

การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับตามการจำแนกแบบควีโน

นายชิษณุพงศ์ บุตรดี



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาค้นคว้าตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต

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.

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

SEGMENTATION OF CT LIVER IMAGES ACCORDING TO COUINAUD CLASSIFICATION

Mr. Chitsanupong Butdee



A Dissertation Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Doctor of Philosophy Program in Biomedical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับตามการ
	จำแนกแบบควีน
โดย	นายชิษณุพงศ์ บุตรดี
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	แพทย์หญิงณัฐพร ตันเผ่าพงษ์

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาตรีบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.นิศาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(แพทย์หญิงณัฐพร ตันเผ่าพงษ์)

.....กรรมการ  
(นายแพทย์บัณฑิต เจ้าปฐมกุล)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สมเกียรติ วงศ์ศิริพิทักษ์)

ชัชณพงค์ บุตรดี : การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับตามการจำแนกแบบคูว์โน (SEGMENTATION OF CT LIVER IMAGES ACCORDING TO COUINAUD CLASSIFICATION) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: พญ.ณัฐพร ตันเผ่าพงษ์, 64 หน้า.

วิทยานิพนธ์นี้เสนอวิธีการทางคอมพิวเตอร์ในการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับเป็น 8 ส่วน ตามการจำแนกแบบคูว์โนเพื่อนำมาใช้ประโยชน์ทางการวางแผนการผ่าตัดปลูกถ่ายตับการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับและ hepatic และ portal vein จำนวน 20 ชุด ข้อมูล ด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติและการประมวลผลภาพ ผลการแบ่งส่วนภาพตับนำมาเปรียบเทียบกับผลจากการวาดด้วยมือโดยเปรียบเทียบเป็น dice similarity, false positive ratio, และ false negative ratio ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 95.8, 3.2, 5.18 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ percentage volume error มีค่าอยู่ในช่วง -8.1 ถึง 4.7 เปอร์เซ็นต์ จากนั้นแบ่งปริมาตรตับที่ได้ออกเป็น 8 ส่วนตามการจำแนกแบบคูว์โน ด้วยการใช้อยู่ cubic Bézier curve และระนาบสามมิติ โดยปริมาตรเฉลี่ยของตับส่วนที่ 1 ถึง 8 มีค่าเท่ากับ 1.9, 12.6, 5.0, 20.1, 11.0, 20.4, 10.7 และ 18.4 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับผลการแบ่งตับออกเป็นส่วนนั้นสามารถนำไปช่วยในการวางแผนการผ่าตัดการปลูกถ่ายตับต่อไป

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อนิสิต .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

# # 5287765421 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: LIVER SEGMENTATION / LIVER SEGMENTS / COUINAUD CLASSIFICATION / COMPUTED TOMOGRAPHY

CHITSANUPONG BUTDEE: SEGMENTATION OF CT LIVER IMAGES ACCORDING TO COUINAUD CLASSIFICATION. ADVISOR: ASST. PROF.CHARNCHAI PLUEMPITIWIRIYAWAJ, Ph.D., CO-ADVISOR: NATTHAPORN TANPOWPPONG, M.D., 64 pp.

This thesis proposed computerized algorithms to segment the CT scanned liver volume into 8 segments according to Couinaud classification for facilitation of pre-operative planning for liver transplantation and operation. Cross sectional abdominal CT-scans of twenty livers from living donors were tested. Liver boundary as well as the hepatic and portal veins were segmented using 3D region growing algorithm with post processing. The liver volume was calculated and compared with the manual segmentation as the ground truth. Liver volumes were compared with the ground truth in term of dice similarity, false positive ratio and false negative ratio. The average results are 95.8%, 3.2%, 5.18%, respectively. The percentage volume error has value in range of -8.1 to 4.7%. Finally, the 3D liver volume then was further divided into 8 segments by using cubic Bézier curve and 3D planes. The average results of the 8 liver segments are 1.9%, 12.6%, 5.0%, 20.1%, 11.0%, 20.4%, 10.7% and 18.4%, respectively. Our algorithms can facilitate the surgeons in the pre-operation planning process for liver transplantation.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2014

Student's Signature .....

Advisor's Signature .....

Co-Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ข้าพเจ้าขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชาญชัย ปลื้มปิติวิริยะเวช อาจารย์ที่ปรึกษาหลักและแพทย์หญิงณัฐพร ตันเผ่าพงษ์ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม เป็นอย่างสูงที่ให้คำแนะนำตลอดการทำวิจัย และขอขอบคุณกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ให้คำแนะนำทำให้วิทยานิพนธ์มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณคณาจารย์หลักสูตรสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวชที่สั่งสอนให้มีความรู้ทางด้านวิศวกรรมชีวเวช

ขอขอบคุณเพื่อนพี่น้องร่วมหลักสูตรที่ช่วยเหลือให้กำลังใจกันและกันจนวิทยานิพนธ์นี้เสร็จสิ้น

ขอขอบคุณสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา ทุนโครงการพัฒนาอาจารย์ สาขาขาดแคลนเพื่อศึกษาในประเทศ ที่สนับสนุนค่าเล่าเรียนและการสืบค้นข้อมูลเพื่อทำวิจัยตลอดการศึกษา

ขอขอบคุณทุน 90 ปี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กองทุนรัชดาภิเษกสมโภชที่สนับสนุนค่าใช้จ่ายงานวิจัยและขอบคุณโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยที่สนับสนุนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับเพื่อใช้ในการทำวิจัยในครั้งนี้ สุดท้ายขอขอบคุณทุกคนในครอบครัวที่ให้กำลังใจและการสนับสนุนจนงานเสร็จสิ้น

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและทบทวนวรรณกรรม.....	3
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.2 การทบทวนวรรณกรรม.....	9
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	15
3.1 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย.....	15
3.2 วิธีดำเนินการวิจัย.....	15
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	29
4.1 ผลการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับ.....	29
4.2 ผลการแบ่งส่วนภาพ hepatic และ portal veins.....	41
4.3 ผลการแบ่งตับออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควีโน.....	43
บทที่ 5 สรุปผล.....	53

รายการอ้างอิง.....	56
ภาคผนวก ก.....	60
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	64





## สารบัญตาราง

ตารางที่ 4.1 แสดงจำนวนภาพในแต่ละชุดข้อมูล (หน่วย: ภาพ) .....	29
ตารางที่ 4.2 ผลการเปรียบเทียบการแบ่งส่วนภาพด้ด้วยการวาดด้วยมือและการแบ่งส่วนภาพ ด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (หน่วย: เปอร์เซ็นต์) .....	35
ตารางที่ 4.3 ผลปริมาตรตบจากการวาดด้วยมือและการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (หน่วย: ลูกบาศก์เซนติเมตร) และการเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน ของปริมาตรเมื่อเทียบกับการวาดด้วยมือ (หน่วย: เปอร์เซ็นต์) .....	38
ตารางที่ 4.4 แสดงเวลาที่ใช้ในแต่ละขั้นตอน (หน่วย: นาที) .....	40
ตารางที่ 4.5 ปริมาตรของตบแต่ละส่วนข้อมูลที่ 1 ถึง 10 (หน่วย: ลูกบาศก์เซนติเมตร) .....	49
ตารางที่ 4.6 ปริมาตรของตบแต่ละส่วน ข้อมูลที่ 11 ถึง 20 (หน่วย: ลูกบาศก์เซนติเมตร) .....	50
ตารางที่ 4.7 แสดงการเปรียบเทียบปริมาตรตบที่แบ่งส่วนโดยวิธีการที่นำเสนอและที่รายงานค่า โดย Leelaudomlipi และคณะ [25] (หน่วย: เปอร์เซ็นต์) .....	52
ตารางที่ 4.8 แสดงเวลาการแบ่งตบออกเป็นส่วน (หน่วย: วินาที) .....	52

