

การหาปริมาณของกระเพาะอาหารจากภาพ SPECT ด้วยวิธีการประมวลผลภาพดิจิทัล

นางสาวบุษราคัม สุขอนันต์



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DETERMINATION OF GASTRIC VOLUME FROM SPECT IMAGES
VIA DIGITAL IMAGE PROCESSING

Miss Bussarakam Sukanan



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2014
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การหาปริมาณของกระเพาะอาหารจากภาพ SPECT ด้วย วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัล
โดย	นางสาวบุษราคัม สุขอนันต์
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์นงลักษณ์ โควาวิสารัช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์ แพทย์หญิงภัทรมน วาศวิท

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์)
.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์นงลักษณ์ โควาวิสารัช)
.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์)
.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(แพทย์หญิงภัทรมน วาศวิท)
.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิทยากร อัครวิเศษ)
.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต ทิพากร)

บุษราคัม สุขอนันต์ : การหาปริมาตรของกระเพาะอาหารจากภาพ SPECT ด้วยวิธีการประมวลผลภาพดิจิทัล (DETERMINATION OF GASTRIC VOLUME FROM SPECT IMAGES VIA DIGITAL IMAGE PROCESSING) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ.นงลักษณ์ โควาวิสารัช, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: รศ. นพ.ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์, พญ.ภัทรมน วาศวิท, 87 หน้า.

เนื่องจากภาพถ่ายที่ได้จาก SPECT เป็นการวัดรังสีแกมมาที่แผ่ออกมาจากสารเภสัชรังสีที่จำเพาะกับอวัยวะที่ต้องการวินิจฉัย ซึ่งภาพที่ได้มีความไม่ชัดเจนโดยเฉพาะบริเวณของขอบกระเพาะอาหารในภาพ ในการคำนวณปริมาตรของวัตถุจากชุดภาพ SPECT ได้จากการคำนวณจากพื้นที่ของวัตถุในแต่ละภาพคูณด้วยความหนา แต่เนื่องจากความไม่ชัดเจนของขอบของกระเพาะอาหารในภาพ SPECT จึงทำให้มีโอกาสที่พื้นที่ที่วัดได้มีโอกาสคลาดเคลื่อน เนื่องจากการกำหนดขอบของกระเพาะอาหารคลาดเคลื่อน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงใช้แบบจำลองทรงเรขาคณิตที่สามารถคำนวณปริมาตรที่แท้จริงได้ เพื่อหาตำแหน่งที่เป็นขอบของวัตถุที่ถูกต้องในภาพ SPECT และใช้หลักการการหาขอบของวัตถุที่แท้จริงในภาพ SPECT เพื่อใช้ในการหาขอบที่แท้จริงของกระเพาะอาหารต่อไป

งานวิจัยนี้เสนอวิธีการหาปริมาตรของวัตถุในภาพ SPECT 2 วิธี คือวิธีอัตโนมัติและวิธีกึ่งอัตโนมัติที่ต้องให้ผู้ใช้กำหนดภาพเริ่มต้นและภาพสิ้นสุดของกระเพาะอาหารในชุดภาพ เนื่องจากในชุดภาพ SPECT ในช่องท้องของมนุษย์มีอวัยวะอื่นๆ ที่นอกเหนือจากกระเพาะอาหารติดมาด้วย เช่น ไตและลำไส้ ทำให้วิธีอัตโนมัติที่เสนอไว้ได้บริเวณที่ไม่ใช่กระเพาะอาหารติดมาด้วย ทำให้ได้ปริมาตรที่ผิดพลาดคลาดเคลื่อน

ผลที่ได้จากการทดลองด้วยแบบจำลอง จะเห็นว่าค่าที่ได้จากการวิธีแบบกึ่งอัตโนมัติจะใกล้เคียงกับปริมาตรของแบบจำลองมาก จึงสรุปได้ว่าขอบของวัตถุจะเป็นบริเวณที่มีค่านับวัดมากที่สุด

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อนิติ _____

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก _____

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม _____

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม _____

5470255021 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: DIGITAL IMAGE PROCESSING / SPECT / GASTRIC VOLUME

BUSSARAKAM SUKANAN: DETERMINATION OF GASTRIC VOLUME FROM SPECT IMAGES VIA DIGITAL IMAGE PROCESSING. ADVISOR: ASSOC. PROF.NONGLUK COVAVISARUCH, CO-ADVISOR: ASSOC. PROF.TAWATCHAI CHAIWATANARAT, M.D., PATARAMON VASAVID, M.D., 87 pp.

Since SPECT images performed by using a gamma camera to detect the gamma ray that is emitted from radionuclide in a patient. Generally, the point source from gamma ray tends to be blurred and causes that the exact edges of the organs are faded as Point Spread Function (PSF). Therefore, the organ's delineation in SPECT images is more difficult than other modality images

To calculate the volume of the object from the SPECT images were calculated from the area of the object in each image multiplied by the thickness. There may be inter-observer variation in identification of stomach border which cause the uncertainty of the measurement.

To delineate the edge of the object in SPECT images, this research uses geometric phantoms which there actual volumes can be calculated to verify the hypothesis.

This research proposes a method to delineate the border of objects in SPECT images, automatic and semi-automatic segmentation, that requires the expert to define the start and the end of the stomach in the images.

It can be concluded from this research that the actual boundary in SPECT image should be at the pixels that contain the maximum detected-radiopharmaceutical counts around the blurred boundary areas.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2014

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงเป็นอย่างดี เพราะความช่วยเหลือและสนับสนุนจากอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ. นงลักษณ์ โควาวิสารัช และอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม รศ.ดร.ธวัชชัย ชัยวัฒนรัตน์ และ พญ. ภัทรมน วาศวิท ซึ่งได้สละเวลาให้คำแนะนำ คำปรึกษา และเสนอแนะ แนวทางการวิจัย และให้ความช่วยเหลือดูแลในด้านต่างๆ เป็นอย่างดี จึงขอขอบพระคุณอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รวมถึงกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.วิทยากร อัศววิเศษ และ รศ.ดร.บัณฑิต ทิพากร ที่ให้ความกรุณาเสนอคำแนะนำ ความคิดเห็น และแนะแนวทางในการพัฒนางานวิจัยนี้ ตลอดจนตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร. ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช ที่คอยให้ความรู้ และคำปรึกษาข้อสงสัยต่างๆ นอกจากนี้ ขอขอบคุณทางภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ให้ความช่วยเหลือในการเก็บข้อมูลเพื่อใช้ในวิทยานิพนธ์นี้

ขอขอบพระคุณบิดา มารดา ที่ให้การอุปการะเลี้ยงดู สนับสนุนด้านการศึกษาจนวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่ได้รับ.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ทฤษฎีและหลักการ.....	4
2.1.1 กระเพาะอาหาร.....	4
2.1.2 หลักการสร้างภาพจาก Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT).....	6
2.1.3 การประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital Image Processing).....	8
2.1.3.1 การปรับค่าความเปรียบต่าง (Contrast Enhancement).....	8
2.1.3.2 การแบ่งส่วนภาพโดยใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding).....	8
2.1.3.3 Otsu Method.....	9
2.1.3.4 ภาพเงาการฉาย (Projection profile).....	9
2.1.3.5 Bresenham's Line Algorithm.....	11
2.1.3.6 การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพ (Morphological Image Processing).....	11

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	12
2.2.1 การวัดและประเมินผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลัง รับประทานอาหาร	12
1) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร ด้วยบาโรสแตตในกระเพาะอาหาร (Gastric barostat)	13
2) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร ด้วยสารกัมมันตรังสีในเวชศาสตร์นิวเคลียร์ Single photon emission computed tomography (SPECT)	13
3) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร ด้วยอัลตราซาวด์ (Transabdominal ultrasound)	14
4) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร ด้วยการสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic resonance imaging (MRI)	16
5) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร ด้วยการดื่มจนกระทั่งรู้สึกอิ่ม (Satiation drinking test)	16
2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์	18
บทที่ 3 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงานวิจัย	19
3.1 วิธีการหาปริมาตรของโมเดลในภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ	21
3.2 วิธีการหาปริมาตรของกระเพาะอาหารในภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ	23
3.3 การวัดและประเมินผลขั้นตอนวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT	25
3.3.1 การวัดผลและประเมินผลวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ	25
3.3.2 การวัดผลและประเมินผลวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ	25
บทที่ 4 การทดลอง ผลการทดลอง และการวิเคราะห์ผล	27
4.1 เครื่อง SPECT ที่ใช้ในงานวิจัยนี้	27
4.2 การทดลองกับชุดภาพ SPECT ของแบบจำลอง	27

4.3 ผลการวัดปริมาณในกระเพาะอาหารเทียบกับผู้เชี่ยวชาญทางด้านรังสี	31
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	50
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	50
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	51
รายการอ้างอิง	52
ภาคผนวก.....	57
ภาคผนวก ก	58
ภาคผนวก ข	73
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	79



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2. 1 แสดงข้อดีของวิธีการวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลัง รับประทานอาหารด้วยวิธีต่างๆ	17
ตารางที่ 2. 2 แสดงข้อดีของวิธีการวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลัง รับประทานอาหารด้วยวิธีต่างๆ	17
ตารางที่ 4. 1 เปรียบเทียบค่าที่คำนวณได้จากวิธีอัตโนมัติกับวิธีที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญทางรังสี เทียบ กับค่าของแบบจำลองที่วัดปริมาณได้.....	29
ตารางที่ 4. 2 เปรียบเทียบพื้นที่ของกระเพาะอาหารในแต่ละสไลด์ที่ได้จากวิธีกึ่งอัตโนมัติกับพื้นที่ ที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญทางรังสี.....	33
ตารางที่ 4. 3 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของทุกภาพถ่าย SPECT ของกระเพาะอาหารของชุด ภาพที่ 1	40

สารบัญรูปภาพ

หน้า

รูปที่ 2. 1 ลักษณะการวางตัวของอวัยวะภายในร่างกาย	5
รูปที่ 2. 2 ส่วนของกระเพาะอาหาร.....	6
รูปที่ 2. 3 เครื่อง SPECT	7
รูปที่ 2. 4 หลักการทำงานของ SPECT	7
รูปที่ 2. 5 ฮิสโตแกรมของภาพ	9
รูปที่ 2. 6 ภาพตัวอย่างภาพเงาการฉายของภาพภาพลักษณะฐานสอง (ก) ภาพลักษณะฐานสอง (ข) ภาพเงาการฉายตามแนวนอน (ค) ภาพเงาการฉายตามแนวตั้ง.....	10
รูปที่ 2. 7 ตัวอย่างการใช้โปรแกรม Image J ในการวิเคราะห์ปริมาตรกระเพาะอาหาร	14
รูปที่ 2. 8 ภาพหน้าตัดของอัลตราซาวด์ที่ใช้ประมาณค่าของปริมาตรของกระเพาะอาหารส่วนต้น ภาพ (ก) แสดงการวัดพื้นที่ของกระเพาะอาหารส่วนต้น ภาพ (ข) แสดงการวัดเส้นผ่าศูนย์กลางของกระเพาะอาหารส่วนต้น	15
รูปที่ 2. 9 ภาพตัดขวางของกระเพาะอาหารจาก MRI หลังใส่อาหารเหลว 500 ลูกบาศก์เซนติเมตร เข้าไป 15 นาที	16
รูปที่ 3. 1 ตัวอย่างชุดภาพกระเพาะอาหารจาก SPECT.....	20
รูปที่ 3. 2 ขั้นตอนของการวัดปริมาตรของแบบจำลองในชุดภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ.....	21
รูปที่ 3. 3 ขั้นตอนของการวัดปริมาตรของกระเพาะอาหารในชุดภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ	23
รูปที่ 4. 1 เครื่อง SPECT ที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	27
รูปที่ 4. 2 ตัวอย่างแบบจำลองจาก ก่อ่งพลาสติก พีเจอร์บอร์ด และ ลูกโป่ง.....	28
รูปที่ 4. 3 ตัวอย่างภาพ SPECT ของแบบจำลองแบบก่อก่อพีเจอร์บอร์ดสี่เหลี่ยม.....	28
รูปที่ 4. 4 เปรียบเทียบพื้นที่ในแต่ละสไลด์จากวิธีอัตโนมัติเทียบกับผลจากผู้เชี่ยวชาญของแบบจำลองขนาด 125 ml	29
รูปที่ 4. 5 เปรียบเทียบพื้นที่ในแต่ละสไลด์จากวิธีอัตโนมัติเทียบกับผลจากผู้เชี่ยวชาญของแบบจำลองขนาด 1000 ml	30

รูปที่ 4. 6 แสดงจำนวนพิกเซลภายในรูปหลังจากทำรูปเป็นไบนารีในแต่ละสไลด์ 31

รูปที่ 4. 7 ตัวอย่างภาพกระเพาะอาหารก่อนและหลังรับประทานอาหาร ก. ภาพกระเพาะอาหารก่อนรับประทานอาหาร และ ข. ภาพกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร 48

รูปที่ 4. 8 ตัวอย่างภาพกระเพาะอาหารที่พบปัญหาจากการใช้วิธีกึ่งอัตโนมัติ..... 48



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญของปัญหา

การขยายตัวของบอลลูนของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร (Abnormal gastric accommodation) เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดอาการปวดท้องแบบไม่มีแผล (Functional dyspepsia) นั่นคือภาวะที่มีความรู้สึกไม่สบายที่เกิดขึ้นบริเวณช่องท้องส่วนบนระหว่างได้ลิ้นปี่และสะดือ อาการที่เกิดเป็นได้หลายอาการ เช่น ปวดท้อง ท้องอืด แน่นท้องหลังรับประทานอาหาร คลื่นไส้ และอาเจียน รู้สึกแสบร้อน มีลมโครคราก อิ่มเร็ว หรือจุกเสียดยอดอก เป็นต้น โดยผู้ป่วยที่มีอาการปวดท้องแบบไม่มีแผลนี้ก็จะไม่พบความผิดปกติ แม้จะส่งตรวจทางรังสีที่ตรวจกันทั่วไปหรือส่องกล้องทางเดินอาหาร[1]

ปัจจุบันมีวิธีที่เป็นมาตรฐาน (Gold standard method) สำหรับวัดการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารคือ การวัดด้วยบารอสแตตในกระเพาะอาหาร (Gastric barostat) แต่เป็นวิธีที่รุกรานผู้ป่วย กล่าวคือเป็นการให้ผู้ป่วยกลืนอุปกรณ์ลงไปในกระเพาะอาหาร แต่วิธีการนี้ไม่เหมาะกับผู้ป่วยที่ไม่สามารถกลืนอุปกรณ์ได้เพราะทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สบาย หากมีการทำซ้ำหลายครั้งเพื่อติดตามผลการรักษาก็อาจทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถทนได้ ดังนั้นจึงมีการเสนอวิธีการวัดการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยวิธีอื่นๆ ที่ไม่ต้องรุกรานผู้ป่วย เช่น การตรวจด้วยสารกัมมันตภาพรังสีในเวชศาสตร์นิวเคลียร์ (Single photon emission computed tomography(SPECT)) การอัลตราซาวด์ทางผนังช่องท้อง(Transabdominal ultrasound) การสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic resonance imaging (MRI)) การดื่มจนกระทั่งรู้สึกอิ่ม (Satiation drinking tests)[2-3]

จากการศึกษาเปรียบเทียบเพื่อดูค่าผลต่างและค่าอัตราส่วนระหว่างปริมาตรของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารและก่อนรับประทานอาหาร (Postprandial-Fasting gastric volume difference และ Postprandial/Fasting gastric volume ratio) ที่ได้จากการวัดด้วยบารอสแตตในกระเพาะอาหาร และ SPECT พบว่าค่าที่ได้จากสองวิธีนี้มีความใกล้เคียงกันโดยไม่ต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ[4-6] นอกจากนี้จากการศึกษาการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของกระเพาะอาหารหลัง

รับประทานอาหารด้วย SPECT สามารถบอกค่าผลต่างระหว่างปริมาณของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารและก่อนรับประทานอาหาร ซึ่งมีค่ามากกว่าปริมาณของอาหารเหลวที่รับประทานเข้าไปอย่างมีนัยสำคัญ[7]

ในการศึกษาการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วย SPECT นั้น สำหรับคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ยังเป็นการคำนวณจากข้อมูลที่ได้จากชุดภาพดิจิทัลที่นำมาหาค่าขีดแบ่งจากแต่ละภาพในชุดภาพนั้นๆ จากนั้นจะลากเส้นเพื่อเชื่อมส่วนของผนังกระเพาะอาหารที่ขาดหายไป ซึ่งจะได้ผลเป็นค่าพื้นที่ของกระเพาะอาหารในแต่ละภาพและเมื่อนำมาคูณกับความหนา ทำให้สามารถหาปริมาณของกระเพาะจากภาพผนังของกระเพาะอาหารได้ แม้จะเป็นการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยคำนวณ แต่ในปัจจุบันยังไม่มี Software ที่เป็นอัตโนมัติหรือกึ่งอัตโนมัติ ทำให้ขั้นตอนต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นการเลือกค่าขีดแบ่งหรือการลากเส้นเพื่อเชื่อมส่วนของผนังกระเพาะอาหารที่ขาดหายไปเหล่านี้ขึ้นอยู่กับผู้ประเมินซึ่งมักเป็นแพทย์ การประเมินจึงอาจเกิดความแปรปรวนในการวัดเมื่อมีผู้ประเมินหลายคน หากข้อมูลมีจำนวนมากก็อาจทำให้ผู้ประเมินเกิดความล้าจึงเป็นเหตุให้การประเมินผิดพลาดได้ ดังนั้น การคำนวณปริมาณของกระเพาะอาหารโดยวิธีอัตโนมัติ จึงอาจเป็นทางออกหนึ่งที่สามารถแก้ไขปัญหาเหล่านี้ได้

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อหาวิธีวัดปริมาณของกระเพาะอาหารและแบบจำลองจากชุดภาพถ่ายด้วย SPECT โดยวิธีการประมวลผลภาพดิจิทัล

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

3.1 วิทยานิพนธ์นี้เป็นการพัฒนาวิธีประมวลผลภาพ เพื่อคำนวณปริมาณของกระเพาะอาหาร และแบบจำลอง แบบอัตโนมัติหรือกึ่งอัตโนมัติ

3.2 ชุดภาพที่ใช้เป็นภาพถ่ายจาก SPECT

3.3 ประเมินผลชุดภาพถ่ายของผู้ป่วย และแบบจำลอง เทียบกับแพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ผู้ที่มีประสบการณ์ในการประเมินปริมาณกระเพาะอาหาร

1.4 ประโยชน์ที่ได้รับ

สามารถหาวิธีวัดปริมาณของกระเพาะอาหารจากชุดภาพถ่ายด้วย SPECT โดยอัตโนมัติหรือกึ่งอัตโนมัติได้



บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีและหลักการ

ในบทที่ 2 นี้ จะอธิบายลักษณะและการทำงานของกระเพาะอาหาร หลักการสร้างภาพจาก Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) และการประมวลผลภาพดิจิทัล กล่าวคือการปรับปรุงภาพ การแบ่งส่วนภาพโดยใช้ค่าขีดแบ่ง ภาพเงาการฉาย อัลกอริทึมของ Bresenham การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพ

2.1.1 กระเพาะอาหาร

กระเพาะอาหารเป็นอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการย่อยอาหารของระบบทางเดินอาหาร ซึ่งตั้งเคียงอยู่บริเวณลิ้นปี่ บริเวณสะดือ บริเวณชายโครงซ้ายและใต้กระบังลม รูปร่างและตำแหน่งจะเปลี่ยนแปลงไปตามปริมาณอาหารที่มีอยู่ภายในกระเพาะอาหาร ลักษณะรูปร่างของคนและตำแหน่งของร่างกาย เช่น เมื่ออยู่ในท่ายืนกระเพาะอาหารจะลงมาต่ำ แต่หากอยู่ในท่านอนกระเพาะอาหารจะอยู่สูงขึ้น ส่วนคนอ้วนจะมีตำแหน่งของกระเพาะอาหารอยู่ตามขวาง แต่คนผอมกระเพาะอาหารจะอยู่ตามยาว ในขณะที่กระเพาะอาหารว่างจะมีขนาดความจุประมาณ 50 ลูกบาศก์เซนติเมตร เมื่อกระเพาะอาหารมีการหดตัว รูปร่างของกระเพาะอาหารจะเหมือนเคียวหรือไส้กรอก แต่หากมีอาหารลงไปในกระเพาะอาหาร กล้ามเนื้อบางส่วนจะทำหน้าที่ในการพองตัวออกเพื่อรองรับอาหารเพิ่มขึ้น ทำให้สามารถจุอาหารได้มากถึง 2,000-3,000 ลูกบาศก์เซนติเมตร หรือ 40-60 เท่า[8-9]

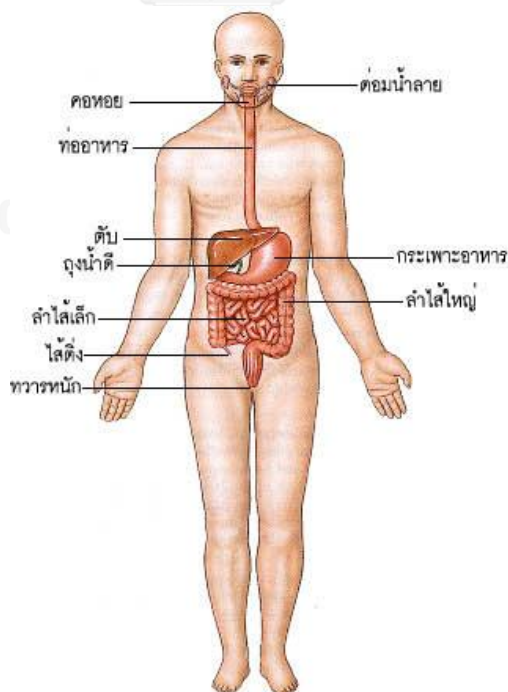
ปฏิกิริยาของกระเพาะอาหารในการรองรับอาหาร (Gastric accommodation reflex) บ่งบอกถึงการลดลงของความตึงตัวของกระเพาะอาหารและการเพิ่มขึ้นของความคลายตัวของกระเพาะอาหารเพื่อรองรับอาหารที่เข้าสู่ร่างกายจากทางปากมาตามระบบทางเดินอาหาร ซึ่งปฏิกิริยานี้ มีการตอบสนองอย่างน้อย 2 อย่างคือ Receptive relaxation ซึ่งเป็นกระบวนการที่เกิดขึ้นจากการกระตุ้นจากช่องปากและคอหอยที่จะทำให้กระเพาะอาหารสามารถรองรับการเพิ่มปริมาณของอาหารได้โดยไม่ทำให้ความดันในกระเพาะอาหารเพิ่มสูงขึ้น และ Adaptive relaxation เป็นการปรับตัวของกระเพาะอาหารให้มีการหดตัวและคลายตัวตรงกับลักษณะของอาหารที่ผ่านเข้ามา

กระเพาะอาหารแบ่งออกเป็น 3 ส่วนคือ กระเพาะอาหารส่วนต้น ส่วนกลาง และส่วนปลาย

- 1) กระเพาะอาหารส่วนต้น (Fundus) เป็นกระพุ้งกระเพาะอาหารซึ่งจะยื่นเลยส่วนต่อของหลอดอาหาร โดยมากจะมีอากาศอยู่
- 2) กระเพาะอาหารส่วนกลาง (Body) จะอยู่ระหว่างกระเพาะอาหารส่วนต้นและกระเพาะอาหารส่วนปลาย
- 3) กระเพาะอาหารส่วนปลาย (Pylorus) เป็นส่วนที่จะติดต่อกับลำไส้เล็กตอนต้น

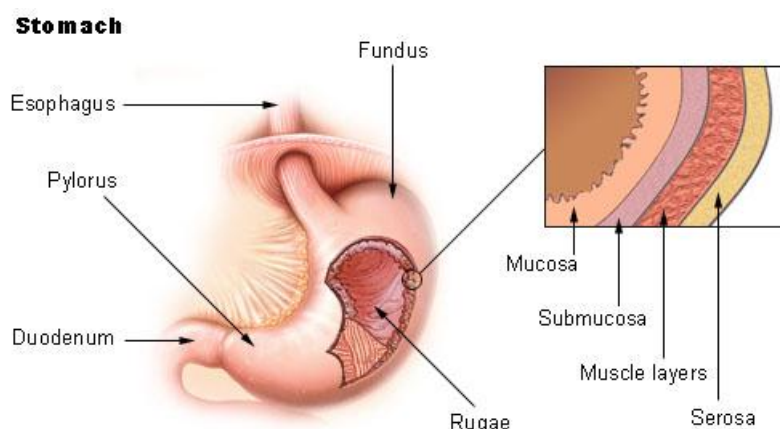
โครงสร้างในระดับเนื้อเยื่อของกระเพาะอาหารจะมีการปรับเปลี่ยนไปตามการหลังกรดและเอนไซม์ แบ่งเป็น 4 ชั้น

- 1) ชั้นเยื่อเมือก (Mucosa) เป็นผนังกระเพาะอาหารที่บุอยู่ชั้นในสุด ประกอบด้วยต่อมและรูเปิดของต่อม
- 2) ชั้นใต้เยื่อเมือก (Submucosa) เป็นผนังชั้นถัดมาจากชั้นเยื่อเมือก ประกอบด้วยเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective tissue) เป็นหลักเพื่อช่วยยึดระหว่างผนังชั้นกล้ามเนื้อและผนังชั้นเยื่อเมือก และเป็นชั้นที่มีเส้นประสาท หลอดเลือด และหลอดน้ำเหลืองมาเลี้ยงมาก



รูปที่ 2. 1 ลักษณะการวางตัวของอวัยวะภายในร่างกาย

[ที่มา: <http://www.med.cmu.ac.th/dept/vascular/human/lesson/lesson1.php>]



รูปที่ 2. 2 ส่วนของกระเพาะอาหาร

[ที่มา: http://en.wikipedia.org/wiki/Gastric_mucosa]

3) ชั้นกล้ามเนื้อ (Muscle layers) ประกอบด้วยกล้ามเนื้อเรียบเรียงตัวอยู่ 3 ชั้นคือชั้นในที่วางตัวในแนวเฉียง ชั้นกลางที่วางตัวเป็นวงรอบ และชั้นนอกที่วางตัวในแนวตามยาวของกระเพาะอาหาร กล้ามเนื้อเหล่านี้ช่วยในการเคลื่อนไหวและการบีบรัดของกระเพาะอาหารระหว่างการย่อย

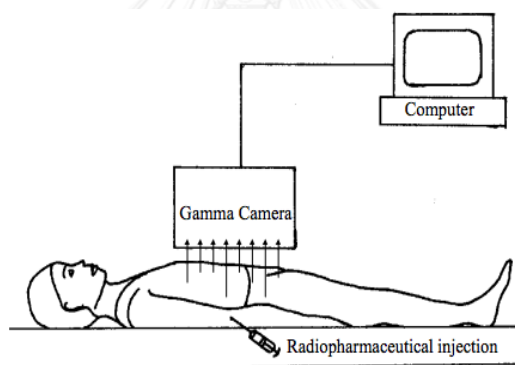
4) ชั้นนอก (Serosa) เป็นชั้นของเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่หุ้มผิวนอกของกระเพาะอาหารและติดต่อกับเยื่อแขวนกระเพาะ (Omentum) ทำหน้าที่ขับน้ำใสๆ ให้กระเพาะอาหารลื่นและเคลื่อนไหวได้สะดวก

2.1.2 หลักการสร้างภาพจาก Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

SPECT เป็นเครื่องมือในการถ่ายภาพทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์เพื่อการวินิจฉัยโรคโดยการให้สารเภสัชรังสีที่เกาะจกกับอวัยวะที่จะทำการถ่ายภาพ SPECT แก่ผู้ป่วย แล้ววัดรังสีแกมมาที่แผ่ออกมาจากสารเภสัชรังสีนั้นๆด้วยหัวรับรังสีแกมมาที่มุมต่างๆรอบตัวผู้ป่วย แล้วนำข้อมูลมาสร้างเป็นภาพตัดขวางของอวัยวะนั้นๆ ทำให้เห็นอวัยวะที่มีสารเภสัชรังสีเกาะกระจายตัวอยู่ ทำให้แพทย์สามารถบอกได้ถึงความผิดปกติของอวัยวะหรือบอกตำแหน่งที่ผิดปกติทางกายภาพและสรีรวิทยาของเนื้อเยื่อนั้นๆได้ ดังนั้นจึงสามารถนำภาพ SPECT เหล่านี้ไปใช้ได้กับการวินิจฉัยโรคต่างๆ เช่นโรคหัวใจ โรคไตรอยด์ และโรคมะเร็ง เป็นต้น



