนแทนด้วย $A \ominus B$) ได้เป็น

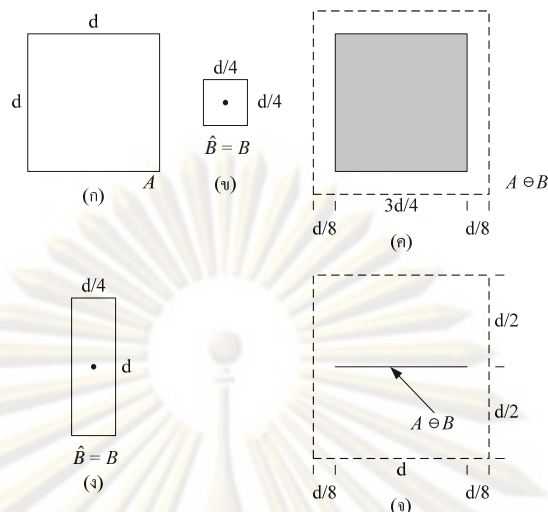
$$A \ominus B = \{z \mid (\hat{B}_z) \subseteq A\} \quad \dots (2.5)$$

จากสมการที่ (2.5) จะเป็นเซตของ z ทุกจุดที่สามารถย้าย B ไปแล้วยังคงอยู่ในขอบเขตของ A

จากรูปที่ 2.8 แสดงตัวอย่างเช่นเดียวกับรูปที่ 2.7 โดยเส้นประแสดงถึงเซต A ส่วนที่แรเงาแสดงถึงส่วนที่จุดกำเนิดของ B สามารถย้ายไปได้โดยที่ทุกส่วนของ B ยังคงอยู่ใน A ส่วนที่แรเงานี้คือการกร่อนของ A ด้วย B รูป (ง) และ (จ) เป็นอีกตัวอย่างของการกร่อนซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะออกมาเป็นเส้นตรง

การขยายขนาดและการกร่อนสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการหาขอบภาพ โดยการทำการขยายขนาดและกร่อนภาพต้นฉบับ จากนั้นนำภาพที่ได้จากการทำการขยายขนาดมาลบกับภาพที่ได้จากการกร่อน ที่ทำเช่นนี้เพราะว่า เมื่อภาพถูกนำมาทำการขยายขนาด จุดภาพสีขาวจะถูกขยายออกและจะถูกลบออกไปเมื่อทำการกร่อน ดังนั้นเมื่อนำภาพทั้งสองมาลบกันจะเห็นส่วนต่างระหว่างจุดภาพสีขาวซึ่งก็คือขอบของภาพนั่นเอง

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.8 การกร่อน

- (ก) เซต A
 (ข) ส่วนประกอบโครงสร้างแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัส
 (ค) ผลของการกร่อน A ด้วย B (ข) (แสดงในส่วนที่แรเงา)
 (ง) ส่วนประกอบโครงสร้างแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า
 (จ) ผลของการกร่อน A ด้วย B (ง) (แสดงในส่วนที่แรเงา)

3) การเปิด (Opening) และการปิด (Closing)

การเปิดเป็นการปรับโครงร่างของวัตถุ ทำส่วนที่แคบให้แตกออก และลบส่วนที่ยื่นออกมาทิ้งไป ส่วนการปิดเป็นการปรับโครงร่างเช่นเดียวกัน แต่จะตรงกันข้ามกับการเปิด โดยจะเชื่อมรอยแยกเข้าหากัน รวมทั้งลบหลุมเล็กๆ และเติมช่องที่ห่างให้เต็ม ซึ่งใช้หลักการของการขยายขนาดและการกร่อนมาช่วย จากนิยามข้างต้นสามารถสังเกตได้ว่าการขยายขนาดเป็นการขยายขอบเขตของรูป ส่วนการกร่อนจะเป็นการลดขอบเขตของรูป

เซต A ซึ่งถูกทำการเปิดโดย B สามารถเขียนได้ด้วย $A \circ B$ และนิยามได้เป็น

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad \dots (2.6)$$

จากนิยามเห็นได้ว่าการเปิด A โดย B ก็คือการกร่อนของ A โดย B ตามด้วยการขยายขนาดของผลที่ได้โดย B เช่นเดียวกับกับเซต A ซึ่งถูกทำการปิด โดยสมาชิกโครงสร้าง B สามารถเขียนได้

ด้วย $A \bullet B$ และนิยามได้ตั้งสมการ 2.7 จากนิยามนี้จะเห็นได้ว่าการปิด A โดย B ก็คือการขยายขนาดของ A โดย B ตามด้วยการกร่อนของผลที่ได้โดย B

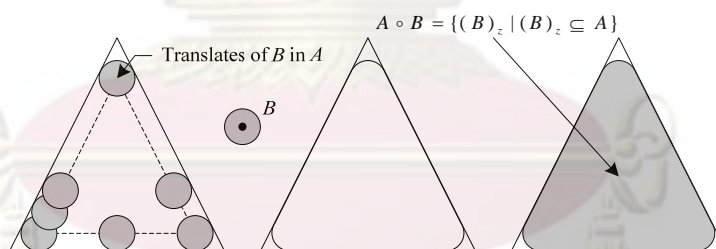
$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad \dots (2.7)$$

การทำการเปิดสามารถแสดงให้ง่ายต่อการเข้าใจได้ดังรูปที่ 2.8 โดยจากสมาชิกโครงสร้าง B (หรืออาจเปรียบเสมือน “ลูกกอล์ฟ”) ขอบของ $A \circ B$ จะถูกกำหนดโดยจุดใน B ที่สามารถชิดกับขอบภายในของ A ได้มากที่สุด และทำการกลิ้ง B ให้ทั่ว A โดยการแปลงรูปแบบเชิงเรขาคณิตของการเปิดนี้สามารถอธิบายโดยใช้ทฤษฎีเซต นั่นคือการเปิดของ A โดย B คือการยูเนียน (Union) ของ B ทั้งหมดที่ทำการย้ายที่แล้วยังคงอยู่ในขอบเขตของ A สามารถนิยามได้เป็น

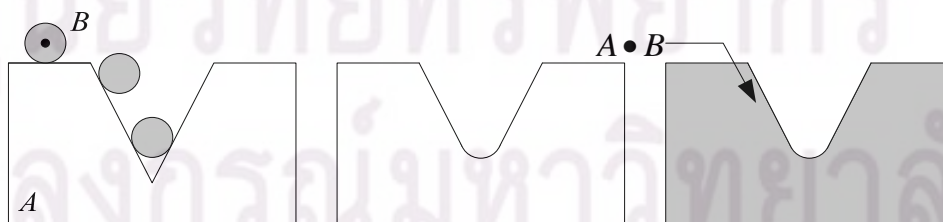
$$A \circ B = \bigcup \{ (B)_z \mid (B)_z \subseteq A \} \quad \dots (2.8)$$

โดยที่ $\bigcup \{ \cdot \}$ คือการยูเนียนของเซตทั้งหมดในเครื่องหมายปีกกา

สำหรับการปิดนั้นยังคงมีการแปลงรูปแบบที่คล้ายกัน แต่จะเป็นการกลิ้ง B ไปตามขอบนอกดังรูปที่ 2.9 ซึ่งจะสังเกตได้ว่าการเปิดและการปิดเป็นคู่ของกันและกัน เพียงแต่การปิดจะไม่ใช้ส่วนที่มีการกลิ้งภายนอก โดยถ้า w เป็นสมาชิกในเซต $A \bullet B$ ก็ต่อเมื่อ $(B)_z \cap A \neq \emptyset$ สำหรับทุกๆ $(B)_z$ ที่มี w เป็นสมาชิก



รูปที่ 2.9 การเปิด



รูปที่ 2.10 การปิด

บทที่ 3

การประยุกต์ใช้การประมวลผลภาพในงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้นำเทคนิคทางการประมวลผลภาพมาใช้ในการวิเคราะห์ภาพ เพื่อตรวจหาตำแหน่งของสารทึบรังสีภายในลำไส้ใหญ่และทำการชำระแบบอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งเทคนิคการประมวลผลภาพบางเทคนิคไม่สามารถนำมาใช้งานโดยตรงได้ จึงต้องมีการประยุกต์ใช้งานให้เหมาะสมกับลักษณะของภาพด้วย ในบทนี้ได้แบ่งการอธิบายออกเป็นส่วน ๆ ดังนี้

- 3.1 ข้อมูลภาพที่ใช้ในการทดลอง
 - 3.2 ปัญหาและอุปสรรคในการวิเคราะห์ภาพ
 - 3.3 แนวคิดและขั้นตอนต่างๆ ในงานวิจัย
- โดยรายละเอียดของแต่ละหัวข้อมีดังนี้

3.1 ข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

ข้อมูลที่ใช้ในงานวิจัยได้จากผู้เข้ารับการตรวจมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้วิธีรับประทานสารทึบรังสีร่วมกับการลดการใช้ยาระบายในขั้นตอนการเตรียมคนไข้ก่อนการตรวจของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ จำนวน 17 คน โดยมีข้อมูลในท่านอนหงาย (Supine) 17 ชุด และในท่านอนคว่ำ (Prone) 16 ชุด การเก็บภาพในแต่ละท่าจะได้ข้อมูลภาพซีทีในระนาบตั้งฉากกับแกนศีรษะ (Axial plane) ประมาณ 550 ภาพ ซึ่งเป็นระนาบเดียวเท่านั้นที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้

พารามิเตอร์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลอื่นๆ คือ 120 kV ความเร็วในการเคลื่อนที่ของเตียงต่อค่าความหนาของส่วนที่ต้องการตัด (Pitch) เท่ากับ 1 Collimation เท่ากับ 1 มิลลิเมตร Overlap 30% สำหรับค่า mAs ในข้อมูลที่ได้รับ มักจะถูกกำหนดไว้แตกต่างกันสามค่าคือ 45 120 และ 300 การปรับค่า mAs นั้นจะมีผลต่อสัญญาณรบกวนของภาพ (Noise) และส่งผลต่อความละเอียดของบริเวณที่มีค่าความเปรียบต่างต่ำ (Low-contrast resolution) เช่นพวกเนื้อเยื่อต่างๆ แต่จะไม่มีผลกับบริเวณที่มีค่าความเปรียบต่างสูง (High-contrast resolution) เช่น กระดูก

ข้อมูลดังกล่าวเก็บโดยใช้มาตรฐาน DICOM มีขนาด 12 บิต เพื่อให้สะดวกในการนำมาประมวลผลจึงทำการแยกส่วนหัวกับส่วนข้อมูลก่อน จากนั้นนำเฉพาะส่วนข้อมูลมาแปลงเป็นชนิด uint16 เพื่อนำไปใช้ในขั้นตอนต่อไป ส่วนหัวของข้อมูลมีรายละเอียดจะนำมาใช้ในการทดลองด้วยคือ Field of View (FOV) ซึ่งเป็นค่าที่บอกความกว้างและยาวของภาพตัดขวางแต่ละภาพในข้อมูล มีหน่วยเป็นเซนติเมตร รายละเอียดของข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง แสดงดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 แสดงรายละเอียดของข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

ข้อมูล	ท่าตรวจ	จำนวนภาพ	พารามิเตอร์ที่ใช้ (mAs)	FOV
ชุดข้อมูลที่ 1	นอนหงาย	635	300	30.8
	นอนคว่ำ	591	120	31.8
ชุดข้อมูลที่ 2	นอนหงาย	540	300	29.3
	นอนคว่ำ	533	120	29.9
ชุดข้อมูลที่ 3	นอนหงาย	540	360	31.6
	นอนคว่ำ	579	120	31.1
ชุดข้อมูลที่ 4	นอนหงาย	538	300	30.2
	นอนคว่ำ	554	120	31.1
ชุดข้อมูลที่ 5	นอนหงาย	465	120	28.2
	นอนคว่ำ	522	45	29.5
ชุดข้อมูลที่ 6	นอนหงาย	574	120	37.1
	นอนคว่ำ	593	45	38.5
ชุดข้อมูลที่ 7	นอนหงาย	485	120	31.1
	นอนคว่ำ	517	45	30.9
ชุดข้อมูลที่ 8	นอนหงาย	571	280	35.5
	นอนคว่ำ	584	120	33.7
ชุดข้อมูลที่ 9	นอนหงาย	540	120	36
	นอนคว่ำ	495	45	36
ชุดข้อมูลที่ 10	นอนหงาย	464	120	33
	นอนคว่ำ	495	45	33.9
ชุดข้อมูลที่ 11	นอนหงาย	522	120	31.5
	นอนคว่ำ	539	45	33.1
ชุดข้อมูลที่ 12	นอนหงาย	631	280	28.6
	นอนคว่ำ	567	120	30.7
ชุดข้อมูลที่ 13	นอนหงาย	508	120	44.1
	นอนคว่ำ	591	45	41.4

ตารางที่ 3.1 แสดงรายละเอียดของข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง (ต่อ)

ข้อมูล	ท่าตรวจ	จำนวนภาพ	พารามิเตอร์ที่ใช้ (mAs)	FOV
ชุดข้อมูลที่ 14	นอนหงาย	573	120	29.6
	นอนคว่ำ	580	45	31.2
ชุดข้อมูลที่ 15	นอนหงาย	612	280	26.7
	นอนคว่ำ	558	120	31.1
ชุดข้อมูลที่ 16	นอนหงาย	437	280	30.7
	นอนคว่ำ	560	120	29.9
ชุดข้อมูลที่ 17	นอนหงาย	663	280	30.8
	นอนคว่ำ	N/A	N/A	N/A

3.2 ปัญหาและอุปสรรคในการวิเคราะห์ภาพ

จากการศึกษาและสำรวจข้อมูลที่ใช้ในการทดลองพบว่ามีปัญหาและอุปสรรคต่อการออกแบบขั้นตอนวิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ เนื่องจากสาเหตุหลายประการ ดังนี้

1. ข้อมูลที่ใช้ในการทดลองเป็นข้อมูลที่เก็บจากผู้เข้ารับการตรวจรักษาจริง พารามิเตอร์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลจึงถูกกำหนดให้เหมาะสมกับการตรวจรักษาจริง ซึ่งอาจไม่เหมาะกับการนำมาทดลองในเบื้องต้นมากนัก เนื่องจากพารามิเตอร์มีความหลากหลายและไม่สามารถกำหนดตัวแปรควบคุมอื่นๆ ที่อาจส่งผลต่อลักษณะของภาพได้ นอกจากนี้ การเก็บภาพในผู้เข้ารับการตรวจแต่ละรายยังทำเพียงครั้งเดียว ถึงแม้ว่าจะทำการเก็บภาพทั้งในท่านอนหงายและนอนคว่ำ แต่ก็ไม่ได้ทำการกำหนดตำแหน่งที่เริ่มเก็บภาพแน่นอน พารามิเตอร์ที่ใช้ก็แตกต่างกันอีกด้วย

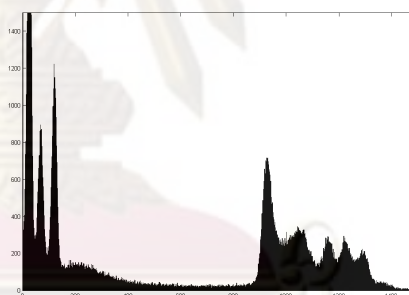
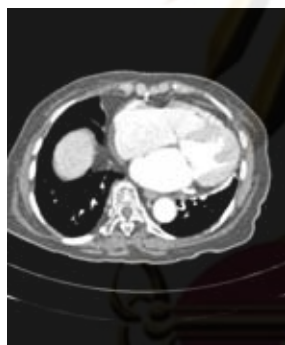
2. ข้อมูลในแต่ละชุดมีเป็นจำนวนมาก โดยในชุดข้อมูลหนึ่งๆ ประกอบด้วยภาพตัดขวางขนาด 512 X 512 จุดภาพ จำนวน 450-600 ภาพ การประมวลผลข้อมูลทั้งหมดทั้งปริมาตรจำเป็นต้องใช้หน่วยความจำที่มากพอ

3. ความแปรปรวนของสารทึบรังสีภายในและระหว่างชุดข้อมูลมีมาก การกำหนดค่าขีดแบ่งคงที่เพียงค่าเดียว เพื่อนำมาใช้ตรวจหาตำแหน่งและแบ่งส่วนจึงไม่สามารถให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องสำหรับทุกๆ ข้อมูล นอกจากนี้ค่าของเลขซีทีของสารทึบรังสียังอาจอยู่ในช่วงเดียวกับค่าของกระดูก ทำให้การใช้เลขซีทีเพียงอย่างเดียว ไม่สามารถระบุว่าเป็นบริเวณใดเป็นสารทึบรังสีหรือกระดูกอีกด้วย