## สารบัญรูป

รูปที่ 2.1	ตับกลีบขวาและกลีบซ้าย.....	3
รูปที่ 2.2	ตับ caudate lobe และ quadrate lobe.....	4
รูปที่ 2.3	ส่วนของตับตามการจำแนกแบบควีน.....	5
รูปที่ 2.4	การแบ่งส่วนภาพตับ.....	6
รูปที่ 2.5	ภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับ.....	7
รูปที่ 2.6	การสร้างระนาบสามมิติจากจุด 3 จุด.....	8
รูปที่ 2.7	การแบ่งข้อมูลในสามมิติด้วยการใช้ระนาบในปริภูมิสามมิติ.....	8
รูปที่ 2.8	cubic Bézier curve.....	9
รูปที่ 3.1	ลำดับขั้นตอนของการดำเนินการวิจัย.....	16
รูปที่ 3.2	ข้อมูลภาพการตรวจตับด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หลังฉีดสารทึบรังสี.....	17
รูปที่ 3.3	รูปแบบการสร้างภาพจากข้อมูลดิบ.....	18
รูปที่ 3.4	การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์การวาดด้วยมือ.....	19
รูปที่ 3.5	แสดงตัวอย่างการกำหนดพื้นที่ตับในการหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเข้ม แสง.....	20
รูปที่ 3.6	ทิศทางการตรวจสอบจุดภาพข้างเคียง.....	20
รูปที่ 3.7	การปรับความเข้มแสงของจุดภาพโดยคำสั่ง imadjust ฟังก์ชันใน MATLAB.....	21
รูปที่ 3.8	ข้อมูลภาพที่นำมาใช้ในการแบ่งส่วนหลอดเลือดดำของตับ.....	22
รูปที่ 3.9	การกำหนดจุดภาพและค่าความเข้มแสงเริ่มต้นของภาพในการแบ่งส่วนภาพ hepatic และ portal veins ด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ.....	23
รูปที่ 3.10	การแบ่งส่วนตับส่วนที่ 1 ด้วยการวาดด้วยมือ.....	25
รูปที่ 3.11	ภาพตัดขวางที่เรียงต่อกันเพื่อกำหนดขอบเขตของ caudate lobe.....	26
รูปที่ 3.12	ตัวพรางและการลดลงของตัวพราง.....	26
รูปที่ 3.13	ภาพตัดขวางที่เรียงต่อกันเพื่อใช้ในการพิจารณาเลือกจุด.....	28

รูปที่ 4.1 ภาพตัดขวางของตับจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย.....	30
รูปที่ 4.2 ตัวอย่างการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (ข้อมูลที่ 1).....	31
รูปที่ 4.3 ผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการตัดแต่งด้วยการวาดด้วยมือ ..	32
รูปที่ 4.4 ผลการแบ่งส่วนภาพตับ (ข้อมูลที่ 1).....	33
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความคล้ายคลึงกันของข้อมูล (dice similarity).....	33
รูปที่ 4.6 กราฟแสดงอัตราส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนตับ (false positive ratio).....	34
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงอัตราส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนตับ (false negative ratio).....	34
รูปที่ 4.8 เปรียบเทียบผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือและการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยใน ภาพแรกของชุดข้อมูล .....	37
รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบปริมาตรตับจากการวาดด้วยมือและการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (percentage volume error).....	37
รูปที่ 4.10 กราฟแสดงการเปรียบเทียบเวลาระหว่างการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการวาดด้วยมือ ....	39
รูปที่ 4.11 ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ (ชุดข้อมูลที่1).....	42
รูปที่ 4.12 ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ (ข้อมูลที่15).....	42
รูปที่ 4.13 ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ (ข้อมูลที่13).....	43
รูปที่ 4.14 ภาพสามมิติของการแบ่งส่วนภาพตับและหลอดเลือดดำของตับ สีน้ำเงิน: เนื้อตับ, สีเขียวอ่อน: hepatic vein, สีน้ำตาล: portal vein.....	43
รูปที่ 4.15 แบ่งส่วนตับเป็นกลีบขวาและซ้าย.....	44
รูปที่ 4.16 แบ่งส่วนตับกลีบซ้ายเป็น medial และ lateral segments.....	44
รูปที่ 4.17 แบ่งส่วนตับกลีบขวาเป็น right anterior และ posterior segments .....	45
รูปที่ 4.18 การแบ่งตับออกเป็นส่วนบนและล่าง .....	45
รูปที่ 4.19 ภาพตัดขวางของผลการแบ่งตับออกเป็นส่วนด้วย 3 ระนาบแนวอื่น และ 1 ระนาบ ตามขวาง .....	46
รูปที่ 4.20 ภาพตัดขวางผลการแบ่งตับส่วนที่ 1 ด้วยการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier และการ ลดลงของขนาดตัวพราง .....	46

รูปที่ 4.21 ภาพตัดขวางผลการแบ่งดับออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควีโน..... 47

รูปที่ 4.22 ภาพตัดขวางแต่ละภาพซ้อนทับด้วยภาพสีที่แสดงดับแต่ละส่วนตามการจำแนกแบบ  
ควีโน ..... 48

รูปที่ 4.23 ผลการแบ่งดับสามมิติตามการจำแนกแบบควีโนแสดงตามสีต่าง ๆ..... 48

รูปที่ 4.24 กราฟแสดงปริมาตรดับเฉลี่ยแต่ละส่วนจาก 20 ข้อมูล..... 51

รูปที่ ก.1 แสดงผลการแบ่งส่วนภาพดับด้วยวิธีกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนและ morphology  
operation..... 60

รูปที่ ก.2 แสดงผลการแบ่งส่วนภาพดับด้วย GVF Snake..... 61

รูปที่ ก.3 แสดงผลการแบ่งส่วนภาพดับด้วยวิธีการขยายอาณาบริเวณแบบสองมิติ ..... 62

รูปที่ ก.4 ผลการแบ่งส่วนภาพดับที่แยกออกจากกันในภาพตัดขวางด้วยวิธีการขยายอาณาบริเวณ.. 63



## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

โรคตับเรื้อรังหรือโรคตับวายเฉียบพลันที่ตับไม่สามารถกลับมาทำงานได้เป็นปกตินั้น การปลูกถ่ายตับใหม่เป็นทางเลือกหนึ่งของการรักษา คือ การผ่าตัดนำตับที่เป็นปกติไปแทนตับที่เป็นโรค โดยตับที่นำมาปลูกถ่ายใหม่ให้กับผู้ป่วย โดยนำมาจากผู้บริจาคที่เพิ่งเสียชีวิตขณะที่การทำงานของตับยังเป็นปกติ หรือนำมาจากผู้บริจาคที่ยังมีชีวิต สำหรับผู้บริจาคที่ยังมีชีวิตอยู่นั้น ปริมาตรตับที่เหลืออยู่หลังจากบริจาคแล้วจะต้องเหลือปริมาณเนื้อตับ 35-40% ของปริมาณเนื้อตับทั้งหมดเพื่อให้ตับของผู้บริจาคยังคงสามารถทำหน้าที่ต่อไปได้ หากตับไม่สามารถทำงานต่อไปได้จะทำให้ผู้บริจาคตับเสียชีวิตได้ และสำหรับผู้ที่ได้รับบริจาคตับเพื่อการปลูกถ่ายตับใหม่ ปริมาตรเนื้อตับที่นำมาปลูกถ่ายต้องมีเนื้อตับประมาณ 0.5% ของน้ำหนักตัว [1] จากการจำแนกส่วนตับตามการจำแนกแบบคูเวโน (Couinaud classification) [2] ซึ่งแบ่งตับออกเป็น 8 ส่วน โดยตับแต่ละส่วน (liver segments) มีหลอดเลือดแดงและดำ ทางเดินน้ำดีเข้าและออกตับเป็นของตัวเอง การผ่าตัดตัดออกเพียงบางส่วนตามแนวส่วนของตับจะลดความเสียหายต่อบริเวณตับที่เหลืออยู่ได้ การตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) ซึ่งเป็นเครื่องมือถ่ายภาพทางรังสีที่ใช้กันอย่างกว้างขวางที่ให้คุณภาพที่ดีและราคาต่ำตรวจไม่สูงมาก เพื่อดูตำแหน่ง ขนาด ลักษณะของรอยโรค และความสัมพันธ์ของอวัยวะที่สนใจหรือรอยโรคกับอวัยวะข้างเคียงมาใช้ในการวินิจฉัยโรคและวางแผนการรักษาต่อไป ดังนั้นข้อมูลเกี่ยวกับปริมาตรตับและหลอดเลือดของตับจากภาพการตรวจทางการแพทย์สามารถนำมาช่วยในการวางแผนก่อนการผ่าตัดของศัลยแพทย์ ข้อมูลดังกล่าวช่วยในการบอกแนวการผ่าตัดและประเมินปริมาตรของตับก่อนที่จะทำการตัดออกบางส่วนของผู้บริจาคที่ยังมีชีวิตอยู่ ซึ่งมีความจำเป็นในการประเมินปริมาตรของตับที่เหลือของผู้บริจาคว่ามีเพียงพอที่จะทำงานต่อไปได้

การแบ่งส่วนภาพเป็นองค์ประกอบหนึ่งที่สำคัญในการนำข้อมูลจากภาพการตรวจมาใช้ในขั้นตอนการวินิจฉัยและการรักษาโรค เช่น การวางแผนก่อนการผ่าตัด การติดตามผลการรักษาเพื่อดูการตอบสนองต่อการรักษา การแบ่งส่วนภาพแบบเดิมมักจะเป็นการวาดด้วยมือโดยรังสีแพทย์ซึ่งวิธีดังกล่าวขึ้นอยู่กับความชำนาญของแต่ละบุคคล อีกทั้งการวาดภาพด้วยมือนี้ใช้เวลาพอสมควรเมื่อมีจำนวนภาพมาก ความถูกต้องแม่นยำของการวาดด้วยมืออาจลดลงเนื่องจากความล้าของผู้ทำการวาด วิธีการหนึ่งที่จะลดความผิดพลาดเหล่านี้ได้คือการลดเวลาในการแบ่งส่วนภาพในแต่ละครั้งของผู้วาดลงเพื่อให้ได้พักผ่อนสายตาซึ่งหมายความว่าต้องเสียเวลามากขึ้น การพัฒนาการแบ่งส่วนภาพด้วยคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่สามารถนำมาช่วยในการแบ่งส่วนภาพเหล่านี้ งานวิจัยนี้เสนอวิธีการ

แบ่งส่วนภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับและแบ่งปริมาตรตับออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควีโน

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. แบ่งส่วนตับในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อหาปริมาตรตับทั้งหมด
2. แบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับเพื่อใช้ประกอบการแสดงผลภาพในมุมมองสามมิติ
3. ออกแบบวิธีการแบ่งส่วนปริมาตรตับเป็น 8 ส่วนตามการจำแนกแบบควีโน

## 1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. การแบ่งส่วนภาพตับและหลอดเลือดดำของตับด้วยการใช้วิธีการขยายอาณาบริเวณ
2. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับใช้ข้อมูลภาพตัดขวางการตรวจช่องท้องด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หลังการฉีดสารทึบรังสีขณะที่สารทึบรังสีอยู่ในหลอดเลือดดำของตับ

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้กระบวนการแบ่งส่วนตับและหลอดเลือดดำของตับจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และแสดงผลในมุมมอง 3 มิติได้
2. ได้วิธีการแบ่งส่วนตับออกเป็น 8 ส่วนตามการจำแนกแบบควีโน เพื่ออำนวยความสะดวกในการวางแผนการผ่าตัดปลูกถ่ายตับ

## บทที่ 2

### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและทบทวนวรรณกรรม

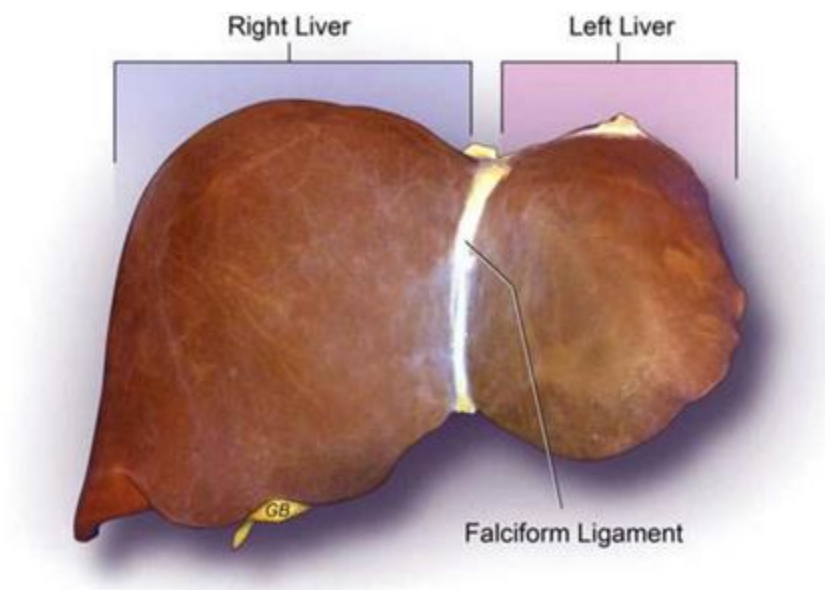
#### 2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