รูปที่ 2. 3 เครื่อง SPECT



รูปที่ 2. 4 หลักการทำงานของ SPECT

[ที่มา: <http://www.nupecc.org/iai2001/report/B22.pdf>]

รังสีแกมมาเกิดจากการที่นิวเคลียสที่มีพลังงานสูง และปรับให้กลับสู่สภาวะพลังงานต่ำโดยการปล่อยโฟตอนออกมา รังสีแกมมาไม่มีประจุไฟฟ้าและมวล ไม่เบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก และเคลื่อนที่ด้วยความเร็วเท่าแสง ส่วนสารเภสัชรังสีเป็นสารที่เฉพาะเจาะจงต่ออวัยวะ โดยที่สารเคมีจะถูกติดฉลากด้วยสารกัมมันตรังสีที่มีปริมาณน้อยมากและมีครึ่งชีวิต (Half-life) สั้นๆ เมื่อสารเข้าไปในร่างกายจะไปสะสมอยู่ในอวัยวะที่จำเพาะต่อสารนั้นๆ และให้รังสีทะลุผ่านเนื้อเยื่อร่างกายออกมา ทำให้สามารถบ่งบอกปริมาณของสารที่เข้าสู่อวัยวะนั้นหรือนับวัดรังสีได้และทำให้เกิดภาพขึ้น

หัววัดรังสีจะหมุนถ่ายภาพในมุมต่างๆไปจนครบ 180 หรือ 360 องศา แล้วนำภาพถ่ายนั้นสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยวิธีการต่างๆ เทคนิคพื้นฐานที่นิยมนำมาใช้ในการสร้างภาพจากโปรเจกชันโปรไฟล์ คือ วิธี Backprojection ซึ่งเป็นหลักการสร้างภาพตัดขวางที่ใช้กันทั่วไป โดยการนำค่านับวัด (count) ของแต่ละพิกเซลที่อยู่ในแถวเดียวกันและตั้งฉากกับหัววัดรังสีมารวมกัน ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นค่านับวัดรวม เรียกว่า ray sum หลังจากนั้นจึงเอาค่านับวัดรวมนี้ไปแทนค่ากลับในค่านับวัดเดิมของแต่ละพิกเซล ซึ่งจะทำให้ค่าของแถวนั้นๆเท่ากันหมดตลอดแถว จากนั้นนำค่าที่ได้จากแต่ละองศา มารวมกันจะทำให้ได้ภาพใหม่ที่ไม่เหมือนเดิม โดยอาจจะเกิด artifact ขึ้น จึงมีการกรองข้อมูลในแต่ละ ray sum ก่อน ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ หลังจากนั้นจึงนำมาทำ backprojection วิธีการเช่นนี้จึงเรียกว่า Filtered backprojection

2.1.3 การประมวลผลภาพดิจิทัล (Digital Image Processing)

เนื่องจากภาพที่ได้มาจาก SPECT มีรายละเอียดของภาพที่ไม่ชัดเจน จึงต้องนำมาผ่านกระบวนการประมวลผลภาพ เพื่อช่วยในการตรวจวินิจฉัยโรคหรือทำให้เห็นอวัยวะที่สนใจชัดเจนขึ้น สามารถทำได้โดยใช้วิธีการต่างๆดังนี้

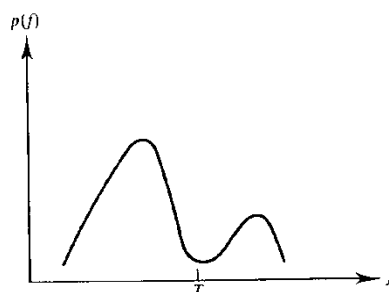
2.1.3.1 การปรับค่าความเปรียบต่าง (Contrast Enhancement)

การปรับปรุงภาพเป็นการปรับแต่งความเข้มของข้อมูลภาพ โดยการยืดข้อมูลภาพ (Contrast stretching) เชิงตัวเลขเดิมที่เกาะกลุ่มกันอยู่ในช่วงความเข้มแคบ ๆ ให้กระจายออกกว้างขึ้น เป็นผลให้ได้ภาพที่มีความเข้มดีขึ้น ในทางปฏิบัติแล้วคอมพิวเตอร์จะสร้างตารางเทียบค่าหรือกราฟเปรียบเทียบ (Lookup table: LUT) เพื่อแสดงภาพที่ผ่านการเน้นแล้วด้วยค่าใหม่

2.1.3.2 การแบ่งส่วนภาพโดยใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding)

วิธีแยกวัตถุออกจากพื้นหลังวิธีหนึ่งคือ การแบ่งส่วนภาพโดยใช้ค่าขีดแบ่ง (Thresholding) วิธีนี้เป็นการพิจารณาความเข้มแสงบนจุดภาพ ตามสมการที่ (2.1) โดย T เป็นค่าขีดแบ่ง(Threshold) และ (x, y) เป็นตำแหน่งบนภาพ เมื่อ $f(x, y) > T$ การกำหนดค่าขีดแบ่งมักต้องใช้ฮิสโตแกรมประกอบการพิจารณาดังตัวอย่างในรูปที่ 2.5

$$g(x, y) = \begin{cases} 1; & \text{if } f(x, y) > T \\ 0; & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2.1)$$



รูปที่ 2. 5 ฮิสโตแกรมของภาพ

2.1.3.3 Otsu Method

Otsu Method คือเทคนิคการหาค่าขีดแบ่ง (Threshold) เพื่อแบ่งส่วนภาพตามความเข้มสีโดยไม่สนใจตำแหน่งของสีที่พบ มีขั้นตอนคือ

1. หา histogram ของภาพ
2. กำหนดจำนวนกลุ่ม (Class) และตัด Threshold ที่ตำแหน่งต่างๆ ตามแกน x ใน histogram
3. หาความแปรปรวนภายในกลุ่มจากสมการ (กรณี 2 กลุ่ม)

$$\sigma_w^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (2.2)$$

โดย ω คือ ความน่าจะเป็นในการพบสมาชิกของกลุ่ม

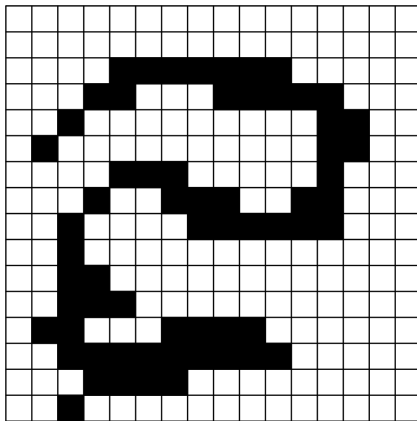
σ^2 คือ ความแปรปรวนของสมาชิกในกลุ่ม

4. กลับไปทำข้อ 2 จนครบทุกตำแหน่งของ x
5. คำตอบที่ได้คือ Threshold ที่ทำให้ความแปรปรวนภายในกลุ่มต่ำที่สุด โดย Otsu ได้พิสูจน์ไว้ว่าการหาความแปรปรวนภายในกลุ่มต่ำสุด มีค่าเท่ากับการหาความแปรปรวนระหว่างกลุ่มสูงสุด

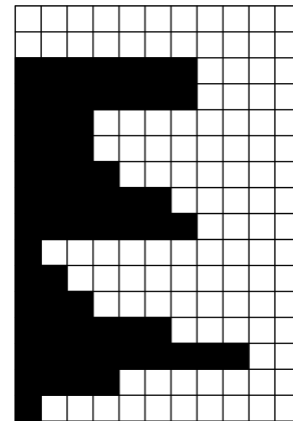
2.1.3.4 ภาพเงาการฉาย (Projection profile)

แสงที่ส่องบนวัตถุจะเกิดเงาของรูปทรงนั้นบนพื้นอ้างอิง ดังนั้นเงาของวัตถุคือจำนวนจุดภาพอยู่ในแนวซึ่งตั้งฉากกับแกนอ้างอิงผ่าน ทำได้โดยหาค่าผลรวมของค่าระดับเทาซึ่งอยู่ในแนวตั้งฉากกับแกนอ้างอิงในแต่ละช่องนั้น ภาพเงาการฉายเป็นการแสดงข้อมูลของภาพที่

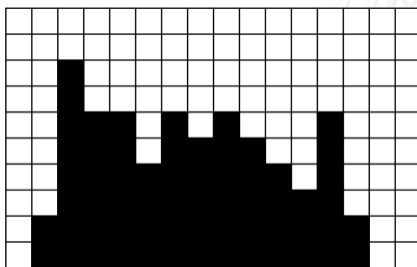
มีประโยชน์อย่างยิ่ง อย่างไรก็ตามภาพเงาการฉายมีข้อเสียอันเนื่องมาจากเป็นข้อมูลที่ไม่เป็นเอกลักษณ์ของภาพ ภาพมากกว่าหนึ่งภาพอาจมีภาพเงาการฉายที่เหมือนกัน ดังตัวอย่างภาพเงาการฉายของภาพลักษณะฐานสอง (Binary image) แสดงในรูปที่ 2.6 โดยที่จุดภาพสีดามีค่าเท่ากับ 1 และจุดภาพสีขาวมีค่าเท่ากับ 0 [10]



(ก) ภาพลักษณะฐานสอง



(ข) ภาพเงาการฉายตามแนวนอน



(ค) ภาพเงาการฉายตามแนวตั้ง

รูปที่ 2. 6 ภาพตัวอย่างภาพเงาการฉายของภาพภาพลักษณะฐานสอง (ก) ภาพลักษณะฐานสอง (ข) ภาพเงาการฉายตามแนวนอน (ค) ภาพเงาการฉายตามแนวตั้ง

ภาพเงาการฉายตามแนวนอน $H[i]$ และแนวตั้ง $V[j]$ ของภาพลักษณะฐานสอง กำหนดโดยสมการที่ 2.3 และ 2.4 ตามลำดับ

$$H[i] = \sum_{j=1}^m B[i, j] \quad (2.3)$$

$$V[j] = \sum_{i=1}^n B[i, j] \quad (2.4)$$

โดยที่ B เป็นภาพลักษณะฐานสองซึ่งมีความกว้างเท่ากับ m จุดภาพ และมีความสูงเท่ากับ n จุดภาพ

2.1.3.5 Bresenham's Line Algorithm

Bresenham's Line algorithm เป็นอัลกอริทึมสำหรับการวาดเส้นตรงโดยใช้หลักการสร้างตัวแปรตัดสินใจ มีวิธีการคำนวณดังต่อไปนี้

1. Input จุด 2 จุดสำหรับการวาดเส้นตรง คือ (X_0, Y_0) เป็นจุดเริ่มต้น และ (X_1, Y_1) เป็นจุดสิ้นสุดและเก็บ (X_0, Y_0) ไว้สำหรับคำนวณ
2. plot (X_0, Y_0) เป็นจุดแรก
3. คำนวณหา $dx, dy, 2dx, 2dy, 2dy - 2dx$ โดยที่ $dx = x_n - x_0$, $dy = y_n - y_0$ (n คือตำแหน่งที่พิจารณา) ซึ่งค่าเริ่มต้นสำหรับการตัดสินใจในการคำนวณหาจุดที่จะ plot ต่อไป ดังนี้ $P_0 = 2dy - dx$
4. ที่แต่ละ X_k ตลอดเส้น เริ่มที่ $k = 0$
 if $P_k < 0$ then
 จุดต่อไปที่จะ plot คือ $(X_k + 1, Y_k)$ และ $P_k + 1 = P_k + 2dy$
 Else
 จุดต่อไปที่จะ plot คือ $(X_k + 1, Y_k + 1)$
 และ $P_k + 1 = P_k + 2dy - 2dx$
5. ทำซ้ำ ข้อ 3,4 เป็นจำนวน dx ครั้ง

2.1.3.6 การประมวลผลภาพกับรูปร่างและโครงร่างของภาพ (Morphological Image Processing)

Morphological Image Processing เป็นการประมวลผลภาพโดยการเปลี่ยนแปลงลักษณะรูปร่างหรือโครงสร้างของภาพ โอเปอเรชันพื้นฐานโดยทั่วไปได้แก่ การ Dilation

และ Erosion โดยที่ Dilation จะทำให้เกิดการเพิ่มจำนวนจุดภาพ (pixel) ตามขอบของวัตถุ ในภาพ ส่วน Erosion จะทำการลบหรือลดจุดภาพตามขอบของวัตถุออก หากทำ Erosion และทำต่อด้วย Dilation จะเรียกว่า Opening คือทำการให้วัตถุที่เล็กนั้นถูกกำจัดออกไป และจะแยกวัตถุที่เชื่อมต่อกันด้วยเส้นบางๆออกจากกัน การทำ Opening มีผลให้วัตถุมีขอบเรียบขึ้น ผลลัพธ์จะได้วัตถุที่มีขนาดเท่าเดิม

หากทำ Dilation และทำต่อด้วย Erosion จะเรียกว่า Closing รูเล็ก ๆ ต่าง ๆ ที่อยู่ บนวัตถุนั้นจะถูกเติมเต็มทั้งหมด ทำให้วัตถุที่อยู่ใกล้กันมากจะถูกเชื่อมต่อกัน การทำ Closing มีผลทำให้วัตถุมีขอบเรียบขึ้น ผลลัพธ์ที่ได้วัตถุจะมีขนาดเท่าเดิม

ให้ A เป็นเซตภาพ และ B เป็น set ใน Z^2 (binary image) เรียก B ว่า “the structuring element”

Dilation ของ A ด้วย B จะเขียนสัญลักษณ์เป็น

$$A + B = \{x \mid (\hat{B})_x \cap A \neq \emptyset\} \quad (2.5)$$

Erosion ของ A ด้วย B จะเขียนสัญลักษณ์เป็น

$$A - B = \{x \mid (B)_x \subseteq A\} \quad (2.6)$$

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึง วิธีต่างๆ ที่ใช้ในการวัดและประเมินผลการตอบสนองการขยายตัวของ กระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์

2.2.1 การวัดและประเมินผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร

การวัดด้วยบาโรสแตตในกระเพาะอาหาร (Gastric barostat) ถือเป็นวิธีมาตรฐานสำหรับการวัดการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร[12] นอกจากนี้ยังมีวิธีอื่นๆ ที่ใช้ การศึกษาหาปริมาณของกระเพาะอาหารได้แก่ การตรวจด้วยวิธีทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์แบบผ่าน Single photon emission computed tomography(SPECT), การอัลตราซาวด์ผนังช่องท้อง (Transabdominal ultrasound), การสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic resonance

imaging (MRI)), การดื่มจนกระทั่งรู้สึกอิ่ม (Satiety drinking tests) เป็นต้น ซึ่งแต่ละวิธีมีข้อดีและข้อด้อยแตกต่างกันดังรายละเอียดต่อไปนี้

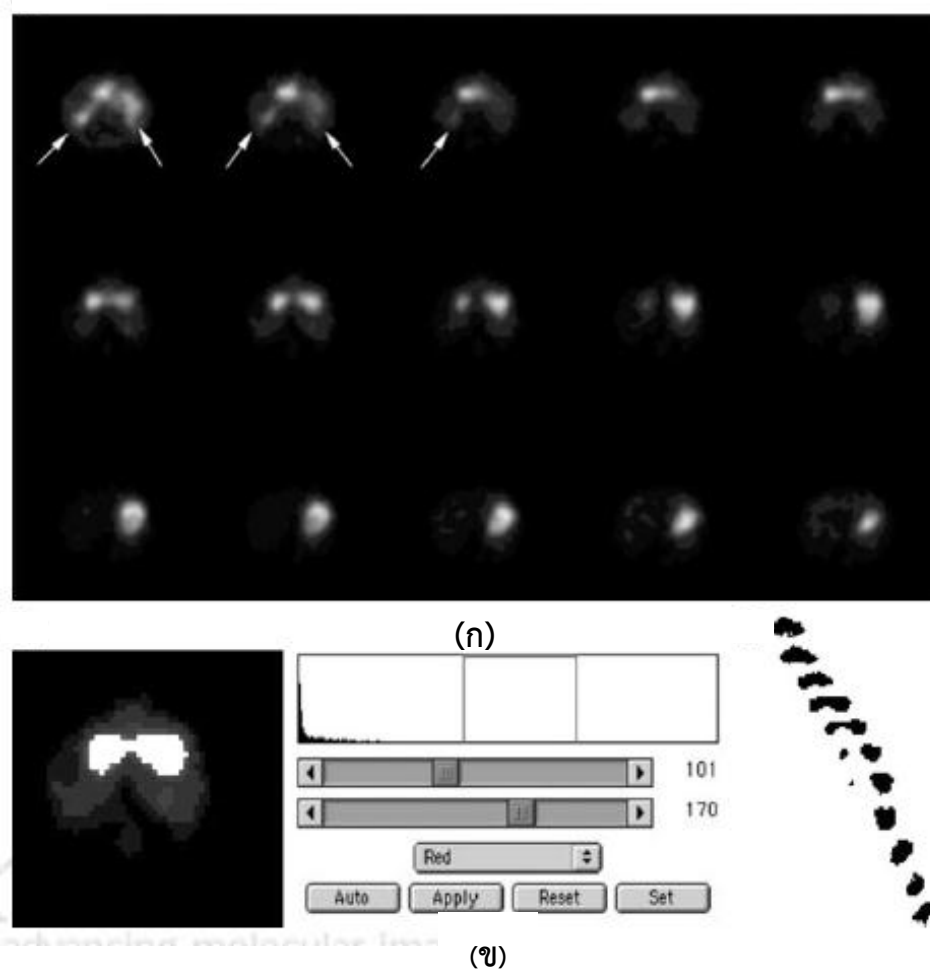
1) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยบาโรสแตตในกระเพาะอาหาร (Gastric barostat)

ผู้เข้ารับการตรวจจะต้องกลืนบอลลูนที่ทำมาจากโพลีเอทิลีน (Polyethylene balloon) ซึ่งมีความสามารถในการขยายได้จนถึงปริมาตรสูงสุดประมาณ 1000 ถึง 1200 ลูกบาศก์เซนติเมตรให้ไปอยู่ที่บริเวณส่วน Fundus ของกระเพาะอาหาร บอลลูนนี้จะมีท่อเชื่อมต่อกับบาโรสแตต บอลลูนนี้จะขยายจนมีปริมาตร 30 ลูกบาศก์เซนติเมตรหรือจนกระทั่งพบการเปลี่ยนแปลงตามการหายใจหมายความว่าบอลลูนอยู่แนบชิดกับผนังของกระเพาะอาหารและการเคลื่อนไหวของกระบังลม ความดันที่จุดนี้จะเรียกว่าความดันที่น้อยที่สุดที่ทำให้ขยายได้ (Minimal distending pressure, MDP) บาโรสแตตจะทำให้บอลลูนอยู่แนบชิดกับผนังของกระเพาะอาหาร และปล่อยให้ปริมาตรของบอลลูนเปลี่ยนแปลงโดยที่ความดันในบอลลูนมีค่าคงที่ จึงสามารถวัดปริมาตรของบอลลูนที่เปลี่ยนไปเมื่อความดันภายในบอลลูนเปลี่ยนแปลงตามการหดตัวและคลายตัวของกระเพาะอาหาร

2) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยสารกัมมันตรังสีในเวชศาสตร์นิวเคลียร์ Single photon emission computed tomography (SPECT)

ผู้เข้ารับการตรวจจะได้รับการฉีดสารเรดิโอไอโซโทป ^{99m}Tc -pertechnetate เข้าทางเส้นเลือดดำ ปริมาณ 10-20 millicurie (mCi) โดยเซลล์เยื่อบุกระเพาะอาหาร (ทั้ง Parietal cell และ Mucous cell) ทำหน้าที่จับสาร ^{99m}Tc -pertechnetate จากกระแสโลหิตเข้าสู่เซลล์ซึ่งเกิดขึ้นทั่วผนังด้านในของกระเพาะอาหารแม้ว่าจะมีความแตกต่างกันบ้างในบางบริเวณโดยขึ้นอยู่กับความหนาหรือพื้นที่ผิวของเยื่อบุกระเพาะอาหาร เมื่อใช้ SPECT imaging และสร้างภาพเป็นภาพตัดขวาง (Transaxial images) ของกระเพาะอาหารแล้วก็สามารถใช้โปรแกรมคำนวณปริมาตรของกระเพาะอาหารได้ทั้งก่อนและหลังรับประทานอาหาร โดยใช้ค่าผลต่างหรือสัดส่วนของปริมาตรของกระเพาะอาหารก่อนและหลังรับประทานอาหารเป็นตัวแสดงถึงการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร ตัวอย่างโปรแกรมที่ใช้คำนวณปริมาตร คือ Image J ซึ่งแสดงตัวอย่างการใช้ดังรูปที่ 2.7 โดยที่ ภาพ (ก) แสดง ภาพตัดขวางจากกระเพาะอาหารส่วนต้น(Fundus) เริ่มจากมุมขวาล่าง ไปยังด้านข้างของ

กระเพาะอาหารส่วนปลาย (Antrum หรือ Pylorus) ซึ่งอยู่ที่มุมซ้ายบน บริเวณที่ลูกศรชี้คือ สารเภสัชรังสีที่แสดงการทำงานของไต ซึ่งจะถูกลบออกก่อนการกำหนดค่าขีดแบ่ง เพื่อหาขอบเขตของกระเพาะอาหาร ภาพ (ข) แสดงการใช้โปรแกรม Image J ในการกำหนดค่าขีดแบ่ง ตัวอย่างของฮิสโตแกรม และ voxels ที่ได้จากแต่ละสไลด์

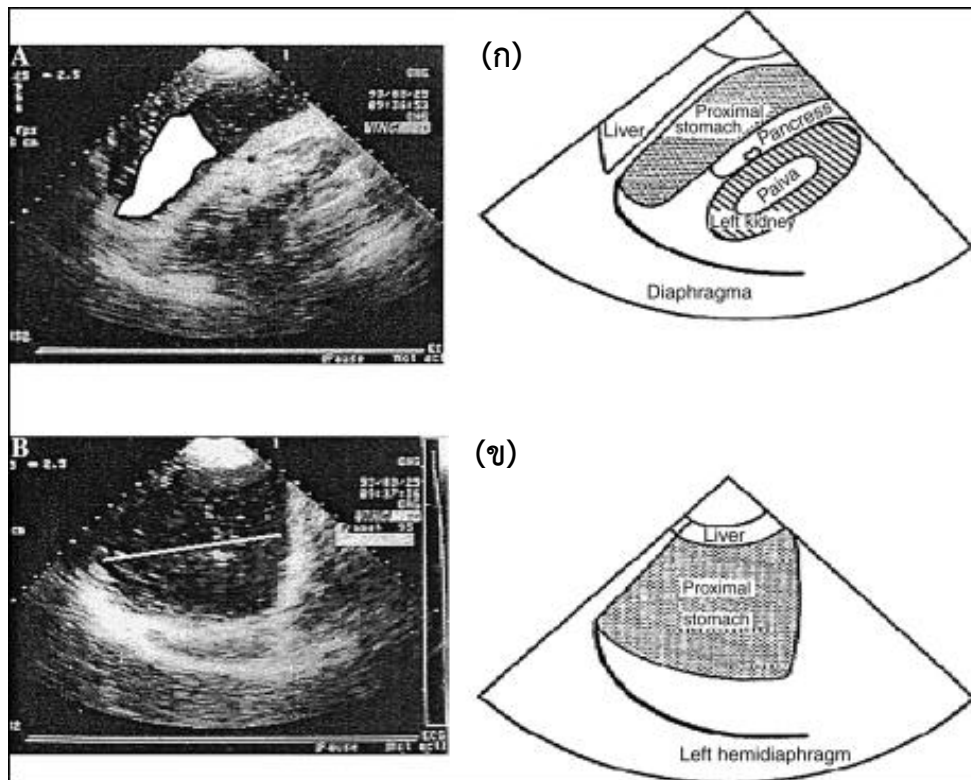


รูปที่ 2. 7 ตัวอย่างการใช้โปรแกรม Image J ในการวิเคราะห์ปริมาตรกระเพาะอาหาร [30]

3) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยด้วยอัลตราซาวด์ (Transabdominal ultrasound)

การตรวจด้วยอัลตราซาวด์มีทั้งสองมิติ (2D ultrasound) และสามมิติ (3D ultrasound) สำหรับการตรวจด้วยอัลตราซาวด์แบบสองมิติ ภาพจากอัลตราซาวด์ได้จากการวัดค่าพื้นที่ของกระเพาะอาหารจาก 2 ระนาบ คือ Sagittal plane เพื่อคำนวณค่าพื้นที่ของกระเพาะอาหารส่วนต้น (Proximal gastric area(PGA)) ดังรูป 2.8(ก) และหมุน Transducer 90 องศาตามเข็มนาฬิกาเป็น

Oblique frontal plane แล้วทำการวัดเส้นผ่าศูนย์กลางของกระเพาะอาหารส่วนต้น(Proximal gastric diameter(PGD)) ดังรูป 2.8(ข) โดยที่ค่าประมาณของปริมาตรของกระเพาะอาหารส่วนต้น (Proximal gastric volume(PGV)) จะเท่ากับ $PGA \times PGD$ ซึ่งการเปรียบเทียบปริมาตรของกระเพาะอาหารส่วนต้น ก่อนและหลังรับประทานอาหารจะแสดงถึงการตอบสนองของกระเพาะอาหารโดยทางอ้อม



รูปที่ 2. 8 ภาพหน้าตัดของอัลตราซาวด์ที่ใช้ประมาณค่าของปริมาตรของกระเพาะอาหารส่วนต้น ภาพ (ก) แสดงการวัดพื้นที่ของกระเพาะอาหารส่วนต้น ภาพ (ข) แสดงการวัดเส้นผ่าศูนย์กลางของกระเพาะอาหารส่วนต้น [12]

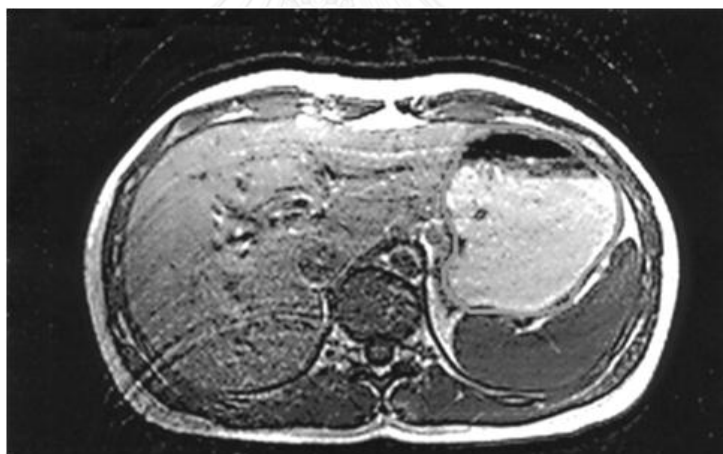
ส่วนการตรวจด้วยอัลตราซาวด์สามมิติ แบ่งออกเป็น 2 ระบบ คือ Mechanical system และ Magneto-based system

ระบบ Mechanical acquisition system ใช้กลไกปรับ Transducer ทำมุม 90 องศา จับภาพสองมิติแล้วทำการสร้างภาพเป็นสามมิติ แต่ข้อเสียของระบบนี้ คือ อาจจะไม่ครอบคลุมกระเพาะอาหารขนาดใหญ่ทั้งหมด

ระบบ Magneto-based system ใช้อุปกรณ์ magnetometer-based position and orientation measurement (POM) device ต่อกับ scanner ซึ่งระบบนี้จะสามารถเก็บภาพกระเพาะอาหารได้ทั้งหมด

- 4) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยการสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic resonance imaging (MRI)

ผู้เข้ารับการตรวจต้องรับประทานอาหารที่ผสม Gadolinium tetra-azacyclododecane tetra-acetic acid เพื่อใช้เป็น MRI marker จากนั้นทำการเก็บภาพบริเวณกระเพาะอาหารโดยทั่วไปจะใช้ Spin Echo T1-weighted sequence เพื่อสร้างภาพสามมิติของกระเพาะอาหาร และสามารถนำไปคำนวณปริมาตรของกระเพาะอาหารทั้งก่อนและหลังรับประทานอาหารได้เพื่อดูการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร โดยคำนวณจากสัดส่วนของปริมาตรของกระเพาะอาหารหลังและก่อนรับประทานอาหาร ตัวอย่างภาพที่ได้ดังรูปที่ 2.9 แสดงภาพตัดขวางของกระเพาะอาหารจาก MRI หลังใส่อาหารเหลว 500 ลูกบาศก์เซนติเมตร เข้าไป 15 นาที