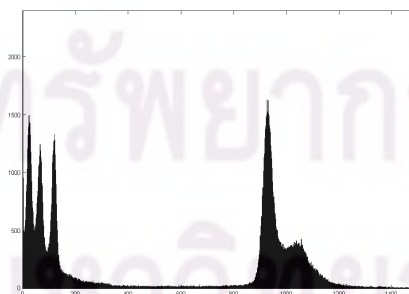
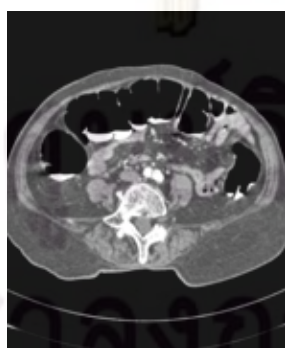
4. การระบุตำแหน่งของสารทึบรังสีภายในลำไส้ใหญ่ เพื่อนำไปใช้เป็นจุดเริ่มต้นในการแบ่งส่วนภาพทำได้ยาก เนื่องจากลำไส้ใหญ่ไม่มีตำแหน่งที่แน่นอนและมีลักษณะแตกต่างหลากหลายในแต่ละช่วงของชุดข้อมูล การตรวจหาและระบุตำแหน่งโดยคนต้องใช้เวลาานาน เนื่องจากจำนวนภาพในแต่ละชุดมีมาก และลักษณะของสารทึบรังสีภายในลำไส้ใหญ่ มีความแปรปรวนสูง รวมทั้งการนับจำนวนโดยการพิจารณาจากภาพ 2 มิติไปที่ระนาบ ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้สูงและใช้เวลามาก (การนับโดยการสร้างภาพ 3 ก่อนจะทำได้ง่ายกว่า แต่มีข้อจำกัดทางด้านอุปกรณ์)

ความแตกต่างหลากหลายของภาพตัดขวางแต่ละช่วงในชุดข้อมูล แสดงดังรูปที่ 3.1 จากภาพจะเห็นว่าภาพตัดขวางลำดับต้นๆ ในชุดข้อมูล จะพบปอดซึ่งจะไม่พบในภาพตัดขวางลำดับกลางและท้าย ลำไส้ใหญ่อาจจะถูกพบในภาพตัดขวางลำดับต้นๆ หรืออาจไม่พบ ทั้งนี้จะขึ้นจะอยู่กับการเก็บข้อมูลนอกจากนี้ลำไส้ใหญ่ที่พบในภาพตัดขวางลำดับต่างๆ อาจก็มีลักษณะต่างกันอีกด้วย

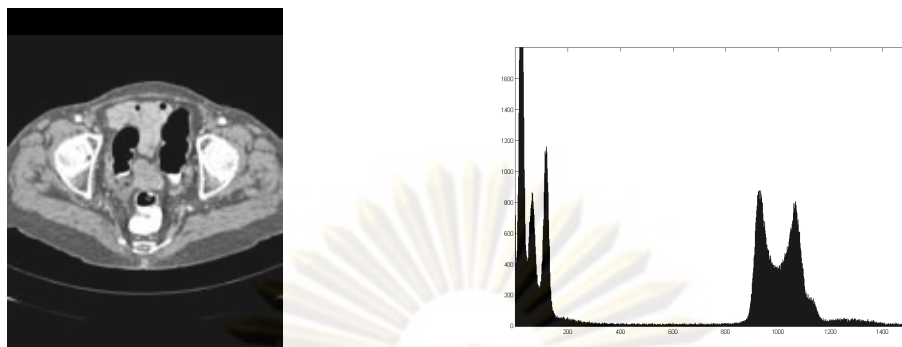
จากปัญหาและอุปสรรคที่ได้กล่าวมาแล้ว งานวิจัยนี้ได้นำเทคนิคการประมวลผลและวิเคราะห์ภาพดิจิทัลเข้ามาช่วยในการลดขนาดข้อมูล การตรวจหาและระบุตำแหน่งสารทึบรังสีในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติเพื่อนำไปใช้ในการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์จะแสดงรายละเอียดในหัวข้อถัดไป



ตัวอย่างภาพตัดขวางที่ 9/538 และฮิสโทแกรม (ช่วงต้น)



ตัวอย่างภาพตัดขวางที่ 301/538 และฮิสโทแกรม (ช่วงกลาง)

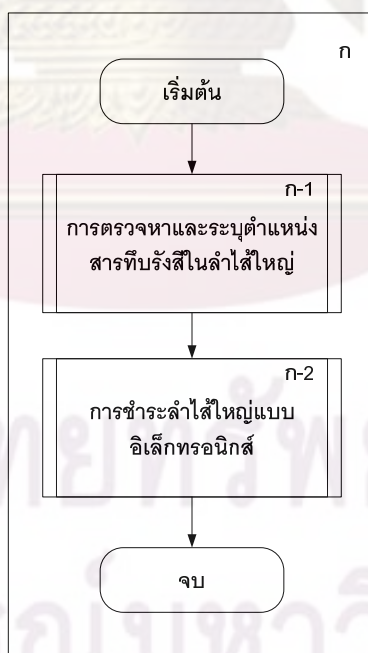


ตัวอย่างภาพตัดขวาง ที่ 465/538 และฮิสโทแกรม (ช่วงทำย)

รูปที่ 3.1 แสดงตัวอย่างภาพตัดขวางและฮิสโทแกรมของแต่ละช่วงในชุดข้อมูล

3.3 แนวคิดและขั้นตอนการทำงาน

งานวิจัยนี้แบ่งขั้นตอนการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ออกเป็นสองส่วนหลักๆ คือ การตรวจหาและระบุตำแหน่งของสารทึบรังสีในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติและการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ ขั้นตอนการทำงานหลักๆ แสดงดังรูปที่ 3.2 รายละเอียดของขั้นตอนจะอธิบายในหัวข้อที่ 3.3.1 และ 3.3.2

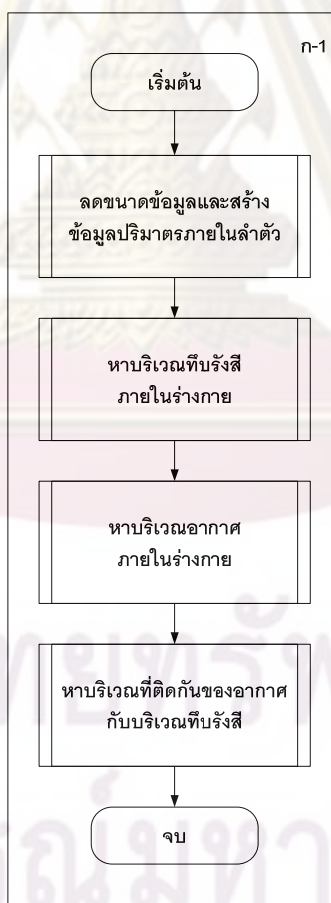


รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการทำงานหลักๆ ของการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์

3.3.1 การตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บ่งชี้ในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ

การตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บ่งชี้ในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ มีวัตถุประสงค์เพื่อนำไปใช้เป็นจุดเริ่มต้น (Seed Point) ในการแบ่งส่วนสารที่บ่งชี้ ซึ่งเป็นขั้นตอนหนึ่งของการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ การตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บ่งชี้ภายในลำไส้ใหญ่ที่ใช้ในงานวิจัยนี้อาศัยแนวคิดที่ว่า กากอาหารและน้ำสารที่บ่งชี้ที่มีรังสีที่ปนอยู่ (มีสีดำ) จะต้องอยู่ภายในหลอดลำไส้ซึ่งถูกบีบลงเข้าไปเพื่อให้พองตัว (มีสีดำ) การพิจารณาว่าบริเวณที่บ่งชี้ดังกล่าวเป็นสารที่บ่งชี้ภายในลำไส้ใหญ่หรือไม่นั้น จะใช้การตรวจสอบว่ามีบริเวณที่เชื่อมติดกับบริเวณอากาศหรือไม่ (สารที่บ่งชี้ในลำไส้ใหญ่จะมีทั้งบริเวณที่เชื่อมติดกับอากาศและเชื่อมติดกับผนังลำไส้)

ขั้นตอนการระบุตำแหน่งจะเริ่มต้นจากการลดขนาดข้อมูล การหาบริเวณอากาศภายในภายในร่างกาย การหาบริเวณที่บ่งชี้ภายในร่างกายและการหาบริเวณที่เชื่อมติดกันของอากาศกับบริเวณที่บ่งชี้ ซึ่งบริเวณดังกล่าวจะเป็นตำแหน่งของสารที่บ่งชี้ภายในร่างกายนั่นเอง ขั้นตอนดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 3.3 ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

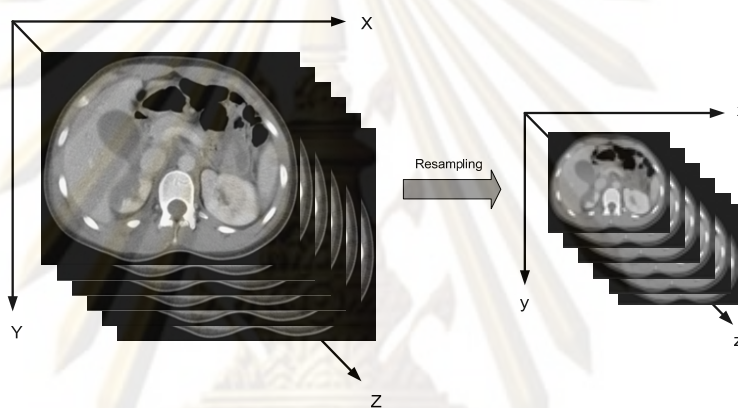


รูป 3.3 ขั้นตอนการทำงานตรวจหาตำแหน่งสารที่บ่งชี้ภายในร่างกาย

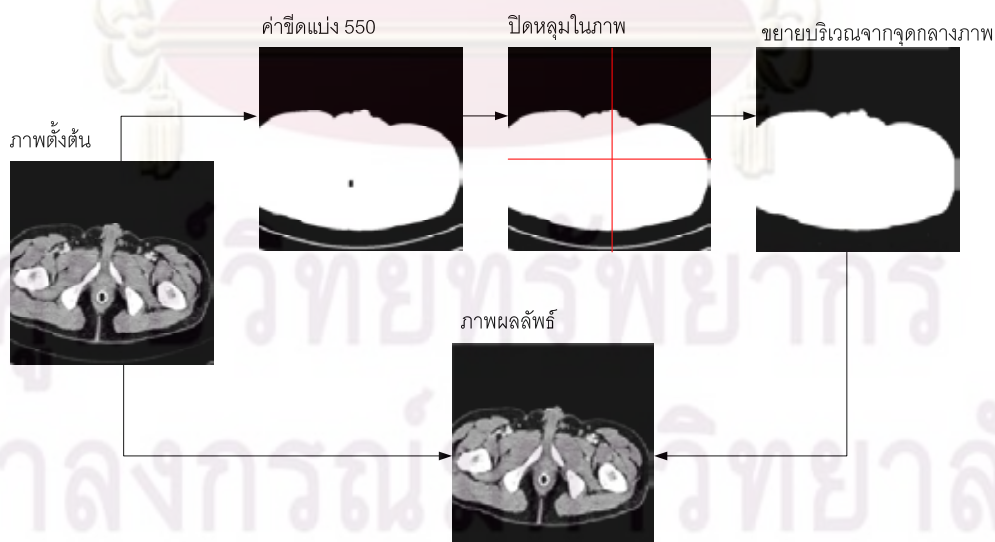
1) การลดขนาดข้อมูลและการสร้างปริมาตรภายในลำตัว

เนื่องจากภาพมีขนาดใหญ่และมีจำนวนภาพมาก การนำข้อมูลภาพสองมิติมาสร้างเป็นข้อมูลปริมาตร จึงทำการลดขนาดข้อมูลภาพ (Resampling) ตามแกน X และ Y ลงครึ่งหนึ่งก่อน แต่จะไม่ลดจำนวนภาพในชุดข้อมูลลงและนำไปหาบริเวณภายในลำตัวก่อนที่จะนำข้อมูลภาพไปสร้างเป็นสแตค (Stack) ซึ่งจะถูกรเรียกว่าข้อมูลปริมาตรต่อไป

ข้อมูลปริมาตรใหม่ที่ได้มีขนาดกว้างและยาวลดลงจากเดิมครึ่งหนึ่งแต่จะมีความสูงเท่ากับจำนวนภาพในชุดข้อมูลนั่นเอง ซึ่งการลดขนาดข้อมูลดังกล่าวทำให้ลดการใช้หน่วยความจำลงจากเดิมถึงสามในสี่ส่วน การลดขนาดข้อมูลแสดงดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 การลดขนาดข้อมูลปริมาตร



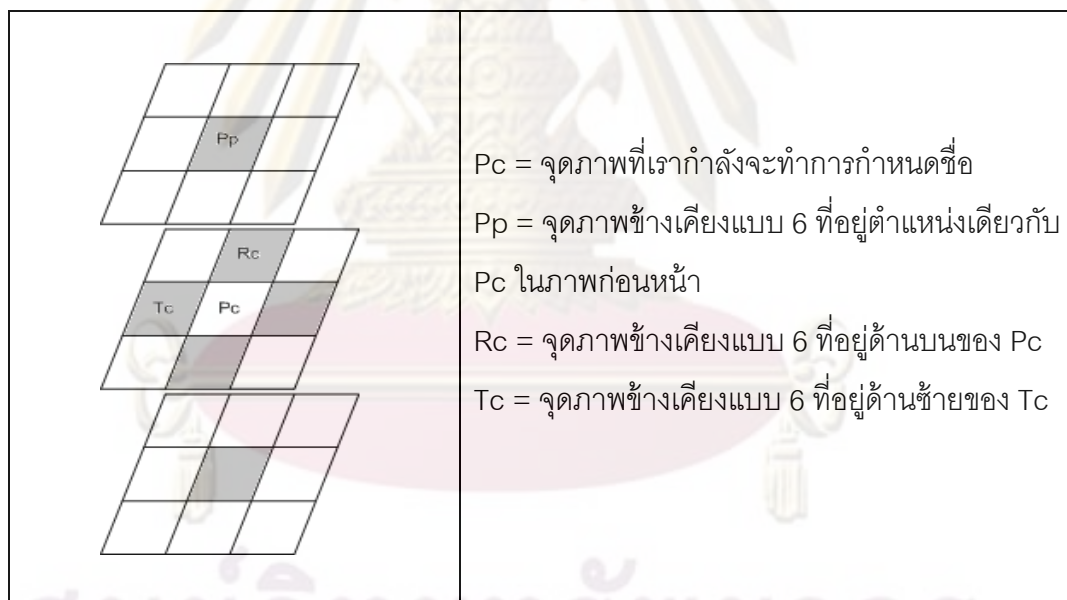
รูปที่ 3.5 การหาบริเวณภายในลำตัว

การหาบริเวณภายในลำตัวเริ่มต้นโดยใช้ค่าขีดแบ่งที่ 550 เพื่อปรับเป็นภาพลักษณะฐานสอง จากนั้นทำการปิดหลุม (Hole) ในภาพด้วยการใช้ขั้นตอนวิธีฟลัดฟิลล์ (Flood fill algorithm) และทำการขยายบริเวณโดยใช้จุดกึ่งกลางของภาพเป็นจุดเริ่มต้นและใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 4 ขั้นตอน ดังกล่าวนี้จะทำให้ได้หน้ากากที่ใช้สำหรับตรวจสอบบริเวณภายในลำตัวต่อไป การหาบริเวณภายในลำตัวแสดงดังรูปที่ 3.5

2) การหาบริเวณที่รังสีภายในร่างกาย

บริเวณที่รังสีภายในร่างกายนั้นสังเกตได้จากจุดภาพที่มีค่าสูง การแบ่งส่วนบริเวณสารที่รังสีภายในร่างกายทำโดยเลือกใช้ค่าขีดแบ่งที่ 1,250 และใช้ตัวกรองมัธยฐานขนาด 3×3 กำจัดสัญญาณรบกวนในภาพลักษณะฐานสองที่ได้ จากนั้นทำการกำหนดป้ายชื่อกลุ่ม (Labeling) โดยใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 6 จุดภาพ จากนั้นกรองเอากลุ่มที่มีจำนวนจุดภาพต่ำกว่า 5 ออกไป

วิธีการกำหนดป้ายชื่อกลุ่มให้แก่บริเวณที่เชื่อมต่อกันใน 3 มิติโดยใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 6 จุดภาพ โดยเริ่มทำจากซ้ายไปขวาและจากบนลงล่าง



รูปที่ 3.6 การกำหนดป้ายชื่อกลุ่มให้บริเวณที่เชื่อมต่อกันใน 3 มิติ โดยใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 6