##### 2.1.1 การจำแนกตับ

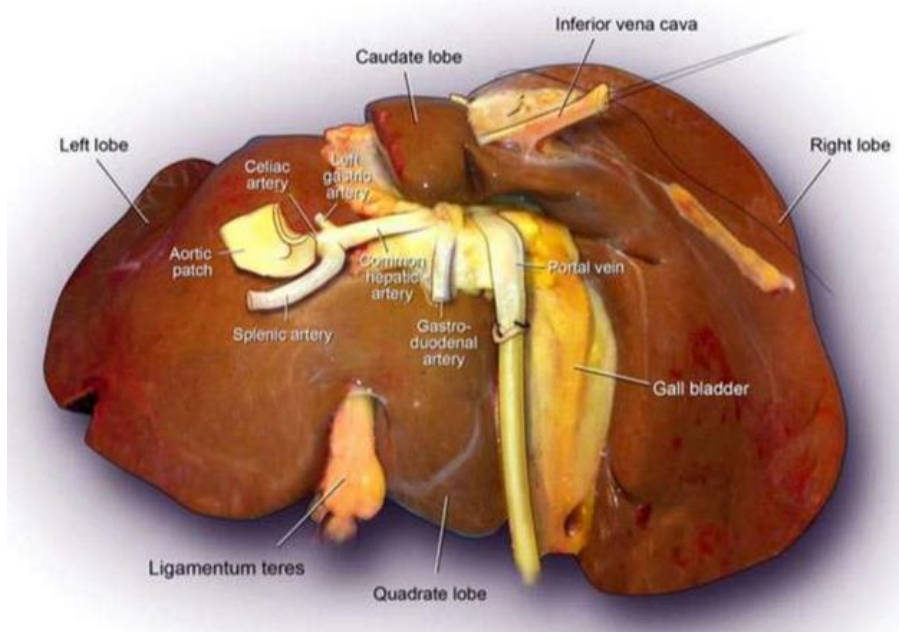
การจำแนกตับสามารถจำแนกได้ตามรูปลักษณ์ภายนอก (morphological classification) [3] และหน้าที่ (functional classification) [2]

##### 2.1.1.1 การจำแนกตามรูปลักษณ์ภายนอก

การจำแนกตามรูปลักษณ์ภายนอกสามารถแบ่งตับออกได้เป็น 4 กีบ คือ กีบขวา (right lobe), กีบซ้าย (left lobe), quadrate lobe, และ caudate lobe โดยที่ตับกีบขวาและกีบซ้ายแบ่งออกจากกันโดย falciform ligament ดังแสดงในรูปที่ 2.1 โดย quadrate lobe นั้นอยู่ระหว่าง gallbladder fossa, porta hepatis, และ ligamentum teres และ caudate lobe อยู่ระหว่าง inferior vena cava groove, porta hepatis, และ venous ligament fissure ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.1 ตับกีบขวาและกีบซ้าย  
(ดัดแปลงรูปจาก [3])

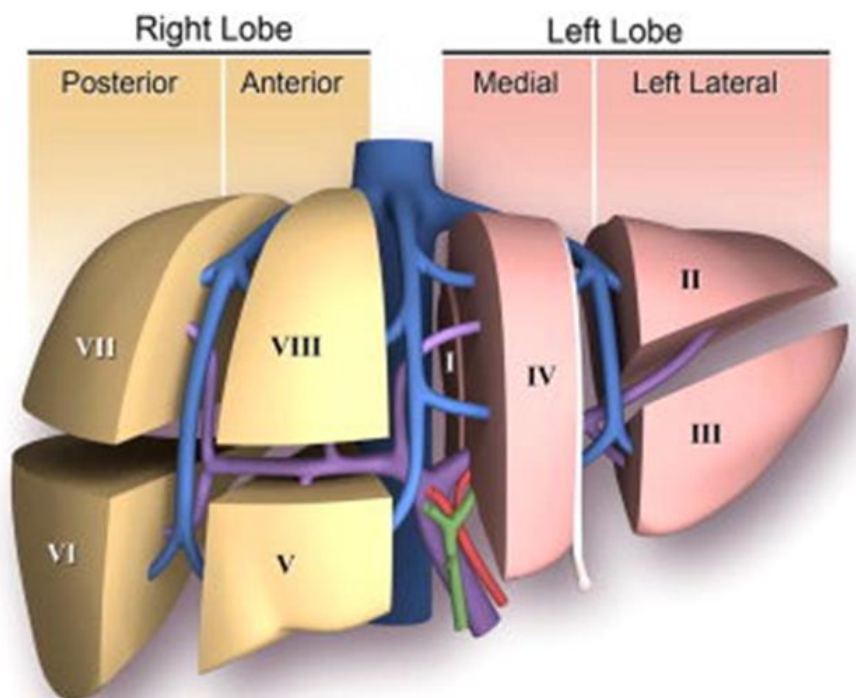


รูปที่ 2.2 ตับ caudate lobe และ quadrate lobe  
(ดัดแปลงรูปจาก [3])

#### 2.1.1.2 การจำแนกตับตามหน้าที่

การจำแนกแบบคูว์โน (Couinaud classification) [2] ซึ่งนิยมใช้ในทวีปยุโรปและเอเชียตามการจำแนกนี้แบ่งตับออกเป็น 8 ส่วนดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดยใช้แนวของ hepatic และ portal veins แบ่งตับออกเป็นส่วน ๆ (liver segments) ซึ่งตับในแต่ละส่วนนั้นจะมีหลอดเลือดแดง หลอดเลือดดำ ทางเดินน้ำดีเข้าและออกเป็นส่วน hepatic vein เป็นหลอดเลือดดำที่นำเลือดจากตับเข้าสู่ inferior vena cava ประกอบด้วย 3 กิ่งหลัก คือ right, middle และ left hepatic veins โดยที่ middle hepatic vein แบ่งตับออกเป็นกليبขวาและกليبซ้าย, right hepatic vein แบ่งตับกليبขวาออกเป็น right anterior และ posterior segments ขณะที่ left hepatic vein แบ่งตับกليبซ้ายออกเป็น left medial และ lateral segments ส่วน portal vein เป็นหลอดเลือดดำที่รับเลือดมาจากลำไส้เข้าสู่ตับ โดยแนวของหลอดเลือดนี้ประกอบด้วยกิ่งด้านขวาและซ้ายแบ่งตับเป็น upper และ lower segments ในการนับส่วนของตับจะนับตามเข็มนาฬิกาซึ่งส่วนที่ 1 จะอยู่ทางด้านหลังของตับกليبขวา คือ ส่วนที่เป็น caudate lobe ซึ่งมีระบบไหลเวียนที่แยกออกจากส่วนอื่น หลอดเลือดดำของส่วนที่ 1 ไหลเข้าสู่หลอดเลือดดำใหญ่โดยตรง โดยที่ตับส่วนที่ 2, 3 และ 4 คือ ตับกليبซ้าย ตับส่วนที่ 5, 6, 7 และ 8 คือ ตับกليبขวาดังแสดงในรูปที่ 2.3

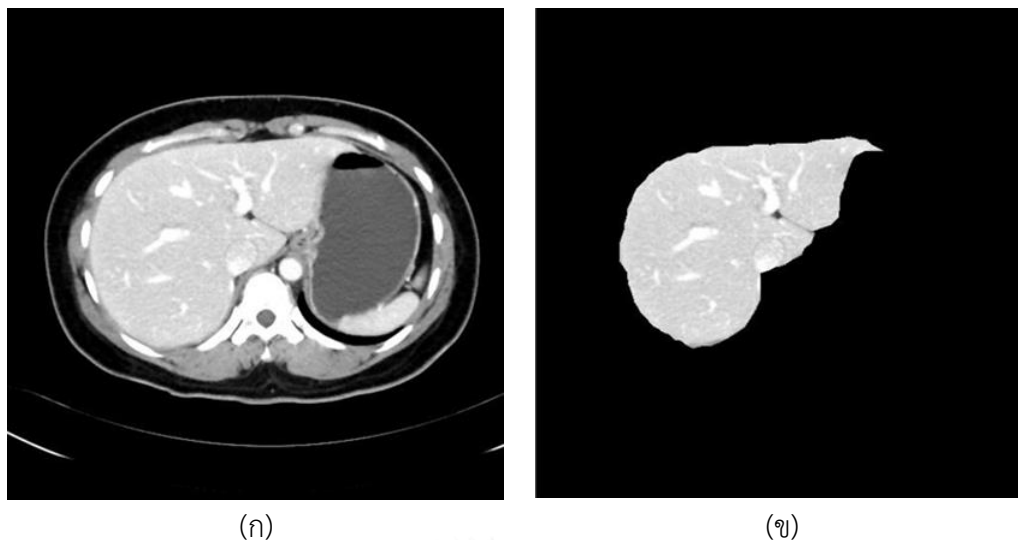




รูปที่ 2.3 ส่วนของตับตามการจำแนกแบบควีโน  
(ดัดแปลงรูปจาก [3])