รูปที่ 2. 9 ภาพตัดขวางของกระเพาะอาหารจาก MRI หลังใส่อาหารเหลว 500 ลูกบาศก์เซนติเมตร เข้าไป 15 นาที [2]

- 5) การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยการดื่มจนกระทั่งรู้สึกอิ่ม (Satiety drinking test)

วิธีการคือให้อาหารเหลวใสในบีกเกอร์ 2 อันด้วยเครื่องปั๊มในอัตรา 15-30 ลูกบาศก์เซนติเมตร ต่อนาที ผู้เข้ารับการตรวจจะต้องรับประทานอาหารเหลวในอัตราเดียวกัน และประเมินความรู้สึกอิ่มทุกๆ 5 นาที โดยใช้ Visual analogue scale ซึ่งแบ่งเป็น 0-5 (1 คือเริ่มรู้สึก, 5 คือรู้สึก

อึดมากที่สุด) ปริมาณพลังงาน (Kcal) ที่ผู้เข้ารับการตรวจรับประทานจนกระทั่งรู้สึกอึดมากที่สุดจะหมายถึงขนาดของ Gastric accommodation

การวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารแต่ละวิธีมีข้อดีและข้อด้อยที่ต่างกันดังแสดงในตารางที่ 1 และ 2 ต่อไปนี้

ตารางที่ 2. 1 แสดงข้อดีของวิธีการวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยวิธีต่างๆ

ข้อด้อย	วิธีการศึกษา	Gastric barostat	SPECT	Transabdominal ultrasound	MRI	Satiation drinking tests
1. เป็นวิธีรุกราน ทำให้เกิดความไม่สบายขณะทำการวัด		•				
2. ใช้เวลานาน		•				
3. ไม่สามารถใช้ศึกษาเกี่ยวกับอาหารแข็งได้		•				
4. เป็นการวัดความตึงตัวของกระเพาะอาหารไม่ได้วัดปริมาตรของกระเพาะอาหารโดยตรง		•				
5. ใช้สารเภสัชรังสีในการตรวจ			•			
6. เครื่องมือยังไม่สามารถเข้าถึงได้โดยทั่วไป			•		•	
7. ต้องใช้ประสบการณ์สูงในการตรวจ				•		
8. ทำได้ยากในกรณีที่มีผู้ป่วยตัวใหญ่หรือมีก๊าซในกระเพาะอาหารมากหรืออาจมีการบดบังของกระดูกชายโครง				•	•	•
9. ราคาสูง					•	
10. ไม่มีความคงที่ในการวัดซ้ำ เนื่องจากเป็นความรู้สึกที่ขึ้นอยู่กับตัวผู้ป่วย						•

ตารางที่ 2. 2 แสดงข้อดีของวิธีการวัดผลการตอบสนองการขยายตัวของกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหารด้วยวิธีต่างๆ

ข้อดี	วิธีการศึกษา	Gastric barostat	SPECT	Transabdominal ultrasound	MRI	Satiation drinking tests
1. เป็นวิธีที่เป็นมาตรฐานอ้างอิงในปัจจุบัน		•				
2. สามารถวัดความตึงตัวและการคลายตัวของกระเพาะอาหารได้		•				
3. ไม่มีการใช้รังสี		•		•	•	•
4. เป็นวิธีไม่รุกราน			•	•	•	•
5. มีความคงที่ในการวัดซ้ำ			•			
6. สามารถวัด Gastric accommodation และ gastric emptying พร้อมกันได้			•	•		
7. มีการใช้อย่างแพร่หลาย				•	•	
8. ราคาถูก			•	•		•
9. ภาพมีความละเอียดสูง					•	
10. ทำได้ง่าย						•

2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์

วิธีการในการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์มีการพัฒนามาอย่างมากมาย แต่ยังคงมีความซับซ้อนและเป็นงานที่ยังไม่สิ้นสุดเพราะวิธีการวิธีหนึ่งอาจไม่สามารถนำไปใช้กับภาพชนิดอื่นได้ ดังนั้นจึงยังคงเป็นงานที่ยังคงต้องมีการศึกษาวิจัยต่อมาจนถึงปัจจุบัน

ตัวอย่างวิธีการแบ่งส่วนภาพที่ใช้กับงานทางการแพทย์ ได้แก่

Bezdek และคณะ [15] มีการแบ่งประเภทวิธีการแบ่งส่วนภาพของ MRI โดยประกอบไปด้วยวิธี Unsupervised และ วิธี Supervised ซึ่งวิธี Unsupervised เป็นวิธีการที่ได้ผลลัพธ์ของการทำซ้ำที่แน่นอนกว่าการใช้วิธี Supervised เพราะวิธี Supervised เป็นกระบวนการที่ต้องการอาศัยการแทรกแซงของผู้ใช้ตลอดการทำงาน หลังจากนั้น Clarke และคณะ [16] ก็ได้เปรียบเทียบข้อดีของการใช้งานระหว่างวิธีทั้งสอง

Kontos และคณะ [21] ได้มีการพัฒนาเครื่องมือสำหรับการวิเคราะห์ภาพจาก SPECT ทั้งแบบกึ่งอัตโนมัติและแบบอัตโนมัติ สำหรับแบบการวัดด้วยมือ และกึ่งอัตโนมัติใช้วิธี Intensity based thresholding ส่วนแบบอัตโนมัติได้มีการเสนอวิธี Fuzzy-connectedness และนำวิธีการต่างๆ นี้มาประยุกต์กับภาพการขยายตัวของกระเพาะ (Gastric accommodation) เพื่อคำนวณปริมาตรของกระเพาะ และตรวจสอบข้อมูลโดยนำมาเปรียบเทียบกับผลจากการวัดจากผู้เชี่ยวชาญ โดยแบบอัตโนมัติจะได้ผลที่มีความใกล้เคียงกับ Ground truth มากกว่าแบบกึ่งอัตโนมัติ

Yang และคณะ [37] เสนอวิธีการใหม่เรียกว่า Charged contour model ซึ่งมีพื้นฐานมาจากการเปลี่ยนแปลงของอนุภาคของประจุและการเคลื่อนที่ของเส้นคอนทัวร์แบบ geometric โดยนำมาใช้กับภาพ SPECT เพื่อดูหัวใจห้องล่างซ้าย

Wang และ Yan [38] พัฒนาวิธีสำหรับวิเคราะห์หรือวาดเค้าโครงของปอดที่ได้จากภาพ SPECT ด้วยวิธี Active contours แบบ 3 มิติ

Hosntalab และคณะ [31] พัฒนาวิธีในการแบ่งส่วนภาพ SPECT ด้วยวิธีอัตโนมัติ โดยใช้อัลกอริทึม Variational level set หรือ Region-based active contour model เพื่อดูขอบของหัวใจห้องล่างซ้าย ขั้นตอนแรกเป็นการทำ Adaptive thresholding โดยใช้ Otsu's เพื่อหาค่าขีดแบ่งของภาพ แล้วนำมาหาสัณฐาน (Morphological operation) โดยการทำให้ Thinning ซึ่งขั้นตอนดังกล่าวข้างต้นทำเพื่อใช้เป็นจุดเริ่มต้น (Initial curves) ในการทำ Variational level set นำผลที่ได้มาเปรียบเทียบกับกรวัดด้วยมือ

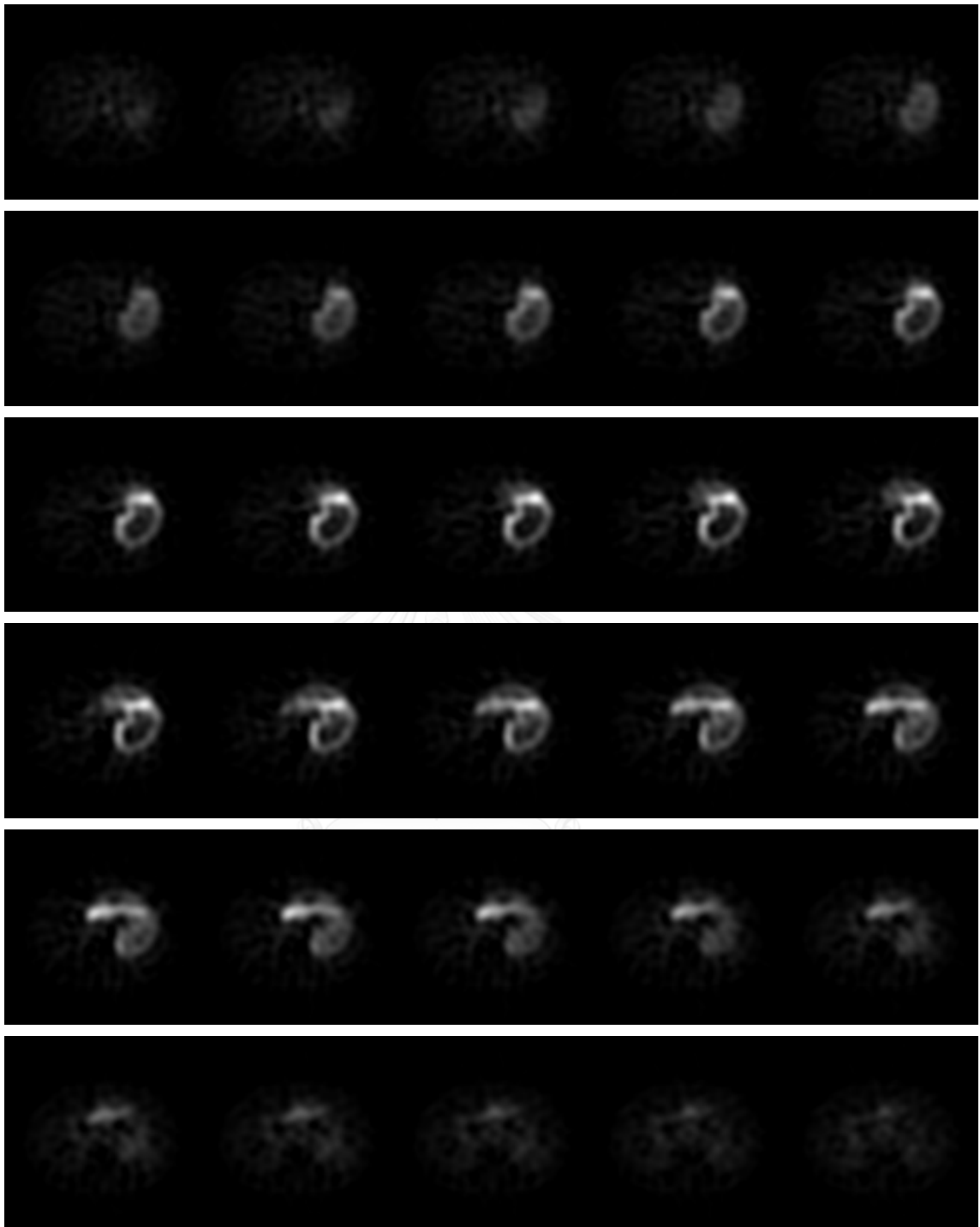
บทที่ 3

ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงานวิจัย

เนื่องจากภาพถ่ายที่ได้จาก SPECT เป็นการวัดรังสีแกมมาที่แผ่ออกมาจากสารเภสัชรังสีที่จำเพาะกับอวัยวะที่ต้องการวินิจฉัย จะเห็นได้ดังตัวอย่างภาพกระเพาะอาหารจาก SPECT ดังรูปที่ 3.1 ว่าภาพที่ได้มีความไม่ชัดเจนโดยเฉพาะบริเวณของขอบกระเพาะอาหารในภาพ ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากสาเหตุหลักๆ 2 ประการ คือ การฟุ้งกระจายของสารเภสัชรังสีและจากการถ่ายภาพ SPECT ต้องใช้เวลานานพอสมควร (ประมาณ 10 นาที) กระเพาะอาหารมีการขยับตัวจากการบีบรัดหรือทำงานตลอดเวลา ทำให้ภาพที่ได้ยังมีขอบไม่ชัดเจนมากขึ้น

ในการคำนวณปริมาตรของวัตถุจากชุดภาพ SPECT ได้จากการคำนวณจากพื้นที่ของวัตถุในแต่ละภาพคูณด้วยความหนา แต่เนื่องจากความไม่ชัดเจนของขอบของกระเพาะอาหารในภาพ SPECT ดังกล่าวข้างต้น ทำให้มีโอกาสที่พื้นที่ที่วัดได้มีโอกาสคลาดเคลื่อน เนื่องจากการกำหนดขอบของกระเพาะอาหารคลาดเคลื่อน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงใช้แบบจำลองทรงเรขาคณิตที่สามารถคำนวณปริมาตรที่แท้จริงได้ เพื่อหาตำแหน่งที่เป็นขอบของวัตถุที่ถูกต้องในภาพ SPECT และใช้หลักการการหาขอบของวัตถุที่แท้จริงในภาพ SPECT เพื่อใช้ในการหาขอบที่แท้จริงของกระเพาะอาหารต่อไป

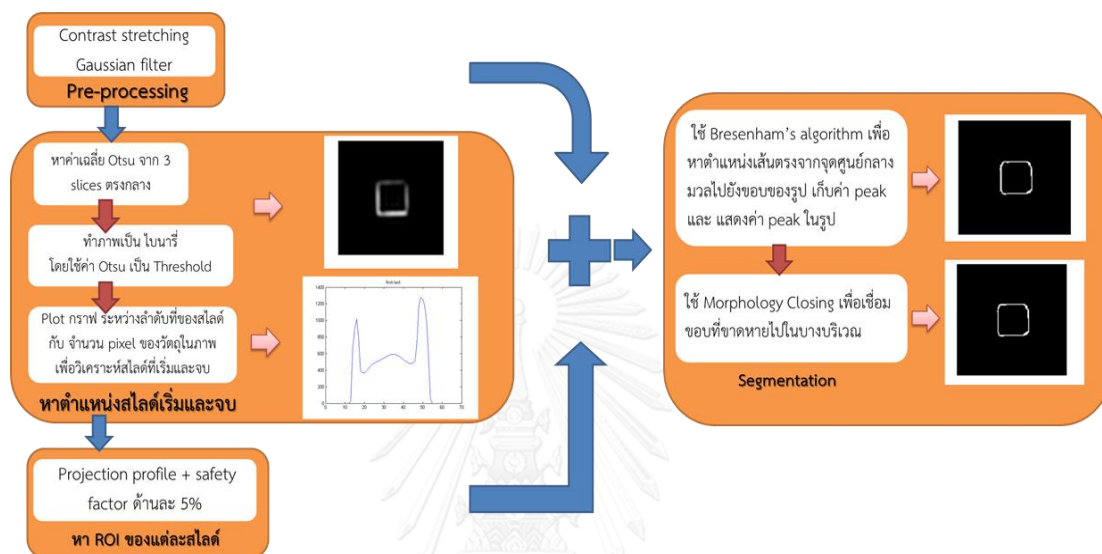
งานวิจัยนี้เสนอวิธีการหาปริมาตรของวัตถุในภาพ SPECT 2 วิธี คือวิธีอัตโนมัติและวิธีกึ่งอัตโนมัติที่ต้องให้ผู้ใช้งานกำหนดภาพเริ่มต้นและภาพสิ้นสุดของกระเพาะอาหารในชุดภาพ เนื่องจากในชุดภาพ SPECT ในช่องท้องของมนุษย์มีอวัยวะอื่นๆ ที่นอกเหนือจากกระเพาะอาหารติดมาด้วย เช่น ไตและลำไส้ ทำให้วิธีอัตโนมัติที่เสนอไว้ได้บริเวณที่ไม่ใช่กระเพาะอาหารติดมาด้วย ทำให้ได้ปริมาตรที่ผิดพลาดคลาดเคลื่อน



รูปที่ 3. 1 ตัวอย่างชุดภาพกระเพาะอาหารจาก SPECT

3.1 วิธีการหาปริมาตรของโมเดลในภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ

ขั้นตอนการหาปริมาตรในภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ ใช้สำหรับวัดปริมาตรของแบบจำลอง มีขั้นตอนต่างๆ คือ Pre-processing การหาตำแหน่งของสไลด์เริ่มและสิ้นสุดของวัตถุ การหาบริเวณที่สนใจในแต่ละสไลด์ และขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพวัตถุ ดังรูปที่ 3.2 ดังนี้



รูปที่ 3. 2 ขั้นตอนของการวัดปริมาตรของแบบจำลองในชุดภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ

ขั้นตอนที่ 1 Pre-processing

ขั้นตอนนี้เริ่มต้นจากการนำชุดภาพที่ได้จากการถ่ายด้วย SPECT มาปรับความเปรียบต่างของภาพเพื่อให้ภาพมีรายละเอียดที่ชัดเจนขึ้น โดยการทำ Contrast stretching เทียบกับค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของทั้งชุดภาพ และกำจัดสัญญาณรบกวนภายในภาพด้วย Gaussian filter

ขั้นตอนที่ 2 การกำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายของแบบจำลอง

โดยปกติแล้ว 1 ชุดภาพที่ถ่ายด้วย SPECT ประกอบด้วยหลายสไลด์ ซึ่งในแต่ละสไลด์อาจมีหรือไม่มีวัตถุที่สนใจและมีสิ่งแวดล้อมอื่นๆ ดังนั้นในขั้นตอนนี้จึงเป็นการพิจารณาเพื่อกำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายที่มีวัตถุที่สนใจเท่านั้น สำหรับภาพ SPECT ของแบบจำลองมีลักษณะคือ สไลด์ลำดับกลางๆ ของชุดภาพจะมีพื้นที่เท่าๆ หรือใกล้เคียงกันเพราะเป็นรูปเรขาคณิตที่มีลักษณะเดียวกันเรื่อยๆ ไปจนถึงสไลด์ที่มีบริเวณเริ่มต้นและสุดท้ายของแบบจำลอง ซึ่งจะมีพื้นที่ของวัตถุ

มากกว่าสไลด์ช่วงกลางๆ ของชุดภาพอย่างชัดเจน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ขั้นตอนการกำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายของแบบจำลองดังต่อไปนี้

1. จากสมมติฐานที่ว่าวัตถุที่สนใจมักถูกจัดให้อยู่ที่ศูนย์กลางของข้อมูลภาพที่เก็บข้อมูล ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเลือกค่านวณค่าเฉลี่ย Otsu's thresholding จาก 3 สไลด์ตรงลำดับกลางของชุดภาพเพื่อใช้เป็นค่า threshold ของทั้งชุดภาพ
2. ปรับภาพทั้งชุดภาพให้เป็นภาพไบนารีโดยการใช้ค่าเฉลี่ยที่ได้ข้างต้นเป็นค่า threshold เพื่อแยกวัตถุที่สนใจออกจากพื้นหลังของภาพ
3. หาพื้นที่ของวัตถุโดยนับจำนวนพิกเซลภายในภาพของแต่ละสไลด์คูณกับขนาดของพิกเซล
4. เขียนกราฟระหว่างลำดับที่ของสไลด์และพื้นที่ของวัตถุภายในสไลด์นั้นๆ
5. กำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายของวัตถุที่สนใจจากสไลด์ที่มีพื้นที่ของวัตถุที่สนใจสูงสุด 2 สไลด์

ขั้นตอนที่ 3 กำหนดพื้นที่ที่สนใจภายในแต่ละสไลด์

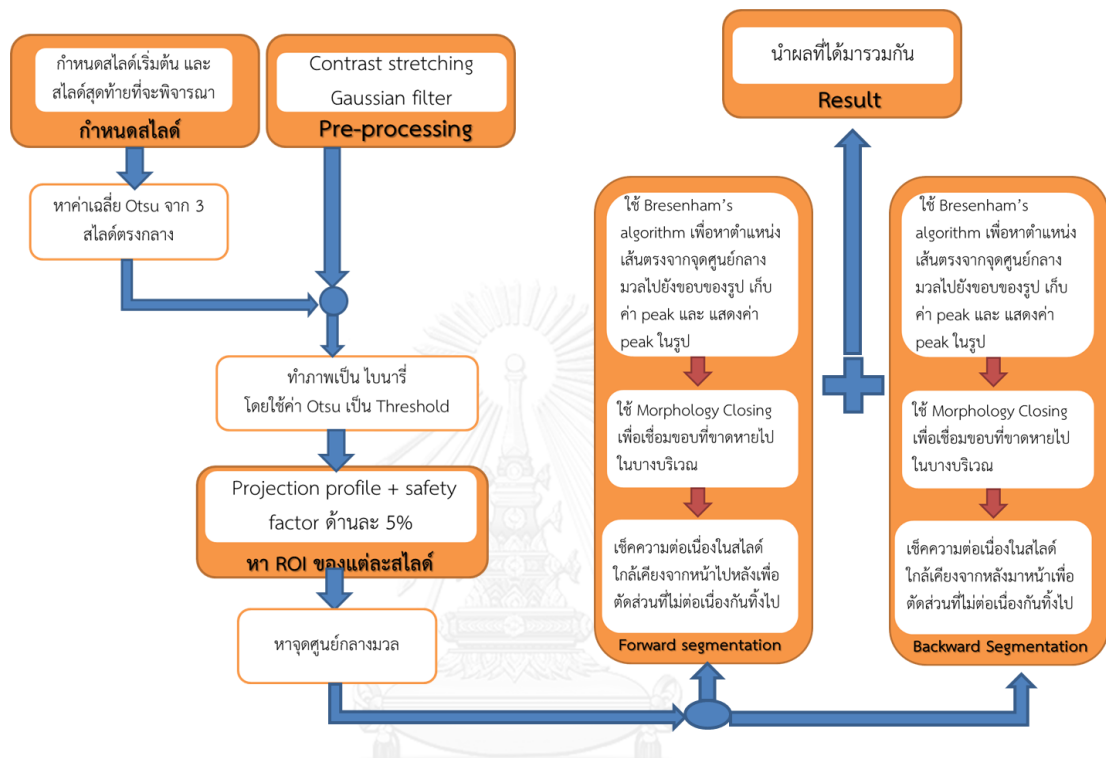
การกำหนดพื้นที่ที่สนใจภายในของแต่ละสไลด์ทำได้โดยการคำนวณ Projection profile จากภาพไบนารีที่ได้ทั้งในแนวตั้งและแนวนอนของภาพ หลังจากนั้นจึงเลือกค่าที่มีผลรวมมากที่สุด 2 ค่าของแนวนอน และ 2 ค่าของแนวตั้งซึ่งแสดงว่าเป็นบริเวณที่สารเภสัชรังสีเกาะติดผนังบริเวณหัวและท้ายฟลักซ์ที่เป็นแบบจำลอง เพื่อให้ได้กรอบคร่าวๆของวัตถุ และกำหนดพื้นที่ที่สนใจโดยบวกค่า safety factor เข้าไปในทุกด้านของวัตถุที่สนใจ ด้านละ 5%

ขั้นตอนที่ 4 Segmentation ขอบของวัตถุ และคำนวณปริมาตร

จากสมมติฐานว่าค่านับวัดเภสัชรังสีที่สูงที่สุดควรจะเป็นขอบของวัตถุที่สนใจ ดังนั้นวิธีการที่จะได้ตำแหน่งของค่านับวัดเภสัชรังสีที่สูงที่สุดเริ่มจากการหาค่าจุดศูนย์กลางของวัตถุจากการเฉลี่ยค่า x และ y ของวัตถุภายในภาพ (ตำแหน่งที่มีค่า intensity ไม่เท่ากับ 0) แล้วคำนวณหาตำแหน่งเส้นตรงจากจุดศูนย์กลางวัตถุไปยังทุกจุดบนขอบของรูปโดยใช้ Bresenham's line algorithm และเก็บค่าตำแหน่งที่มีค่านับวัดเภสัชรังสีสูงที่สุด ซึ่งเป็นขอบของแบบจำลอง แต่เนื่องจากวิธีนี้อาจจะมีบางจุดที่ขาดหายไปทำให้ขอบที่ได้ไม่เป็นวงปิด งานวิจัยนี้จึงใช้ morphological closing เพื่อให้ขอบที่ได้เป็นรูปปิด จากนั้นคำนวณพื้นที่ภายในรูปปิดนั้น เมื่อได้พื้นที่ของชุดภาพแล้วก็จะสามารถคำนวณหาปริมาตรต่อไปได้โดยนำไปคูณกับความหนาของสไลด์ ซึ่งมีค่า 2.8 มิลลิเมตรต่อพิกเซล

3.2 วิธีการหาปริมาตรของกระเพาะอาหารในภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ

ขั้นตอนการหาปริมาตรในภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ ใช้สำหรับวัดปริมาตรของกระเพาะอาหาร มีขั้นตอนต่างๆ คือ การกำหนดตำแหน่งของสไลด์เริ่มและสิ้นสุดของชุดภาพ Preprocessing การหาบริเวณที่สนใจในแต่ละสไลด์ และขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพวัตถุ ดังรูปที่ 3.3 ดังนี้



รูปที่ 3. 3 ขั้นตอนของการวัดปริมาตรของกระเพาะอาหารในชุดภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ
ขั้นตอนที่ 1 Pre-processing

เริ่มต้นจากการนำชุดภาพที่ได้จากการถ่ายด้วย SPECT มาปรับความเปรียบต่างของภาพ เพื่อให้ภาพมีรายละเอียดที่ชัดเจนขึ้น โดยการทำ Contrast stretching เทียบกับค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของทั้งชุดภาพ และกำจัดสัญญาณรบกวนภายในภาพด้วย Gaussian filter

ขั้นตอนที่ 2 กำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายที่จะพิจารณา

โดยปกติแล้ว 1 ชุดภาพที่ถ่ายด้วย SPECT ประกอบด้วยหลายสไลด์ ซึ่งในแต่ละสไลด์อาจมีหรือไม่มีวัตถุที่สนใจและมีสิ่งแวดล้อมอื่นๆ ดังนั้นในขั้นตอนนี้จึงเป็นการพิจารณาเพื่อกำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายที่มีวัตถุที่สนใจเท่านั้น ดังนั้นจึงต้องพิจารณาในการกำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้าย ซึ่งในการคำนวณแบบกึ่งอัตโนมัตินี้ จะให้ผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้กำหนดสไลด์เริ่มต้นซึ่งเป็น

สไลด์ที่เริ่มเห็นส่วนของกระเพาะอาหาร และสไลด์สุดท้ายซึ่งเป็นส่วนสุดท้ายที่จะเห็นกระเพาะอาหารได้

ขั้นตอนที่ 3 คำนวณค่าเฉลี่ย Otsu's thresholding

คำนวณค่าเฉลี่ย Otsu's thresholding จาก 3 สไลด์ตรงลำดับกลางของชุดภาพ threshold เพื่อนำค่านี้มาใช้ปรับภาพทั้งชุดภาพให้เป็นภาพไบนารีโดยการใช้ค่าเฉลี่ยที่ได้ข้างต้นเป็นค่า threshold เพื่อแยกวัตถุที่สนใจออกจากพื้นหลังของภาพ

ขั้นตอนที่ 4 กำหนดพื้นที่ที่สนใจภายในแต่ละสไลด์

การกำหนดพื้นที่ที่สนใจภายในแต่ละสไลด์ทำได้โดย การคำนวณ Projection profile จากภาพไบนารีที่ได้ ทั้งในแนวตั้งและแนวนอนของภาพ หลังจากนั้นจึงเลือกค่าที่มีผลรวมมากที่สุด 2 ค่าของแนวนอน และ 2 ค่าของแนวตั้ง เพื่อให้ได้กรอบคร่าวๆของวัตถุ และกำหนดพื้นที่ที่สนใจโดยบวกค่า safety factor เข้าไปในทุกด้านของวัตถุที่สนใจด้านละ 5%