จากรูปที่ 3.6 จะเห็นว่า ก่อนจะถึงจุดภาพ P_c จะผ่าน R_c และ T_c มาแล้ว นั่นหมายถึง R_c T_c และ P_c (ในภาพก่อนหน้า) ได้ถูกกำหนดป้ายชื่อกลุ่มไว้แล้ว

วิธีการกำหนดป้ายชื่อกลุ่มให้กับ P_c มีรายละเอียดดังต่อไปนี้ (ในที่นี้เป็นภาพลักษณะฐานสอง โดย 1 เป็นจุดภาพ 0 เป็นพื้นหลัง)

1. ถ้า $P_c = 0$ ให้ขยับไปจุดภาพต่อไป
2. ถ้า $P_c = 1$ ให้พิจารณาจุดภาพ R_c T_c และ P_p
 - (ก). R_c T_c และ P_p เป็น 0 ทั้งหมด ให้กำหนดชื่อกลุ่มใหม่ให้ P_c
 - (ข). R_c T_c และ P_p อันใดอันหนึ่งเป็น 1 ให้กำหนดชื่อกลุ่มให้แก่ P_c
 - (ค). R_c T_c และ P_p เป็น 1 มากกว่าหนึ่งจุดภาพ
 - ถ้าจุดภาพที่เป็น 1 นั้นใช้ชื่อกลุ่มเดียวกัน ให้กำหนดชื่อกลุ่มนั้นให้ P_c
 - ถ้าจุดภาพที่เป็น 1 นั้นใช้ชื่อกลุ่มต่างกัน ให้กำหนดชื่อใดชื่อหนึ่งแก่ P_c แล้วทำการเปลี่ยนชื่อกลุ่มที่กำหนดให้จุดภาพที่เป็น 1 เหล่านั้นเป็นชื่อเดียวกัน

เมื่อวนทำข้อ 1-2 จนครบทุกจุดในภาพแล้ว จุดภาพที่มีค่าเป็น 1 จะถูกกำหนดป้ายชื่อกลุ่มทั้งหมด จากนั้นจึงทำการสแกนภาพใหม่อีกรอบ โดยกำหนดป้ายชื่อกลุ่มใหม่ให้กับชื่อจุดภาพที่ถูกบันทึกไว้ว่าเป็นค่าเดียวกัน

2) การหาบริเวณอากาศภายในร่างกาย

อากาศภายในร่างกายนั้นสังเกตได้จากจุดภาพที่มีค่าต่ำ (เลขซีทีของอากาศมีค่าประมาณ -1000 HU) การแบ่งส่วนอากาศภายในร่างกายทำโดยเลือกใช้ค่าขีดแบ่งที่ 550 และใช้ตัวกรองมัธยฐานขนาด 3×3 กำจัดสัญญาณรบกวนในภาพลักษณะพื้นฐานสองที่ได้ จากนั้นทำการกำหนดป้ายชื่อกลุ่มโดยใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 6 ด้วยวิธีเดียวกับที่ได้กล่าวไปแล้ว

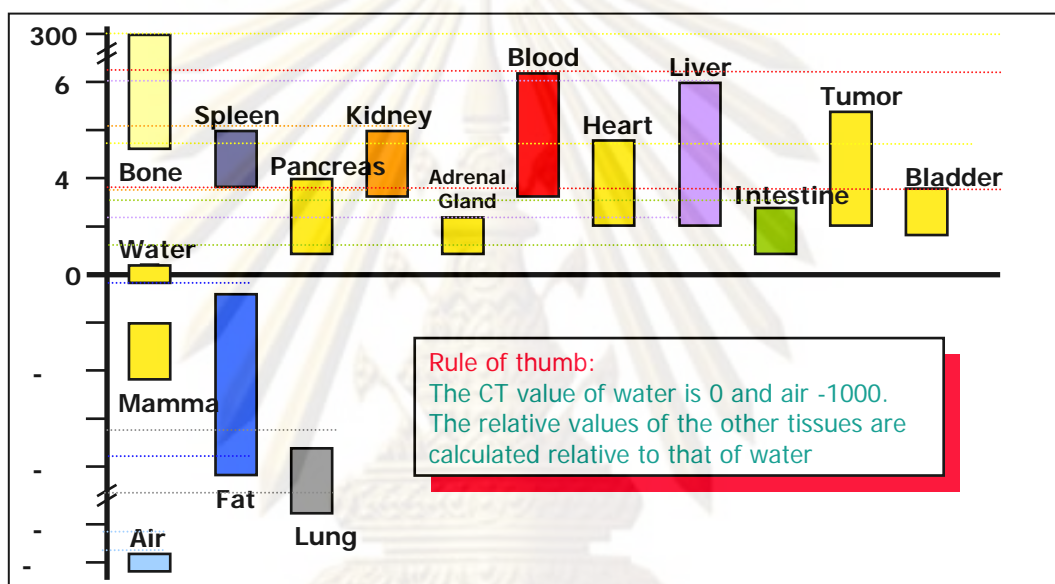
ขั้นตอนต่อไปคือการกรองเอากลุ่มที่เป็นบริเวณปอดออก โดยการหาค่าเฉลี่ยของจุดภาพในแต่ละกลุ่มและเลือกเฉพาะกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยต่ำกว่า 300 เท่านั้น การเลือกใช้ค่าเฉลี่ยดังกล่าวนั้นพิจารณาจากเลขซีทีของปอดซึ่งจะมีค่าอยู่ในช่วง -600 ถึง -400 HU เมื่อปรับค่าให้เป็นบวกจะมีค่าประมาณ 400 – 600 เลขซีทีของอวัยวะต่างๆ แสดงดังรูปที่ 3.6

นอกจากนี้การกรองเอาบริเวณที่ไม่ใช่อากาศออกไปยังอาศัยแนวคิดที่ว่า หลอดลำไส้ที่ถูกบีบลมเข้าไปจนพองเต็มทีนั้น อากาศภายในหลอดลำไส้ควรจะเชื่อมต่อกันทั้งหมดดังนั้นจำนวนของจุดภาพที่เป็นอากาศภายในลำไส้ใหญ่นั้นน่าจะมีจำนวนมาก ดังนั้นจุดภาพกลุ่มใดๆ ที่มีจำนวนน้อยจะไม่ถูกนำไปพิจารณา

2) การหาบริเวณที่เชื่อมติดกันของอากาศกับบริเวณที่รังสีภายในร่างกาย

การวิเคราะห์ว่าบริเวณที่รังสีภายในร่างกายเป็นบริเวณสารที่รังสีหรือกระดูก ใช้แนวคิดที่ว่าสารที่รังสีจะอยู่ภายในลำไส้ใหญ่ที่ถูกบีบลมเข้าไป ดังนั้นบริเวณที่รังสีใดๆ ที่เชื่อมติดกับบริเวณอากาศ บริเวณที่รังสีนั้นน่าจะเป็นสารที่รังสีในลำไส้ใหญ่

ขั้นตอนนี้เริ่มต้นจากการนำภาพที่ได้จากการหาบริเวณอากาศมาทำการขยายขนาด โดยใช้สมาชิกโครงสร้างขนาด 3x3 จากนั้นใช้ตัวดำเนินการทางตรรกะแอนด์ (AND) เพื่อหาบริเวณที่ซ้อนทับกันของภาพที่ขยายขนาดแล้วกับภาพบริเวณที่บรีงสีลำดับเดียวกัน โดยตรวจสอบจุดภาพที่ซ้อนทับกันของบริเวณดังกล่าวรวมแล้วต้องมากกว่า 5 วอกเซลส์ จึงจะถือว่าบริเวณที่บรีงสีดังกล่าวเป็นบริเวณสารที่บรีงสีในลำไส้ใหญ่ หลังจากผ่านขั้นตอนดังกล่าวแล้วจะได้บริเวณสารที่บรีงสีที่ถูกกำหนดป้ายชื่อกลุ่ม จำนวนวอกเซลส์ ค่าเฉลี่ยและความแปรปรวนของแต่ละกลุ่ม ภาพลำดับแรกและสุดท้ายที่พบกลุ่มสารที่บรีงสีนั้นๆ ผลที่ได้จะถูกนำไปใช้ในการคำนวณในขั้นตอนถัดไป



รูปที่ 3.7 แสดงค่าซีทีของเนื้อเยื่อในอวัยวะต่างๆ

3.3.2 การชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์

การชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เป็นการแปลงค่าระดับเทาของจุดภาพหรือบริเวณใด ๆ ที่เป็นสารที่บรีงสีภายในลำไส้ใหญ่ให้มีค่าใกล้เคียงกับค่าของอากาศเสมือนว่าบริเวณนั้นเป็นบริเวณภายในลำไส้ใหญ่ที่ถูกบีบลมเข้าไปและไม่มีสารที่บรีงสีอยู่ โดยงานวิจัยนี้จะทำการตรวจหาและระบุตำแหน่งที่คาดว่าเป็นสารที่บรีงสี เพื่อสร้างกรอบล้อมก่อนที่จะทำการการประมวลผลเพื่อ แปลงค่าระดับเทาของจุดภาพใดๆ ต่อไป ขั้นตอนการคำนวณหากรอบล้อมและการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์จะกล่าวในหัวข้อที่ 1) และ 2) ตามลำดับ

- 1) การคำนวณหากรอบล้อม (Bounding box)

การคำนวณหากรอบล้อมของสารที่บรีงสีแต่ละกลุ่ม โดยการหาจุดภาพที่อยู่บนสุดของภาพ (Topmost) ล่างสุดของภาพ (Bottommost) ซ้ายสุดของภาพ (Leftmost) และขวาสุดของภาพ

ต้นฉบับโดยการขยายขนาดของกรอบล้อมขึ้นเป็นสองเท่าและทำการเพิ่มขนาดอีกเล็กน้อยเพื่อให้ครอบคลุมบริเวณข้างเคียงของกรอบล้อมที่สร้างขึ้นด้วย

2) การแปลงค่าระดับเทาภายในกรอบล้อมที่สร้างขึ้น

เนื่องจากสารทึบรังสีมีความแปรปรวนสูงมาก ทั้งในกลุ่มเดียวกัน ระหว่างกลุ่ม และระหว่างชุดข้อมูล การใช้ค่าขีดแบ่งแบบครอบคลุมนั้นทำการแบ่งส่วนได้เพียงคร่าวๆ เท่านั้น จึงได้ทำการคำนวณหาค่าขีดแบ่งเชิงท้องถิ่นภายในแต่ละกรอบล้อมเพื่อใช้ในการแบ่งเฉพาะในกรอบล้อมนั้นๆ เมื่อทำการแบ่งส่วนด้วยค่าขีดแบ่งที่คำนวณใหม่แล้วจะทำการปิด เพื่อกำจัดบริเวณที่เชื่อมต่อกันระหว่างสารทึบรังสีและอากาศ และใช้การประมาณค่าในช่วง (Interpolate) เพื่อหาค่าระดับเทาใหม่ไปแทนที่ค่าของบริเวณที่ถูกแบ่งส่วน

3.3.3 การวัดความถูกต้อง

การวัดความถูกต้องของการตรวจหาและระบุตำแหน่งสารทึบรังสีในลำไส้ใหญ่ ใช้การเปรียบเทียบจำนวนกลุ่มของสารทึบรังสีที่ตรวจพบเทียบกับการนับโดยคน ส่วนการวัดความถูกต้องของการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์จะใช้การเปรียบเทียบขนาดที่วัดได้ของต่งเนื้อที่พบก่อนและหลังการประมวลผลภาพ โดยกำหนดหน้าตาต่างและความกว้างของหน้าตาที่ใช้วัดเป็น 1,500 และ -200

ขนาดที่วัดได้นั้นอยู่กับการเลือกภาพที่จะวัด รวมไปถึงการประมาณแกนหลักที่ยาวที่สุด ซึ่งความถูกต้องจะขึ้นอยู่กับความชำนาญของตัวผู้วัดเอง ซึ่งทำให้เป็นอุปสรรคในการเปรียบเทียบ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ทดสอบการวัดขนาดของต่งเนื้อด้วยวิธีต่างๆ เพื่อนำมาใช้เปรียบเทียบและวิเคราะห์การผลวัด โดยใช้วิธีดังต่อไปนี้

1) ขนาดของพื้นที่ของบริเวณ

ขนาดพื้นที่ของบริเวณ คือ จำนวนจุดภาพหรือจำนวนของวอกเซลล์ที่อยู่ภายในบริเวณนั่นเอง

2) การหาความยาวของขอบภาพ (Length of Boundary)

ถ้าข้อมูลตั้งต้นคือกลุ่มจุดภาพบนขอบของภาพแล้ว ค่าความยาวของเส้นขอบภาพ ได้แก่ จำนวนจุดภาพที่อยู่บนเส้นขอบภาพนั่นเอง แต่ถ้าข้อมูลตั้งต้นคือรหัสโซ่ (Chain Codes) ของเส้นขอบภาพที่มีระยะการชักตัวอย่างในแนวแกน x และ y เท่ากันแล้ว ค่าความยาวของเส้นขอบภาพ ได้แก่ จำนวนค่ารหัสในแนวตั้งและแนวนอนบวกกับรากที่สองของจำนวนค่ารหัสในแนวทแยง ตัวอย่างขอบของภาพแสดงดังรูปที่ 3.8

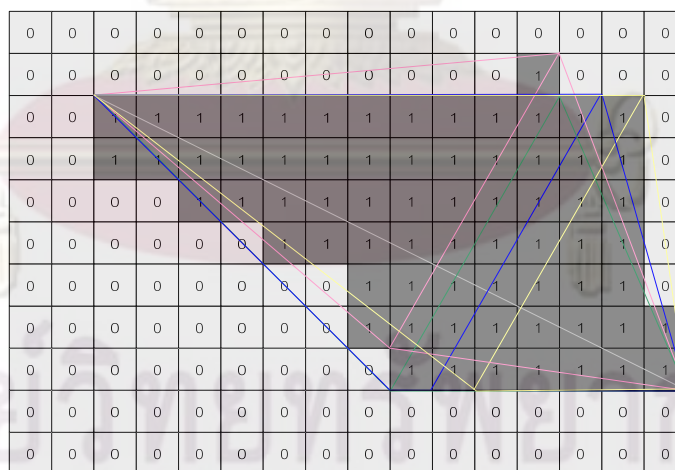
ตัวอย่างขอบของภาพแสดงดังรูปที่ 3.8

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

รูปที่ 3.8 ขอบภาพที่หาได้ในภาพลักษณะพื้นฐานสอง

3) ความยาวแกนหลักและแกนรองของภาพ

เส้นตรงที่ลากเชื่อมระหว่างจุดสองจุดบนเส้นขอบภาพที่มีความยาวมากที่สุด เราเรียกว่า แกนหลักของขอบภาพ (Major Axis of Boundary) เส้นตรงที่ลากตั้งฉากกับเส้นหลักที่ซึ่งมีความยาวมากที่สุด ทำให้เมื่อเราลากเส้นเชื่อมมุมทั้งสี่ที่เกิดจากแกนทั้งสองนี้แล้ว สี่เหลี่ยมที่เกิดขึ้นสามารถบรรจุเส้นขอบภาพได้ดี เราเรียกเส้นตรงนี้ว่า แกนรองของขอบภาพ (Minor Axis of Boundary) และเรียกสี่เหลี่ยมที่เกิดขึ้นว่า สี่เหลี่ยมผืนผ้าพื้นฐาน (Basic Rectangular) แสดงดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 แสดงการหาแกนหลักและแกนรองของขอบภาพ

ในการเทียบความยาวของแกนหลักแกนรองเป็นหน่วยมิลลิเมตร จะใช้ค่าของ Field of view (FOV) ที่อยู่ในส่วนหัวของแต่ละไฟล์ DICOM มาคำนวณเป็นความยาวของแต่ละวงกเซลล์ในหน่วยเซนติเมตร

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

รายละเอียดที่จะนำเสนอในบทนี้จะประกอบด้วย ขั้นตอนและผลการนับจำนวนสารที่บรังสีภายในลำไส้ใหญ่โดยคน ผลการตรวจหาตำแหน่งและกำหนดกลุ่มสารที่บรังสีภายในลำไส้ใหญ่ด้วยคอมพิวเตอร์ ผลการตรวจสอบความถูกต้องของการตรวจหาตำแหน่งและกำหนดกลุ่มด้วยคอมพิวเตอร์เทียบกับการนับจำนวนโดยคน วิธีการตรวจสอบความถูกต้องของการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยการเปรียบเทียบผลการวัดขนาดของโดยวัดขนาดของตั้งเนื่อก่อนและหลังผ่านการประมวลผล ซึ่งจะเปรียบเทียบผลการวัดโดยคนกับการวัดของโปรแกรม และการตรวจสอบลักษณะของลำไส้ใหญ่ก่อนและหลังผ่านการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์