### 2.1.2 การแบ่งส่วนภาพ

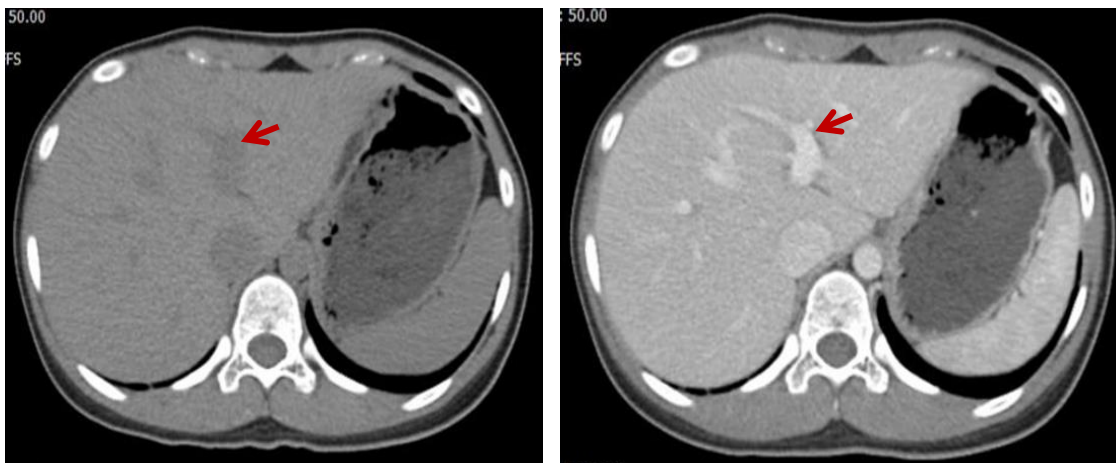
การแบ่งส่วนภาพ (image segmentation) คือ การแบ่งหรือแยกบริเวณที่สนใจในภาพ (region of interest) ออกจากภาพต้นฉบับ หลังจากผ่านกระบวนการแบ่งส่วนภาพ ภาพผลลัพธ์จะเหลือข้อมูลเฉพาะส่วนที่เราสนใจหรือเรียกว่า “วัตถุ” เช่น การแบ่งส่วนภาพตับ โดยที่ตับ คือ ส่วนที่สนใจในภาพ ดังนั้นภาพผลลัพธ์ที่ได้ คือ ภาพที่แสดงเฉพาะส่วนที่เป็นตับดังแสดงในรูปที่ 2.4 (ข) ซึ่งวิธีการแบ่งส่วนภาพนั้นสามารถใช้วิธีการวาดด้วยมือ (manual segmentation) หรือการใช้วิธีการทางคอมพิวเตอร์ช่วยในการแบ่งส่วนภาพ (computer aided segmentation) จากรูปที่ 2.4 (ก) เป็นภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของช่องท้องด้านบนซึ่งมีอวัยวะอื่น ๆ ภายในภาพด้วย โดยที่ตับ คือ ภาพ หรือวัตถุที่สนใจใน ภาพเมื่อผ่านกระบวนการแบ่งส่วนภาพจะได้ภาพผลลัพธ์ดังแสดงในรูปที่ 2.4 (ข) ซึ่งได้จากการวาดด้วยมือ



รูปที่ 2.4 การแบ่งส่วนภาพตับ  
(ก) ภาพตัดขวางต้นฉบับ (ข) ภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพ

### 2.1.3 การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง

การตรวจช่องท้องด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ทำการสแกนช่องท้องก่อนและหลังการฉีดสารทึบรังสีเข้าทางหลอดเลือดดำ ซึ่งภาพก่อนการฉีดสารทึบรังสีดังแสดงในรูปที่ 2.5 (ก) ยังไม่สามารถแยกความแตกต่างของเนื้อเยื่อได้ชัดเจน โดยใช้เป็นภาพเปรียบเทียบความแตกต่างของเนื้อเยื่อก่อนและหลังการฉีดสารทึบรังสี ส่วนภาพหลังการฉีดสารทึบรังสีช่วยให้เห็นความแตกต่างของเนื้อเยื่อ เช่น เนื้อตับและหลอดเลือดตับได้ชัดเจนขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.5 (ข) ความเข้มแสงของภาพขึ้นอยู่กับปริมาณสารทึบรังสีที่เข้าไปอยู่บริเวณเนื้อเยื่อนั้น ๆ ขณะที่ทำการสแกน เนื้อเยื่อบริเวณใดมีปริมาณสารทึบรังสีน้อยความเข้มแสงของภาพก็จะน้อย และเนื้อเยื่อบริเวณใดที่มีปริมาณสารทึบรังสีอยู่มากความเข้มแสงบริเวณนั้นก็มากขึ้น จึงทำให้ภาพมีความเข้มแสงแตกต่างกันจึงทำให้แยกแยะขอบเขตของอวัยวะชัดเจนขึ้น



(ก)

(ข)

รูปที่ 2.5 ภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับ

(ก) ภาพการตรวจตับก่อนฉีดสารทึบรังสี (ข) ภาพการตรวจตับหลังฉีดสารทึบรังสี

#### 2.1.4 การสร้างระนาบสามมิติ

ในการสร้างแผ่นระนาบสามมิติสามารถสร้างได้จากจุดอย่างน้อยสามจุด  $A(x_0, y_0, z_0)$ ,  $B(x_1, y_1, z_1)$  และ  $C(x_2, y_2, z_2)$  ที่ไม่เรียงต่อกันเป็นเส้นตรง โดยขั้นตอนแรกให้สร้างเวกเตอร์  $\overline{AB}$  และ  $\overline{AC}$  ตามสมการที่ (2.1) และ (2.2) ดังแสดงในรูปที่ 2.6 (ก) ในขั้นตอนที่ 2 หาผลคูณไขว้ของเวกเตอร์ทั้งสองตามสมการที่ (2.3) ผลลัพธ์ที่ได้เป็นเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับระนาบที่ต้องการ ดังแสดงในรูปที่ 2.6 (ข) หลักจากนั้นให้นำเวกเตอร์ใด ๆ  $(x - x_0)\hat{i} + (y - y_0)\hat{j} + (z - z_0)\hat{k}$  ในระนาบนั้น โดยที่จุด  $(x, y, z)$  เป็นจุดใด ๆ ในระนาบมาหาผลคูณจุดกับเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับระนาบ  $a\hat{i} + b\hat{j} + c\hat{k}$  (normal vector) จะได้สมการระนาบตามสมการที่ (2.4) หลังจากการจัดรูปสมการด้วยการหารด้วย  $ax_0 + by_0 + cz_0$  ทุกตัวจะได้สมการระนาบตามสมการที่ (2.5)

$$\overline{AB} = (x_1 - x_0)\hat{i} + (y_1 - y_0)\hat{j} + (z_0 - z_1)\hat{k}, \quad (2.1)$$

$$\overline{AC} = (x_2 - x_0)\hat{i} + (y_2 - y_0)\hat{j} + (z_2 - z_0)\hat{k} \quad (2.2)$$