ขั้นตอนที่ 5 Segmentation ขอบของวัตถุ และคำนวณปริมาตร

จากสมมติฐานว่าค่านับวัดเกรสซังสีที่สูงที่สุดควรจะเป็นขอบของวัตถุที่สนใจ ดังนั้นวิธีการที่จะได้ตำแหน่งของค่านับวัดเกรสซังสีที่สูงที่สุดเริ่มจาก การหาค่าจุดศูนย์กลางของวัตถุจากการเฉลี่ยค่า x และ y ของกระเพาะอาหาร (ตำแหน่งที่มีค่า intensity ไม่เท่ากับ 0) แล้วคำนวณหาตำแหน่งเส้นตรงจากจุดศูนย์กลางวัตถุไปยังขอบของรูปโดยใช้ Bresenham's line algorithm และเก็บค่าตำแหน่งที่มีค่านับวัดเกรสซังสีที่สูงที่สุดไว้ ซึ่งจะได้เป็นขอบของกระเพาะอาหารออกมา แต่อาจจะมีบางจุดที่ขาดหายไป จึงทำการเชื่อมจุดที่หายไปด้วย morphological closing เพื่อให้เป็นรูปปิด หลังจากนั้นต้องทำการเช็คความต่อเนื่องของกระเพาะอาหารในสไลด์ใกล้เคียง เพื่อเช็คว่าเป็นวัตถุชิ้นเดียวกัน ไม่ได้ติดอวัยวะอื่นๆ มาด้วย โดยความต่อเนื่องนี้เช็คจากการดูความทับซ้อนของพื้นที่ในแต่ละสไลด์เทียบกัน คำนวณทั้งจากสไลด์เริ่มต้นไปจนสุดท้าย แล้วคำนวณย้อนกลับจากสไลด์สุดท้ายมายังสไลด์เริ่มต้น หากมีความต่อเนื่องหรือมีตำแหน่งพื้นที่ที่ซ้ำร่วมกันของทั้ง 2 สไลด์อยู่จะให้เก็บไว้ แต่หากไม่มีความต่อเนื่องหรือไม่มีความทับซ้อนกันเลยก็ตัดทิ้งเลย หลังจากนั้นจึงนำทั้งไปข้างหน้าและย้อนกลับนี้มารวมกัน เพื่อให้ข้อมูลครบถ้วน แล้วคำนวณพื้นที่ภายในรูปปิดนั้น เมื่อได้พื้นที่ของชุดภาพแล้วก็จะสามารถคำนวณหาปริมาตรต่อไปได้โดยนำไปคูณกับความหนาของสไลด์ ซึ่งมีค่า 2.8 มิลลิเมตรต่อฟิสิกเซล

3.3 การวัดและประเมินผลขั้นตอนวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT

การวัดผลและประเมินผลวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT ในงานวิจัยนี้จะแบ่งเป็น 2 แบบตามวิธีการแบบอัตโนมัติและแบบกึ่งอัตโนมัติ

3.3.1 การวัดผลและประเมินผลวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT แบบอัตโนมัติ

ปริมาตรที่คำนวณได้จากการทดลองดังกล่าวข้างต้น จะถูกนำมาเทียบกับปริมาตรของแบบจำลองที่ทราบค่า เพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด (Percent error) จากการคำนวณ นอกจากนี้ยังมีการนำปริมาตรที่คำนวณได้จากผู้เชี่ยวชาญโดยใช้โปรแกรม ImageJ มาเทียบกับปริมาตรของแบบจำลองที่ทราบค่าเพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการคำนวณ โดยคำนวณจากสมการ 3.1 ข้างล่างนี้

$$\text{เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด} = \frac{\text{ค่าที่คำนวณได้} - \text{ค่าจริง}}{\text{ค่าจริง}} * 100 \quad (3.1)$$

3.3.2 การวัดผลและประเมินผลวิธีการหาปริมาตรในภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติ

ปริมาตรที่คำนวณได้จากการทดลองดังกล่าวข้างต้น จะถูกนำมาเทียบกับปริมาตรที่ได้จากการแพทย์ผู้เชี่ยวชาญโดยใช้โปรแกรม ImageJ ที่ใช้เป็น Ground Truth แสดงผลเปรียบเทียบด้วยค่าสถิติ 3 ค่า คือ ค่าความไว (Sensitivity) ค่าความจำเพาะ (Specificity) และความถูกต้อง ดังสมการ 3.2 ถึง 3.4 ต่อไปนี้

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Negative}} * 100 \quad (3.2)$$

$$\text{Specificity} = \frac{\text{True Negative}}{\text{False Positive} + \text{True Negative}} * 100 \quad (3.3)$$

$$\text{Accuracy} = \frac{\text{True Positive} + \text{True negative}}{\text{All}} * 100 \quad (3.4)$$

โดยที่ *True Positive* คือ จำนวนจุดภาพภายในกระเพาะอาหารที่ตรงกับ Ground Truth

True Negative คือ จำนวนจุดภาพภายนอกกระเพาะอาหารที่ตรงกับ Ground Truth

False Positive คือ จำนวนจุดภาพที่ภายในกระเพาะอาหารที่ไม่ตรงกับ Ground Truth

False Negative คือ จำนวนจุดภาพภายนอกกระเพาะอาหารที่ไม่ตรงกับ Ground Truth

All คือ $True Positive + True Negative + False Positive + False Negative$



บทที่ 4

การทดลอง ผลการทดลอง และการวิเคราะห์ผล

ภาพที่ได้จากการถ่ายด้วย SPECT จะได้จากรังสีแกมมา ซึ่งภาพที่ได้จะมีความไม่ชัดเจน โดยเฉพาะบริเวณและขอบของภาพที่ไม่ชัดเจน ทำให้ยากต่อการคำนวณหาปริมาตรจากรูป ดังนั้นการทดลองจึงมีการคำนวณปริมาตรในแบบจำลองเพื่อวัดผลความถูกต้องจากการใช้วิธีวัดค่านับวัดของสารเภสัชรังสีสูงสุดเทียบกับปริมาตรที่ทราบค่าแน่นอน นอกจากนี้ยังมีการประยุกต์ใช้กับกระเพาะอาหาร และเทียบกับแพทย์รังสี เพื่อชี้ให้เห็นถึงความแตกต่างของผลลัพธ์ที่ได้ออกมา

4.1 เครื่อง SPECT ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

เก็บข้อมูลแบบ tomography ด้วยเครื่อง SPECT ชนิด 3 หัวรับรังสี (Triad XLT 20, Trionix) ใช้ low-energy ultrahigh-resolution collimators เก็บข้อมูลด้วย 128x128 matrix ทุกๆ 5 องศา รวม 360 องศา 72 projections แต่ละ projection ใช้เวลา 20 วินาที ข้อมูลแบบ tomography จะถูกนำมาสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยใช้ filtered backprojection (Ramp-Butterworth filter, order 10, cut-off 0.45 Nyquist) ขนาดพิกเซลและความหนาของสไลด์มีค่าเท่ากับ 2.8 มิลลิเมตรต่อพิกเซล



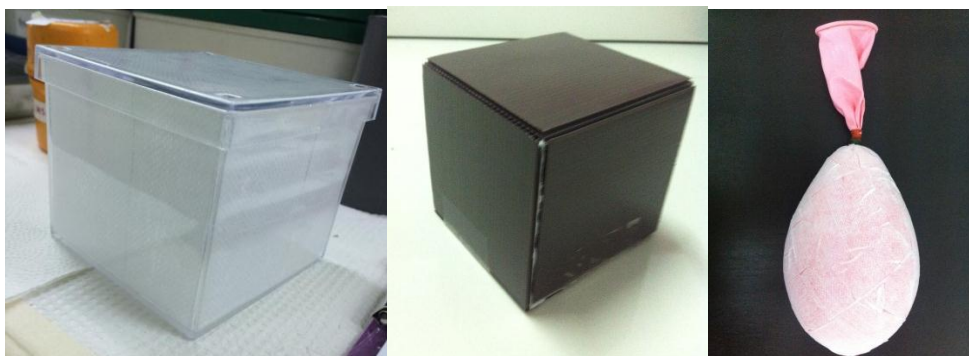
รูปที่ 4. 1 เครื่อง SPECT ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

4.2 การทดลองกับชุดภาพ SPECT ของแบบจำลอง

4.2.1 แบบจำลอง

แบบจำลองที่ใช้เป็นกล่องสี่เหลี่ยมที่มีทรงเรขาคณิตทำจากพีเจอร์บอร์ดและกล่องพลาสติก ในขนาดต่างๆ ตั้งแต่ปริมาตร 125 มิลลิลิตร ถึง 1,000 มิลลิลิตร ภายในปิดด้วยผ้าปิดแผล (Fixomull) ด้านหนึ่งเป็นกาวซึ่งจะใช้ติดกับพีเจอร์บอร์ด ส่วนอีกด้านจะเป็นวัสดุที่สามารถดูดซับน้ำ

ได้ หลังติดด้วยผ้าปิดแผลแล้ว ทา ^{99m}Tc -pertechnetate 1 mCi ลงด้วยพู่กันให้ทั่วแบบจำลอง และห่อด้วยพลาสติกห่ออาหารเพื่อป้องกันการปนเปื้อนของสารเภสัชรังสีดังรูป 4.2 นอกจากนี้ยังมี ลูกโป่งซึ่งบรรจุน้ำภายใน ปริมาตร 600 มิลลิลิตรก่อนถ่ายด้วยเครื่อง SPECT จะนำมาติดด้วยที่ปิด แผลรอบนอกผิวของลูกโป่งเพื่อให้ดูดซับสารเภสัชรังสีเช่นเดียวกับแบบจำลองอื่นๆ



รูปที่ 4. 2 ตัวอย่างแบบจำลองจาก กล่องพลาสติก พีเจอร์บอร์ด และ ลูกโป่ง



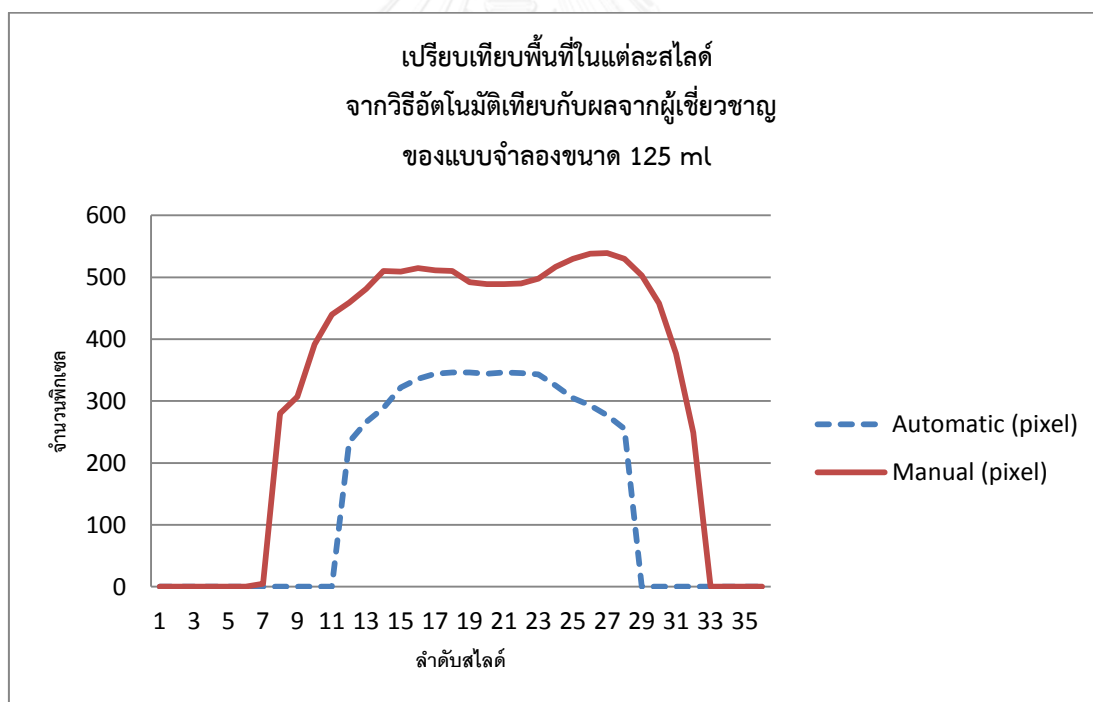
รูปที่ 4. 3 ตัวอย่างภาพ SPECT ของแบบจำลองแบบกล่องพีเจอร์บอร์ดสีเหลี่ยม

4.2.2 ผลการทดลองการวัดปริมาตรของแบบจำลองโดยวิธีอัตโนมัติเทียบกับผู้เชี่ยวชาญ

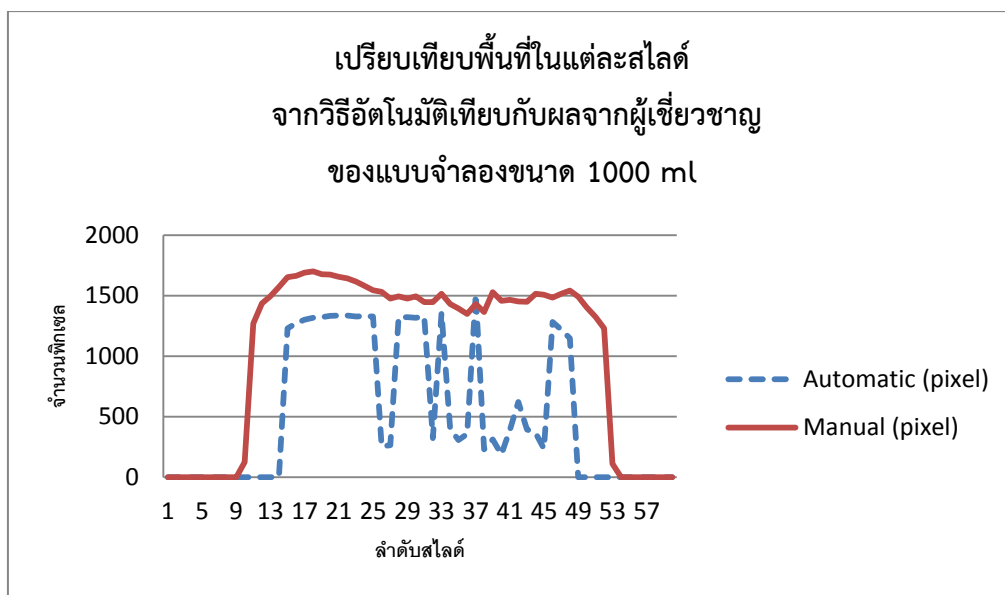
ในการทดลองนี้ใช้แบบจำลองขนาดต่างกัน 4 ขนาด คือ 125 มล. 250 มล. 541.9 มล. และ 1,000 มล. ตามขนาดของกระเพาะที่มีขนาด 50 มล. ถึง 3,000 มล. โดยทำการเก็บข้อมูลขนาดละ 3 ครั้ง ตารางที่ 4.1 แสดงผลจากการคำนวณปริมาตรแบบจำลองโดยวิธีอัตโนมัติที่ได้เสนอไปข้างต้น และการคำนวณปริมาตรแบบจำลองโดยผู้เชี่ยวชาญทางรังสีจากการใช้โปรแกรม ImageJ เป็นเครื่องมือ

ตารางที่ 4. 1 เปรียบเทียบค่าที่คำนวณได้จากวิธีอัตโนมัติกับวิธีที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญทางรังสี
เทียบกับค่าของแบบจำลองที่วัดปริมาตรได้

ขนาด แบบจำลอง (cm ³)	ครั้งที่	Auto segmentation				Manual segmentation			
		Calculated volume (ml)	Averaged calculated volume (ml)	Error (%)	Averaged error (%)	Calculated volume (ml)	Averaged calculated volume (ml)	Error (%)	Averaged error (%)
10*10*10 (1000 ml)	1	993.72	997.64	-0.62	0.28	1390	1382.33	38.99	38.21
	2	999.17		-0.08		1371		37.07	
	3	1000.02		1.55		1386		38.58	
7.5*8.5*8.5 (541.9 ml)	1	567.02	560.86	4.64	3.50	906.22	888.91	67.24	64.04
	2	548.69		1.26		886.97		63.68	
	3	566.87		4.61		873.54		61.20	
5*5*10 (250 ml)	1	227.51	228.83	-8.99	-8.46	472.78	476.92	89.11	90.77
	2	229.07		-8.37		479.96		91.98	
	3	229.92		-8.03		478.03		91.21	
5*5*5 (125 ml)	1	106.75	112.08	-14.59	-10.33	254.99	253.00	103.99	102.40
	2	112.74		-9.80		248.98		99.18	
	3	116.74		-6.60		255.04		104.03	
บอลูน 600	1	622.38	622.38	3.73	3.73	874	874	45.67	45.67



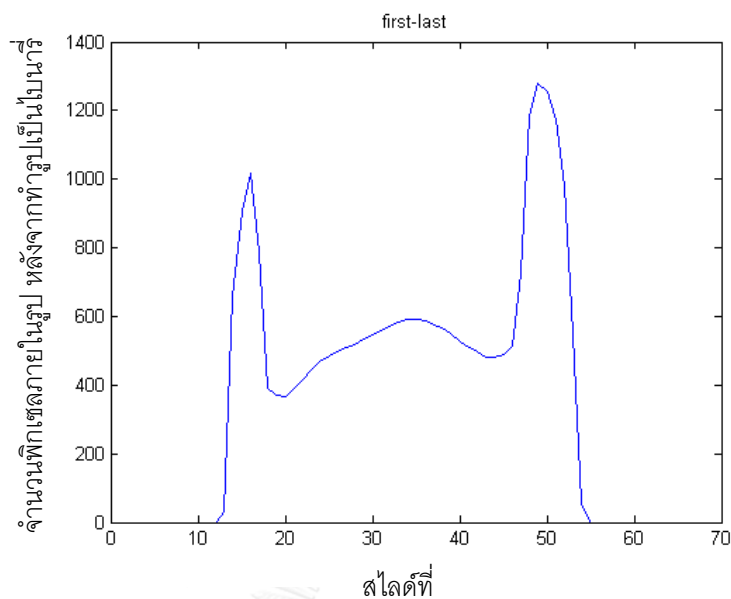
รูปที่ 4. 4 เปรียบเทียบพื้นที่ในแต่ละสไลด์จากวิธีอัตโนมัติเทียบกับผลจากผู้เชี่ยวชาญของ
แบบจำลองขนาด 125 ml



รูปที่ 4. 5 เปรียบเทียบพื้นที่ในแต่ละสไลด์จากวิธีอัตโนมัติเทียบกับผลจากผู้เชี่ยวชาญของแบบจำลองขนาด 1000 ml

4.2.3 วิเคราะห์ผล

หากพิจารณาจากผลที่ได้จากการทดลองด้วยแบบจำลอง จะเห็นว่าค่าที่ได้จากวิธีแบบอัตโนมัติจะใกล้เคียงกับปริมาตรของแบบจำลองมาก จึงสรุปได้ว่าขอบของวัตถุจะเป็นบริเวณที่มีค่านับวัดมากที่สุด แต่ข้อสังเกตที่ได้จากผลในตารางที่ 4.1 คือ แบบจำลองขนาดใหญ่จะได้ผลที่ดีกว่าเมื่อเทียบกับแบบจำลองขนาดเล็ก หากพิจารณาผลที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญทางด้านรังสี จะเห็นได้ว่าปริมาตรที่ได้จะมีค่ามากกว่าปริมาตรของแบบจำลองซึ่งมีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยมากที่สุดถึง 102.40% ทั้งนี้ อาจเกิดจากภาพของขอบที่ไม่ชัดเจน และหากพิจารณาผลของผู้เชี่ยวชาญเทียบกับวิธีอัตโนมัติ ดังรูปที่ 4.4-4.5 จะเห็นว่าจำนวนสไลด์ที่นำมาวิเคราะห์ของผู้เชี่ยวชาญจะมากกว่าวิธีอัตโนมัติ อาจเนื่องมาจากการถ่ายภาพแบบจำลองในแนวตั้งฉากกับวัตถุ ทำให้ภาพแรกๆ มีค่าความเปรียบต่างที่สูง ดังนั้นสายตาคนจึงไม่สามารถแยกได้ว่าใช้บริเวณขอบที่แท้จริงหรือไม่ ดังนั้นจึงส่งผลไปยังจำนวนสไลด์ที่นำมาใช้มากกว่าความจริง ปริมาตรที่ได้จึงมีค่ามากกว่าการคำนวณด้วยวิธีอัตโนมัติและขนาดของแบบจำลองที่ทราบค่า แต่เมื่อนำผลที่ได้จากวิธีแบบอัตโนมัติและผลที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญมาคำนวณโดยใช้ตำแหน่งเริ่มต้นและสิ้นสุดสไลด์เหมือนกัน ผลที่ได้คือ ค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของปริมาตรทั้งหมดมีค่าลดลง และได้ค่าใกล้เคียงกับแบบจำลองมากขึ้น ยกตัวอย่างเช่น จากแบบจำลองขนาด 125 ml มีผลให้ความผิดพลาดจากเดิม 103.99% ลดลงเหลือ 51.15% และ จากแบบจำลองขนาด 1000 ml มีผลให้ความผิดพลาดจากเดิม 38.99% ลดลงเหลือ 13.86% เป็นต้น



รูปที่ 4. 6 แสดงจำนวนพิกเซลภายในรูปหลังจากทำรูปเป็นไบนารีในแต่ละสไลด์

รูปที่ 4.6 เป็นแผนภูมิตัวอย่าง ใช้สำหรับพิจารณาสไลด์ของวิธีอัตโนมัติ โดยที่จะเลือกจากค่าที่ได้สูงสุด 2 ค่า เพราะลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ ในบริเวณสไลด์ตรงกลางจะมีลักษณะของภาพที่ใกล้เคียงหรือเหมือนกันตลอดจนกระทั่งมาที่บริเวณเริ่มต้นและสุดท้ายซึ่งจะมีพื้นที่ภายในภาพมากเป็นพิเศษ ดังนั้นเราจึงสามารถใช้คุณลักษณะนี้ช่วยในการตัดสินใจเลือกสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้าย โดยไม่มีปัญหาจากการใช้สายตาพิจารณาเอง ซึ่งต่างจากผู้เชี่ยวชาญประเมิน เพราะผู้เชี่ยวชาญจะประเมินด้วยสายตาในการกำหนดสไลด์เริ่มต้นและสไลด์สุดท้ายดังนั้นค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจึงอาจเกิดมากขึ้นได้

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

4.3 ผลการวัดปริมาณในกระเพาะอาหารเทียบกับผู้เชี่ยวชาญทางด้านรังสี

4.3.1 ผลการทดลองการวัดปริมาณในกระเพาะอาหารโดยวิธีกึ่งอัตโนมัติเทียบกับผู้เชี่ยวชาญ

ในการทดลองนี้ทดลองโปรแกรมที่เขียนขึ้นกับภาพกระเพาะอาหารที่ได้จากการถ่ายด้วย SPECT มีทั้งชุดภาพก่อนและหลังรับประทานอาหาร นำมาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญซึ่งใช้โปรแกรม ImageJ โดยวิธีการปรับ Threshold ในแต่ละสไลด์เพื่อให้ครอบคลุมพื้นที่ของบริเวณที่คาดว่าเป็นกระเพาะอาหาร หากจากนั้นทำการเติมเต็มส่วนที่ขาดหาย แล้วนำพื้นที่ที่ได้มาคูณกับความหนาของสไลด์ เนื่องจากในความเป็นจริงไม่สามารถหาขนาดของกระเพาะอาหารที่แท้จริงของมนุษย์ ณ เวลาใดเวลาหนึ่งได้ งานวิจัยนี้จึงถือว่าภาพที่กำหนดโดยให้ผู้เชี่ยวชาญทางด้านรังสีเป็น

Ground Truth ซึ่งใน 1 ชุดภาพของการถ่ายแต่ละครั้งมีจำนวนภาพหลายภาพ จึงยกตัวอย่างชุดภาพมาหนึ่งชุดเพื่อแสดงให้เห็นเป็นตัวอย่างดังตารางที่ 4.2

วิธีการคำนวณปริมาตรที่ได้

ปริมาตรทั้งหมดที่ได้จากวิธี Semi-auto segmentation

$$\begin{aligned} \text{ปริมาตร} &= \text{จำนวนพิกเซล} \times \text{ขนาดพิกเซล} \times \text{ความหนาของแต่ละสไลด์} \\ &= 14257 \times (2.8 \times 2.8) \times (2.8 \times 10^{-3}) \text{ มิลลิลิตร} \\ &= 312.97 \text{ มิลลิลิตร} \end{aligned}$$



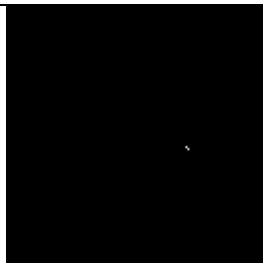


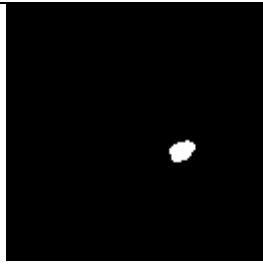
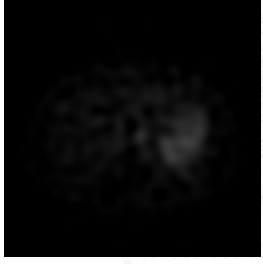




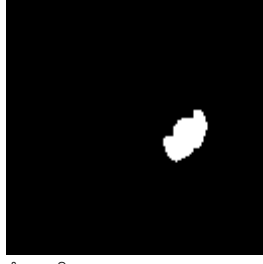
ปริมาตรทั้งหมดที่ได้จาก Ground Truth

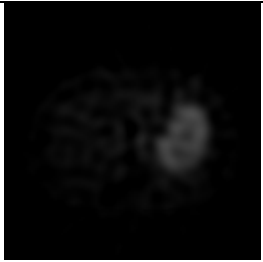

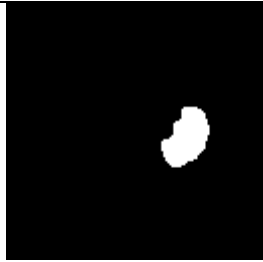
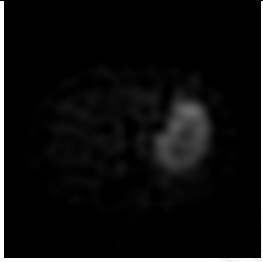


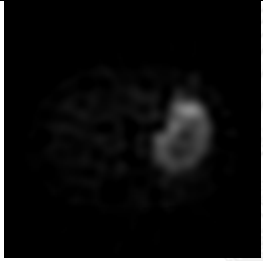


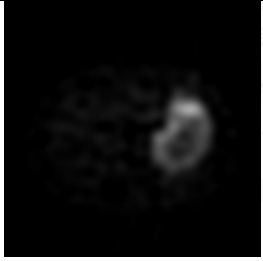


$$\begin{aligned} \text{ปริมาตร} &= \text{จำนวนพิกเซล} \times \text{ขนาดพิกเซล} \times \text{ความหนาของแต่ละสไลด์} \\ &= 20726 \times (2.8 \times 2.8) \times (2.8 \times 10^{-3}) \text{ มิลลิลิตร} \\ &= 454.98 \text{ มิลลิลิตร} \end{aligned}$$

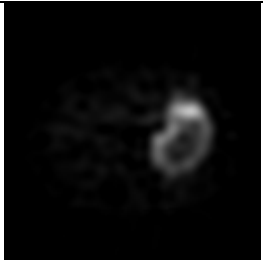

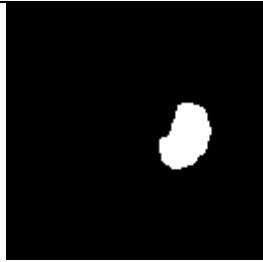
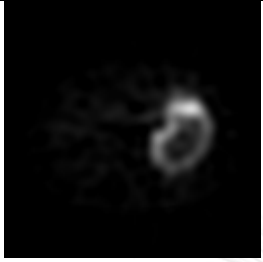


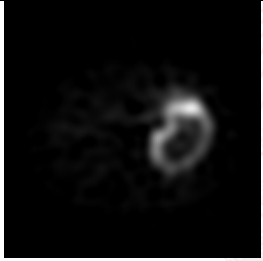


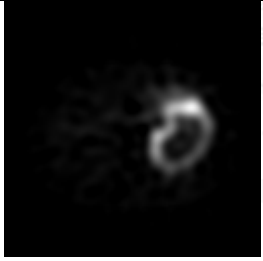
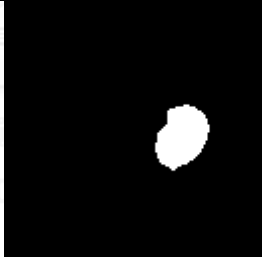

เพื่อแสดงผลการทดลองให้เห็นภาพในแต่ละสไลด์ที่ได้ จึงได้แสดงจำนวนพื้นที่ที่ได้ในแต่ละสไลด์ในตารางเปรียบเทียบระหว่าง Semi-auto segmentation กับ Ground Truth ของชุดภาพทั้ง 30 ชุด ตามตารางที่ 4.3 และตารางที่ 1-30 ในภาคผนวก