โปรแกรมต้นแบบที่ใช้ในการทดลองพัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม Matlab 7.0 และได้ใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ Intel(R) Core(TM) 2 Duo ความเร็ว 2.66 GHz หน่วยความจำ 2 GB ในการประมวลผลการทดลองจะใช้ข้อมูลชุดที่ P04 โดยใช้ภาพลำดับที่ 263 – 363 รวม 100 ภาพเท่านั้น เนื่องจากบางการทดลองเช่น การตรวจหาและนับจำนวนสารที่บรังสีโดยคนเพื่อนำมาเทียบผลกับการนับแบบอัตโนมัติใช้เวลามาก การจำกัดและลดจำนวนข้อมูลลงจะช่วยลดการผิดพลาดต่างๆ ที่อาจเกิดขึ้นจากความเบื่อหน่าย ความเมื่อยล้าของผู้นับได้ ขั้นตอนตรวจหาตำแหน่งและนับจำนวนของสารที่บรังสีในลำไส้ใหญ่โดยคนจะกล่าวถึงในหัวข้อที่ 4.1

4.1 ขั้นตอนตรวจหาตำแหน่งและนับจำนวนกลุ่มของสารที่บรังสีในลำไส้ใหญ่โดยคน

เพื่อให้ได้จำนวนกลุ่มของสารที่บรังสีในลำไส้ใหญ่ที่ถูกต้อง การกำหนดป้ายชื่อกลุ่มและนับจำนวนกลุ่มจะทำโดยใช้ผู้นับ 3 คน ใช้ภาพขนาด 512 x 512 จุดภาพ และคอมพิวเตอร์ช่วยในการตรวจสอบค่าและกำหนดกลุ่ม โดยมีเงื่อนไขต่างๆ ดังนี้

1. วอกเซลล์ใดๆ จะถูกกำหนดให้เป็นกลุ่มเดียวกันก็ต่อเมื่อเชื่อมต่อกันแบบ 6 และมีค่ามากกว่า 1,250 เพื่อลดความยุ่งยากให้กับผู้นับ
2. จำนวนวอกเซลล์ในกลุ่มต้องมีตั้งแต่ 5 วอกเซลล์ขึ้นไป จึงจะถูกนับ
3. จำนวนวอกเซลล์เฉพาะในแนวแกน Z ต้องมีตั้งแต่ 3 วอกเซลล์ขึ้นไป กลุ่มของวอกเซลล์นั้นจึงจะถูกนับ (จำนวนภาพที่พบกลุ่มของวอกเซลล์นั้นๆ)
4. กลุ่มของวอกเซลล์จะต้องอยู่ภายในลำไส้ใหญ่ (พิจารณาโดยผู้นับ)

5. กรณีที่วอกเซลล์มีค่าสูงกว่าเกณฑ์นับที่กำหนด แต่ผู้นับเห็นว่าไม่ใช่กลุ่มที่ควรนับ ให้ถือเอาการพิจารณาของผู้นับเป็นหลัก

ผลการกำหนดป้ายชื่อให้สารที่บรังสีแต่ละกลุ่มและนับจำนวนกลุ่มของบริเวณสารที่บรังสีในลำไส้ใหญ่โดยคน แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ผลการตรวจหาและนับจำนวนกลุ่มของสารที่บรังสีแบบอัตโนมัติของข้อมูลที่ P04 ภาพลำดับที่ 263 – 363

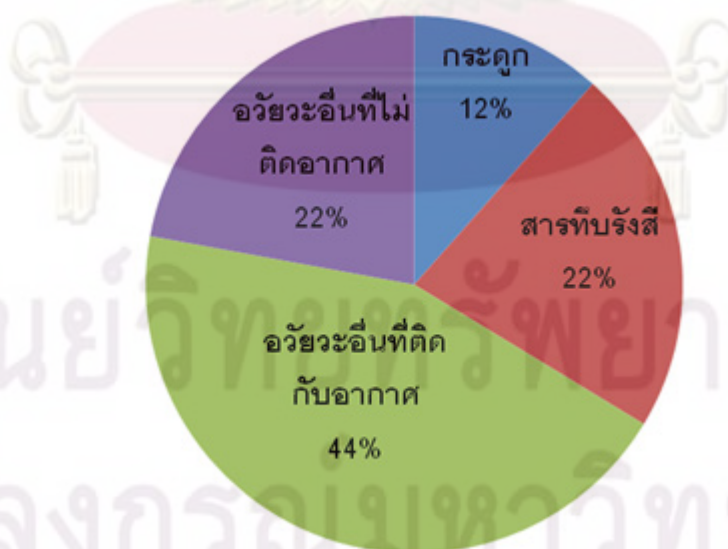
กลุ่มที่	จำนวนวอกเซลล์	ค่าเฉลี่ย	ผู้นับที่ 1	ผู้นับที่ 2	ผู้นับที่ 3
3	2,621	1,704.60	นับ	นับ	ไม่นับ
11	51,300	1,825.90	นับ	นับ	นับ
19	969	1,514.50	นับ	นับ	นับ
45	9,176	1,377.40	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
50	7,200	1,332.50	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
53	80	1,357.70	นับ	นับ	นับ
66	1,048	1,506.80	นับ	นับ	นับ
82	359	1,368.20	นับ	นับ	นับ
95	38,558	1,805.80	นับ	นับ	นับ
117	17,727	1,350.40	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
146	654	1,511.30	นับ	นับ	ไม่นับ
153	201	1,360.90	นับ	นับ	ไม่นับ
154	6,317	1,301.90	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
172	724	1,452.00	นับ	นับ	นับ
188	30,268	1,860.00	นับ	นับ	นับ
209	2,586	1,302.50	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
222	1,543	1,444.90	นับ	นับ	ไม่นับ
233	1,849	1,277.10	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
261	171	1,401.50	นับ	นับ	ไม่นับ
311	2,062	1,302.00	นับ	ไม่นับ	ไม่นับ
316	160	1,384.10	นับ	นับ	ไม่นับ
จำนวนกลุ่มที่ถูกนับทั้งหมด 21 กลุ่ม			21 กลุ่ม	14 กลุ่ม	9 กลุ่ม

โดย กลุ่มที่ คือ กลุ่มของสารที่บรังสีที่พบและได้ถูกกำหนดชื่อไว้แล้ว
 จำนวนวอกเซลล์ คือ จำนวนวอกเซลล์ของสารที่บรังสีในกลุ่มนั้นๆ
 ค่าเฉลี่ย คือ ค่าระดับเทาเฉลี่ยของวอกเซลล์ในกลุ่มนั้นๆ

จากตารางพบว่า มีจำนวนกลุ่มของสารที่บรังสีที่ผู้นับนับได้มากที่สุด คือ 21 กลุ่ม น้อยที่สุดคือ 9 กลุ่ม จากจำนวนกลุ่มของบริเวณที่มีค่าระดับเทามากกว่า 1,250 ทั้งหมด 95 กลุ่ม เมื่อทำการวิเคราะห์บริเวณดังกล่าวพบว่า สามารถแยกประเภทได้ 4 ประเภท คือ บริเวณกระดูก บริเวณสารที่บรังสี บริเวณอวัยวะอื่นที่ติดกับอากาศและบริเวณอวัยวะอื่นที่ไม่ติดกับอากาศ แสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดงการแยกประเภทของบริเวณต่างๆ ที่มีค่าระดับเทามากกว่า 1,250

ประเภทของบริเวณต่างๆ	กลุ่มของสารที่บรังสี (จำนวนกลุ่ม)
กระดูก	11
สารที่บรังสี	21
อวัยวะอื่น (ติดกับอากาศ)	42
อวัยวะอื่น (ไม่ติดกับอากาศ)	21
รวม	95



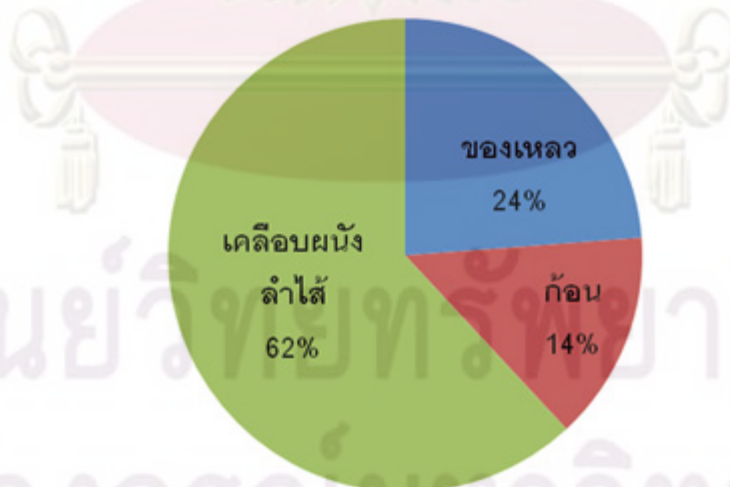
รูปที่ 4.1 บริเวณที่มีค่าระดับเทามากกว่า 1,250 ประเภทต่างๆ ที่ที่พบในข้อมูล

เมื่อทำการวิเคราะห์บริเวณสารที่บรังสีที่ถูกระบุและนับจำนวนกลุ่มโดยคน สามารถแบ่งลักษณะของสารที่บรังสีที่พบภายในลำไส้ใหญ่ออกเป็น 3 แบบดังนี้

1. สารที่บรังสีที่เป็นของเหลว ซึ่งจะอยู่บริเวณส่วนล่างของลำไส้ เป็นผลจากแรงโน้มถ่วงของโลกที่กระทำต่อของเหลว สังเกตเห็นเส้นระดับน้ำชัดเจน
 2. สารที่บรังสีที่มีลักษณะเป็นก้อน อยู่บริเวณผนังลำไส้ ไม่พบเส้นระดับน้ำ
 3. สารที่บรังสีที่เคลือบบางๆ บริเวณผนังลำไส้
- รายละเอียดแสดงดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 แสดงการแบ่งประเภทของสารที่บรังสีตามลักษณะรูปร่างที่พบ

ประเภทของสารที่บรังสีที่พบ	กลุ่มของสารที่บรังสี (จำนวนกลุ่ม)
ของเหลว	5
ก้อน	3
เคลือบผนังลำไส้	13
รวม	21



รูปที่ 4.2 การแบ่งประเภทของสารที่บรังสีตามลักษณะรูปร่างที่พบ

4.2 การตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บรังสีในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ

การตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บรังสีแบบอัตโนมัติที่เสนอในงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำการลดเวลาและลดความยุ่งยากในการทำโดยคน ทั้งยังเพื่อให้ทราบตำแหน่งที่แน่นอนเพื่อนำไปใช้เป็นจุดเริ่มต้นในการตรวจหาบริเวณในขั้นตอนต่อไป ซึ่งจะทำให้ลดเวลาในการประมวลผลลงอีกด้วย วิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอเล็กทรอนิกส์นั้น จะต้องมีส่วนของการตรวจแบ่งส่วนลำไส้ใหญ่เสียก่อน ซึ่งทำได้ยากและต้องใช้เวลามากกว่าการระบุตำแหน่งสารที่บรังสีภายในลำไส้ใหญ่มาก ทั้งนี้เนื่องจากต้องทำการประมวลผลในสามมิติและข้อมูลมีขนาดใหญ่จึงต้องใช้หน่วยประมวลผลกลางและหน่วยความจำที่มีประสิทธิภาพและความจำสูงมากจึงจะให้ผลลัพธ์ที่ดี

ในขั้นตอนการตรวจหาและระบุบริเวณสารที่บรังสีภายในลำไส้ใหญ่ที่นำเสนอในงานวิจัยนี้จะทำการลดขนาดของข้อมูลลงครึ่งหนึ่งก่อน จากนั้นจึงแปลงข้อมูลเป็นภาพลักษณะฐานสอง ซึ่งจะทำให้ลดการใช้หน่วยความจำลงได้ การแปลงเป็นภาพลักษณะฐานสองจะทำโดยใช้ค่าขีดแบ่งคงที่ 550 และ 1,250 ซึ่งจะได้ข้อมูลคร่าวๆ ของบริเวณอากาศและบริเวณที่บรังสีแล้วหาบริเวณที่บรังสีที่เชื่อมติดกับอากาศซึ่งจะได้ว่าบริเวณที่บรังสีนั้นน่าจะเป็นสารที่บรังสีในลำไส้แน่นอนเอง ซึ่งได้กล่าวรายละเอียดไว้ในบทที่ 3 ผลการตรวจหาและระบุบริเวณ รวมถึงการนับจำนวนสารที่บรังสีภายในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ แสดงดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ผลการตรวจหาและระบุบริเวณสารที่บรังสีภายในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ

กลุ่มที่	จำนวนวอกเซลล์	ค่าระดับเทาเฉลี่ย	ภาพที่ตรวจพบกลุ่มของสารที่บรังสี	จำนวนจุดที่ซ้อนทับกับอากาศ
3	652	1706.5	1 – 34	31
11	12276	1854.1	1 – 47	47
19	208	1562.5	4 – 23	20
26	9	1298.9	4 – 9	6
45	46	1386.9	9 - 16	5
50	17	1400.6	10 – 15	5
66	242	1536.5	14 – 25	8
82	70	1406.3	20 -24	5
95	9216	1832.2	29 -27	51
117	469	1407.8	35 - 35	18

ตารางที่ 4.4 ผลการตรวจหาและระบุบริเวณสารที่รังสีภายในลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ (ต่อ)

กลุ่มที่	จำนวน วอกเซลล์	ค่าระดับเทา เฉลี่ย	ภาพแรก	ภาพสุดท้าย	จำนวน จุดที่บัพซ้อน
142	32	1398.8	42	47	6
146	144	1549.3	44	54	10
153	48	1370.3	45	66	25
154	207	1356.1	48	66	19
170	12	1345.3	50	52	5
172	149	1495.3	51	60	6
188	7333	1879.9	54	100	46
209	19	1347.1	63	67	5
222	304	1505	67	91	21
233	22	1288.7	70	75	5
261	32	1464.8	80	84	5
273	9	1310.6	84	86	5
316	38	1402.1	95	100	6

จำนวนกลุ่มทั้ง 23 กลุ่มที่ได้จากการทดลองในขั้นตอนนี้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับ การตรวจหาและนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีโดยคนในหัวข้อถัดไป

4.3 การตรวจหาตำแหน่ง กำหนดป้ายชื่อกลุ่มและการนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีโดยคอมพิวเตอร์เทียบกับคน

วัตถุประสงค์ของขั้นตอนนี้เพื่อจะทำการเปรียบเทียบจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีที่หาได้ ระหว่างการตรวจนับโดยคนและการตรวจนับแบบอัตโนมัติโดยคอมพิวเตอร์ ผลการทดลองแสดงดัง ตารางที่ 4.5

เมื่อนำผลที่แตกต่างกันระหว่างกลุ่มที่ตรวจนับโดยคนกับแบบอัตโนมัติมาพิจารณา พบว่ากลุ่มของสารที่บ่งชี้ที่ไม่ถูกระบุโดยคน แต่ถูกระบุโดยโปรแกรมระบุ เป็นสารที่บ่งชี้จริง (คนระบุผิด) มีจำนวน 1 ใน 4 กลุ่ม กลุ่มของสารที่บ่งชี้ที่ถูกระบุโดยคนแต่โปรแกรมไม่ได้ระบุอยู่ 2 ใน 4 กลุ่ม (โปรแกรมผิดพลาด) และกลุ่มของสารที่บ่งชี้ที่ไม่ถูกระบุโดยคนแต่ถูกระบุโดยโปรแกรมมีจำนวน 3 ใน 4 กลุ่ม การปรับผลการนับจำนวนโดยคนแสดงดังตารางที่ 4.7

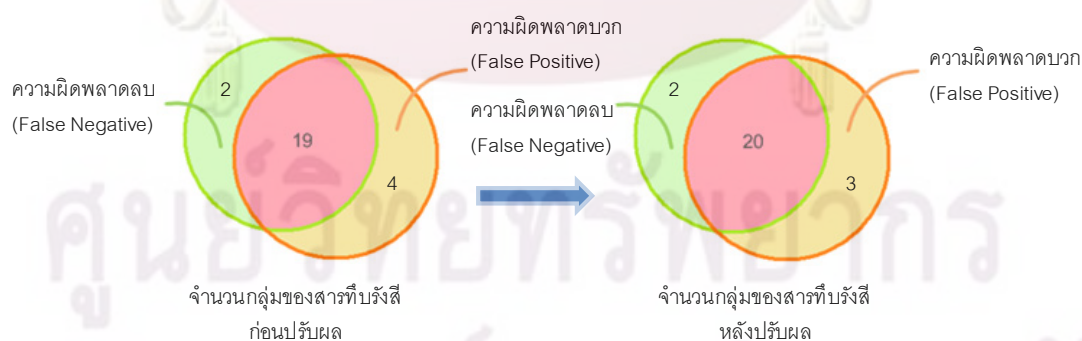
ตารางที่ 4.5 การเปรียบเทียบการตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บ่งชี้โดยคนกับแบบอัตโนมัติ