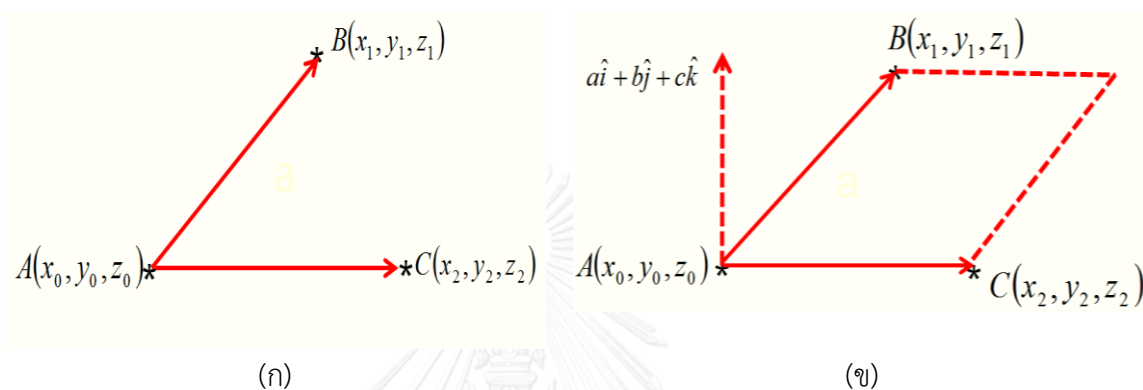
$$\overline{AB} \times \overline{AC} = \begin{vmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ (x_1 - x_0) & (y_1 - y_0) & (z_1 - z_0) \\ (x_2 - x_0) & (y_2 - y_0) & (z_2 - z_0) \end{vmatrix} = a\hat{i} + b\hat{j} + c\hat{k} \quad (2.3)$$

$$a(x - x_0) + b(y - y_0) + c(z - z_0) = 0 \quad (2.4)$$

$$\bar{a}x + \bar{b}y + \bar{c}z - 1 = 0 \quad (2.5)$$

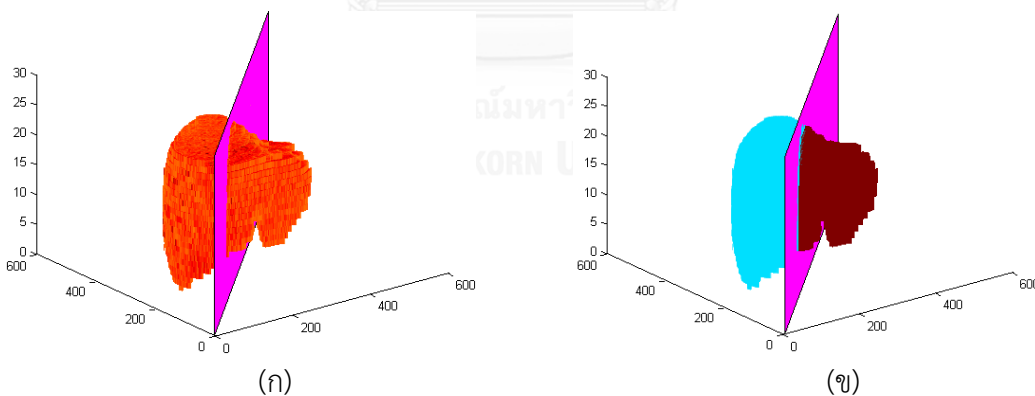
จากสมการที่ (2.5) สามารถนำมาแบ่งข้อมูลในปริภูมิสามมิติออกเป็นสองกลุ่มได้ กล่าวคือ ทุกจุดของข้อมูลในปริภูมิสามมิติที่อยู่บนระนาบจะทำให้สมการที่ (2.5) มีค่าเท่ากับศูนย์ ส่วนที่จุดอื่น ๆ ใน

ปริภูมิสามมิติที่ทำให้สมการที่ (2.5) กลายเป็นอสมการ กล่าวคือ มีค่ามากกว่าหรือน้อยกว่า 0 ดังนั้น หากกำหนดเงื่อนไขให้กลุ่มแรกเป็นข้อมูลที่ทำให้ฝั่งซ้ายของสมการที่ (2.5) มีค่าเท่ากับหรือมากกว่า 0 และจุดข้อมูลใดที่ทำให้ฝั่งซ้ายของสมการที่ (2.5) มีค่าน้อยกว่า 0 เป็นกลุ่มที่สอง ซึ่งจะได้ 2 กลุ่ม ข้อมูลที่แบ่งโดยระนาบนั้นดังแสดงในรูปที่ 2.7 (ก) ทำการปรับค่าความเข้มแสงใหม่ตามกลุ่มเมื่อ ต้องการแสดงผลภาพของข้อมูลที่ต่างกันดังแสดงในรูปที่ 2.7 (ข)



รูปที่ 2.6 การสร้างระนาบสามมิติจากจุด 3 จุด

(ก) แสดงจุด 3 จุด ในแผ่นระนาบ (ข) การสร้างเวกเตอร์ตั้งฉากกับแผ่นระนาบ



รูปที่ 2.7 การแบ่งข้อมูลในสามมิติด้วยการใช้ระนาบในปริภูมิสามมิติ

(ก) แสดงระนาบที่ตัดผ่านข้อมูล (ข) แสดงการจัดข้อมูลออกเป็นสองกลุ่ม

จากรูปที่ 2.7 (ก) แสดงระนาบในปริภูมิสามมิติ โดยที่ข้อมูลยังไม่ผ่านการปรับความเข้มแสงตามการจัดกลุ่มตามสมการที่ (2.5) ดังนั้นการแสดงผลภาพจึงเป็นการแสดงระนาบที่ผ่านข้อมูลเท่านั้น เมื่อ

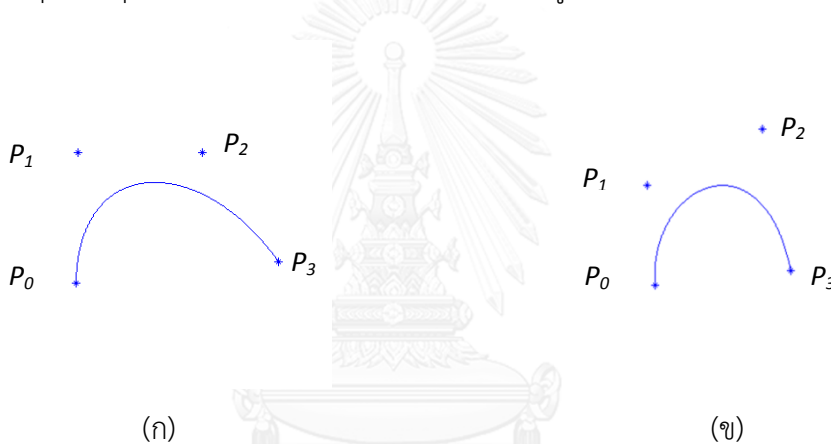
กำหนดเงื่อนไขดังกล่าวข้างต้นและทำการเปลี่ยนค่าความเข้มแสงของข้อมูลทั้งสองกลุ่มให้แตกต่างกัน ทำให้เมื่อแสดงผลข้อมูลจึงแสดงสีที่แตกต่างกันดังแสดงในรูปที่ 7 (ข)