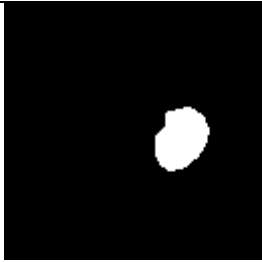
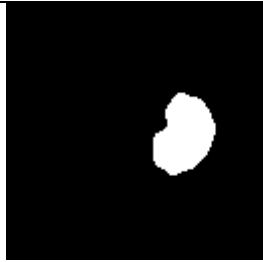



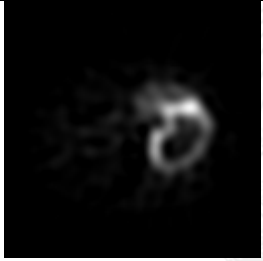


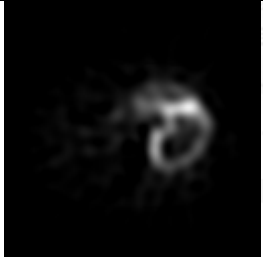


นำผลจากการแบ่งส่วนภาพที่ได้มาแสดงในตารางเพื่อเทียบให้เห็นความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นเทียบระหว่าง Semi-auto segmentation (สีเขียว) กับ Ground Truth (สีชมพู) จะได้บริเวณที่ซ้อนทับกัน (สีขาว) มาหาค่าทางสถิติเพื่อนำไปเป็นตัวแทนในการวิเคราะห์ผลต่อไปได้ค่าต่างๆดังตารางที่ 4.4

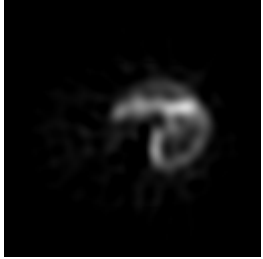


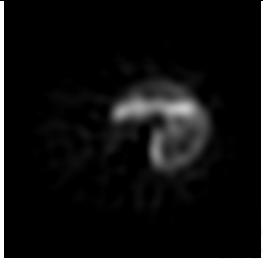
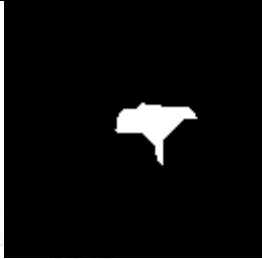
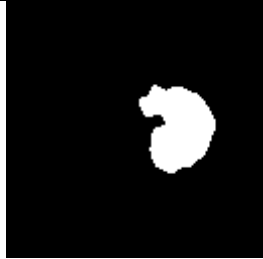
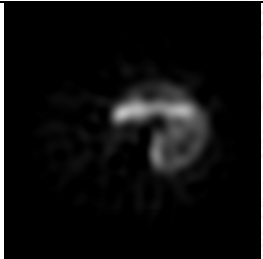

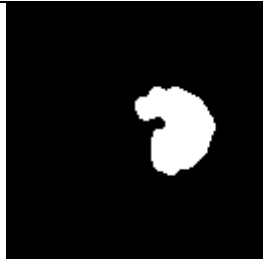
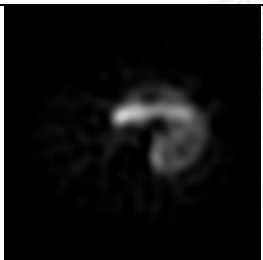


ตารางที่ 4. 2 เปรียบเทียบพื้นที่ของกระเพาะอาหารในแต่ละสไลด์ที่ได้จากวิธีกึ่งอัตโนมัติกับพื้นที่ที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญทางรังสี

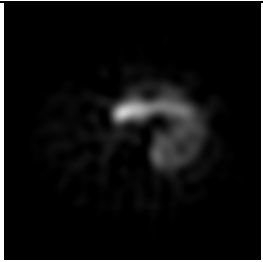

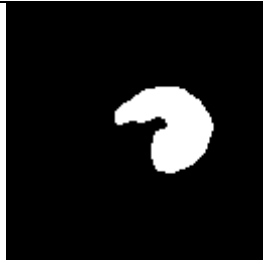
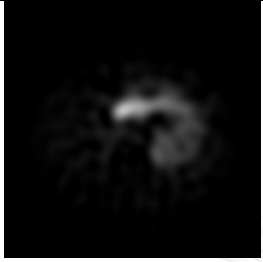


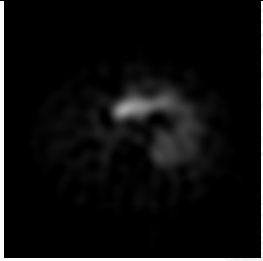


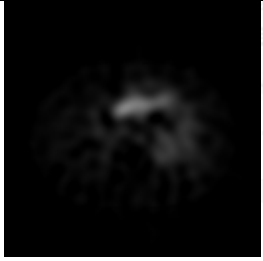


สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
1		 จำนวนพิกเซล = 0	 จำนวนพิกเซล = 2
2		 จำนวนพิกเซล = 118	 จำนวนพิกเซล = 100
3		 จำนวนพิกเซล = 172	 จำนวนพิกเซล = 184
4		 จำนวนพิกเซล = 331	 จำนวนพิกเซล = 338



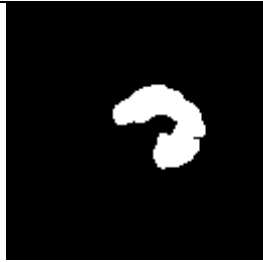
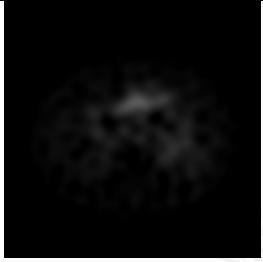

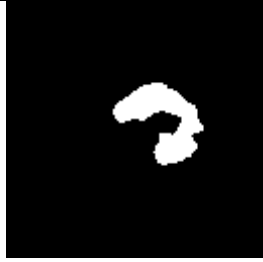
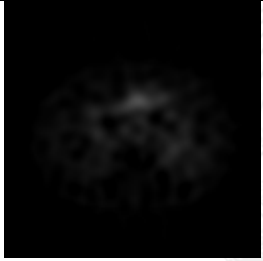





สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
5		 จำนวนพิกเซล =279	 จำนวนพิกเซล =476
6		 จำนวนพิกเซล =359	 จำนวนพิกเซล =594
7		 จำนวนพิกเซล =439	 จำนวนพิกเซล =681
8		 จำนวนพิกเซล =487	 จำนวนพิกเซล =765

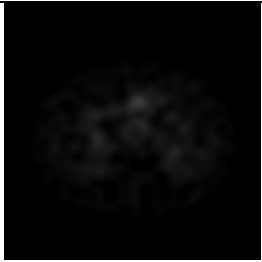


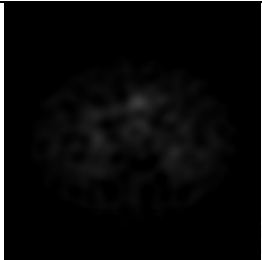
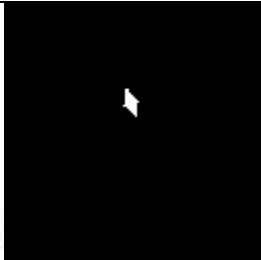

สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
9		 จำนวนพิกเซล = 548	 จำนวนพิกเซล = 834
10		 จำนวนพิกเซล = 580	 จำนวนพิกเซล = 888
11		 จำนวนพิกเซล = 603	 จำนวนพิกเซล = 935
12		 จำนวนพิกเซล = 616	 จำนวนพิกเซล = 980

สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
13		 จำนวนพิกเซล = 630	 จำนวนพิกเซล = 1022
14		 จำนวนพิกเซล = 541	 จำนวนพิกเซล = 1079
15		 จำนวนพิกเซล = 539	 จำนวนพิกเซล = 1121
16		 จำนวนพิกเซล = 483	 จำนวนพิกเซล = 1148

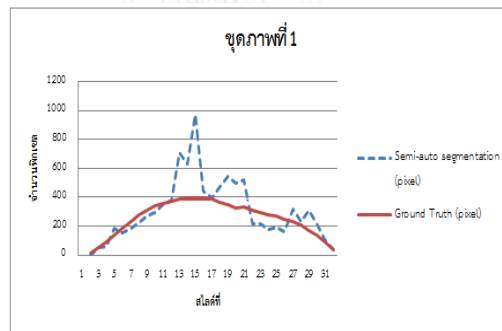
สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
17		 จำนวนพิกเซล = 815	 จำนวนพิกเซล = 1227
18		 จำนวนพิกเซล = 519	 จำนวนพิกเซล = 1231
19		 จำนวนพิกเซล = 562	 จำนวนพิกเซล = 1215
20		 จำนวนพิกเซล = 734	 จำนวนพิกเซล = 1164

สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
21		 จำนวนพิกเซล = 725	 จำนวนพิกเซล = 1104
22		 จำนวนพิกเซล = 713	 จำนวนพิกเซล = 991
23		 จำนวนพิกเซล = 725	 จำนวนพิกเซล = 854
24		 จำนวนพิกเซล = 645	 จำนวนพิกเซล = 706

สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
25		 จำนวนพิกเซล = 799	 จำนวนพิกเซล = 405
26		 จำนวนพิกเซล = 592	 จำนวนพิกเซล = 282
27		 จำนวนพิกเซล = 216	 จำนวนพิกเซล = 208
28		 จำนวนพิกเซล = 297	 จำนวนพิกเซล = 130

สไลด์ที่	ภาพจาก SPECT	Semi-auto segmentation	Ground Truth
29		 จำนวนพิกเซล = 133	 จำนวนพิกเซล = 41
30		 จำนวนพิกเซล = 57	 จำนวนพิกเซล = 20
รวมจำนวนพิกเซลทั้งหมดที่ได้		14257	20726

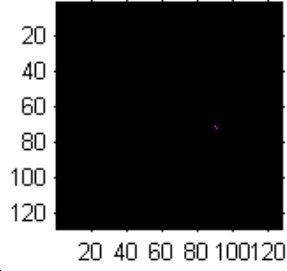
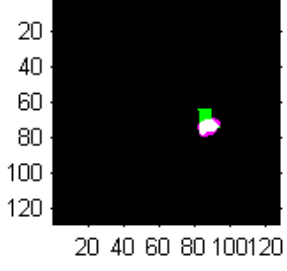
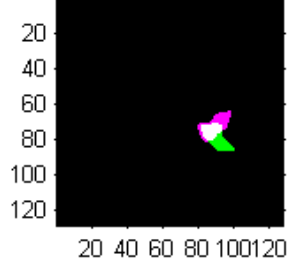
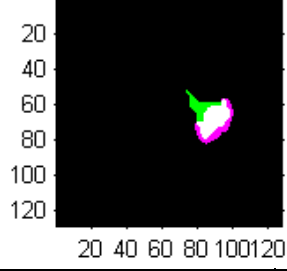
ตารางที่ 4. 3 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของทุกภาพถ่าย SPECT ของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 1

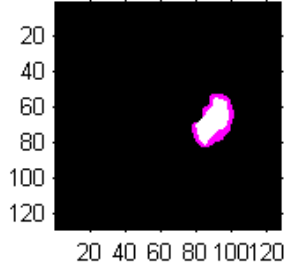
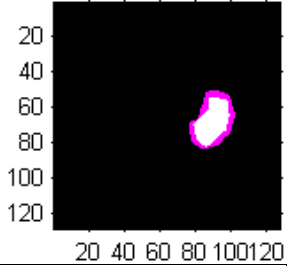
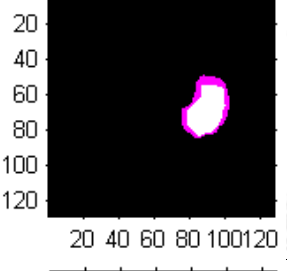
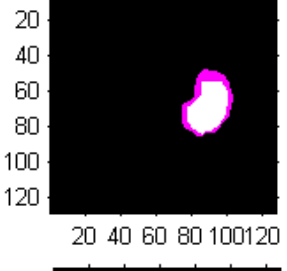
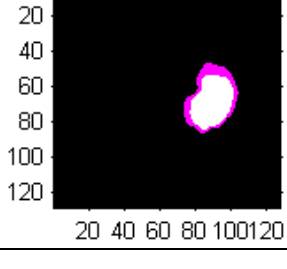


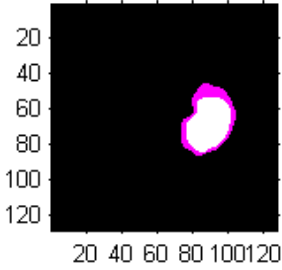
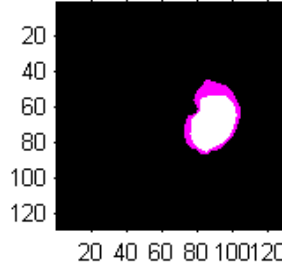
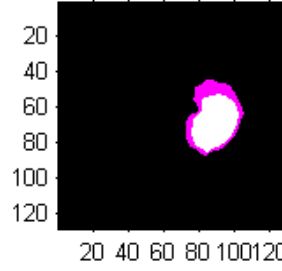
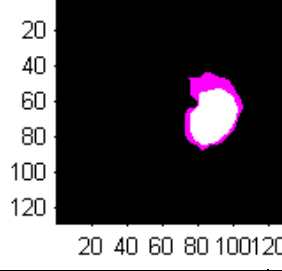
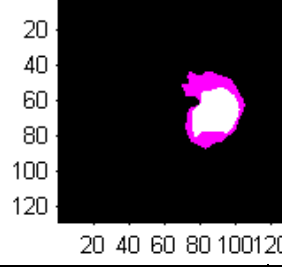
สไลด์ที่	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	
ชุดภาพที่ 1	Semi-auto	0	55	60	187	156	181	227	268	290	346	388	711	632	973	444	476	545	500	520	216	214	179	196	163	314	234	397	310	216	103	38
	Ground Truth	16	50	94	135	185	250	277	311	339	356	371	386	394	392	392	365	349	329	351	311	294	282	270	248	250	210	388	172	137	88	35

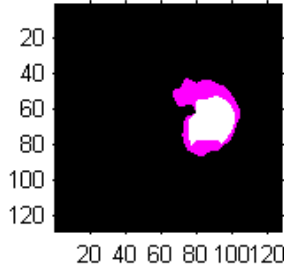
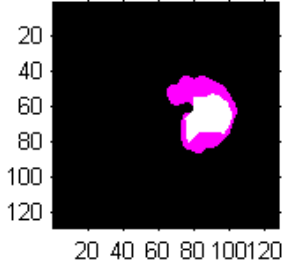
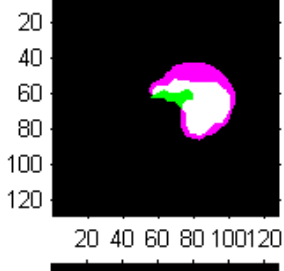
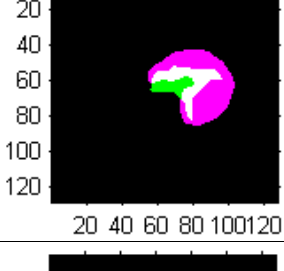
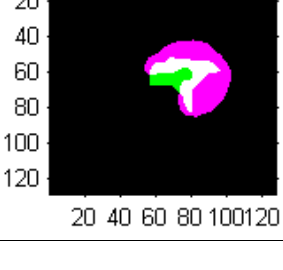
ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 209.28 ml. ปริมาตรจาก Ground truth = 174.85 ml. Percent error = 19.69%

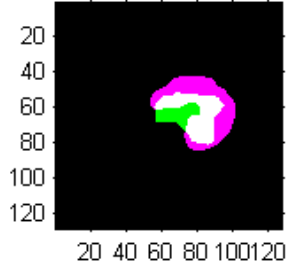
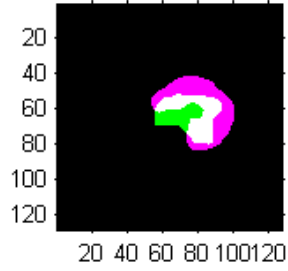
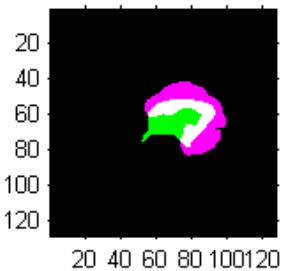
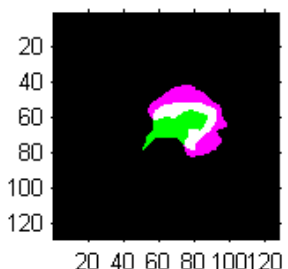
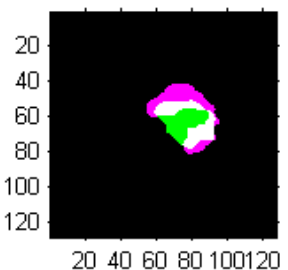
ตารางที่ 4. 4 ตัวอย่างชุดภาพ SPECT จากกระเพาะอาหาร นำมาเปรียบเทียบเพื่อหาค่าทางสถิติ

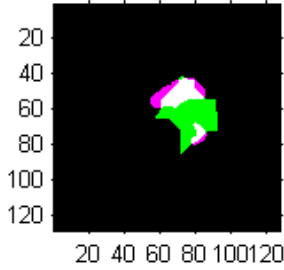
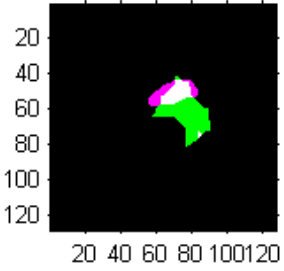
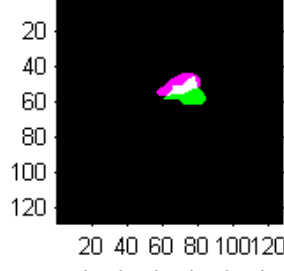
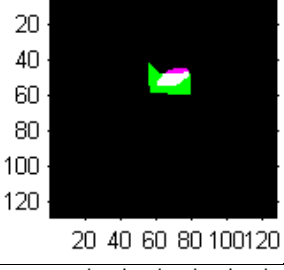
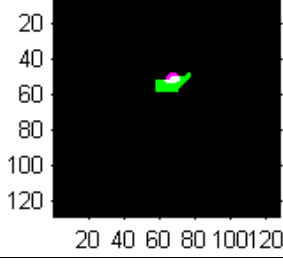
ภาพ ที่	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
1		0	16382	0	2	0	100	99.98
2		70	16236	48	30	70	99.71	99.52
3		88	16116	84	96	47.83	99.48	98.90
4		221	15936	11 0	117	65.38	99.31	98.61

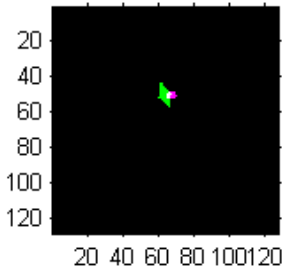
ល.រ រូប	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
5		279	15908	0	197	58.61	100	98.79
6		359	15790	0	235	60.44	100	98.57
7		439	15703	0	242	64.46	100	98.52
8		487	15619	0	278	63.66	100	98.30
9		548	15550	0	286	65.71	100	98.25

ภาพที่	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
10		580	15496	0	308	65.32	100	98.12
11		603	15449	0	332	64.5	100	97.97
12		616	15404	0	364	62.86	100	97.78
13		630	15362	0	392	61.64	100	97.61
14		541	15305	0	538	50.14	100	96.72

រូប ថ្មី	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
15		539	15263	0	582	48.08	100	96.45
16		483	15236	0	665	42.07	100	95.94
17		694	15036	121	533	56.56	99.20	96.01
18		359	14993	160	872	29.16	98.94	93.70
19		385	14992	177	830	31.69	98.83	93.85

ภาพ ที่	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
20		522	15008	212	642	44.85	98.61	94.79
21		474	15029	251	630	42.93	98.36	94.62
22		383	15063	330	608	38.65	97.86	94.27
23		345	15150	380	509	40.4	97.55	94.57
24		342	15375	303	364	48.44	98.07	95.93

ភាព រឹង រ៉ាំ	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
25		268	15448	531	137	66.17	96.67	95.92
26		162	15672	430	120	57.45	97.32	96.64
27		86	16046	130	122	41.35	99.19	98.46
28		100	16057	197	30	76.92	98.79	98.61
29		26	16236	107	15	63.41	99.3	99.25

ภาพ ที่	Semi-auto segmentation	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
30		8	16315	49	12	40	99.7	99.68
	ค่าเฉลี่ย	354.57	15572.5	120.7	336.3	52.29	99.22	97.21

4.3.2 วิเคราะห์ผล

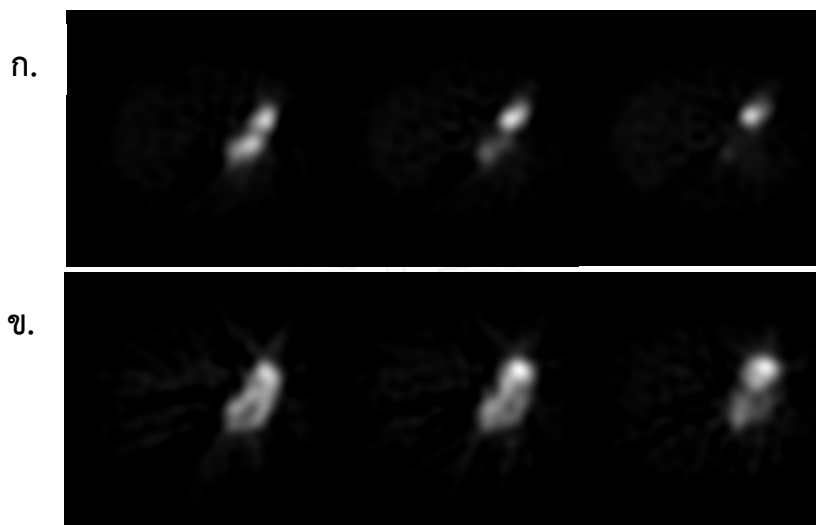
จากตัวอย่างในตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบบริเวณพื้นที่ที่ได้จากวิธีกึ่งอัตโนมัติเทียบกับที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญ จะเห็นได้ว่า ในแต่ละสไลด์พื้นที่ที่ได้จากทั้ง 2 วิธีครอบคลุมบริเวณกระเพาะต่างๆกันไป ในขนาดและรูปร่าง แต่ก็มีบริเวณที่ครอบคลุมร่วมกันทั้งสองวิธี แต่ผลจากผู้เชี่ยวชาญอาจจะมีขนาดใหญ่กว่า

จากการเปรียบเทียบขนาดของพื้นที่แต่ละสไลด์ในทุกชุดภาพจากตารางที่ 4.3 (จากภาคผนวก ก) จะเห็นว่าใน 1 ชุด การกำหนดพื้นที่แต่ละสไลด์ของผู้เชี่ยวชาญจะมีความแตกต่างกันไม่มากและมีลักษณะเพิ่มขนาดขึ้นแล้วลดลงตามลำดับสไลด์ ในขณะที่วิธีกึ่งอัตโนมัติให้ผลที่เพิ่มขึ้นและลดลงโดยไม่มีรูปแบบ ผู้วิจัยคาดว่าผู้เชี่ยวชาญที่ทำการแบ่งส่วนภาพได้ใช้ความรู้ด้านสรีรวิทยาและกายวิภาคศาสตร์เกี่ยวกับกระเพาะอาหารและอวัยวะภายในที่อยู่ใกล้เคียงประกอบการตัดสินใจในการแบ่งส่วนกระเพาะอาหาร แต่ขั้นตอนวิธีที่นำเสนอไม่ได้ใช้ความรู้นี้ประกอบแต่ดูจากข้อมูลภาพเท่านั้น

สำหรับค่าปริมาตรที่ได้จากตารางที่ 4.3 (จากภาคผนวก ก) จะเห็นว่าปริมาตรที่ได้จากวิธีกึ่งอัตโนมัติกับของผู้เชี่ยวชาญ ส่วนใหญ่จะไม่ต่างกันมาก ซึ่งความแตกต่างที่เกิดอาจเนื่องจากชุดภาพที่นำมาใช้มีทั้งภาพของกระเพาะอาหารก่อนและหลังรับประทานอาหาร ดังตัวอย่างในรูป 4.7 จากผลการทดลองไม่ว่าจะพิจารณาด้วยสายตาหรือพิจารณาผลเทียบกับผู้เชี่ยวชาญด้านรังสี จะสังเกตได้ว่า ผลจากตอนที่กระเพาะอาหารขยายตัวเต็มที่แล้วหลังรับประทานอาหาร (ขนาดของกระเพาะอาหารจะมีขนาดใหญ่) และจะได้ผลที่ตึกว่ากระเพาะอาหารที่ยังไม่ขยายตัว (ขนาดของกระเพาะอาหารจะมีขนาดเล็กมาก) อาจมีสาเหตุมาจากรูปกระเพาะอาหารในขณะที่ยังไม่ขยายตัวจะขนาดเล็ก ค่านับวัดที่มีค่ามากที่สุดที่เราต้องการจะพิจารณาอาจจะกองกันอยู่บริเวณตรงกลางๆ และด้วยขั้นตอนวิธีที่ใช้จุดศูนย์กลางมวลเป็นจุดสำคัญอาจจะมีผลคลาดเคลื่อนไม่อยู่ภายในบริเวณค่าที่มีค่านับวัดมากที่สุด

จึงทำให้การหาค่านับวัดมากที่สุดนั้นผิด และได้ขอบที่ผิดมาซึ่งเป็นของที่ไม่ใช่ขอบของกระเพาะอาหารที่ควรจะเป็น

นอกจากนี้ จะสังเกตได้จากค่าสถิติต่าง จากตัวอย่างตารางที่ 4.4 จะเห็นว่า ค่า accuracy มีค่าสูงมากเข้าใกล้ 100% นั่นคือมีความถูกต้องในค่อนข้างสูง แต่สิ่งที่ได้กล่าวถึงในข้างต้นว่าขั้นตอนวิธีที่นำเสนอไม่ได้ใช้ความรู้ด้านสรีรวิทยาและกายวิภาคศาสตร์มาใช้ แต่เป็นเพียงการใช้ค่านับวัดสูงสุดเท่านั้นเป็นเกณฑ์



รูปที่ 4. 7 ตัวอย่างภาพกระเพาะอาหารก่อนและหลังรับประทานอาหาร ก. ภาพกระเพาะอาหารก่อนรับประทานอาหาร และ ข. ภาพกระเพาะอาหารหลังรับประทานอาหาร



รูปที่ 4. 8 ตัวอย่างภาพกระเพาะอาหารที่พบปัญหาจากการใช้วิธีกึ่งอัตโนมัติ

จากรูปที่ 4.8 จะเห็นว่าค่านับวัดจะกองตัวอยู่บริเวณด้านบนบนเป็นเส้นในลักษณะที่ทอดตัวยาว และบริเวณที่สารเภสัชรังสีไปเกาะอยู่นั้นมีส่วนที่ไม่ใช่กระเพาะอาหารด้วยดังรูป ก. ดังนั้นในการกำหนดจุดเริ่มต้นในการหาค่านับวัดสูงสุด ให้อยู่ภายในบริเวณที่ค่านับวัดสูงสุดย่อมมีผลต่อการประมวลผลภาพ เพราะหากจุดเริ่มต้นอยู่นอกบริเวณที่ต้องการพิจารณา จะทำให้ได้ผลที่ผิดพลาดดังรูป ข. เป็นผลให้ได้ส่วนที่ไม่ใช่กระเพาะอาหารมา และไม่ได้ครอบคลุมส่วนของกระเพาะอาหารทั้งหมด ส่วนรูป ค. เป็นผลที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญ จะเห็นได้ว่าผลจากผู้เชี่ยวชาญจะเป็นรูปร่างที่มี