วิธีการนับ	จำนวนกลุ่มที่นับได้	นับตรงกัน	นับไม่ตรงกัน		
			แบบที่ 1	แบบที่ 2	รวม
คน	21	19 กลุ่ม	4 กลุ่ม	2 กลุ่ม	6 กลุ่ม
อัตโนมัติ	23				

ตารางที่ 4.6 การเปรียบเทียบการตรวจหาและระบุตำแหน่งสารที่บ่งชี้โดยคนกับแบบอัตโนมัติหลังการปรับผลการนับจำนวน

วิธีการนับ	จำนวนกลุ่มที่นับได้	นับตรงกัน	นับไม่ตรงกัน		
			แบบที่ 1	แบบที่ 2	รวม
คน	22	20 กลุ่ม	3 กลุ่ม	2 กลุ่ม	5 กลุ่ม
อัตโนมัติ	23				

แบบที่ 1 คือ โปรแกรมระบุแต่คนไม่ระบุ, แบบที่ 2 คือ โปรแกรมไม่ระบุแต่คนระบุ



- จำนวนกลุ่มของสารที่บ่งชี้ที่คนและโปรแกรมนับได้ตรงกัน
- จำนวนกลุ่มของสารที่บ่งชี้ที่คนนับได้
- จำนวนกลุ่มของสารที่บ่งชี้ที่โปรแกรมนับได้

รูปที่ 4.3 จำนวนกลุ่มของสารที่บ่งชี้จากการนับโดยคนเทียบกับโปรแกรมก่อนและหลังปรับผล

ตารางที่ 4.7 ผลการปรับจำนวนของบริเวณต่างๆ ที่นับได้โดยคน

ประเภทของบริเวณ		จำนวน (กลุ่ม)	รวม (กลุ่ม)
สารที่บรังสี	ของเหลว	5	22
	ก้อน	4	
	เคลือบผนังลำไส้	13	
กระดูก		11	11
อวัยวะอื่น (ติดกับอากาศ)		41	41
อวัยวะอื่น (ไม่ติดกับอากาศ)		21	21
รวม		95	95

จากการทดลองที่ 4.1 ว่าการนับจำนวนกลุ่มของสารที่บรังสีโดยคนมีความแปรปรวนสูงมาก จำนวนมากที่สุดที่นับได้คือ 21 กลุ่ม น้อยที่สุดคือ 9 กลุ่ม และได้จำนวนน้อยกว่าการนับแบบอัตโนมัติแต่จริงๆ แล้วเราไม่สามารถบอกได้ว่า จำนวนที่ถูกต้องอย่างแท้จริงนั้นเป็นเท่าไร ทำได้เพียงเปรียบเทียบการตัดสินใจโดยคนกับโดยคอมพิวเตอร์เท่านั้น อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้ต้องการวัดประสิทธิภาพและความถูกต้องจากการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติเป็นหลัก การหาจำนวนเป็นเพียงส่วนเสริมเพื่อทดสอบขั้นตอนเท่านั้น เพราะการชำระบริเวณที่ไม่ได้อยู่ภายในลำไส้ใหญ่นั้น ทำให้เสียเวลาและอาจเกิดความผิดพลาดเมื่อนำไปทำการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ได้

ขั้นตอนการเปรียบเทียบจำนวนจะทำการนำแต่ละกลุ่มของสารที่บรังสีที่นับโดยคนมาเรียงลำดับตามจำนวนออกเซลล์และจัดเป็นสามกลุ่มดังนี้

1. กลุ่มสารที่บรังสีที่ถูกระบุว่าเป็นสารที่บรังสีโดยผู้นับทั้งสามคน
2. กลุ่มสารที่บรังสีที่ถูกระบุว่าเป็นสารที่บรังสีโดยผู้นับสองในสามคน
3. กลุ่มสารที่บรังสีที่ถูกระบุว่าเป็นสารที่บรังสีโดยผู้นับเพียงคนเดียว

การเปรียบเทียบจะใช้การให้คะแนนโดยมีเกณฑ์การให้คะแนนความน่าเชื่อถือดังต่อไปนี้

1. กลุ่มสารที่บรังสีที่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ระบุเป็นสารที่บรังสีตรงกับผู้นับทั้งสามคน ให้ 1 คะแนน และกลุ่มที่คอมพิวเตอร์ไม่ระบุเป็นสารที่บรังสีแต่ผู้นับทั้งสามคนระบุว่าเป็น จะให้คะแนนความน่าเชื่อถือเป็น 0 และนำไปคำนวณเป็นค่าผลลบเท็จ (False Negative, FN)

2. กลุ่มสารที่บ่งชี้ที่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ระบุเป็นสารที่บ่งชี้ตรงกับผู้ับสองในสามคน ให้ 0.66 คะแนน
3. กลุ่มสารที่บ่งชี้ที่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ระบุเป็นสารที่บ่งชี้ตรงกับผู้ับเพียงคนเดียว ให้ 0.33 คะแนน
4. กลุ่มสารที่บ่งชี้ที่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ระบุเป็นสารที่บ่งชี้แต่ไม่ตรงกับผู้ับคนใดเลยจะ ให้คะแนนความน่าเชื่อถือเป็น 0 และนำไปเป็นคำนวณค่าผลบวกเท็จ (False Positive, FP) และกลุ่มที่คอมพิวเตอร์ไม่ระบุเป็นสารที่บ่งชี้ตรงกับผู้ับทั้งสามคนจะไม่นำมาพิจารณา

จากเกณฑ์การให้คะแนนความน่าเชื่อถือ เห็นได้ว่ากรณีที่โปรแกรมระบุไม่ตรงกับความเห็นของผู้วัดส่วนใหญ่ คะแนนความน่าเชื่อถือจะลดลง รายละเอียดของเกณฑ์การให้คะแนนจะแสดงดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 รายละเอียดและเกณฑ์การให้คะแนนความน่าเชื่อถือ

เกณฑ์การให้คะแนน	รายละเอียด	ความน่าเชื่อถือ	ผลการระบุโดยโปรแกรม	คะแนน
1	ผู้ับทั้ง 3 คน ระบุว่าเป็นสารที่บ่งชี้	100 %	ระบุ	1
			ไม่ระบุ	0, FN
2	ผู้ับ 2 ใน 3 คน ระบุว่าเป็นสารที่บ่งชี้	66 %	ระบุ	0.66
			ไม่ระบุ	0.33
3	ผู้ับ 1 ใน 3 คน ระบุว่าเป็นสารที่บ่งชี้	33 %	ระบุ	0.33
			ไม่ระบุ	0.66
4	ผู้ับทั้ง 3 คน ไม่ระบุว่าเป็นสารที่บ่งชี้	100 %	ระบุ	0, FP
			ไม่ระบุ	ไม่พิจารณา

ผลการให้คะแนนความน่าเชื่อถือของสารที่บ่งชี้แต่ละกลุ่มที่ตรงกับเกณฑ์ที่กำหนด แสดงดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 สรุปผลการให้คะแนนความน่าเชื่อถือของการนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีโดยโปรแกรมเทียบกับผลการนับโดยคน

เกณฑ์การให้คะแนน	จำนวนกลุ่มของสารที่รังสีที่ตรงกับเกณฑ์	คะแนนความน่าเชื่อถือที่ได้
1	9	9
2	5	3.30
3	6	1.98
รวม	20	14.28

จากตารางที่ 4.9 เมื่อนำผลรวมของคะแนนที่ได้มาคิดเทียบกับคะแนนเต็ม 20 คะแนนเป็นอัตราส่วนร้อยละ จะได้คะแนนความน่าเชื่อถือของการนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เท่ากับ 71.40

ตารางที่ 4.10 แสดงผลการวัดความถูกต้องเมื่อแยกเปรียบเทียบตามลักษณะสารที่รังสี

ลักษณะสารที่รังสี	จำนวนกลุ่มที่นับโดยคน				จำนวนที่นับโดยโปรแกรม	ความถูกต้อง (%)
	ผู้นับที่ 1	ผู้นับที่ 2	ผู้นับที่ 3	เฉลี่ย		
ของเหลว	5	5	5	5	5	100
ก้อน	3	2	0	1.70	3	67
เคลือบผนังลำไส้	12	7	4	7.67	11	68
รวม	21	14	9	14.67	20	73.35

จากตารางแสดงผลการวัดความถูกต้องดังกล่าวพบว่า ค่าความถูกต้องของการนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสี มักขึ้นอยู่กับจำนวนที่ผู้นับคนใดคนหนึ่งนับได้ต่ำที่สุด กรณีใช้ค่าเฉลี่ยจากผู้วัดทั้งสามเป็นตัววัดก็ให้ผลที่ไม่ดีนักเนื่องจาก ความแตกต่างระหว่างจำนวนที่ผู้วัดแต่ละคนนับได้มีค่าสูง ค่าเฉลี่ยที่ได้ก็มักมีค่าต่ำกว่าการนับโดยโปรแกรม ซึ่งจะทำให้ได้ค่าผลบวกที่จูงตามไปด้วย ดังนั้นจึงใช้ค่าจากตารางที่ 4.7 ซึ่งเป็นการนับจำนวนกลุ่มและระบุประเภทโดยผู้นับที่มีความชำนาญและมีประสบการณ์ในการพิจารณาภาพมากที่สุดมาใช้เป็นตัวแทนของการนับโดยคน ผลการทดลองเมื่อเทียบกับผลการนับจำนวนกลุ่มของสารที่รังสีโดยคนในตารางที่ 4.7 แสดงดังตารางที่ 4.11

ตารางที่ 4.11 แสดงผลการวัดความถูกต้องเมื่อเทียบกับผลการนับจำนวนกลุ่มสารที่บ่งชี้โดยคน

ลักษณะสารที่บ่งชี้	นับกลุ่มโดยคน (จำนวน)	นับกลุ่มโดยโปรแกรม (จำนวน)	จำนวนที่ตรงกัน	ถูกต้อง (%)
ของเหลว	5	5	5	100
ก้อน	4	3	3	75
เคลือบผนังลำไส้	12	14	11	92
รวม	22	23	20	91

การคำนวณค่าความผิดพลาดจำเป็นต้องคำนวณเป็นค่าผิดพลาดบวกและค่าผิดพลาดลบ ซึ่งคำนวณได้จากผลบวกเท็จและผลลบเท็จนั่นเอง โดยค่าผิดพลาดบวก คือ ค่าความผิดพลาดที่เกิดจากที่โปรแกรมระบุบริเวณที่ไม่ใช่สารที่บ่งชี้ใดๆ ว่าบริเวณนั้นเป็นสารที่บ่งชี้ (ไม่เป็นสารที่บ่งชี้แต่บอกว่าเป็น) ส่วนค่าความผิดพลาดลบ คือ ค่าที่เกิดจากโปรแกรมระบุบริเวณสารที่บ่งชี้ใดๆ ว่าบริเวณนั้นไม่ใช่สารที่บ่งชี้ (เป็นสารที่บ่งชี้แต่บอกว่าไม่เป็น) ค่าความถูกต้องและความผิดพลาดชนิดต่างๆ แสดงดังตารางที่ 4.12 และ รูปที่ 4.4

ตารางที่ 4.12 ความถูกต้องและความผิดพลาดต่างๆ ของการนับจำนวนโดยโปรแกรมเทียบกับคน

ผลการทดสอบ	ผลบวก	ผลลบ	รวม
ผลบวก	ผลบวกจริง	ผลบวกเท็จ	ผลบวกรวม
	20	3	23
ผลลบ	ผลลบเท็จ	ผลลบจริง	ผลลบรวม
	2	ไม่นับ	2
รวม	กลุ่มที่พบ	กลุ่มที่ไม่พบ	กลุ่มที่ใช้ทดสอบทั้งหมด
	23	2	25

โดย ผลบวก (Positive) คือ พบสารที่บ่งชี้

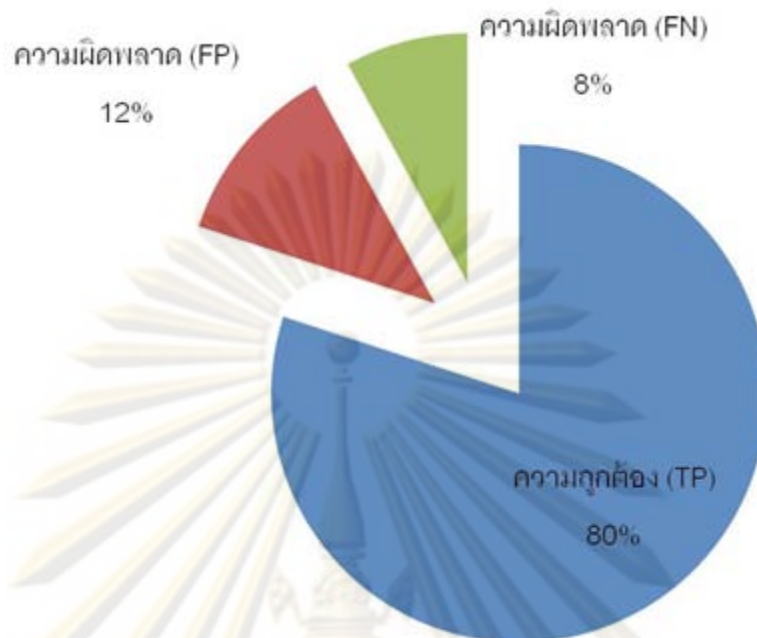
ผลลบ (Negative) คือ ไม่พบสารที่บ่งชี้

ผลบวกจริง (True positive) คือ พบสารที่บ่งชี้ ในบริเวณที่เป็นสารที่บ่งชี้

ผลลบจริง (True negative) คือ ไม่พบสารที่บ่งชี้ ในบริเวณที่ไม่ใช่สารที่บ่งชี้

ผลบวกเท็จ (False positive) คือ พบสารที่บ่งชี้ ในบริเวณที่ไม่ใช่สารที่บ่งชี้

ผลลบเท็จ (False negative) คือ ไม่พบสารที่บ่งชี้ ในบริเวณที่เป็นสารที่บ่งชี้



รูปที่ 4.4 ค่าความถูกต้องและความผิดพลาดของการตรวจหาและนับจำนวนกลุ่มของสารที่บรังสี
โดยโปรแกรม

ตารางที่ 4.13 แสดงรายละเอียดของสารที่บรังสีกลุ่มต่างๆ ที่โปรแกรมระบุผิดพลาด

ชื่อกลุ่ม	ความผิดพลาด	ชนิดของกลุ่ม	จำนวนออกเซลล์	จำนวนภาพ	ระบุโดยคน
53	FN	ก้อน	80	3	3
311	FN	เคลือบผนัง	53	6	1
26	FP	เคลือบผนัง	40	5	0
170	FP	เคลือบผนัง	58	3	0
273	FP	เคลือบผนัง	69	4	0

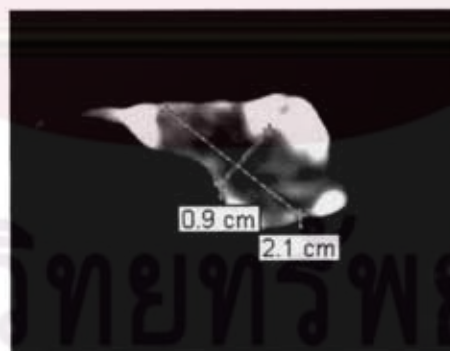
จากผลการวัดค่าความผิดพลาดแสดงรายละเอียดของกลุ่มต่างๆ ดังตารางที่ 4.13 โดยจะเห็นได้ว่า กลุ่มที่ให้ค่าความผิดพลาดบวกนั้นมักอยู่บริเวณผนังลำไส้และมีจำนวนออกเซลล์ในกลุ่มค่อนข้างน้อย สาเหตุความผิดพลาดชนิดนี้เนื่องมาจากผนังลำไส้สามารถดูดซึมสารที่บรังสีได้จึงส่งผลให้มีค่าสูงใกล้เคียงกับค่าของสารที่บรังสีที่กำหนดไว้ บริเวณดังกล่าวถึงถูกระบุว่าเป็นสารที่บรังสีนั่นเอง กลุ่มที่ให้ค่าความผิดพลาดลบนั้น ความผิดพลาดเกิดขึ้นจากขั้นตอนหาจำนวนจุดภาพที่ทับซ้อนของกลุ่มกับบริเวณอากาศ ซึ่งได้ค่าไม่ถึงเกณฑ์ที่กำหนดจึงทำให้ไม่ถูกระบุว่าเป็นสารที่บรังสี ซึ่ง