### 2.1.5 การสร้าง cubic Bézier curve

เส้นโค้ง cubic Bézier สามารถสร้างได้จากจุดควบคุม 4 จุดตามสมการที่ (2.6)

$$B(t) = (1-t)^3P_0 + 3(1-t)^2tP_1 + 3(1-t)t^2P_2 + t^3P_3, t \in [0,1] \quad (2.6)$$

โดยที่  $B(t)$  คือเส้นโค้ง cubic Bézier และ  $P_0(x_0, y_0)$ ,  $P_1(x_1, y_1)$ ,  $P_2(x_2, y_2)$ ,  $P_3(x_3, y_3)$  คือ จุดควบคุม 4 จุด  $t$  คือพารามิเตอร์ในการสร้างเส้นโค้ง ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0 ถึง 1 เมื่อเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของจุดควบคุมจะได้เส้นโค้งที่แตกต่างกันดังแสดงในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 cubic Bézier curve

(ก) สร้างจากจุดควบคุม  $P_0(165, 339)$ ,  $P_1(167, 204)$ ,  $P_2(296, 204)$ ,  $P_3(375, 317)$

(ข) สร้างจากจุดควบคุม  $P_0(175, 304)$ ,  $P_1(166, 201)$ ,  $P_2(296, 143)$ ,  $P_3(328, 289)$

## 2.2 การทบทวนวรรณกรรม

การแบ่งส่วนภาพตับ (liver segmentation) ออกจากภาพการตรวจช่องท้องด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นขั้นตอนสำคัญขั้นตอนหนึ่ง เมื่อต้องการพิจารณาปริมาตรของตับ และการแบ่งส่วนของหลอดเลือด (vessel segmentation) ภายในตับเป็นขั้นตอนที่สำคัญเช่นกัน เมื่อต้องการดูทิศทางของหลอดเลือด การศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับพบว่ามีการศึกษาที่เสนอวิธีการแบ่งส่วนภาพตับ การแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดภายในตับ และวิธีการแบ่งส่วนตับตามการจำแนกแบบควีน ซึ่งใช้วิธีการใดวิธีการหนึ่งหรือใช้มากกว่าหนึ่งวิธีร่วมกัน

การแบ่งส่วนภาพดับเป็นการแบ่งส่วนภาพของดับออกจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งมีอวัยวะข้างเคียง เช่น หัวใจ กระเพาะอาหาร ไต เป็นต้น ซึ่งอวัยวะดังกล่าวเมื่อฉีดสารทึบรังสี ความเข้มแสงของภาพอวัยวะนั้นจะใกล้เคียงของดับทำให้แยกขอบเขตระหว่างอวัยวะหรือเนื้อเยื่อได้ไม่ชัดเจนซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความถูกต้องในการแบ่งส่วนภาพดับ

การแบ่งส่วนดับจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ซึ่งเบื้องต้นส่วนใหญ่จะนำภาพมาผ่านกระบวนการเพื่อเตรียมภาพให้เหมาะสมกับวิธีการที่จะนำมาใช้ในการแบ่งส่วนภาพ เช่น ลดสัญญาณรบกวน (noise reduction) ออกจากภาพ และการปรับความเข้มแสงของภาพเพื่อให้เกิดความแตกต่างกันของความเข้มแสงในภาพมากขึ้น (image enhancement)

การกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยน (thresholding) เป็นวิธีการหนึ่งในการแบ่งส่วนภาพของดับซึ่งการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนของความเข้มแสงในภาพ อาจพิจารณาจากฮิสโทแกรม (histogram) ของภาพ วิธีการนี้อาจจะได้ภาพของอวัยวะส่วนอื่นเข้ามาด้วย จึงจำเป็นต้องทำการแบ่งส่วนภาพต่อเพื่อให้เหลือเฉพาะส่วนที่สนใจ คือ ภาพดับ เช่น การใช้ morphology operation คือ การใช้ structuring element รูปทรงและขนาดต่าง ๆ เข้ามาใช้ในการกร่อน หรือ ขยายวัตถุในภาพออก

Gao และคณะ [4] ทำการแบ่งส่วนภาพดับแบบอัตโนมัติโดยใช้เทคนิคกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยน, morphology operation และการใช้ข้อมูลของภาพข้างเคียง (ค่าความเข้มแสงเฉลี่ย ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ในการจัดส่วนภาพอวัยวะข้างเคียงที่ไม่ต้องการออก หากแบ่งส่วนภาพอวัยวะข้างเคียงออกไม่หมด ผู้ใช้สามารถแก้ไขด้วยการวาดด้วยมือ จากการทดสอบกับ 10 ข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของดับพบว่าจาก 401 ภาพ ต้องแก้ไขโดยผู้ใช้งาน 53 ภาพ หรือ 13.2 เปอร์เซ็นต์

Seo และ Kyung-Sik [5] ทำการแบ่งส่วนภาพดับและเสนอวิธีการที่จะแยกส่วนอวัยวะข้างเคียงของดับออกโดยใช้วิธีการกำหนดค่าขีดเปลี่ยนหลายครั้งในช่วงของฮิสโทแกรมที่สนใจ (threshold histogram tailed)

การขยายอาณาบริเวณ (region growing) เป็นการขยายอาณาบริเวณจากจุดภาพ (pixel) เริ่มต้นให้มีขนาดเพิ่มขึ้นภายใต้เงื่อนไขที่กำหนด โดยเริ่มจากการกำหนดตำแหน่งจุดภาพและความเข้มแสงเริ่มต้น (initial seed point) จากนั้นกำหนดเงื่อนไขในการนับรวมจุดภาพข้างเคียงมาเป็นบริเวณเดียวกันกับจุดภาพเริ่มต้น จุดภาพข้างเคียงที่อยู่ภายใต้เงื่อนไขกำหนดจะถูกนับรวมเข้ามาเป็นบริเวณกันกับจุดภาพเริ่มต้น โดยกระบวนการขยายอาณาบริเวณจะสิ้นสุดลงเมื่อไม่มีจุดภาพใดในภาพที่อยู่ภายใต้เงื่อนไขที่กำหนด เทคนิคการขยายอาณาบริเวณสามารถทำได้ทั้งสองมิติ (two dimensional, 2D) และสามมิติ (three dimensional, 3D) การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีการขยายอาณาบริเวณแบบสองมิติต้องกำหนดจุดภาพเริ่มต้นให้กับทุกภาพในชุดข้อมูลภาพทั้งหมด ส่วนการ

แบ่งส่วนภาพแบบสามมิติจะเลือกจุดภาพเริ่มต้นเพียงหนึ่งภาพของชุดข้อมูลภาพนั้น ซึ่งความถูกต้องในการแบ่งส่วนภาพขึ้นอยู่กับวิธีการเลือกจุดภาพเริ่มต้นและการกำหนดเงื่อนไขที่เหมาะสม