ลักษณะรูปร่างคล้ายกระเพาะอาหารมากกว่าการใช้วิธีกึ่งอัตโนมัติ เพราะผู้เชี่ยวชาญสามารถวิเคราะห์ได้ว่าบริเวณใดคือตำแหน่งของกระเพาะอาหาร และรูปร่างของกระเพาะอาหารเป็นอย่างไร ซึ่งผลที่ได้นั้นจะครอบคลุมบริเวณกระเพาะอาหารทั้งหมดรวมไปถึงบริเวณที่มีค่านับวัดต่ำๆ แต่ทางการแพทย์ถือว่าเป็นส่วนหนึ่งของกระเพาะอาหารด้วย ด้วยเหตุนี้จึงทำให้ผลที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญมักจะมีขนาดที่ใหญ่กว่าผลที่ได้จากวิธีกึ่งอัตโนมัติเสมอ รูป ง. เป็นผลที่ได้จากเปรียบเทียบเพื่อให้เห็นในส่วนที่ทับกันและต่างกันอย่างชัดเจน โดยที่สีชมพูคือบริเวณที่ได้จากผู้เชี่ยวชาญ สีเขียวคือผลที่ได้วิธีกึ่งอัตโนมัติ และสีขาว คือบริเวณที่ได้พื้นที่เหมือนกันระหว่างผลจากผู้เชี่ยวชาญและผลจากวิธีกึ่งอัตโนมัติ ซึ่งเห็นได้ว่ามีทั้งส่วนที่ครอบคลุมกัน หากพิจารณาเป็นตัวเลขที่สื่อถึงพื้นที่อาจจะใกล้เคียงกัน แต่หากมองในแง่ตำแหน่งจะมีความผิดพลาดเกิดขึ้นเนื่องจากการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีไม่ได้กระจายอย่างสม่ำเสมอ ทำให้ค่านับวัดสูงสุดของสารเภสัชรังสีไม่ได้อยู่บริเวณขอบของกระเพาะอาหารโดยรอบ ผลที่ออกมาจึงได้ค่าที่ผิดเพี้ยนไป



บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะเป็นการสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะที่ได้จากการทดลองวิธีการหาปริมาณในภาพ SPECT ทั้งแบบอัตโนมัติและกึ่งอัตโนมัติ และสรุปผลที่ได้จากการทำวิจัยนี้ โดยที่การวิเคราะห์ผลจากวิธีการหาปริมาณในภาพ SPECT แบบอัตโนมัติจะเป็นการเปรียบเทียบผลเทียบกับแบบจำลองที่ทราบขนาด และนำผลจากผู้เชี่ยวชาญทางด้านรังสีมาวิเคราะห์เทียบกับแบบจำลองที่ทราบขนาดเช่นกัน แต่สำหรับวิธีการหาปริมาณในภาพ SPECT แบบกึ่งอัตโนมัติจะวิเคราะห์และเปรียบเทียบผลโดยยึดผลของผู้เชี่ยวชาญด้านรังสีเป็น Ground Truth

5.1 สรุปผลการวิจัย

เนื่องจากการหาปริมาณของกระเพาะอาหารจริงนั้นไม่สามารถทำได้ และการหาปริมาณของกระเพาะอาหารจากภาพ SPECT ก็เป็นเรื่องที่ยากเพราะกระเพาะอาหารมีการเคลื่อนไหวอยู่ตลอดเวลา และเนื่องจากการเกาะติดของสารเภสัชรังสีที่ผนังภายในของกระเพาะอาหารอาจไม่สม่ำเสมอ ทำให้ได้ภาพที่มีขอบของกระเพาะอาหารไม่ชัดเจนและขอบที่ได้มีความหนาจากการฟุ้งของสารเภสัชรังสี ดังนั้นการใช้แบบจำลองทรงเรขาคณิตที่คำนวณปริมาตรได้ จึงเป็นทางเลือกเพื่อนำมาใช้เป็นขีดวัดปริมาตรที่ถูกต้องได้ ซึ่งจากการทดลองผลปรากฏว่า การใช้ค่านับวัดที่มากที่สุดให้ผลที่ถูกต้องที่สุด

แต่เมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับกระเพาะอาหารอาจได้ผลที่ไม่ถูกต้อง โดยส่วนมากผลของผู้เชี่ยวชาญมักจะมีได้ปริมาตรที่มากกว่าวิธีการแบบกึ่งอัตโนมัติที่นำเสนอ เนื่องจากผู้เชี่ยวชาญนำความรู้ทางด้านสรีรวิทยาและกายวิภาคของกระเพาะอาหารมาเสริมในการตัดสินใจเพื่อเลือกบริเวณที่เป็นกระเพาะอาหาร และส่วนที่ผู้เชี่ยวชาญเลือกมักจะเป็นขอบนอกของกระเพาะอาหาร ทำให้ได้พื้นที่ที่มากกว่า

เนื่องจากสภาวะแวดล้อมของกระเพาะอาหารและแบบจำลองนั้นต่างกัน สำหรับกระเพาะอาหารจะมีปัจจัยอื่นๆเข้ามาเกี่ยวข้องไม่ว่าจะเป็นการที่กระเพาะอาหารมีการเคลื่อนไหวอยู่ตลอดเวลา สารเภสัชรังสีที่เข้าไปจับอาจจะไม่สม่ำเสมอเพราะเป็นการฉีดเข้าไปตามกระแสเลือดจึงไม่สามารถควบคุมได้ และยังมีอวัยวะอื่นๆอยู่ติดกับกระเพาะอาหารเช่น ลำไส้เล็ก ปัจจัยต่างๆเหล่านี้ไม่สามารถควบคุมได้ จึงเป็นเรื่องยากที่จะทำแบบจำลองให้เสมือนจริง ดังนั้นการนำความรู้ทางด้านสรีรวิทยาและกายวิภาคของกระเพาะอาหารมาเสริมจึงจะทำให้ได้ผลที่ถูกต้องยิ่งขึ้น ส่วนในเรื่องของโปรแกรมอัตโนมัติที่ได้พัฒนาขึ้น ยังคงมีปัญหาในเรื่องการกำหนดจุดเริ่มต้นที่ถูกต้องเพื่อใช้หาแนว

เส้นตรงที่ต้องการ ซึ่งจุดเริ่มต้นดังกล่าวควรจะอยู่ในวัตถุที่ต้องการหาปริมาตรและควรจะอยู่ในค่านับวัดที่มากที่สุดเช่นกัน

5.2 ข้อเสนอแนะ

การถ่ายภาพแบบจำลองด้วย SPECT มุมและตำแหน่งการวางลำวนมีผลต่อการนำภาพมาประมวลผลต่อ ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการวางแบบจำลองในลักษณะตรงและตั้งฉากไปกับหัววัดรังสีเพียงอย่างเดียว ดังนั้นค่านับวัดในสไลด์แรกๆ ของชุดภาพจะมีค่ามากกว่าในช่วงสไลด์กลางๆ ทำให้นำคุณลักษณะนี้มาใช้ในการกำหนดสไลด์ได้ การคำนวณด้วยสายตามีการผิดพลาดเพราะผู้เชี่ยวชาญอาจจะคิดว่าตำแหน่งที่มีความนับวัดปรากฏขึ้นคือบริเวณของขอบเขตของแบบจำลองทันที ดังนั้นเพื่อให้ได้วิธีการคำนวณหาปริมาตรที่ถูกต้องแม่นยำยิ่งขึ้น ควรจะมีการเก็บภาพถ่ายด้วย SPECT เพิ่มเติมในมุมอื่นๆ เพื่อนำมาวิเคราะห์และประมวลผลต่อไป

กระเพาะอาหารมีการทำงานตลอดเวลาและมีส่วนต่อเนืองกับอวัยวะอื่นๆ ดังนั้นการใช้ความรู้ทางสรีรวิทยาและกายวิภาคศาสตร์เข้ามาเป็นเกณฑ์ตัดสินก็ยิ่งจะได้ผลการทดลองที่ดีขึ้น

นอกจากนี้ การหาจุดเริ่มต้นในการหาแนวเส้นตรงซึ่งเป็นจุดที่สำคัญมากเพราะใช้เป็นจุดเริ่มต้นเพื่อลากเส้นไปยังขอบของรูปแล้วหาค่านับสูงสุดต่อไป จุดนี้ควรต้องอยู่ในกระเพาะอาหารและภายในค่านับวัดที่มากที่สุด ซึ่งการตัดส่วนของอวัยวะอื่นๆ ที่ติดอยู่กับกระเพาะอาหารภายในชุดรูปภาพนั้นออกก่อนอาจจะส่งผลให้ได้จุดเริ่มต้นที่ถูกต้องมากขึ้นด้วย

รายการอ้างอิง

- [1] Smith, M. L. Functional dyspepsia pathogenesis and therapeutic options: implications for management. Digestive and Liver Disease 37 (2005): 547-58.
- [2] Schwizer, W., Steingotter, A., Fox, M., Zur, T., Thumshirn, M., Bosiger, P., and Fried, M. Non-invasive measurement of gastric accommodation in humans. Gut. 51 (2002): i59-i62
- [3] Ang, D. Measurement of gastric accommodation: a reappraisal of conventional and emerging modalities. Neurogastroenterol Motil. 23 (April 2011): 287-91.
- [4] Bouras, E. P., Delgado-Aros, S., Camilleri, M., Castillo, E. J., Burton, D. D., Thomforde, G. M., and Chial, H. J. SPECT imaging of the stomach: comparison with barostat, and effects of sex, age, body mass index, and fundoplication. Single photon emission computed tomography. Gut. 51 (December 2002): 781-6.
- [5] Van den Elzen, B. D., Bennink, R. J., Wieringa, R. E., Tytgat, G. N., and Boeckxstaens, G. E. Fundic accommodation assessed by SPECT scanning: comparison with the gastric barostat. Gut. 52 (2003):1548–54.
- [6] Bennink, R. J., van den Elzen, B. D., Kuiken, S. D., and Boeckxstaens, G. E. Noninvasive measurement of gastric accommodation by means of pertechnetate SPECT: limiting radiation dose without losing image quality. J. Nucl Med. 45 (January 2004): 147-52.
- [7] Vasavid, P., Chaiwatanarata, T., and Gonlachanvit, S. The reproducibility of ^{99m}Tc-pertechnetate single photon emission computed tomography (SPECT) for measurement of gastric accommodation in healthy humans: evaluation of

the test results performed at the same time and different time of the day.
J Neurogastroenterol Motil. 16 (October 2010): 401-406.

- [8] Marshall, Kent., Graaff, V.D., and Fox, S.I. Concepts of human anatomy & physiology. 5th ed. Boston: WCB McGraw-Hill, 1999.
- [9] Tortora ,G.J., and Anagnostakos N.P. Principles of anatomy and physiology. 5th ed. NewYork: Harper & Row, Publishers, 1987.
- [10] ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์. รศ.ดร. พื้นฐานวิศวกรรมชีวการแพทย์. สมาคมวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ ไทย, 2555.
- [11] Simon, R. C., James, A. S., and Micheal, E. P. Physics in nuclear medicine. Elsevier Science, 2003.
- [12] De Schepper, H. U., Cremonini, F., Chitkara, D., and Camilleri, M. Assessment of gastric accommodation: overview and evaluation of current methods. Neurogastroenterol Motil. 16 (2004): 275–85.
- [13] Jayadevappa, D., Murty, D., and Kumar, S. Medical image segmentation algorithms using deformable models: a review. IETE Tech Rev. 28 (2011): 248-55
- [14] Kass, M., Witkin, A., and Terzopoulos D. Snakes: active contour models. International Journal of Computer Vision 1(January 1988): 321-31.
- [15] Bezdek, J. C., Hall, L. O., and Clarke, L. P. Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition. Med Phys. 20 (July - August 2003): 1033-48.
- [16] Clarke, L. P., Velthuisen, R. P., Camacho, M. A., Heine, J. J., Vaidyanathan, M., Hall, L. O., Thatcher, R. W., and Silbiger, M. L. MRI segmentation: methods and applications. 13 (August 1995): 343-68.

- [17] McInerney, T., and Terzopoulos, D. Deformable models in medical image analysis: a survey. Medical Image Analysis 1 (1996): 91–108.
- [18] Pham, D. L., Xu, C., and Prince, J. L. Current methods in medical image segmentation. Annual Review of Biomedical Engineering 2 (August 2000): 315-37.
- [19] Suri, J. S., Singh, S., and Reden, L. Computer vision and pattern recognition techniques for 2-D and 3-D MR cerebral cortical segmentation (part I): a state-of-the-art review. Pattern Analysis & Applications 5 (May 2002): 46-76.
- [20] Withey, J. D., and Koles, J. Z. A review of medical image segmentation: methods and available software. International Journal of Bioelectromagnetism 10 (January 2008): 125-48.
- [21] Kontos, D., Wang, Q., Megalooikonomou, V., Maurer, H. A., Knight, C. L., Kantor, S., and et al. A 3D image analysis tool for SPECT imaging. Proceedings of the SPIE 5744 (2005): 839-47.
- [22] Berger, M. -O. Snake growing. Computer Vision (ECCV 90), Lecture Notes in Computer Science 427 (1990): 570-2.
- [23] Cohen, L.D. On active contour models and balloons. CVGIP: Image Understanding 53 (March 1991): 211-8.
- [24] Cohen, L.D. Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 15 (Nov 1993): 1131-47.
- [25] Poon, S. C., Braun, M., Fahrig, R., Ginige, A., and Dorrell, A. Segmentation of medical images using an active-contour model incorporating region-based

- image features. Proc. SPIE 2359, Visualization in Biomedical Computing 90 (1994)
- [26] Xu, C., and Prince, L. J. Generalized gradient vector flow external forces for active contours. Signal Processing 71 (1998): 131-139.
- [27] Liu, T., Zhou, H., Lin, F., Pang, Y., and Wu, J. Improving image segmentation by gradient vector flow and mean shift. Pattern Recognition Letters 29 (2008): 90-95.
- [28] Osher, S., and Sethian, A. J. Fronts propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. Journal of Computational Physics 79 (1988):12-49.
- [29] Chan, F. T., and Vese, A. L. Active contours without edges. IEEE Transactions on Image Processing 10 (February 2001): 266-77.
- [30] Simonian, H. P., Maurer, A. H., Knight, L. C., Kantor, S., Kontos, D., Megalooikonomou, V., and et al. Simultaneous assessment of gastric accommodation and emptying: studies with liquid and solid meals. J Nucl Med. 45 (2004): 1155-60.
- [31] Hosntalab, M., Babapour-Mofrad, F., Monshizadeh, N., and Amoui, M. Automatic left ventricle segmentation in volumetric SPECT data set by variational level set. Int J CARS 7 (2012): 837-43.
- [32] Ronfard, R. Region-based strategies for active contour models. International Journal of Computer Vision 13 (1994): 229-51.

- [33] Yezzi, J. A., Tsai, A., and Willsky, A. A fully global approach to image segmentation via coupled curve evolution equations. J. Vis. Comm. Image Rep. 13 (March 2002): 195-216.
- [34] Lankton, S., Nain, D., Yezzi, A., and Tannenbaum, A. Hybrid geodesic region-based curve evolutions for image segmentation. Proceedings of the SPIE 6510 (2007): 4u1-10.
- [35] Lankton, S., and Tannenbaum, A. Localizing region-based active contours. IEEE Transactions on Image Processing 17 (November 2008): 2029-39.
- [36] Khamwan, K., Krisanachinda, A., and Pluempitwiriyaew, C. Automated tumour boundary delineation on ^{18}F -FDG PET images using active contour coupled with shifted-optimal thresholding method. Physics in Medicine and Biology 57 (2012): 5995-6005.
- [37] Yang, R., Mirmedi, M., and Hall, D. A charged contour model for cardiac SPECT segmentation. Medical Image Understanding and Analysis (2006)
- [38] Gonzales, R., and Woods, R. Digital image processing. Addison-Wesley Publishing Company 2002.



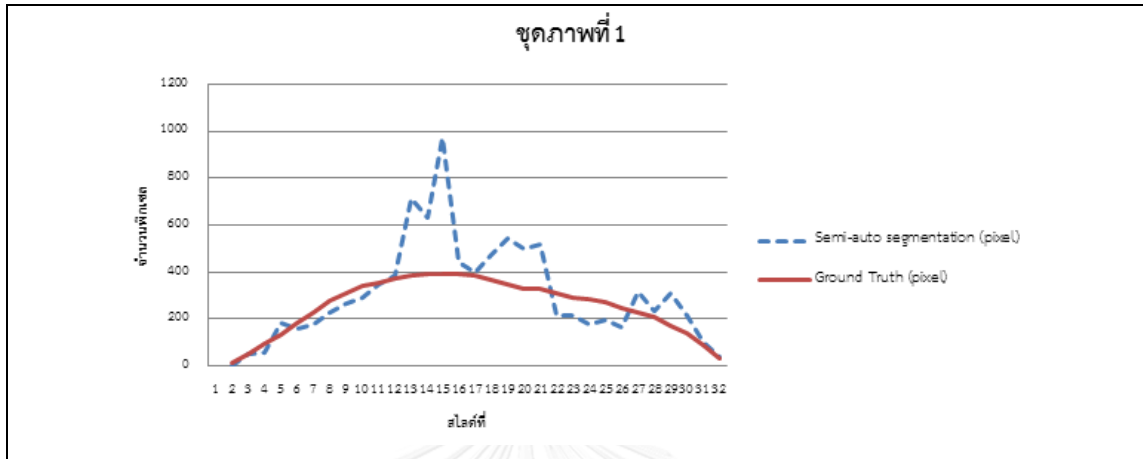
ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก

รายละเอียดผลการทดลองจากชุดภาพของ SPECT ของกระเพาะอาหาร

รูปที่ ก-1 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 1

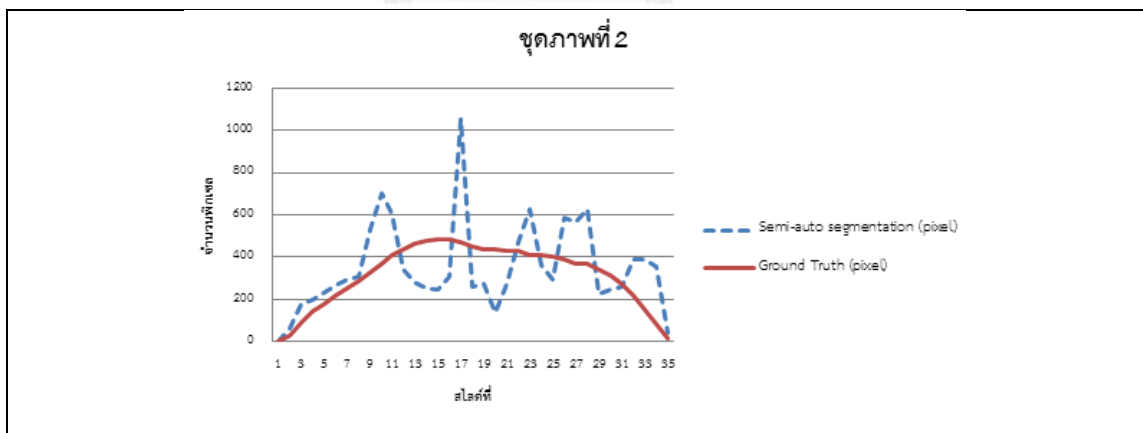


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 209.28 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 174.85 ml.

Percent error = 19.69%

รูปที่ ก-2 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 2

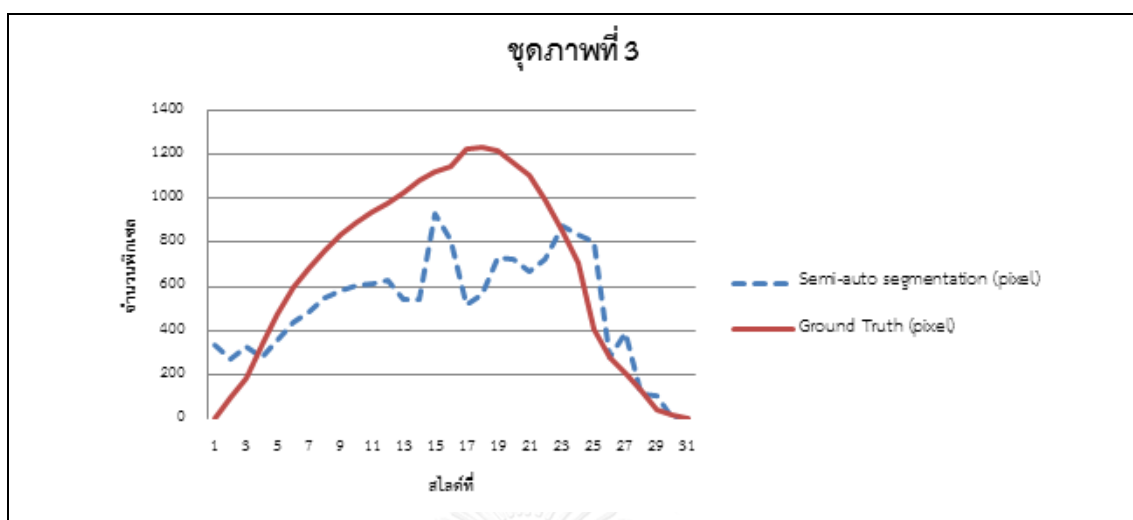


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 269.07 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 242.88 ml.

Percent error = 10.78%

รูปที่ ก-3 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 3

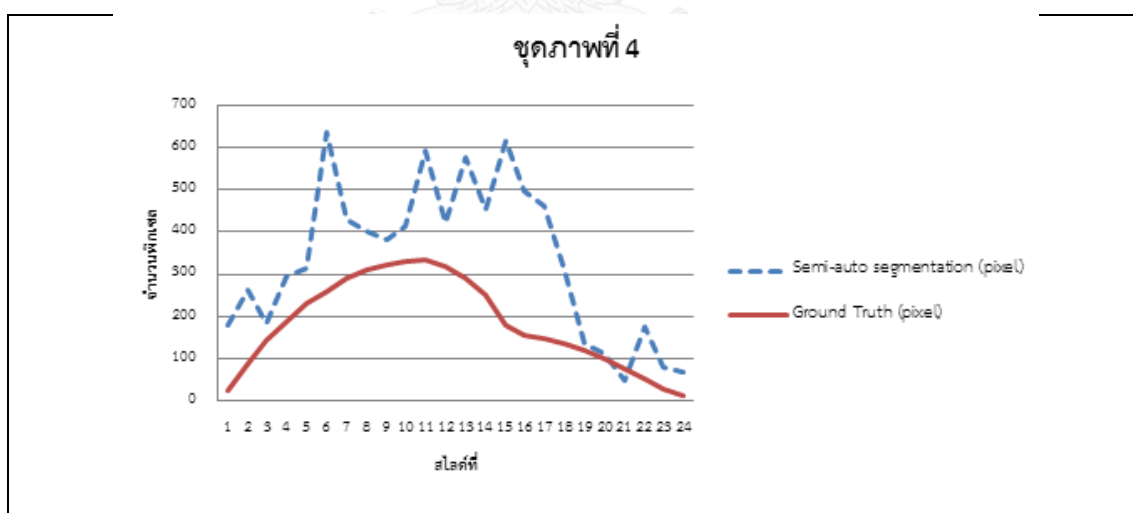


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 343.38 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 454.98 ml.

Percent error = -24.53%

รูปที่ ก-4 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 4

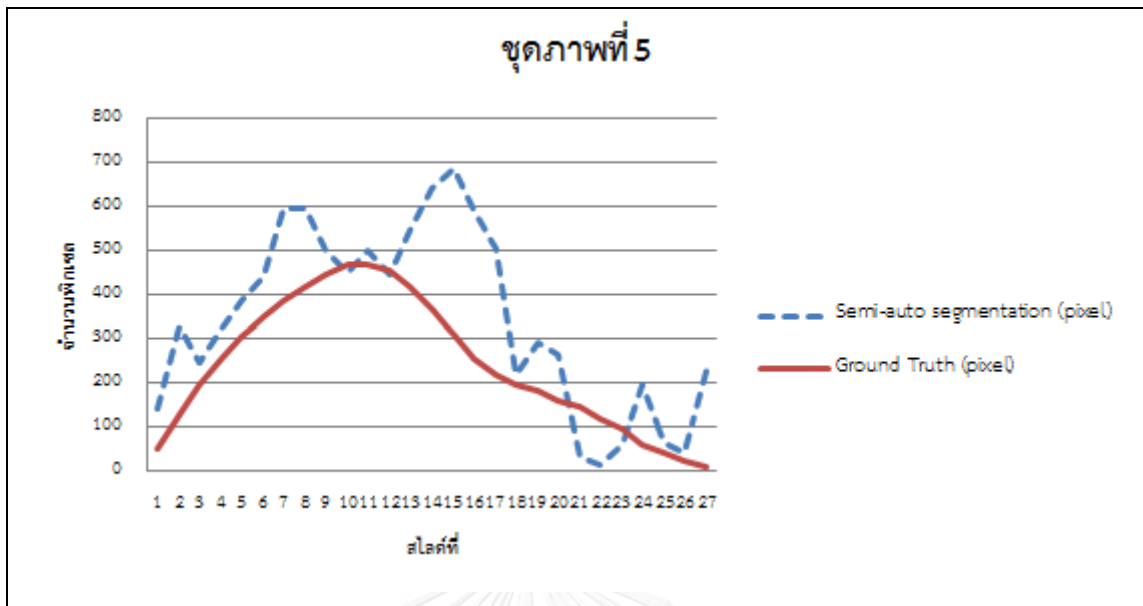


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 176.45 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 96.22 ml.

Percent error = 83.38%

รูปที่ ก-5 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 5

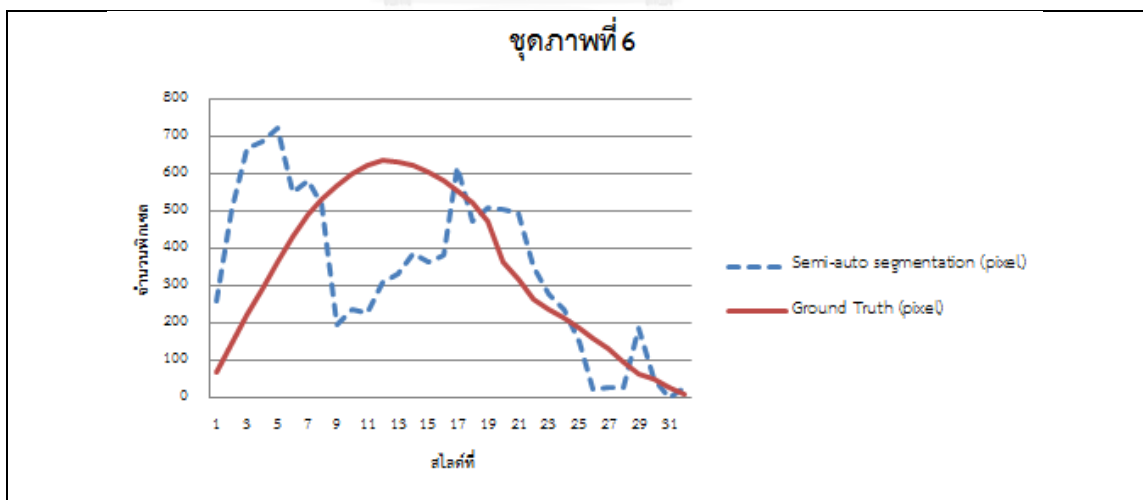


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 204.77 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 143.28 ml.

Percent error = 42.92%

รูปที่ ก-6 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 6

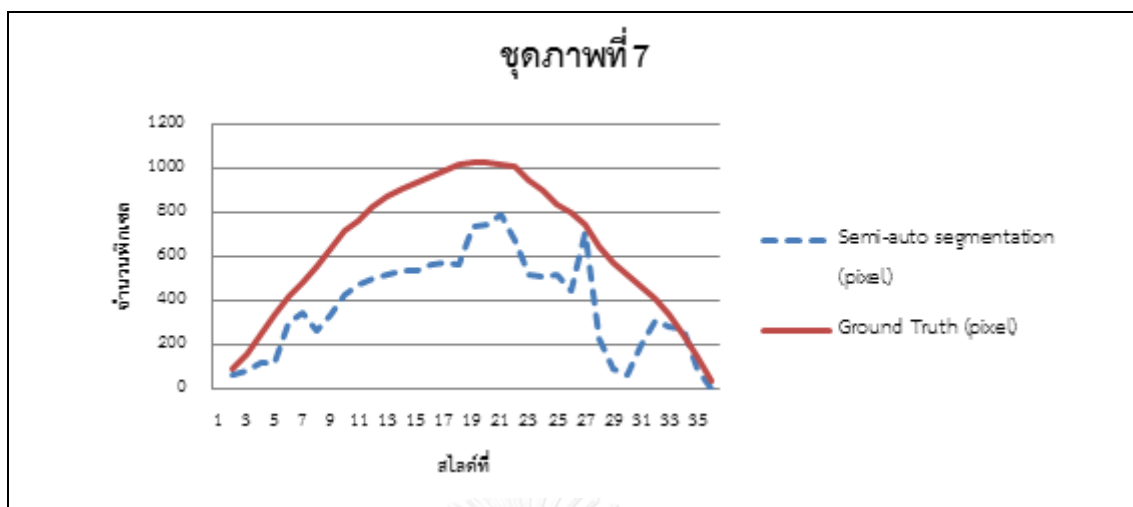


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 176.45 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 96.22 ml.