รังสี ซึ่งอาจเป็นเพราะลักษณะของสารที่รังสีกลุ่มนั้นๆ ที่เป็นก้อนขนาดเล็กและมีพื้นที่ผิวติดกับอากาศน้อยและเกาะอยู่บริเวณผนังลำไส้ด้านข้าง ไม่ได้อยู่บริเวณด้านล่างของหลอดลำไส้ เมื่อทำการหาจำนวนจุดทับซ้อนกับบริเวณอากาศที่ขยายขนาดด้วยสมาชิกโครงสร้างที่กำหนด จึงไม่มีจำนวนจุดซ้อนทับเพียงพอให้ผ่านเงื่อนไขได้

ในส่วนต่อไปของงานวิจัยนี้เป็นการทดลองการวัดขนาดของติ่งเนื้อ โดยแบ่งการทดลองออกเป็นสองส่วนคือ การวัดขนาดของติ่งเนื้อก่อนและหลังการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ (หัวข้อที่ 4.4 และ 4.5) โดยการวัดขนาดก่อนที่จะชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ นั้นจะวัดโดยใช้ผู้วัด 3 คน ทดลองวัดทั้งหมด 3 ครั้ง ส่วนการวัดขนาดหลังผ่านการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์จะวัดโดยใช้โปรแกรมคำนวณลักษณะต่างๆ ในภาพเพื่อใช้ช่วยเลือกภาพที่จะใช้ในการวัดและนำไปคำนวณเพื่อขนาดต่อไป

4.4 การวัดขนาดของติ่งเนื้อก่อนการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ

ขนาดของติ่งเนื้อเป็นเกณฑ์ที่สำคัญที่สุด สำหรับการตรวจคัดกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยวิธี CTC ในการที่จะบอกอัตราเสี่ยงการเกิดเนื้อร้าย [1] การวัดขนาดทำได้โดยเลือกภาพในระนาบตั้งฉากกับแกนศिरະที่ผู้วัดเห็นว่ามีความใหญ่ที่สุด ทำการวัดขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางที่ยาวที่สุดและเส้นตั้งฉากที่ของเส้นนั้น และจะหาเส้นผ่านศูนย์กลางที่ยาวที่สุดอีกเส้นหนึ่งในระนาบขนานกับใบหน้าโดยเลือกจากภาพที่ผู้วัดเห็นว่ามีความใหญ่ที่สุด ตัวอย่างการวัดขนาดของติ่งเนื้อแสดงดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 แสดงตัวอย่างการวัดขนาดติ่งเนื้อในระนาบตั้งฉากกับแกนศिरະ

การวัดขนาดของติ่งเนื้อในงานวิจัยนี้ใช้เฉพาะข้อมูลชุดที่ตรวจพบติ่งเนื้อคือ ชุดข้อมูลที่ 4 ท่านอนหงาย (S04) ชุดข้อมูลที่ 4 ท่านอนคว่ำ (P04) ชุดข้อมูลที่ 5 ท่านอนหงาย (S05) และ ชุดข้อมูลที่ 5 ท่านอนคว่ำ (P05) รายละเอียดของข้อมูลที่ใช้ในการวัดขนาดของติ่งเนื้อแสดงดังตารางที่ 4.14 ภาพติ่งเนื้อที่พบแสดงดังรูปที่ 4.6 – 4.8

ตารางที่ 4.14 รายละเอียดของข้อมูลที่นำมาใช้ในการวัดขนาดของติ่งเนื้อ

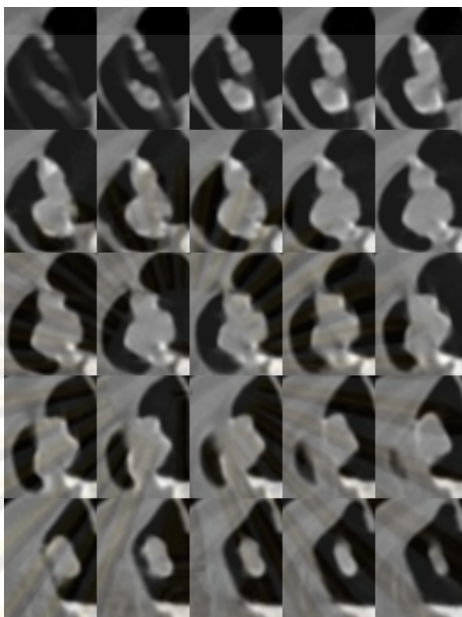
ข้อมูล	ภาพลำดับแรกที่ตรวจพบ	ภาพลำดับสุดท้ายที่ตรวจพบ	รวม
S04	338	363	26
P04	296	330	35
S05	385	396	12
P05	423	436	14



รูปที่ 4.6 แสดงตัวอย่างภาพติ่งเนื้อที่พบในข้อมูลที่ S05 และ P05



รูปที่ 4.7 แสดงภาพติ่งเนื้อที่ตรวจพบในข้อมูลที่ P04



รูปที่ 4.8 แสดงตัวอย่างภาพดิ่งเนื้อที่พบในข้อมูล S04

การวัดขนาดของดิ่งเนื้อในสองมิติ จะทำโดยการเลือกภาพที่ผู้วัดเห็นว่ามีความใหญ่ที่สุดก่อน ตารางที่ 4.15 เป็นผลการเลือกภาพและการวัดขนาดของดิ่งเนื้อที่พบในข้อมูลชุดต่างๆ โดยจะใช้ผู้วัดจำนวน 3 คน ทำการวัดทั้งหมด 3 ครั้ง โดยแต่ละครั้งห่างกัน 1 สัปดาห์

ตารางที่ 4.15 แสดงผลการเลือกภาพและการวัดขนาดของดิ่งเนื้อโดยคน

ข้อมูล	ผู้วัด	วัดครั้งที่ 1		วัดครั้งที่ 2		วัดครั้งที่ 3	
		ภาพ	ขนาด	ภาพ	ขนาด	ภาพ	ขนาด
S04	1	350	3.1x1.7	346	3.5x1.7	350	3.0x1.7
	2	350	2.2x1.9	339	1.4x0.8	349	2.5x1.8
	3	347	2.5x1.7	349	1.9x1.5	346	2.3x1.6
P04	1	289	2.4x1.4	289	2.7x1.8	289	2.5x1.7
	2	306	2.6x0.9	299	1.4x0.6	305	2.4x0.9
	3	310	2.1x1.9	310	2.4x1.6	310	2.4x1.9
S05	1	391	0.6x0.5	391	0.5x0.5	391	0.5x0.5
	2	391	0.6x0.4	391	0.5x0.4	391	0.5x0.5
	3	390	0.5x0.5	390	0.6x0.5	390	0.5x0.5

ตารางที่ 4.15 แสดงผลการเลือกภาพและการวัดขนาดของตังเนื้อโดยคน (ต่อ)

ข้อมูล	ผู้วัด	วัดครั้งที่ 1		วัดครั้งที่ 2		วัดครั้งที่ 3	
		ภาพ	ขนาด	ภาพ	ขนาด	ภาพ	ขนาด
P05	1	427	0.4x0.3	427	0.5x0.3	427	0.5x0.4
	2	425	0.4x0.3	425	0.4x0.3	424	0.4x0.3
	3	427	0.5x0.5	427	0.5x0.5	427	0.5x0.5
S04	แพทย์	N/A	2.5 x 2	N/A (ข้อมูลส่วนนี้ได้มาจากผลการตรวจรักษาจริง โดยแพทย์เป็นผู้การเลือกภาพและวัดขนาด)			
P04							
S05		390	0.54 x 0.5				
P05		N/A					

จากตารางจะเห็นได้ว่าขนาดที่วัดได้โดยคนจะขึ้นอยู่กับ การเลือกภาพที่จะวัดและการเลือกวัดเส้นแกนหลักและแกนรอง โดยผลการทดลองพบว่า การเลือกภาพที่ใช้วัดมีความแตกต่างกันหลากหลาย แม้แต่ในผู้วัดคนเดียว การวัดขนาดในภาพเดียวกันโดยผู้วัดคนเดียวยังให้ผลที่ต่างกันในแต่ละครั้ง (ผลการวัดแต่ละครั้งวัดโดยใช้เวลาห่างกัน 1 สัปดาห์) ดังนั้นในการเปรียบเทียบขนาดจึงจะใช้ภาพที่แพทย์เลือกทำการวัดมาใช้ทำการทดสอบต่อไป (ข้อมูลที่ S05 ภาพลำดับที่ 390)

4.4 การวัดขนาดของตังเนื้อหลังการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติ

การวัดขนาดของตังเนื้อโดยคนนั้นขึ้นอยู่กับ การเลือกภาพที่จะวัด รวมไปถึงการประมาณเส้นที่ยาวที่สุด ซึ่งความถูกต้องจะขึ้นอยู่กับความชำนาญของตัวผู้วัดเอง ซึ่งทำให้เป็นอุปสรรคในการเปรียบเทียบผล ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมเพื่อใช้ทดสอบการวัดขนาดของตังเนื้อด้วยวิธีต่างๆ เพื่อนำมาใช้เป็นมาตรฐานเดียวกันในการวัดผล โดยทดลองวัดขนาดด้วยการใช้พีเจอร์ต่างๆ ของบริเวณตังเนื้อร่วมด้วย จากนั้นทำการเปรียบเทียบผลกับภาพที่ทราบรายละเอียดของลำดับภาพที่แพทย์ใช้วัดและขนาดที่แพทย์วัดได้จริง วิธีการวัดขนาดของตังเนื้อจะทำเช่นเดียวกับขั้นตอนวัดขนาดในหัวข้อ 4.4 เพียงแต่ภาพตังเนื้อที่นำมาวัดขนาดนั้นเป็นภาพที่ผ่านกระบวนการชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติและทำการแบ่งส่วนบริเวณตังเนื้อที่จะวัดแล้ว

พีเจอร์ของตึ๊งเนื้อที่นำมาใช้พิจารณาเลือกภาพที่ใช้วัดขนาดของตึ๊งเนื้อ มีดังต่อไปนี้

1. จำนวนจุดในแต่ละภาพ
2. ความยาวขอบ
3. ความยาวของภาพเงาการฉายตามแนวตึ๊งและแนวนอน
4. แกนหลักและแกนรองของภาพ

ผลการหาพีเจอร์ของบริเวณตึ๊งเนื้อและความยาวของแกนหลักและแกนรองของตึ๊งเนื้อในภาพแสดงดังตารางที่ 4.16

ตารางที่ 4.16 ผลการคำนวณหาพีเจอร์ต่างๆ ของบริเวณตึ๊งเนื้อในภาพจากข้อมูลที S05

ภาพที่	จำนวนจุด (จุดภาพ)	ความยาวขอบ (จุดภาพ)	ภาพเงาการฉาย		แกนหลัก (จุดภาพ)	แกนรอง (จุดภาพ)
			นอน	ตึ๊ง		
386	6	5	3	3	3.33	2.58
387	44	18	8	8	7.78	7.53
388	80	24	10	11	10.89	9.56
389	110	31	12	12	12.58	11.41
390	125	34	13	13	12.95	12.57
391	115	32	11	14	13.52	11.00
392	66	25	12	9	12.22	7.25
393	43	21	10	8	10.45	5.93
394	39	23	9	10	11.95	4.70
395	15	12	5	6	7.6	2.78
396	16	14	6	8	9.87	2.29

จากการทดสอบการเลือกภาพที่มีแกนหลักและแกนรองที่ยาวที่สุดเพื่อนำมาใช้วัดขนาดของตึ๊งเนื้อในสองมิติเปรียบเทียบกับ การเลือกภาพโดยพิจารณาจากพีเจอร์ต่างๆ ของบริเวณตึ๊งเนื้อในภาพ ให้ผลที่สอดคล้องกัน โดยภาพตึ๊งเนื้อขนาดใหญ่ที่สุดมักจะมีแกนหลักแกนรอง จำนวนจุดภาพ ความยาวขอบ ค่าเงาการฉาย สูงที่สุดด้วย ในส่วนของการเปรียบเทียบขนาดที่แพทย์วัดได้ได้ ต้องทำการปรับความยาวของแกนหลักและแกนรองให้เป็นหน่วยเซนติเมตรก่อน โดยนำค่า FOV มาคำนวณหาความยาวของแต่ละจุดภาพก่อนแล้วจึงนำไปคูณจำนวนจุดของแกนหลักแกนรองต่อไป

แกนหลักและแกนรองที่ยาวที่สุดที่คำนวณได้จากภาพที่ 390 มีขนาด 0.67×0.65 เซนติเมตร ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีขนาดมากกว่าที่แพทย์วัดได้จริง และจากจุดที่เลือกวัดไม่มีสารทึบรังสีอยู่เลย บริเวณดังกล่าวจึงไม่ถูกเปลี่ยนแปลงใดๆ ผลการวัดขนาดก่อนและหลังชำระลำไส้ใหญ่แบบอัตโนมัติจึงไม่เปลี่ยนแปลง



ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

บทนี้กล่าวถึงการสรุปผลการทดลองการตรวจหาตำแหน่งสารทึบรังสีในลำไส้ใหญ่ การชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์และข้อเสนอแนะ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในขั้นตอนแรกของงานวิจัยจะต้องทำการแปลงข้อมูล 12 บิต DICOM ให้เป็น 16 บิต RAW ด้วยการแยกส่วนหัวของไฟล์และส่วนข้อมูลจากกัน จากนั้นทำการแปลงส่วนข้อมูลซึ่งเป็นเลขซีที่มีทั้งค่าบวกและค่าลบ (ประมาณ $-1,000$ ถึง $+1,000$ H.U.) ให้เป็นค่าที่ไม่ติดลบก่อน โดยทำการปรับให้ค่าต่ำสุดในชุดภาพมีค่าเป็นศูนย์ ดังนั้นจุดภาพของชุดข้อมูลที่นำมาคำนวณจะมีค่าอยู่ในช่วง $0 - 4,095$ (12 บิต) เพื่อให้สามารถนำไปประมวลผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ในขั้นต่อไปได้

จากนั้นจึงนำมาสร้างข้อมูลดิบที่ปรับค่าแล้วมาทำการลดการชักตัวอย่างลงครึ่งหนึ่ง ทำการตัดบริเวณภายนอกลำตัวออก จากนั้นจึงนำมาสร้างข้อมูลปริมาตร โดยข้อมูลปริมาตรที่ได้นั้นจะมีขนาดแกน X และ Y ลดลงจากเดิมและมีแกน Z เท่ากับจำนวนภาพตัดขวางในชุดภาพนั้นๆ

เมื่อได้ข้อมูลปริมาตรภายในลำตัวแล้ว ขั้นตอนต่อมาเป็นการประมวลผลภาพเบื้องต้นเพื่อหาค่าขีดแบ่งที่เหมาะสมมาใช้ในการแบ่งส่วนบริเวณที่บั้งสีในร่างและบริเวณอากาศ งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ค่าขีดแบ่งคงที่สองค่า โดยใช้ค่าขีดแบ่งที่ 1,200 เพื่อแบ่งส่วนบริเวณที่บั้งสี ใช้ค่าขีดแบ่งที่ 550 เพื่อแบ่งส่วนบริเวณอากาศภายในลำตัว เมื่อทำการแบ่งส่วนภาพโดยใช้ค่าขีดแบ่งดังกล่าวแล้วจะได้ผลลัพธ์เป็นภาพลักษณะฐานสองของบริเวณที่บั้งสีภายในร่างกายและบริเวณอากาศภายในร่างกาย จากนั้นจะทำการกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพที่ได้ด้วยตัวกรองมัลฐาน

หลังจากกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพแล้ว ขั้นตอนมาคือการกำหนดป้ายชื่อให้กับกลุ่มของบริเวณอากาศ (VA) และกลุ่มของบริเวณที่บั้งสี (VC) การกำหนดป้ายชื่อใช้จุดภาพข้างเคียงแบบ 6 จากนั้นทำการหาค่าเฉลี่ยของจุดภาพในแต่ละกลุ่มของ VC เพื่อนำมาใช้ในการกรองบริเวณปอดออกไป โดยกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยที่สูงเกิน 300 จะถูกตัดออกจากภาพ ขั้นตอนต่อไปเป็นการหาบริเวณสารทึบรังสีภายในลำไส้ใหญ่โดยเริ่มต้นจากการขยายขนาดบริเวณอากาศภายในร่างกาย การขยายขนาดทำโดยใช้สมาชิกโครงสร้าง (Structure element) ขนาด 3×3 จากนั้นจะใช้ตัวดำเนินการทางตรรกะแอนด์ (AND) เพื่อหาบริเวณที่ซ้อนทับกันระหว่างบริเวณอากาศที่ถูกขยายขนาดกับบริเวณ

อากาศที่ถูกขยายขนาดกับบริเวณอากาศ ผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นส่วนเชื่อมต่อระหว่าง VA และ VC ซึ่ง คาดว่าบริเวณที่บั้งสีนั้นๆ น่าจะเป็นสารที่บั้งสีในลำไส้ใหญ่นั้นเอง

จากขั้นตอนการตรวจหาและระบุบริเวณสารที่บั้งสีในลำไส้ใหญ่ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ยัง ได้ค่าเฉลี่ย ความแปรปรวน เลขลำดับของภาพแรกและภาพสุดท้ายที่พบกลุ่มของสารที่บั้งสีนั้นๆ เพื่อนำไปหากรอบล้อมในขั้นตอนต่อไป ต่อมาจะพิจารณากลุ่มของสารที่บั้งสีไปที่ละกลุ่ม ตามลำดับ โดยการหากรอบล้อมของสารที่บั้งสีดังกล่าวทั้งในแนวแกน X แกน Y ส่วนแกน Z นั้น ได้คำนวณไว้ในขั้นตอนที่แล้ว เมื่อกรอบล้อมของสารที่บั้งสีแต่ละกลุ่มแล้ว จะทำการคำนวณหา ค่าขีดแบ่งเชิงท้องถิ่น เพื่อนำมาใช้ในการแบ่งส่วนบริเวณสารที่บั้งสีอย่างละเอียดต่อไป

การตรวจสอบความถูกต้องของการตรวจหาตำแหน่งสารที่บั้งสีในลำไส้ใหญ่แบบ อัตโนมติ ทำโดยใช้การเทียบจำนวนระหว่างการใช้คอมพิวเตอร์คำนวณตามขั้นตอนวิธีที่ได้ ออกแบบไว้ เทียบกับกับการนับจำนวนโดยคน ผลการทดลองพบว่าวิธีการตรวจหาตำแหน่งของ สารที่บั้งสีดังกล่าว มีความถูกต้อง 80% ความผิดพลาดแบ่งเป็นความผิดพลาดบวก 12% และ ความผิดพลาดลบ 8% และมีประสิทธิภาพในการระบุตำแหน่งสารที่บั้งสีชนิดที่เป็นของเหลวได้ดี มาก ส่วนความผิดพลาดทั้งหมดที่เกิดขึ้นนั้นเป็นบริเวณผนังลำไส้ซึ่งพบว่า มีค่าสูงมากกว่าปกติ สาเหตุเนื่องมาจากผนังลำไส้ดูดซึมสารที่บั้งสีเข้าป้อนนั่นเอง

การตรวจสอบประสิทธิภาพของวิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์จะใช้วิธีวัด ขนาดตั้งเนื้อก่อนและหลังขั้นตอนการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยขนาดของตั้งเนื้อที่วัด ภายหลังจากขั้นตอนดังกล่าวไม่ควรเปลี่ยนแปลงหรือเปลี่ยนแปลงได้แต่ขนาดไม่ควรลดลงจนเล็ก กว่า 0.5 เซนติเมตร และใช้ภาพที่แพทย์เลือกวัดในการตรวจรักษาจริงมาทดสอบการเลือกภาพ โดยอาศัยการพิจารณาพีเจอร์อื่นๆ ของบริเวณตั้งเนื้อในภาพและการวัดขนาดโดยคอมพิวเตอร์ ผล การทดลองพบว่าสามารถนำพีเจอร์ของบริเวณตั้งเนื้อมาใช้ในการพิจารณาเลือกภาพตั้งเนื้อที่มี ขนาดใหญ่ที่สุดและเมื่อนำไปคำนวณหาแกนหลักและแกนรองก็จะได้แกนหลักแกนรองที่ยาวที่สุด ด้วย

ความยาวของแกนหลักแกนรองที่คำนวณได้คือ 0.67×0.65 เซนติเมตร ซึ่งแตกต่างจาก แพทย์ที่วัดได้ 0.54×0.5 แต่เนื่องจากเป็นภาพที่ไม่มีสารที่บั้งสีมาเคลือบในจุดที่ทำกรวัดขนาด ความแตกต่างที่เกิดขึ้นน่าจะเกิดจากเครื่องมือวัดซึ่งไม่ได้เกิดจากขั้นตอนวิธีในการชำระลำไส้ใหญ่ แบบอัตโนมัติ

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการพัฒนาโปรแกรมและทดลองวิธีการที่ได้นำเสนอในงานวิจัยนี้พบว่ายังมีส่วนที่ควร ปรับปรุงเพื่อให้ระบบมีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้นได้ ดังต่อไปนี้

- 1) ควรใช้ข้อมูลในการทดลองให้มากขึ้น และควรเก็บข้อมูลให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสมแก่การทำวิจัย ไม่แปรเปลี่ยนมากเกินไปจนจำเป็น ซึ่งจะทำให้ไม่เหมาะกับการนำมาทดลองในเบื้องต้น และควรกำหนดตัวแปรควบคุมอื่นๆ ที่อาจส่งผลต่อลักษณะของภาพ
- 2) หากเป็นไปได้ควรเก็บภาพซ้ำเพื่อนำมาเปรียบเทียบความถูกต้อง
- 3) ควรกำหนดสูตรของสารที่รังสีให้เป็นมาตรฐาน
- 4) การประเมินผลการทดลองในอนาคตควรทำโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจำนวนมากขึ้น เพื่อให้ผลที่ได้มีความน่าเชื่อถือมากขึ้นอีก



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

- [1] สถาบันวิจัยมะเร็งแห่งชาติ, ข้อมูลทะเบียนมะเร็ง, 2004-2007
- [2] บัณฑิต เจ้าปฐุมกุล, ระบาควิทยาของมะเร็งลำไส้ใหญ่, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2006
- [3] Contrast media, <http://hsrip.spo.moph.go.th/xray/index.htm> [2006, November]
- [4] J.H.Bidgoli, A. Ahmadian, S.Akhlaghpor, N.R.Alam and S.Z.Mahmodabadi. An Efficient Colon Segmentation method for Oral Contrast-Enhanced CT Colonography. Proceedings of Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference (2005).
- [5] Hong Li and Peter Santago. Automatic Colon Segmentation with Dual Scan CT Colonography. Journal of Digital Imaging (2005): 42-54.
- [6] Michael E. Zalis and Peter F. Hahn. Digital Subtraction Bowel Cleansing for CT Colonography. American Journal of Roentgenology 176 (March 2001).
- [7] Michael E. Zalis, James Perumpillichira and Peter F. Hahn. CT Colonography: Digital Subtraction Bowel Cleansing with Mucosal Reconstruction Initial Observations. Radiology 226 (March 2003).
- [8] Michael E. Zalis, Jame Perumpillichira and Peter F. Hahn. Digital Subtraction Bowel Cleansing for CT Colonography Using Morphological and Linear Filtration Methods. IEEE Transactions on Medical Imaging 23 (November 2004).
- [9] Large intestine, <http://classroom.psu.ac.th> [2006, November]
- [10] Large intestine, <http://academic.kellogg.cc.mi.us> [2006, November]
- [11] คุณสมบัติเฉพาะของเครื่องมือ, <http://cai.md.chula.ac.th/lesson/research/re7.htm> [2006, November]
- [12] ข้อกำหนดมาตรฐานที่เกี่ยวข้องกับระบบโทรเวช, <http://th.wikibooks.org> [2009, May]
- [13] Introduction to CT physics, <http://www.fleshandbones.com> [2006, November]
- [14] Gonzalez, R. C., and Woods. Digital Image Processing. U.S.A.: Prentice-Hall, Inc., 2002.
- [15] R. Jain, R. Kasturi, and B. G. Schunck. Machine Vision. Singapore: McGraw-Hill, Inc., 1995.



ภาคผนวก

(Appendix)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก
บทความที่นำเสนอในงานประชุมวิชาการ

1. บทความเรื่อง “วิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อกำจัดอุจจาระที่ติดผนังด้วยสารที่บ่งสี สำหรับการตรวจลำไส้ใหญ่ด้วยเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์” นำเสนอในการประชุมวิชาการ The 5th National Conference on Biomedical Engineering 2007 จัดที่โรงแรมทวินทาวเวอร์ กรุงเทพฯ วันที่ 8 กรกฎาคม พ.ศ. 2550 บทความนี้ตีพิมพ์ไว้ใน Proceedings of 5th National Conference on Biomedical Engineering 2007 หน้า 21



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อกำจัดภาพอุจจาระที่ติดฉลากด้วยสารทึบรังสี สำหรับการตรวจลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ปวีร์ วงศ์สวัสดิ์สุริยะ¹ และ นงลักษณ์ โควาวีสารช²

^{1,2}ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร

poravee.w@student.chula.ac.th และ nongluk.c@chula.ac.th

บทคัดย่อ: ในบทความนี้กล่าวถึงการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ โดยเน้นเรื่องการระบุบริเวณภายในลำไส้ใหญ่โดยใช้การหาค่าขีดแบ่งแบบปรับค่าได้เพื่อนำไปใช้ในการกำจัดภาพอุจจาระที่ติดฉลากกับสารทึบรังสีต่อไป ซึ่งภาพซีทีที่ใช้ในการทดลองเป็นภาพจากโรงพยาบาลซึ่งมีการกำหนดค่า *mAs* แตกต่างกันสามค่าทำให้ฮิสโทแกรมของชุดข้อมูลมีความต่างกัน ทำให้เกิดความผิดพลาดกับชุดข้อมูลที่กำหนดค่า *mAs* เท่ากับ 45

คำสำคัญ การชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ การตรวจลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ การติดฉลากอุจจาระด้วยสารทึบรังสี

1. บทนำ

ในประเทศไทยช่วงปีพ.ศ. 2538-2540 พบผู้ป่วยเป็นโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่มากเป็นอันดับสามในเพศชาย รองจากมะเร็งตับและมะเร็งปอด และพบมากเป็นอันดับห้าในเพศหญิงรองลงมาจากระเร็งปากมดลูก มะเร็งเต้านม มะเร็งตับ และมะเร็งปอด [1] การวินิจฉัยมะเร็งระยะแรกให้ได้เร็วที่สุดจะส่งผลดีต่อการรักษาและลดอัตราการตายในผู้ป่วยได้ ซึ่งวิธีที่ดีที่สุดในการตรวจลำไส้ใหญ่ในปัจจุบันยังคงเป็นการตรวจโดยการส่องกล้อง อย่างไรก็ตามการชักจูงประชากรทั่วไปให้มารับการตรวจคัดกรองโรค (Screening test) ยังคงเป็นปัญหาเนื่องมาจากผลกระทบทางจิตใจ ความเชื่อที่ผิด ๆ เกี่ยวกับการตรวจ ความเจ็บปวดและอันตรายที่เกิดจากการตรวจ [2] นอกจากการส่องกล้องตรวจแล้วการตรวจคัดกรองติ่งเนื้อ (Polyps) และมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยังเป็นอีกวิธีหนึ่งที่ทันสมัยและแม่นยำในการตรวจ

1.1 การตรวจคัดกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

การตรวจคัดกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Virtual Colonoscopy หรือ Computed Tomographic Colonography) เป็นวิธีการตรวจคัดกรองเนื้องอกหรือติ่งเนื้อและมะเร็งในลำไส้ใหญ่ด้วยภาพ มีความปลอดภัย รวดเร็วและให้ความแม่นยำในการตรวจวินิจฉัย [2] การเตรียมผู้ป่วยมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยเนื่องจากลำไส้ใหญ่ที่สะอาดแห้งและขยายตัวดีจะทำให้การวินิจฉัยง่ายและรวดเร็ว แต่การเตรียมผู้ป่วยดังกล่าวสร้างความลำบากให้ผู้ป่วยเพราะต้องดื่มน้ำเป็นจำนวนมาก ต้องถ่ายบ่อยครั้ง รวมถึงทำให้มีการพักผ่อนที่ไม่เพียงพอ สร้างความอ่อนเพลียให้กับผู้เข้ารับการตรวจเป็นอย่างมาก

1.2 การตรวจคัดกรองโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยใช้ร่วมกับสารทึบรังสี

จากปัญหาที่กล่าวถึงข้างต้น ต่อมาจึงได้มีการแนะนำวิธีใช้สารเคลือบอุจจาระเพื่อติดฉลากอุจจาระด้วยสารทึบรังสี (Fecal tagging) ร่วมกับการลดการใช้ยาระบายในขั้นตอนการเตรียมลำไส้เพื่อลดความเครียดและสร้างความสะดวกใจให้กับผู้เข้ารับการตรวจ นอกจากนี้สารทึบรังสีที่ปนอยู่ในอุจจาระยังสามารถทำให้แยกอุจจาระออกจากติ่งเนื้อในลำไส้ใหญ่ได้ดีขึ้นอีกด้วย แต่เทคนิคนี้ทำให้ผู้ตรวจวินิจฉัยต้องใช้เวลาตรวจเพิ่มขึ้นเนื่องจากต้องสังเกตจากการวิเคราะห์ภาพสามมิติ (Endoluminal view)

การเตรียมลำไส้ใหญ่ด้วยวิธีดังกล่าวจะต้องใช้เวลาในการเตรียมประมาณ 48 ชั่วโมงก่อนการตรวจโดยอาศัยการแบ่งกินสารทึบรังสี (Contrast media) ออกเป็นหลาย ๆ มื้อ สารทึบรังสีที่ใช้สามารถใช้ได้ทั้งสารแบบเรียม (Barium suspension) และสารทึบรังสีละลายน้ำ (Water soluble contrast media) โดยผู้เข้าตรวจควรหลีกเลี่ยงการ

รับประทานอาหารที่มีกากใยสูงและต้องรับประทานยาละลายตามท้องที่แพทย์แนะนำ ก่อนการเก็บภาพจะมีการใส่ท่อเพื่อเป่าลมเข้าทางทวารหนักของผู้ป่วยโดยใช้ลมธรรมดาหรือก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์เท่าที่ผู้ป่วยจะทนได้เพื่อทำให้ลำไส้ขยายตัว จากนั้นจะทำการเก็บภาพทั้งช่องท้องและอุ้งเชิงกรานภายในเวลาประมาณ 15 วินาที โดยการกลั้นหายใจเพียงครั้งเดียวทั้งในท่านอนหงายและนอนคว่ำ นอกจากนี้สารทึบรังสีที่ปนอยู่ในอุจจาระยังสามารถทำให้แยกอุจจาระออกจากติ่งเนื้อในลำไส้ใหญ่ได้ดีขึ้นอีกด้วย [2] แต่เทคนิคนี้ทำให้ผู้ตรวจวินิจฉัยต้องใช้เวลาตรวจเพิ่มขึ้นเนื่องจากต้องสังเกตจากการวิเคราะห์ภาพสามมิติ

ดังนั้น จึงมีการพยายามพัฒนาวิธีการอื่น ๆ มาใช้ร่วมกับวิธีการใช้สารเคลือบอุจจาระเพื่อติดฉลากอุจจาระด้วยสารทึบรังสี เช่น วิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic colon cleansing method) ซึ่งช่วยกำจัดภาพอุจจาระที่ตกค้างอยู่ในลำไส้เนื่องมาจากการที่ไม่ต้องเตรียมลำไส้ (Prepless CT Colonography) โดยการศึกษาของ Perry J. Pickardt และคณะ [4] ในผู้ป่วย 1,233 ราย พบว่าการใช้กระบวนการทางอิเล็กทรอนิกส์เพื่อกำจัดภาพอุจจาระที่ถูกเคลือบด้วยสารแบบนี้นั้นมีความน่าเชื่อถือใกล้เคียงกับการส่องกล้องปกติโดยแพทย์โดยมีค่าความไว (Sensitivity) คือ เมื่อมีมะเร็งหรือติ่งเนื้อจะตรวจพบได้ไม่พลาดและค่าความจำเพาะ (Specificity) คือ เมื่อตรวจพบในเครื่องแล้วเป็นติ่งเนื้อจริงไม่ได้เกิดจากการสร้างภาพของคอมพิวเตอร์หรือการแปลผลผิดพลาดดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ค่าความไวและความจำเพาะในการตรวจพบติ่งเนื้อขนาดต่าง ๆ ระหว่างเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) และการส่องกล้องตรวจ (OC¹) [3]

ขนาดติ่งเนื้อ (มม.)	CT		OC
	ความไว (%)	ความจำเพาะ (%)	ความไว (%)
≥ 10	93.8	96.0	87.5
8	93.9	92.2	91.5
6	88.7	79.6	92.3