Percent error = 83.38%

รูปที่ ก-7 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 7

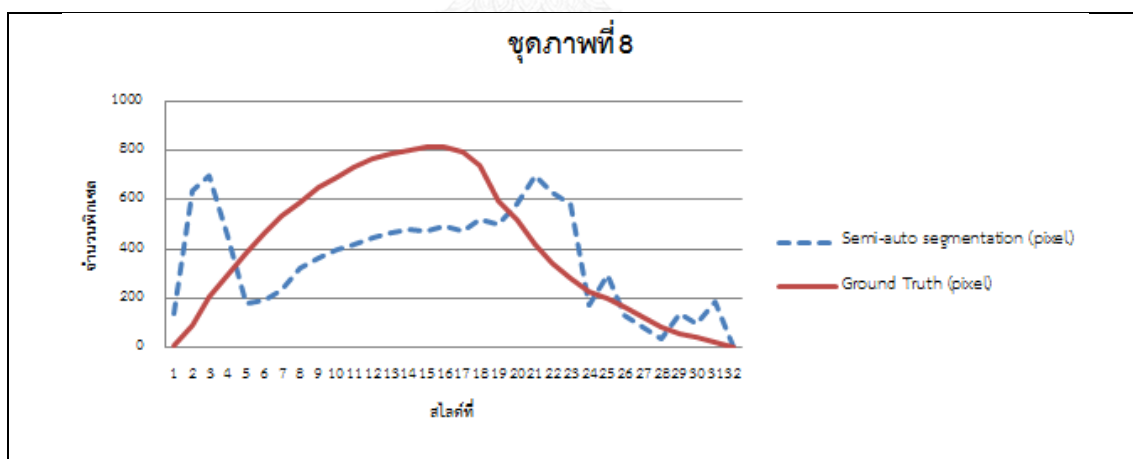


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 296.42 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 495.65 ml.

Percent error = -40.19%

รูปที่ ก-8 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 8

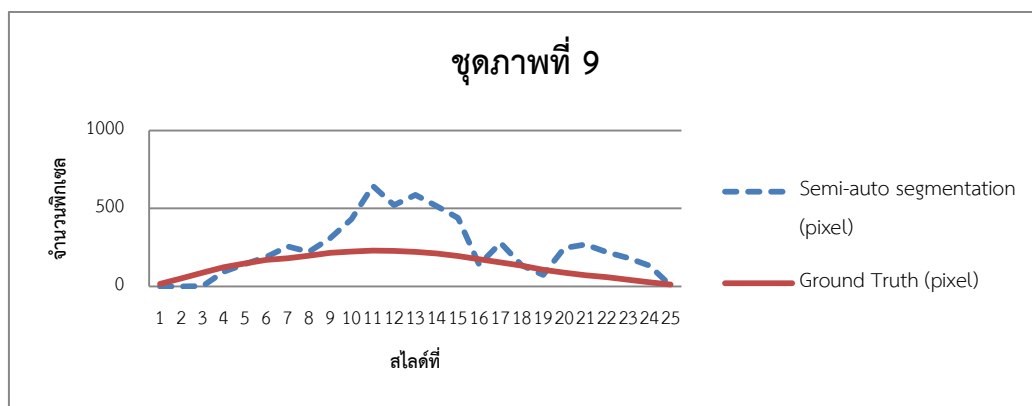


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 252.27 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 290.36 ml.

Percent error = -13.12%

รูปที่ ก-9 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 9

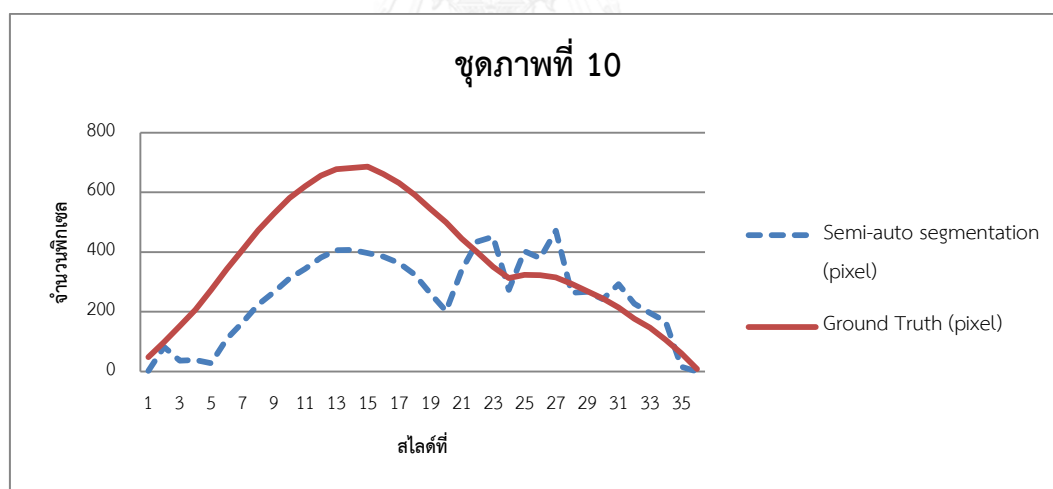


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 132.88 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 74.29 ml

Percent error = 78.86%

รูปที่ ก-10 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 10

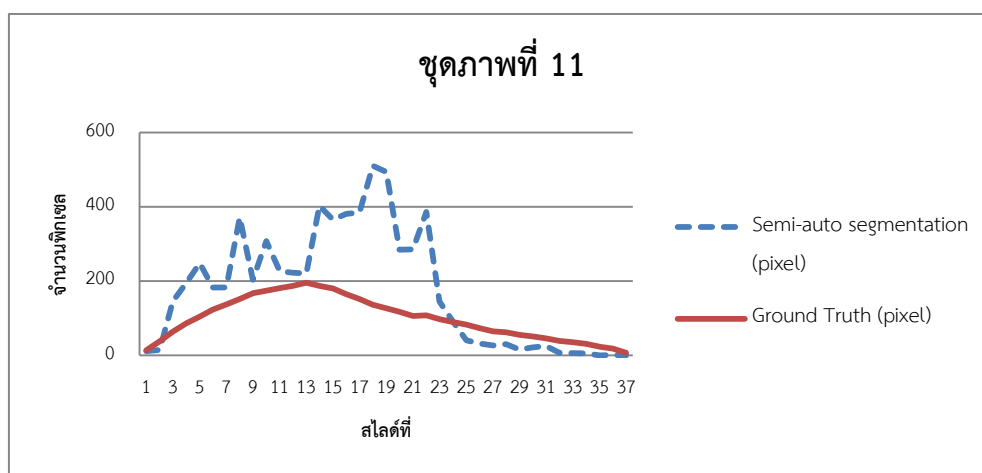


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 201.15 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 293.06 ml

Percent error = -31.36%

รูปที่ ก-11 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 11

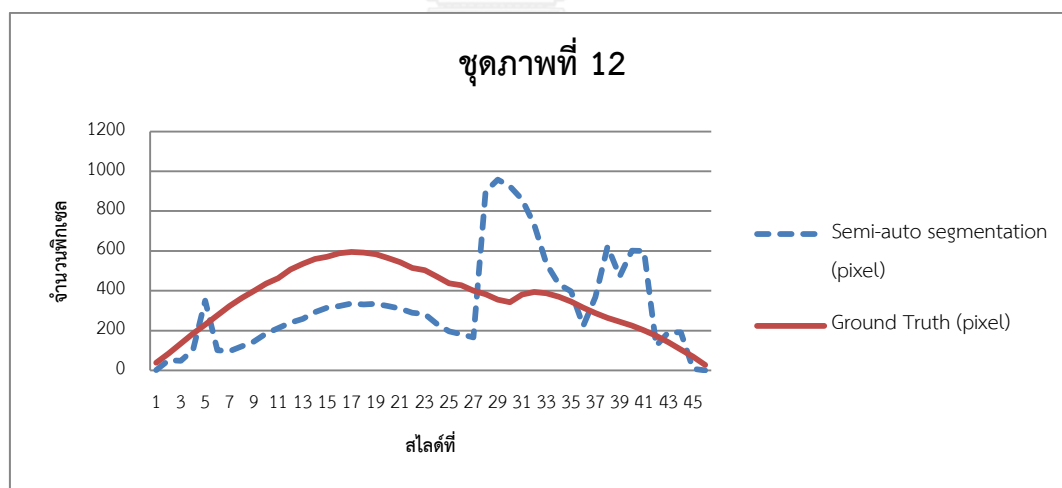


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 142.07 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 80.542 ml.

Percent error = 76.39%

รูปที่ ก-12 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 12

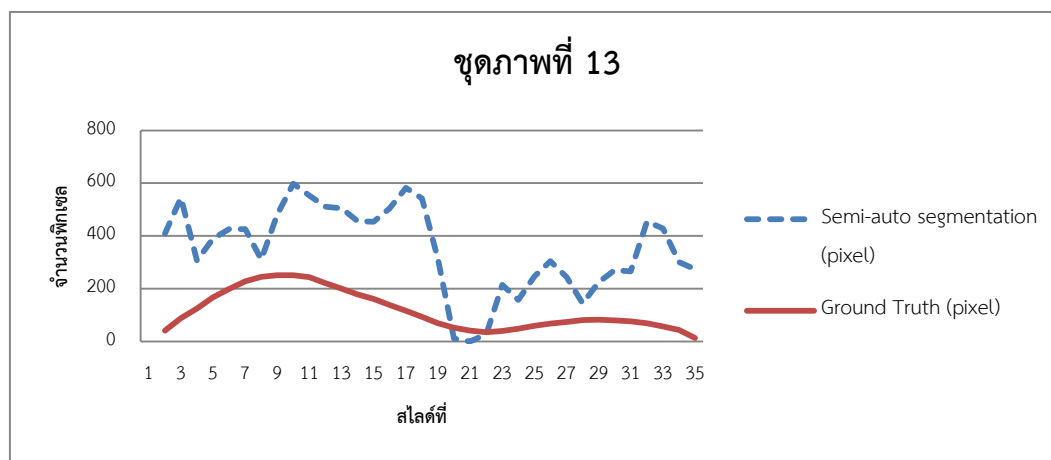


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 328.6 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 358.67 ml.

Percent error = -8.38%

รูปที่ ก-13 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 13

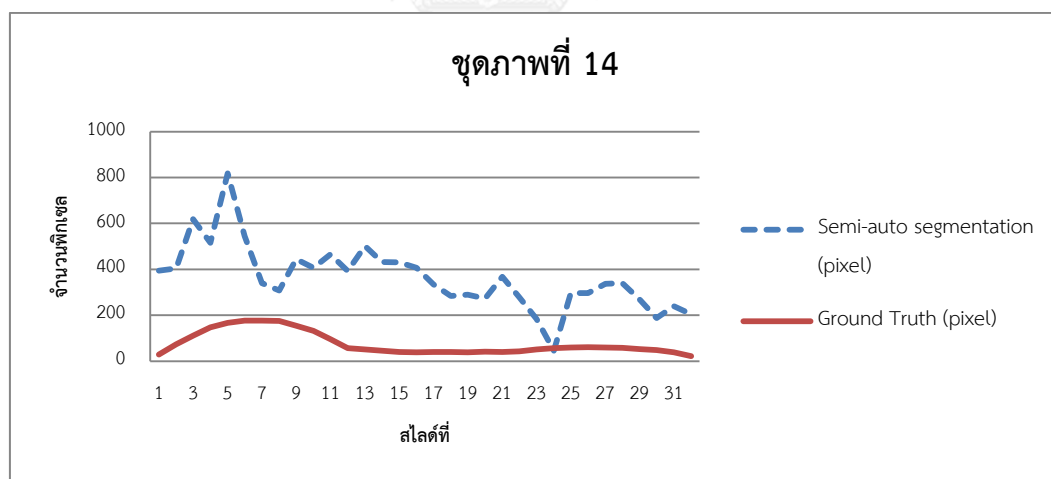


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 216 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 86.3 ml.

Percent error =150.28%

รูปที่ ก-14 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 14

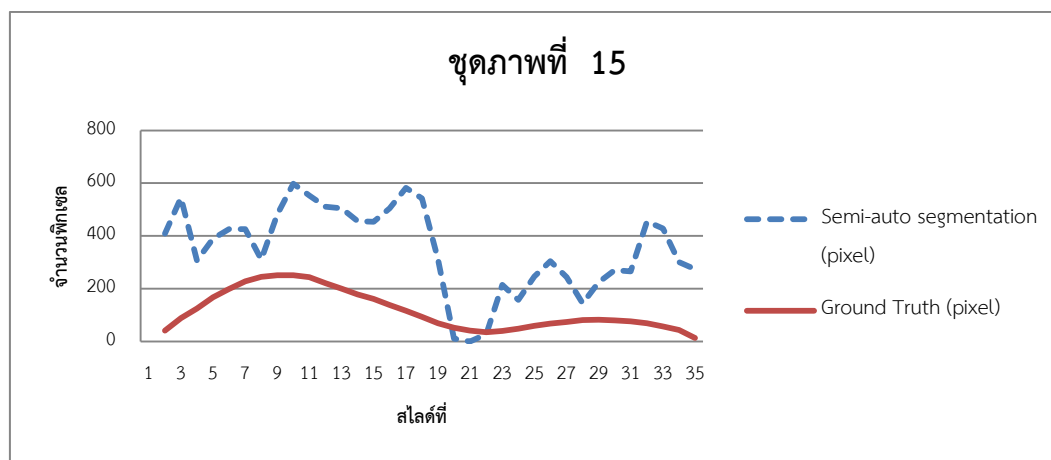


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =256 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 53.1 ml

Percent error =382.1%

รูปที่ ก-15 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 15

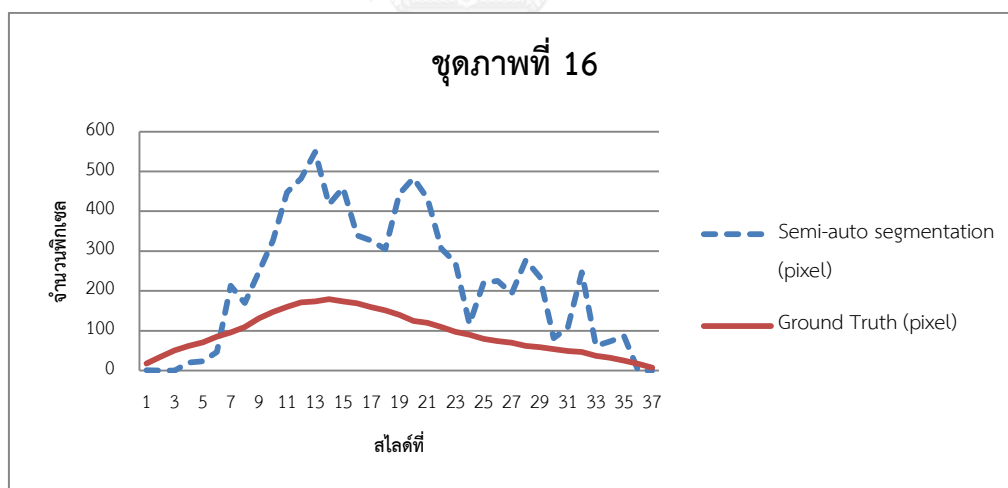


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 161 ml

ปริมาตรจาก Ground truth = 42.4 ml.

Percent error = 279.72%

รูปที่ ก-16 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 16

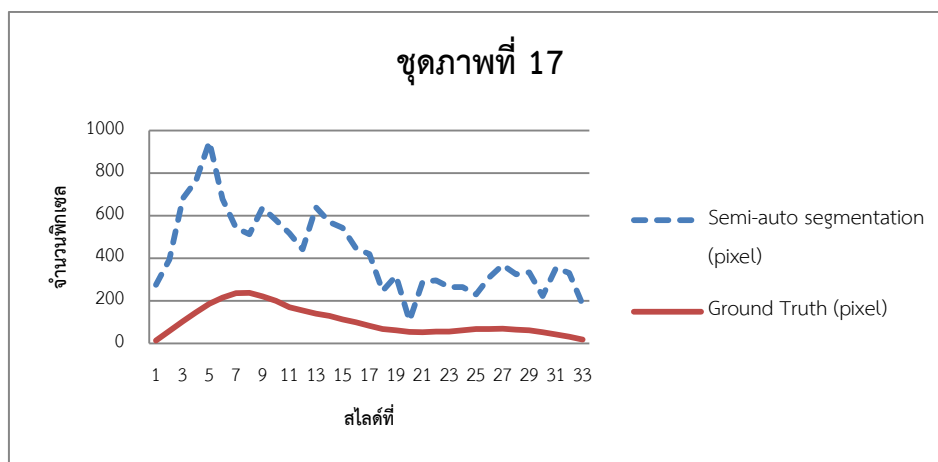


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 180.7 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 75.4 ml.

Percent error = 139.65%

รูปที่ ก-17 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 17

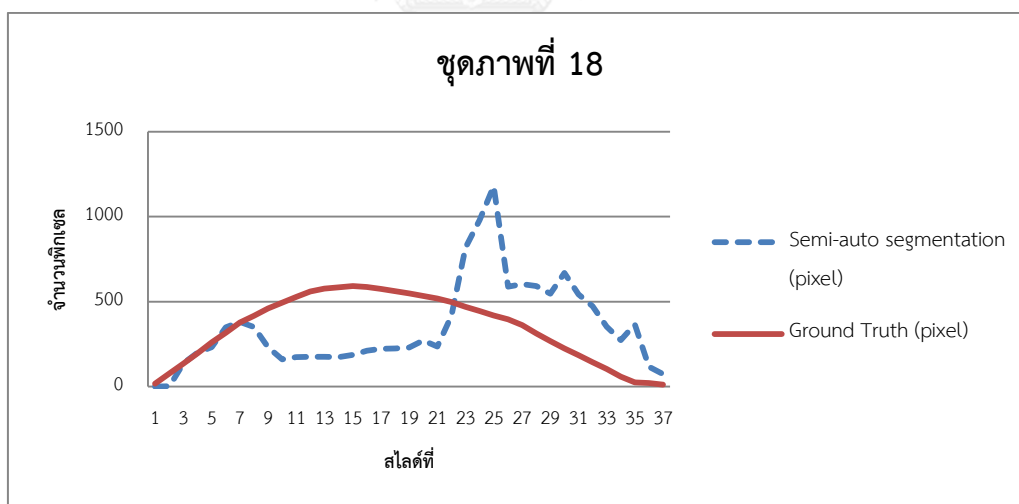


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 307.8 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 74.2 ml.

Percent error = 314.82%

รูปที่ ก-18 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 18

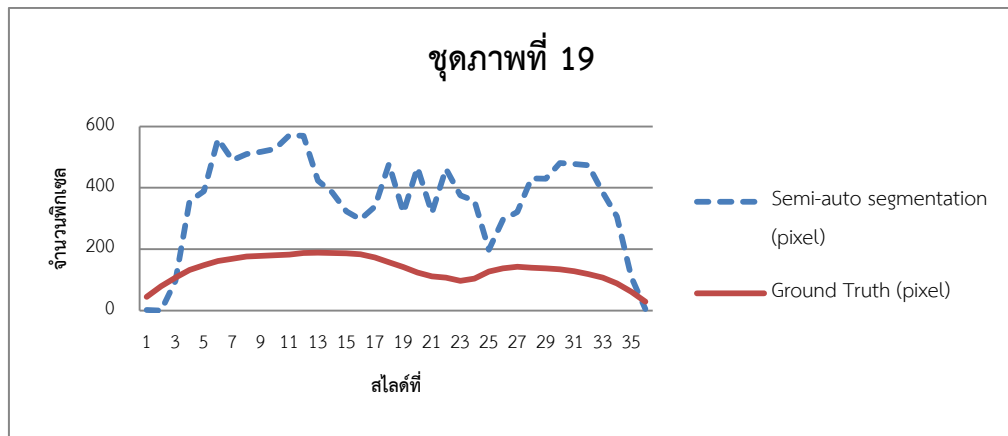


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 283.3 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 282 ml.

Percent error = 0.46%.

รูปที่ ก-19 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 19

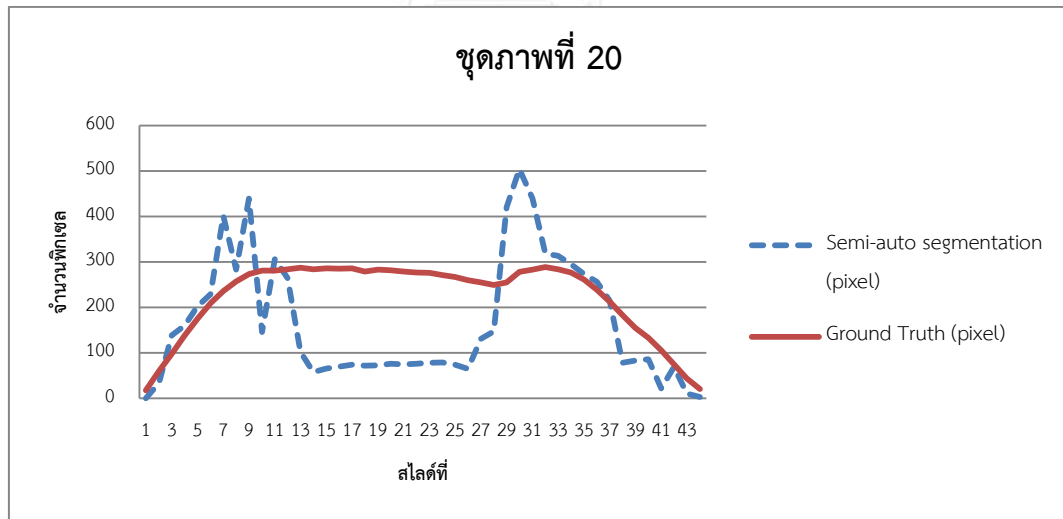


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 286.2 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 106.6 ml.

Percent error = 168.48%

รูปที่ ก-20 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 20

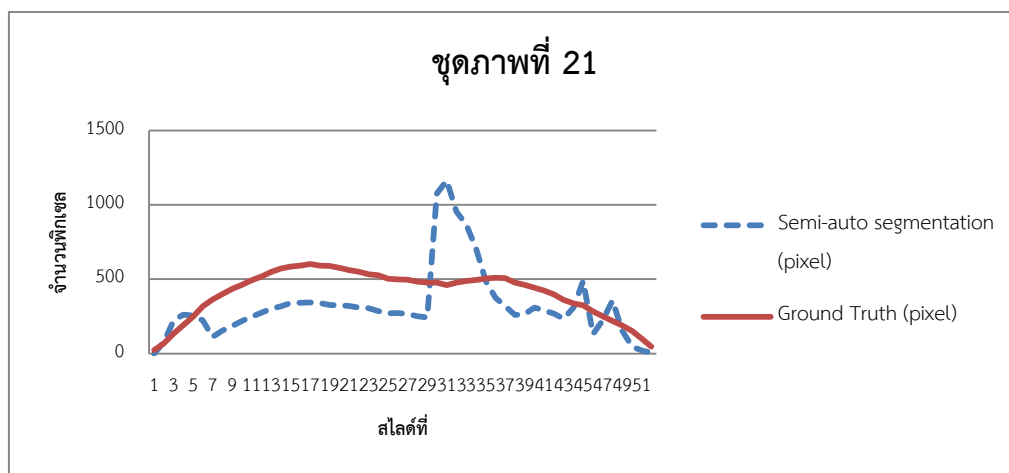


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 160.3 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 215.4 ml.

Percent error = -25.58%

รูปที่ ก-21 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 21

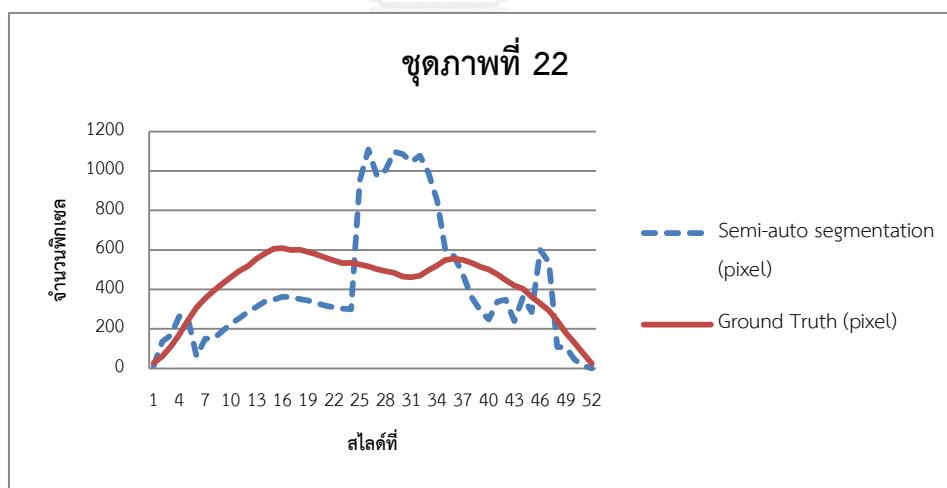


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =366.2 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 467.6 ml.

Percent error = -21.68%

รูปที่ ก-22 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 22

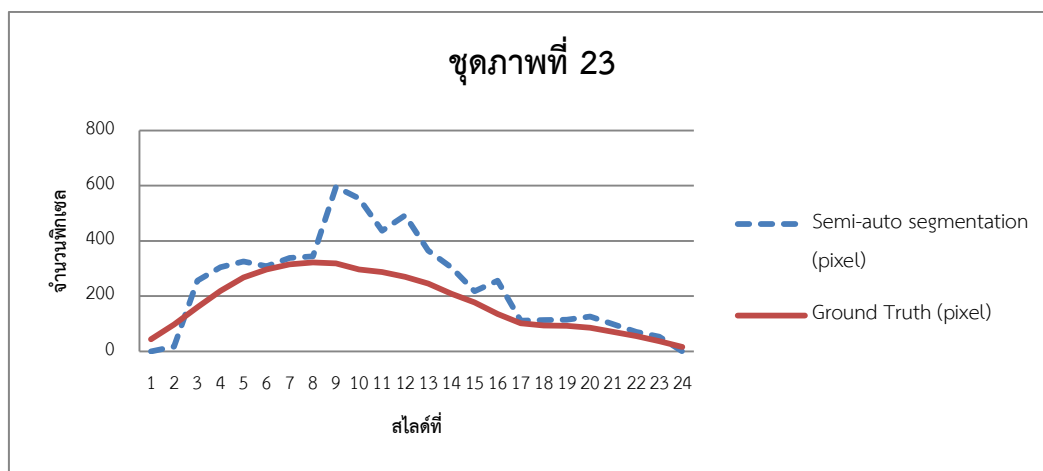


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =479.3 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 482.8 ml

Percent error = -0.72%

รูปที่ ก-23 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 23

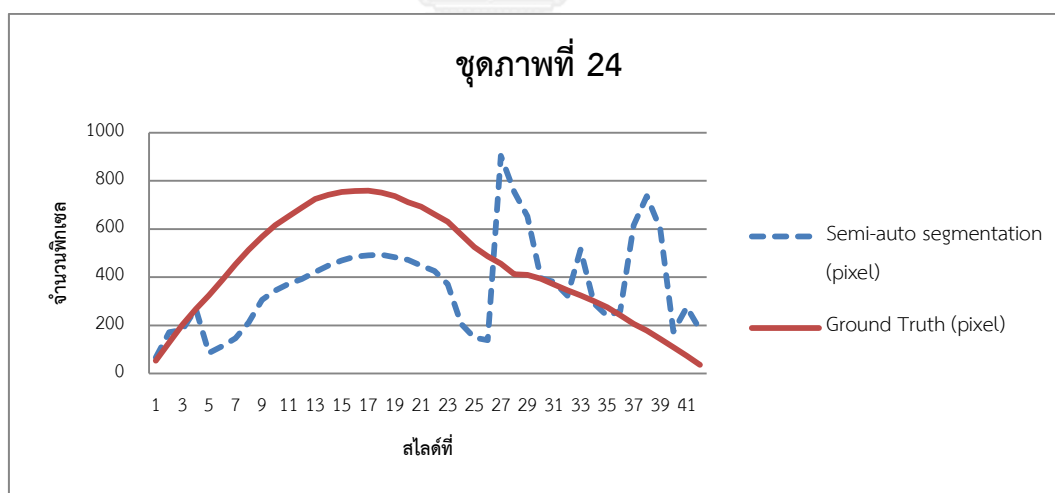


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =127.3 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 92.4 ml.