จากตารางที่ 1 จะเห็นได้ว่ากรณีที่ติ่งเนื้อที่มีขนาดเล็กกว่า 8 มม. ค่าความไวจากการตรวจโดยใช้เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่กำจัดภาพอุจจาระที่ถูกเคลือบด้วยสารแบบเรียบจะต่ำกว่าการส่องกล้องโดยแพทย์ ทั้งนี้ค่าความไวและความจำเพาะดังกล่าวจะขึ้นอยู่กับขั้นตอนวิธีการกำจัดภาพอุจจาระที่ถูกเคลือบด้วยสารทึบรังสีด้วย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อการศึกษาวิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อกำจัดภาพอุจจาระที่ติดฉลากด้วยสารทึบรังสีสำหรับการตรวจลำไส้ใหญ่ด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยใช้ข้อมูลภาพซีทีจากกรณีที่เกิดขึ้นจริงในโรงพยาบาลเป็นข้อมูลในการทดลองซึ่งแบ่งบทความออกเป็นส่วนใหญ่ ๆ ดังนี้ ลักษณะข้อมูลและการเก็บภาพกล่าวถึงในหัวข้อที่ 2 หัวข้อที่ 3 กล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง หัวข้อที่ 4 และ 5 กล่าวถึงวิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์และผลการทดลองและสรุป

2. ลักษณะของข้อมูลภาพซีทีที่ใช้ในการทดลอง

ภาพซีทีที่ใช้ในการทดลองเป็นรูปแบบ DICOM 12 บิต ความละเอียด 512 x 512 จุดภาพ เก็บภาพทั้งในท่านอนหงาย (Supine) และนอนคว่ำ (Prone) ซึ่งได้ประมาณ 500 ภาพต่อการเก็บภาพในแต่ละท่า (1 ชุดข้อมูล)

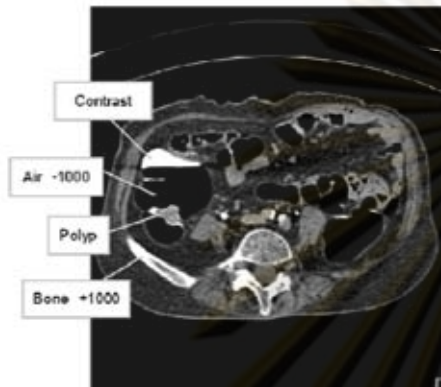
พารามิเตอร์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลคือ 120 kV ความเร็วในการเคลื่อนที่ของเตียงต่อค่าความหนาของส่วนที่ต้องการตัด (Pitch) เท่ากับ 1 Collimation เท่ากับ 1 มม. Overlap 30% สำหรับค่า mAs ในชุดข้อมูลที่ได้รับพบว่ามักจะกำหนดไว้สามค่าคือ 45 120 และ 300 การปรับค่า mAs นั้นจะมีผลต่อสัญญาณรบกวนของภาพ (Noise) (เพิ่มขึ้นเป็นรากที่สอง ในกรณีที่ลด mAs ลงครึ่งหนึ่ง) การตั้งค่า mAs ที่ต่ำมาก ๆ ความละเอียดของบริเวณที่มีค่าความเปรียบต่างต่ำ ๆ (Low-contrast resolution) เช่นพวกเนื้อเยื่อจะถูกกระทบแต่ส่วนที่มีค่าความเปรียบต่างสูง (High-contrast resolution) เช่น กระดูกนั้นจะเพิ่มขึ้นกับการตั้งค่า mAs

ค่าของแต่ละจุดภาพว่าเลขซีที ซึ่งใช้หน่วยเป็นแฮนส์ฟิลด์ยูนิต (Hounsfield Units, HU²) ค่าที่เป็นไปได้จะอยู่ในช่วง -1024 ถึง +3071 (รวม 4096 ค่าที่เป็นไปได้) เมื่อนำภาพในชุดข้อมูลมาหาฮิสโทแกรมจะพบว่าสามารถแบ่งกลุ่มของจุดภาพอย่างคร่าว ๆ ได้เป็นสองกลุ่ม คือกลุ่ม

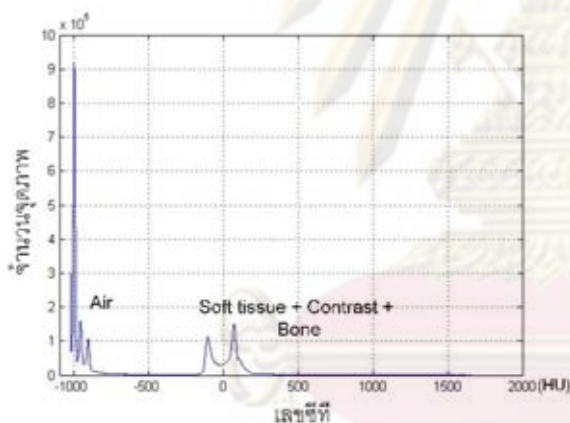
¹ Optical colonoscopy

² หน่วยที่ใช้สำหรับภาพทางการแพทย์เช่นภาพซีทีและภาพเอ็มอาร์ไอ

ที่มีค่าของจุดภาพต่ำ (เป็นจุดภาพสีดำ) และกลุ่มที่มีค่าของจุดภาพสูง (เป็นจุดภาพสีขาว) โดยกลุ่มแรกบริเวณที่เป็นอากาศทั้งภายในและภายนอกลำตัว กลุ่มที่สองจะเป็นส่วนที่ผสมระหว่างเนื้อเยื่อ สารทึบรังสีและกระดูก ตัวอย่างภาพภาพซีทีของช่องท้องและเลขซีทีในบริเวณต่างๆ แสดงดังรูปที่ 1 ฮิสโทแกรมของชุดข้อมูลแสดงดังรูปที่ 2



รูปที่ 1: ภาพซีทีของช่องท้องและเลขซีทีบริเวณต่าง ๆ



รูปที่ 2: ฮิสโทแกรมของชุดข้อมูล

3. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์ของ Michael E. Zalis และ Peter F. Hahn [4] พบว่าการใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding) อย่างเดียวในการลบภาพทำให้เกิดภาพแปลกปลอม (Artifact) ซึ่งเป็นข้อจำกัดในการตรวจและได้ทดลองใช้ตัวดำเนินการเกรเดียนต์ (Gradient operator) เพื่อระบุมุมภาพก่อนและลบภาพอุจจาระที่ถูกเคลือบด้วยสารทึบรังสีออกในขั้นต่อไป แต่เนื่องจากผลลัพธ์ที่ได้ยังคงเกิดภาพแปลกปลอม รวมทั้งได้ผนังลำไส้ (Colon wall) ที่ไม่เป็นธรรมชาติ งานวิจัยต่อมาจึง

ทำการเพิ่มเติมขั้นตอนวิธีในการปรับปรุงบริเวณขอบของผนังลำไส้ขึ้นมาโดยการสร้างเส้นแสดงรูปร่าง (Contour) รูปทรงขั้นบันไดความหนา 3 จุดภาพขึ้นมาชั่วคราว แทนที่เส้นขอบเดิมที่บางลงและใช้ตัวกรองแบบเกาส์เซียนเพื่อปรับปรุงขอบในบริเวณเส้นแสดงรูปร่างที่สร้างขึ้น [5] และได้ทำการวิจัยต่อมาโดยได้ทดลองใช้วิธีการประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน (Morphological image processing) และการกรองเชิงเส้น (Linear filtration) เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว [6] อย่างไรก็ตาม การลบภาพโดยอาศัยค่าขีดแบ่งนั้นหากไม่ทำการตรวจสอบว่าบริเวณที่จะทำการลบว่าอยู่ภายในหลอดลำไส้ใหญ่หรือไม่ จะทำให้กระดูกหรือบริเวณที่มีค่าใกล้เคียงกับสารทึบรังสีที่เคลือบอุจจาระจะถูกกำจัดออกไปด้วย วิธีการแบ่งส่วนลำไส้แบบอัตโนมัติของ J.H.Bidgoli และคณะ [7] จะให้ผู้ทดสอบตีตราสารทึบรังสีละลายน้ำเพื่อนำไปใช้ในการระบุบริเวณภายในหลอดลำไส้ (Colon lumen) โดยพิจารณาผลของแรงโน้มถ่วงที่กระทำต่อของเหลวภายในหลอดลำไส้นั่นเอง Hong Li และ Peter Santiago [8] ใช้การกำหนดค่าขีดแบ่งที่ -814 HU และใช้การกรองขนาดและรูปร่างของแต่ละบริเวณเพื่อหาจุดเริ่มต้นที่เหมาะสมก่อนจะนำไปใช้ในขยายบริเวณในขั้นตอนการสร้างพื้นผิวของลำไส้ต่อไป

4. วิธีการชำระลำไส้ใหญ่แบบอิเล็กทรอนิกส์เพื่อกำจัดภาพอุจจาระที่ติดฉลากด้วยสารทึบรังสี

4.1 ค่าขีดแบ่งแบบปรับค่าได้

เลขซีทีของภาพที่นำมาใช้จะมีได้ทั้งค่าบวกและค่าลบ เมื่อนำมาประมวลผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์จึงต้องแปลงชนิดข้อมูลให้เป็นค่าบวกก่อน โดยการปรับให้ค่าต่ำสุดในชุดภาพมีค่าเป็นศูนย์ เนื่องจากใช้ค่าขีดแบ่งแบบคงที่อาจไม่เหมาะสมกับทุก ๆ ชุดข้อมูล ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ค่าขีดแบ่งแบบปรับค่าได้โดยพิจารณาจากจุดยอดและจุดต่ำสุดของฮิสโทแกรมที่ตรงตามเงื่อนไขที่ต้องการในชุดข้อมูลนั้น ๆ มาใช้เป็นค่าขีดแบ่งเพื่อหาบริเวณที่ต้องการซึ่งการหาบริเวณอากาศภายในภาพจะเลือกใช้ค่าที่จุดต่ำสุดของฮิสโทแกรมโดยเลือกใช้จุดที่อยู่ระหว่างกลุ่มของจุดภาพทั้งสองมาใช้เป็นค่าขีดแบ่ง

4.2 การระบุบริเวณภายในลำไส้

การเตรียมลำไส้ด้วยเทคนิคการติดฉลากอุจจาระด้วยสารทึบรังสีร่วมกับการลดการใช้ระยะเวลานั้น ทำให้ภายในหลอดลำไส้ยังคงมีอุจจาระและน้ำเหลืออยู่ โดยที่อุจจาระ

และนำนั้นจะมีเลขซีทีที่ค่อนข้างสูง (เนื่องมาจากสารทึบรังสีที่รับประทานเข้าไปผสมอยู่ในอุจจาระและน้ำ) ซึ่งจะเป็นค่าที่ใกล้เคียงกับเลขซีทีของกระดูก การใช้ค่าขีดแบ่งโดยอาศัยเลขซีทีเพียงเพื่อระบุบริเวณที่ต้องการกำจัดจะทำให้บริเวณกระดูกถูกกำจัดออกไปด้วยจึงควรเพิ่มขั้นตอนในการตรวจสอบบริเวณที่มีเลขซีทีสูงนั้นว่าอยู่ในลำไส้ใหญ่หรือไม่ การระบุบริเวณภายในหลอดลำไส้ใหญ่ในภาพตัดขวางสองมิติระนาบตั้งฉากกับแกนศีระ (Axial) มักใช้การสังเกตจากอากาศที่อยู่ภายในลำไส้ใหญ่ แต่นอกเหนือจากภายในหลอดลำไส้ใหญ่แล้วยังมีบริเวณอื่น ๆ อีกที่มีอากาศอยู่ภายใน ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้อาศัยความรู้ทางกายวิภาคร่วมกับเทคนิคการประมวลผลภาพดิจิทัล โดยใช้ภาพสุดท้ายในชุดภาพซึ่งพบว่าสามารถระบุบริเวณภายในไส้ตรงซึ่งจะเชื่อมกับหลอดลำไส้ใหญ่ส่วนปลายได้

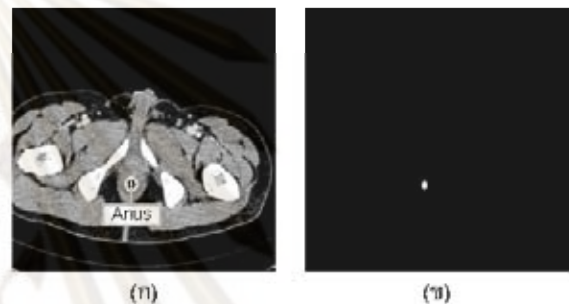
4.3 การทดลองหาอากาศบริเวณเดี่ยวภายในร่างกายแบบอัตโนมัติ

การหาอากาศบริเวณเดี่ยวแบบอัตโนมัติ ที่เป็นบริเวณภายในของไส้ตรงและทวารหนัก จะเริ่มต้นจากภาพสุดท้ายในชุดข้อมูล โดยขั้นตอนแรกจะใช้ค่าขีดแบ่งเพื่อหาบริเวณที่เป็นอากาศก่อน (โดยจะได้บริเวณที่เป็นอากาศทั้งภายในและภายนอกร่างกาย) จากนั้นจึงใช้การประมวลผลภาพเชิงสัณฐาน ร่วมกับการใช้ตัวดำเนินการทางตรรกะและ (AND) ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองโดยใช้ค่า mAs เท่ากับ 300 ในการเก็บข้อมูลแสดงดังรูปที่ 3 (ข)

5. ผลการทดลองและสรุป

จากการหาฮิสโทแกรมในแต่ละชุดข้อมูลพบว่าการตั้งค่า mAs ของพารามิเตอร์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลต่างกัน มีผลต่อลักษณะของฮิสโทแกรมที่ได้ การเลือกใช้ค่าขีดแบ่งแบบปรับค่าได้จากฮิสโทแกรมที่อยู่ระหว่างกลุ่มของข้อมูลเพื่อหาบริเวณที่เป็นอากาศภายในลำไส้ นั้น ทำให้ได้ผลลัพธ์ที่ผิดพลาดในกรณีที่ใช้ค่า mAs เท่ากับ 45 เช่นทำให้เกิดการเชื่อมติดกันของอากาศสองบริเวณภายในลำตัว เป็นผลทำให้เมื่อนำไปคำนวณหาตำแหน่งของลำไส้ในแผนภาพตัดไปด้วยวิธีการตรวจสอบการทับซ้อนเกิดความผิดพลาด นอกจากนี้ยังพบว่าอาจไม่สามารถหาอากาศบริเวณเดี่ยวได้ในภาพสุดท้ายของชุดภาพหรือหาได้หลาย

บริเวณ การแก้ปัญหาเรื่องการไม่สามารถหาอากาศบริเวณเดี่ยวในภาพได้นั้นทำได้โดยการเปลี่ยนไปใช้ภาพที่อยู่ถัดขึ้นไป สำหรับการหาบริเวณไส้ตรงในกรณีที่มีภาพสุดท้ายของชุดภาพมีอากาศภายในลำตัวมากกว่าหนึ่งบริเวณ เนื่องมาจากขั้นตอนการเก็บภาพหรือรวมกันเป็นบริเวณใหญ่เนื่องมาจากการกำหนดค่าขีดแบ่งที่ไม่เหมาะสมกับพารามิเตอร์ที่ใช้ในการเก็บภาพนั้นในอนาคตจะทำการศึกษา แก้ไข และปรับปรุงขั้นตอนวิธีในการระบุบริเวณลำไส้เพื่อนำไปช่วยในการกำจัดภาพอุจจาระที่เคลื่อนด้วยสารทึบรังสีต่อไป



รูปที่ 3: การหาอากาศบริเวณเดี่ยวภายในร่างกาย
(ก) ภาพสุดท้ายในชุดภาพ (ข) ผลลัพธ์จากการทดลอง

6. เอกสารอ้างอิง:

- [1] ข้อมูลทะเบียนมะเร็ง 2538-2540, http://www.nci.go.th/cancer_record
- [2] มันทิต เจ้าปทุมกุล (2006), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- [3] Perry J. Pickhardt, J. Richard Choi และคณะ (2003), *NEJM*, 349, p 2191-2200
- [4] Michael E. Zalis and Peter F. Hahn (2001), *AJR* 2001, 176, p 646-648
- [5] Michael E. Zalis และ Peter F. Hahn (2003), RSNA, p 911-917
- [6] Michael E. Zalis และ Peter F. Hahn (2004), IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, p 13351-1334
- [7] J.H.Bidgoli, A. Ahmadian และ N.R.Alam (2005), Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, 2005, p 3429-3432
- [8] Hong Li และ Peter Santago (2005), *Journal of Digital Imaging*, 18, p 42-54

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวปรวี วงศ์สวัสดิ์สุริยะ เกิดวันที่ 3 พฤษภาคม พ.ศ. 2526 ที่จังหวัดสุโขทัย สำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ ภาควิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในปีการศึกษา 2547 หลังจากนั้นได้เข้ามาศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม คอมพิวเตอร์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปี การศึกษา 2548



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