Percent error = 37.77%

รูปที่ ก-24 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 24

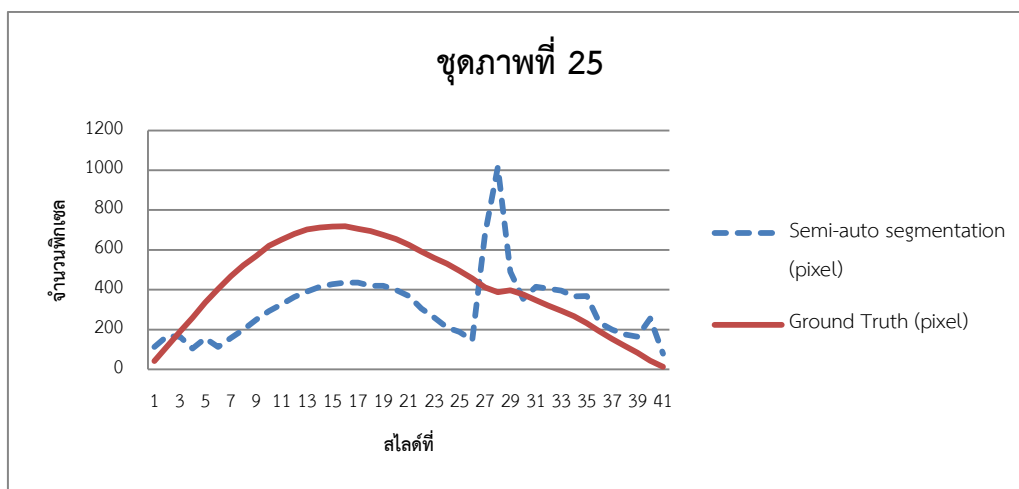


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =339.4 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 409.1 ml.

Percent error = -17.04%

รูปที่ ก-25 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 25

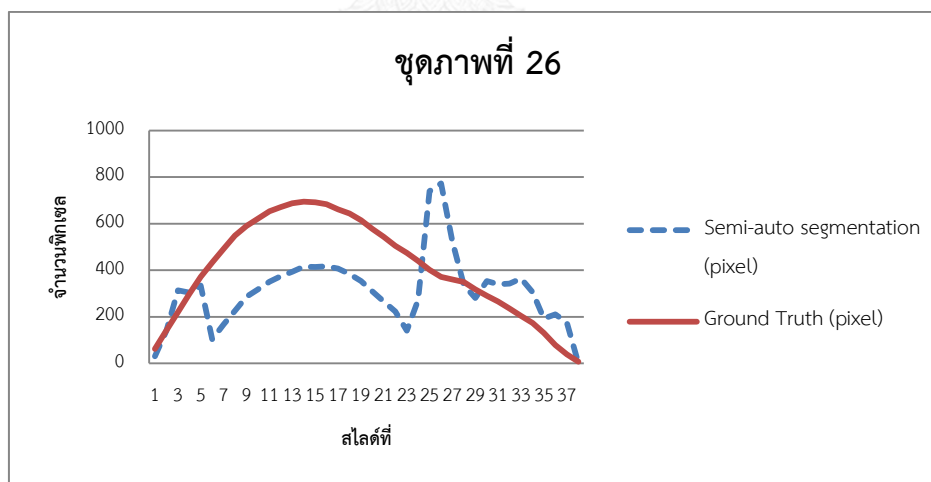


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =281.6 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 380.5 ml.

Percent error = -25.99%

รูปที่ ก-26 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 26

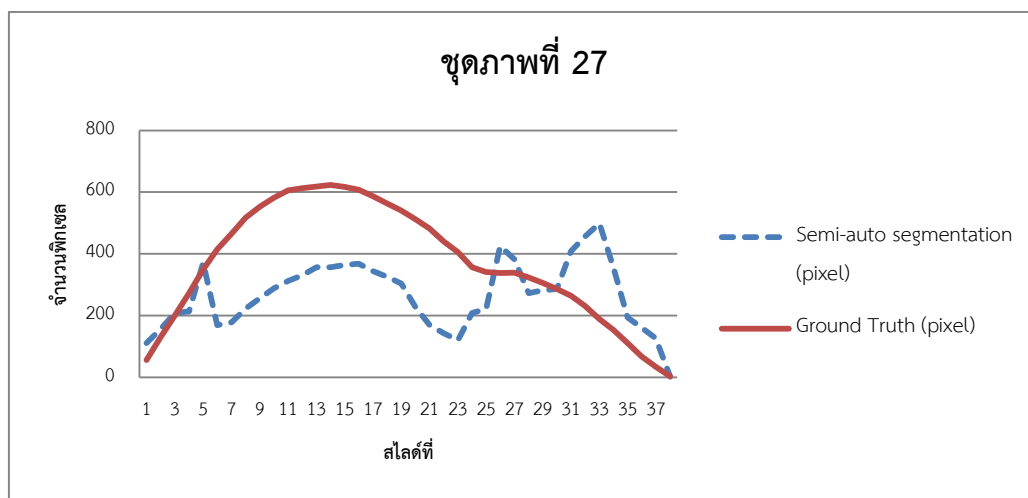


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =260.9 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 341.2 ml.

Percent error = -23.53%

รูปที่ ก-27 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 27

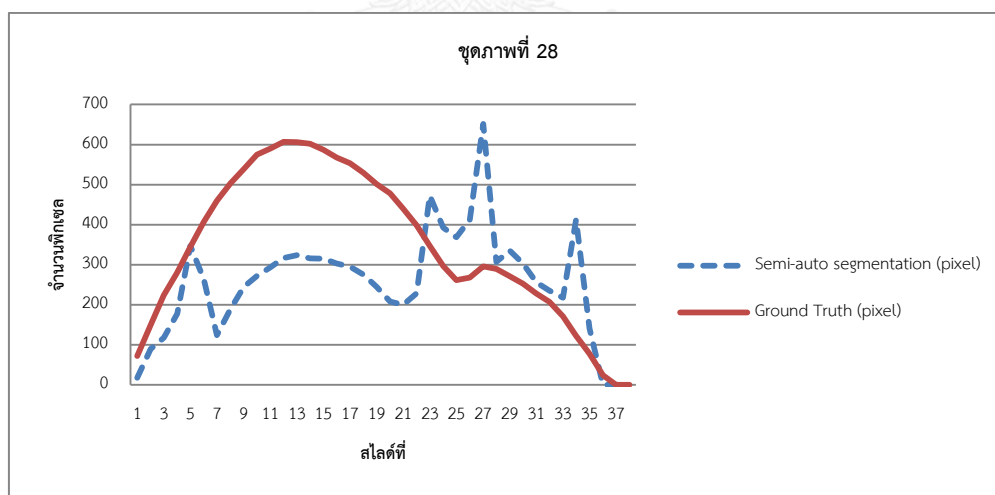


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =223.5 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 309.6 ml.

Percent error = -27.81%

รูปที่ ก-28 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 28

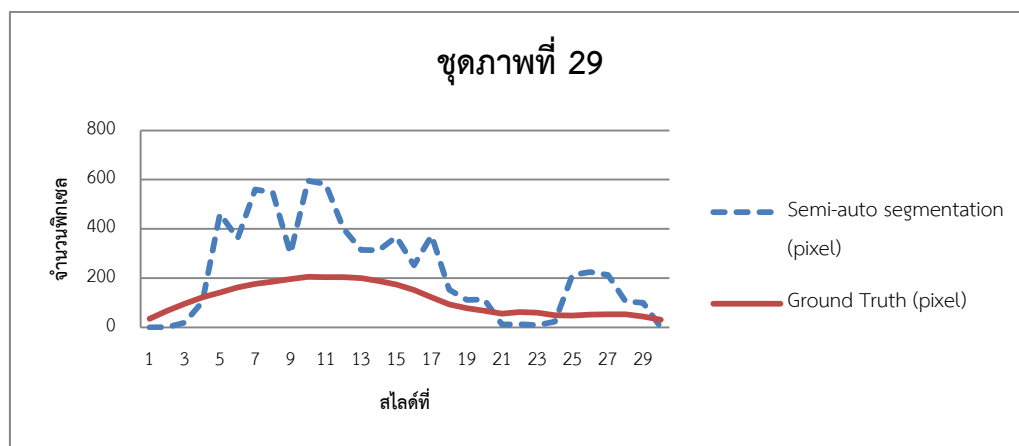


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation =212.3 ml

ปริมาตรจาก Ground truth = 288.2 ml.

Percent error = -26.34%

รูปที่ ก-29 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 29

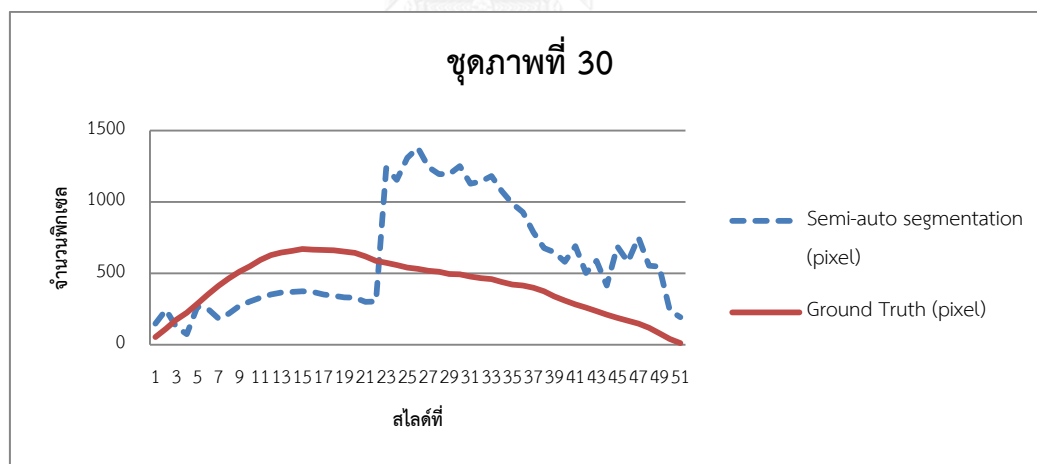


ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 150.5 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 74.4 ml.

Percent error = 102.28%

รูปที่ ก-30 เปรียบเทียบค่าของทุกสไลด์ของชุดภาพถ่ายSPECTของกระเพาะอาหารของชุดภาพที่ 30



ปริมาตรจากวิธี Semi-auto segmentation = 681.8 ml.

ปริมาตรจาก Ground truth = 459.1 ml.

Percent error = 48.36%

ภาคผนวก ข

บทความที่นำเสนอในงานประชุมวิชาการ

1. บทความเรื่อง “Close-to-Actual Delineation Method in SPECT images” นำเสนอในงานประชุมวิชาการ The 7th Biomedical Engineering International Conference จัดที่ มหาวิทยาลัย คิวชู เมืองฟุกุโอกะ ประเทศญี่ปุ่น ระหว่างวันที่ 26 – 28 พฤศจิกายน 2557



Close-to-Actual Delineation Method in SPECT Images

Bussarakam Sukanan
Department of Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Bangkok, Thailand
Bussarakam.S@student.chula.ac.th

Pataramon Vasavid, MD
Department of Radiology
Faculty of Medicine
Chulalongkorn University
Bangkok, Thailand
vpatramon@yahoo.com

Nongluk Covavisaruch
Department of Computer Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Bangkok, Thailand
nongluk.c@chula.ac.th

Tawatchai Chaiwatanarata, MD
Department of Radiology
Faculty of Medicine
Chulalongkorn University
Bangkok, Thailand
Tawatchai.Ch@chula.ac.th

Abstract— Identifying the border of a human's organ in medical images, especially in SPECT (Single Photon Emission Tomography) images, is a very difficult task due to the high diffusion of radiopharmaceuticals around the boundaries. Many segmentation techniques have been proposed to segment and find the volume of internal organ from SPECT images. Results are usually compared with those from manual segmentation by experts. Nevertheless, experts' manual segmentation results can easily be inaccurate because of the scattered boundaries in the SPECT images.

This paper proposes a segmentation method to get close-to-actual boundaries in SPECT images. Geometric-shape phantoms are used for verifying the close-to-actual edges via volume calculations. Results from the proposed method are compared with those from manual segmentation method.

Keywords— SPECT images; phantoms; SPECT volume; digital image processing;

I. INTRODUCTION

A volume of a human's internal organ is a necessary factor in many medical treatments. However, identifying the border of a human's organ in medical images, especially in SPECT (Single Photon Emission Tomography) images, is very difficult due to high diffusion of radiopharmaceuticals around the edges.

SPECT is one of many imaging modalities in nuclear medical imaging. It is widely used in diagnosing physiological properties of human body such as tumor scan, brain scan, and thyroid scan. SPECT images are performed by using a gamma camera to detect the gamma ray that is emitted from radionuclide in a patient, normally through injection into the patient's bloodstream. Radiopharmaceuticals work as tracers

and provide information of the internal organ. Generally, the point source from gamma ray tends to be blurred and causes that the exact edges of the organs are faded as Point Spread Function (PSF). Therefore, the organ's delineation in SPECT images is more difficult than other modality images. Multiple 2-D images from multiple/various angles are reconstructed to provide 3-D information as cross sectional slices. Figure 1 illustrates a gastrointestinal (GI) image via SPECT. It can be seen that edges are very blurred and it is hard to identify the real edges. Figure 2 shown MRI and X-ray images for comparison.

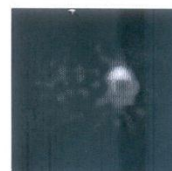


Fig. 1 An example of GI image via SPECT



Fig. 2 Edges in other modality images, i.e. MRI and X-ray

In many practices, two software systems are widely used as a tool for medical image analysis. They are '*ImageJ*' (Image processing and analysis in Java) software [1], which is developed by NIH (National Institutes of Health), and '*Analyze*' [2], which is developed by BIR (Biomedical Imaging Resource) at Mayo clinic. One example is that gastrointestinal specialists at King Chulalongkorn Memorial Hospital used '*ImageJ*' semi-manually to measure gastric accommodation in healthy human to assess the reproducibility from SPECT images[3]. Gastric walls in selected slices were localized by thresholding method and manual line drawing to get a closed region, and then gastric volume was calculated afterwards.

Since it is not possible to get the real volume of a human's internal organ, many researches have compared their results with those from experts and used them as gold standard. [3-7] Nevertheless, experts' manual segmentation results can easily be inaccurate because of the scattered boundaries, especially in the SPECT images. Therefore, this paper proposes a digital image processing method to achieve close-to-actual edges in SPECT images. In our research, geometric-shape phantoms are used instead of internal human's organ in SPECT images. It is because the calculated volumes from the result edges can be verified with the real volumes of the phantoms. For more completion, the results from our method are also compared with those from an expert's normal practice.

This paper is organized as follows: Section II is literature reviews about SPECT image segmentation. Section III presents our proposed method. Section IV illustrates the experimental results. Finally, discussions, conclusions and future work are presented in section V.

II. LITERATURE REVIEWS

In this section, SPECT image segmentation techniques can be categorized as semi-automatic and automatic techniques.

Kontos et al. [4] proposed semi-automated and fully-automated tools for SPECT image analysis of a stomach. Image data represented the symptoms of functional dyspepsia. The semi-automated segmentation method used intensity based thresholding algorithm while the fully-automated method was performed by fuzzy-connectedness concepts. The results were compared with those from human expert's manual segmentation. Detection Rate (DR) and False Positive (FP) in equations 1 and 2 were reported to quantify the accuracy versus manual segmentation by human expert.

$$\text{Detection Rate} = \frac{|\text{automated segmentation} \cap \text{manual segmentation}|}{|\text{manual segmentation}|} \quad (1)$$

$$\text{False Positive} = \frac{|\text{automated segmentation} - \text{manual segmentation}|}{|\text{manual segmentation}|} \quad (2)$$

It was reported that, according to DR and FP metrics, it seemed that the semi-automated segmentation performed better than the fully-automated segmentation. However, the 3D image reconstruction of fully-automated results was closer

to those from expert's manual segmentation than from the semi-automated segmentation.

Yang et al. [6] proposed a new deformable model for object detection based on a charged particle dynamics and active contour propagation. The proposed method was applied on the left ventricle of a heart in SPECT images. The results were compared to hand-labeled as ground truth data. The boundaries were detected based on image gradients, so the accuracy would be decreased in the fuzzy edges images.

Wang and Yan [7] proposed an automated 3D lung delineation method by 3D active contours. Their method is as follows:

- Remove noise by using dual adaptive exponential thresholding (DUET)
- Enhance edge by 3D Gaussian filter and 3D Sobel kernels
- Delineate Contour by 3D active contour

The 3D active contour delineated the contour towards the hotspot. Therefore, the limitation of this approach was when the gradient difference went high; the small regions with less prominent voxel values would be excluded and lead to the removal of true lung tissues.

III. OUR PROPOSED METHOD

As mentioned earlier, in SPECT image acquisition process, point source from gamma ray tends to be blurred and hence, organ edges are faded and hard to identify. Inaccurate segmentation results can cause errors in the human organ's area and/or volume calculations.

Based on our assumption, the actual organ's boundary in SPECT images consists of the pixels that contain the maximum detected-radiopharmaceuticals counts in any specific area. Hence, we propose to test our assumption by using geometric-shape phantoms. It is because the phantoms' actual volumes can be calculated and used as our gold standard. Rectangular-shape boxes are chosen as our phantoms.

Our proposed method starts with finding the beginning and ending slices of a phantom in a SPECT image set and define ROI (Region of Interest) in each image slice. Then, find rough boundary in each slice. Starting from the center of mass of a region of interest, find the pixels with maximum detected-radiopharmaceuticals count in all directions. Edge linking is performed afterwards. Detailed method is shown in Figure 3. Volume is calculated based on the detected regions.

A. Pre-processing

Our pre-processing step starts with contrast enhancement by contrast stretching. Gaussian filter is performed for noise reduction. These two processes are applied to all slices in the SPECT image set.

B. Find the Object-of-Interest's Border Slices

Normally, a set of reconstructed images in SPECT consists of image slices that contain the object-of-interest and its

surroundings. In this step, the first and the last slices that contain the phantom are identified as follows:

- Calculate the average Otsu's thresholding [8] of the 3 middle slices in the whole image set
- Binarize all image slices by the obtained average Otsu's thresholding value. The pixels in the binarized images are separated as object and background
- For each slice, count the number of object's pixels
- Plot a graph between slice number and number of object's pixels
- The slices with the peak values from the first and from the last slices of the image set are identified as the beginning and the ending slices of the object-of-interest

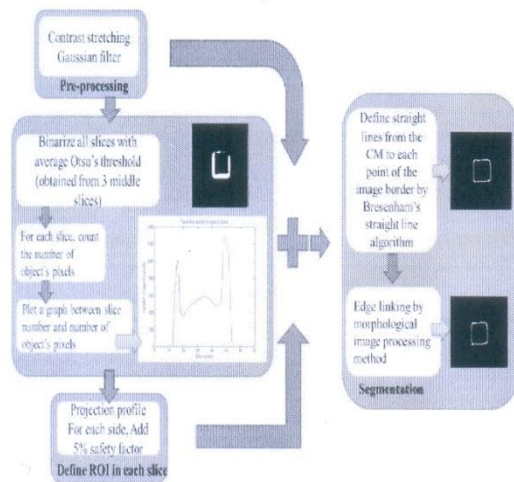


Fig. 3 Our proposed segmentation method to obtain close-to-actual edges in SPECT images

C. Define ROI in Each Image Slice

In this research, the ROI in each image slice is defined as follows:

- Calculate horizontal and vertical projection profiles [9] from the binarized images
- The most accumulated values in the projection profile imply the borders of the rectangular box phantom. ROI in each image is defined by these horizontal and vertical lines. Five percents safety factor are added to each side of the ROI

D. Border Segmentation and Volume Calculation

Our approach to obtain the phantom's border begins with extracting the pixels with the maximum radiopharmaceutical counts in the lines from a point inside the rectangular-shape

phantom to the border of the image. Then link the edge points where it is needed. The algorithm is as follows:

- From the ROI of each pre-processed image, find the center of mass (CM)
- Define straight lines from the CM to each point of the image border by Bresenham's straight line algorithm
- From each straight line, the pixel with the maximum radiopharmaceutical counts represents the phantom's border point
- Perform edge linking by morphological image processing to get a closed loop border
- Calculate the phantom's area of each slice
- Calculate the whole volume by multiplying the overall area with slice thickness

IV. EXPERIMENTS AND RESULTS

As mentioned earlier, the volume of human's internal organ is one of the information that we concern but actually we are not able to find the real volume. Hence, this research propose to find the close delineation in SPECT images by using geometric-shape phantom that the volume of which can be calculated.

A. Phantoms

In this research, rectangular-shape boxes made of plastic material and made of feature boards of several sizes, varying from 125 – 1000 milliliters, were used as our phantoms. The inner walls were covered with adhesive material (Fixomull). ^{99m}Tc -pertechnetate 1 mCi was applied on the adhesive material. The phantoms were wrapped up with stretch film to avoid contaminants. Figure 4 presents some examples of the phantoms used in our experiments.



Fig. 4 Example of phantoms

B. SPECT

SPECT was performed using a triple-head gamma camera (Triad XLT 20, Trionix, Twinsburg, OH, USA) equipped with low-energy ultrahigh-resolution collimators. The images were acquired into a 128×128 matrix every 5 degrees at 20 seconds per image. It took about 10 minutes to complete the 360 degrees.

These data were subsequently reconstructed using filtered back-projection (Ramp-Butterworth filter, order 10, cut-off 0.45 Nyquist) to produce transaxial images of the phantom. The pixel size and slice thickness were 2.8 mm/pixel. The

volumes and areas are calculated from these images. Figure 5 illustrates examples of reconstructed images of a rectangular-shape phantom from our experiments.

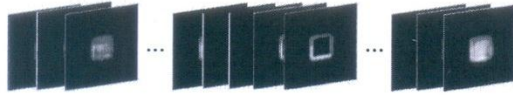


Fig. 5 Examples of reconstructed images of a rectangular-shape phantom from our experiments

C. Evaluation Method

The volumes calculated from our the results from our proposed method were evaluated with the phantoms' actual calculated volumes. Moreover, a gastrointestinal specialist was asked to manually segment the phantoms' images with his/her normal practice method using *ImageJ*. Percent error is calculated by equation (3) as shown below.

$$\text{percent error} = \frac{\text{Approximate value} - \text{exact value}}{\text{exact value}} * 100 \quad (3)$$

D. Experimental Results

Phantoms of 3 different sizes were used in our experiments. Each phantom was scanned 3 times. Table 1 illustrates the results of calculated actual volumes and those based on the segmented areas from our proposed automatic segmentation method and from an expert's manual segmentation. The manual segmentation was obtained by a human expert interactively delineated the boundary of the phantom using *ImageJ* software. The manual method started with manual thresholding to extract the phantom wall. Then the expert manually drew lines to get a closed-loop wall. All the pixels in the closed-loop area were counted and the phantom's volume was calculated.

V. DISCUSSIONS

As shown in table 1, the calculated volumes from the proposed automatic segmentation method are not much different from those calculated actual volumes while those from manual segmentation method are much higher different. In addition, it should be noted that errors increase as the phantoms get bigger.

From our experimental results, it can be concluded that our assumption that the actual boundary in SPECT images possesses the maximum detected radiopharmaceutical counts is correct. Moreover, the proposed auto-segmentation method provides more reliable results than an expert's manual segmentation method.

VI. CONCLUSIONS

Edges in SPECT images are generally very blurred. Hence, delineation in SPECT images is a difficult task and can easily be inaccurate. Moreover, it is not possible to know the actual volumes of human's internal organs. This research proposes to find the close to actual edges in SPECT images. Geometric-shape phantoms are used to verify the actual results by volume calculations.

Firstly, it can be concluded from this research that the actual boundary in SPECT image should be at the pixels that contain the maximum detected-radiopharmaceutical counts around the blurred boundary areas. Secondly, our proposed automatic segmentation method based on this assumption provides reliable object boundary with low errors in SPECT. We achieve accuracy up to 99.92% in the calculated volume by automatic segmentation. Lastly, the implementation of automatic segmentation can reduce human error, human interaction and the processing time. In our future work, we intend to apply the automatic method to evaluate gastric accommodation.

TABLE 1. CALCULATED VOLUMES BASED ON ACTUAL SIZES, AUTOMATIC SEGMENTED AREAS AND MANUAL SEGMENTED AREAS FROM THE PHANTOMS' SPECT IMAGES

Phantom size (cm ³)	Scan #	Auto segmentation				Manual segmentation			
		Calculated volume (ml)	Averaged calculated volume (ml)	Error (%)	Averaged error (%)	Calculated volume (ml)	Averaged calculated volume (ml)	Error (%)	Averaged error (%)
10*10*10 (1000 ml)	1	993.72	997.64	-0.62	0.28	1390	1382.33	38.99	38.21
	2	999.17		-0.08		1371		37.07	
	3	1000.02		1.55		1386		38.58	
7.5*8.5*8.5 (541.9 ml)	1	567.02	560.86	4.64	3.50	906.22	888.91	67.24	64.04
	2	548.69		1.26		886.97		63.68	
	3	566.87		4.61		873.54		61.20	
5*5*10 (250 ml)	1	227.51	228.83	-8.99	-8.46	472.78	476.92	89.11	90.77
	2	229.07		-8.37		479.96		91.98	
	3	229.92		-8.03		478.03		91.21	
5*5*5 (125 ml)	1	106.75	112.08	-14.59	-10.33	254.99	253.00	103.99	102.40
	2	112.74		-9.80		248.98		99.18	
	3	116.74		-6.60		255.04		104.03	

ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to acknowledge King Chulalongkorn Memorial Hospital for collaboration in this research.

REFERENCES

- [1] NIH Image J, Image Processing and Analysis in Java, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
- [2] D.P. Hanson, R.A. Robb, S. Aharon, K.E. Augustine, B.M. Cameron, J.J. Camp, R.A. Karwowski, A.G. Larson, and et al., "New software toolkits for comprehensive visualization and analysis of three-dimensional multimodal biomedical images, *Journal of Digital imaging*, vol.10, pp.229-30, 1997.
- [3] P. Vasavid, T. Chaiwatanarata, and S. Gonlachanvit, "The reproducibility of ^{99m}Tc -pertechnetate single photon emission computed tomography (SPECT) for measurement of gastric accommodation in healthy humans: evaluation of the test results performed at the same time and different time of the day," *J Neurogastroenterol Motil.* vol. 16, pp.401-406, October 2010.
- [4] D. Kontos, Q. Wang, V. Megalooikonomou, H. A. Maurer, C.L. Knight, S. Kantor, and et al., "A 3D image analysis tool for SPECT imaging," *Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics*, pp. 839-47, 2005.
- [5] O. Gambino, S. Vitabile, G. Lo Re, G. La Tona, S. Librizzi, R. Pirrone, E. Ardizzone, and M. Midiri, "Automatic volumetric liver segmentation using texture based region growing," *Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS), 2010 International Conference on*, pp.146-152, 15-18 February 2010.
- [6] R. Yang, M. Mirmehdi, and D. Hall, "A charged contour model for cardiac SPECT segmentation," *Proc. Med. Image Understand. Anal.*, pp.171-175, 2006
- [7] A. Wang, and H. Yan, "SPECT lung delineation via true 3D active contours," *IAENG International Journal of Computer Science*, 37(3), IJCS_37_3_01, 19 August 2010.
- [8] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *Automatica*, vol.11, pp.285-296, 1975
- [9] V. Kulkarni, R. Nagesh, and H. WU, "Window detection in frontal façades," Project work at CS294-69 Image Manipulation and Computational Photography. University of Barkley, 2011



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ชื่อ นางสาว บุษราคัม สุขอนันต์ เกิดวันที่ 6 กันยายน 2530 ณ โรงพยาบาลสงขลา นครินทร์ อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา วุฒิการศึกษา ระดับปริญญาตรี ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ปีการศึกษา 2553 และได้มีโอกาสไปฝึกงาน ณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนันทยาง ประเทศสิงคโปร์ เมื่อปี 2552 เป็นเวลา 3 เดือน ในขณะที่เรียนปริญญาโท ได้มีผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์ ชื่อ “Close-to-Actual Delineation Method in SPECT Images” ในงาน The 2014 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2014) ลงในวารสาร IEEE Xplore