Yufei และคณะ [6] ทำการแบ่งส่วนด้วยวิธีขยายอาณาบริเวณโดยกำหนดจุดภาพเริ่มต้นเพียงภาพเดียว หลังจากนั้นใช้ข้อมูลของผลการแบ่งส่วนของภาพก่อนหน้า ได้แก่ ค่าเฉลี่ยความเข้มแสง ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และตำแหน่งของจุดภาพเริ่มต้นมาใช้กำหนดเงื่อนไขในการรวมจุดภาพเป็นบริเวณเดียวกัน

Gambino และคณะ [7] ทำการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีอัตโนมัติ เสนอวิธีการหาตำแหน่งของจุดภาพเริ่มต้น คือ เลือกจุดภาพที่อยู่ใกล้กับจุดกึ่งกลางของบริเวณที่เป็นดับ และจุดภาพโดยรอบมีความเข้มแสงเฉลี่ยใกล้เคียงกับบริเวณที่เป็นดับ ในการขยายอาณาบริเวณใช้ระยะทางยูคลิด, energy, entropy, contrast, homogeneity, correlation, mean of pair sums และ variance of pair-sums เป็นเงื่อนไขในการรวมจุดภาพ จากการทดสอบ 5 ชุดข้อมูล ในการตรวจดับปกติ พบว่าส่วนของหลอดเลือดของดับจะไม่ถูกรวมเข้ากับเนื้อดับเนื่องจากมีความเข้มแสงที่ต่างจากเนื้อดับ ข้อด้อยของวิธีการนี้ คือ แบ่งส่วนภาพได้น้อยกว่าภาพจริงที่บริเวณขอบดับ เนื่องจากในขั้นตอนการหาค่าพารามิเตอร์ในการกำหนดเงื่อนไขในการรวมจุดภาพดังกล่าวข้างต้น เมื่อจุดกึ่งกลางของหน้าต่างหรือกรอบพื้นที่ในการหาค่าพารามิเตอร์ ซึ่งมีขนาด เท่ากับ  $7 \times 7 \times 7$  จุดภาพ ไปอยู่ตรงขอบของดับ ทำให้มีพื้นที่จุดภาพของอวัยวะอื่นรวมอยู่ภายในหน้าต่างด้วย ทำให้ได้ค่าพารามิเตอร์บริเวณนั้นต่างจากบริเวณเนื้อดับส่วนที่อยู่ตรงกลาง เนื้อดับบริเวณขอบจึงไม่ถูกนับรวมเป็นบริเวณเดียวกับเนื้อดับ การแบ่งส่วนภาพที่ละภาพในบางครั้งจะพบปัญหาคือ อวัยวะที่ต้องการแบ่งส่วนไม่มีความต่อเนื่องกันของอวัยวะในภาพ (organ splitting) หากนำผลการแบ่งส่วนภาพมาหาปริมาตรของดับจะทำให้ได้ปริมาตรดับที่น้อยกว่าความเป็นจริง เนื่องจากมีบางส่วนของดับขาดหายไปจากการแบ่งส่วนภาพ การแบ่งส่วนภาพแบบสามมิตินั้นสามารถแก้ปัญหาความไม่ต่อเนื่องกันของอวัยวะในภาพเนื่องจากพิจารณาข้อมูลเป็นปริมาตร

แอกทิฟคอนทัวร์ (active contour) หรือ Snake [8] เป็นคอนทัวร์ที่สามารถเคลื่อนที่เข้าหาขอบของวัตถุที่เราต้องการแบ่งส่วนภาพได้ ภายใต้แรงภายนอก (external force) และแรงภายใน (internal force) ซึ่งแรงภายนอกทำหน้าที่เปลี่ยนรูปร่างคอนทัวร์และเคลื่อนที่เข้าหาขอบของวัตถุ โดยที่แรงนี้ได้มาจากข้อมูลของภาพ เช่น เกรเดียนต์ของภาพขอบในแอกทิฟคอนทัวร์แบบดั้งเดิม แรงภายในคอนทัวร์เป็นแรงที่ควบคุมความราบเรียบของคอนทัวร์ขณะเคลื่อนที่ ซึ่งขึ้นกับค่าพารามิเตอร์ที่กำหนดให้ แอกทิฟคอนทัวร์นิยมนำมาใช้ในการแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ อาจนำมาใช้ในการแบ่งส่วนภาพดับโดยตรง หรือใช้ร่วมกับวิธีการอื่นในขั้นตอนของการปรับละเอียดขอบเขตของวัตถุ โดยที่แอกทิฟคอนทัวร์แบ่งออกเป็นสองกลุ่ม คือ การอาศัยข้อมูลของภาพขอบ (edge based) และการอาศัยข้อมูลบริเวณ (region based) การเคลื่อนที่ของคอนทัวร์แบบอาศัยข้อมูลบริเวณควบคุมโดย

ความแตกต่างของข้อมูลบริเวณของวัตถุและภาพพื้นหลัง ข้อจำกัดของเอ็กทิฟคอนทัวร์แบบอาศัยข้อมูลของภาพขอบ คือ การวางเส้นคอนทัวร์เริ่มต้นควรวางใกล้กับขอบวัตถุที่ต้องการจึงให้ผลการแบ่งส่วนภาพที่ดี และหากขอบเขตของวัตถุไม่ชัดเจนทำให้เส้นคอนทัวร์เข้าหาวัตถุข้างเคียง

Liu และคณะ [9] ทำการแบ่งส่วนภาพตัดจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยการใช้ Gradient Vector Flow (GVF) โดยใช้แผนที่ภาพขอบ (edge map) ในการขับเคลื่อนคอนทัวร์ไปยังขอบภาพที่ต้องการแบ่งส่วนภาพ ซึ่งภาพขอบได้มาจากการใช้ Canny edge detector กรณีที่ขอบของภาพไม่ชัดเจนจะทำให้เกิดการข้ามไปอีกรอยะหนึ่งที่เชื่อมติดต่อกัน และหากมีรอยโรคบริเวณผิวตัด การใช้ GVF ไม่สามารถทำการแบ่งส่วนภาพตัดบริเวณนั้นได้ถูกต้อง Liu และคณะ [9] ได้แก้ปัญหาด้วยการปรับแผนที่ภาพขอบโดยใช้ liver template หากบริเวณแผนที่ภาพขอบมีความโค้งเว้ามากจะใช้ concavity removal algorithm ในการเอาส่วนโค้งเว้าบริเวณขอบภาพของตัดออกเพื่อลดข้อจำกัดในการเคลื่อนที่ของคอนทัวร์ไปยังส่วนที่มีความโค้งเว้า หลังจากนั้นจึงใช้แผนที่ภาพขอบในการคำนวณ GVF เพื่อใช้ขับเคลื่อนคอนทัวร์เข้าหาขอบของตัด

Massoptier และ Casciaro [10] ทำการแบ่งส่วนภาพตัดและรอยโรคของตัด โดยการแบ่งส่วนภาพตัดนั้นใช้แบบจำลองทางสถิติแบบสามมิติ โดยภาพแต่ละภาพถูกแบ่งออกเป็น 64 บริเวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานแต่ละบริเวณ จากนั้นเลือกบริเวณที่มีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ มาใช้กำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนเพื่อแยกตัดออกจากนั้นใช้ morphology เทคนิคแบบสามมิติในการแยกอวัยวะอื่นออกจากตัด และใช้ GVF snake ในการปรับขอบเขตของตัดจากการทดสอบ 21 ข้อมูล โดยมีความถูกต้องเฉลี่ยในการแบ่งส่วนภาพ 94.2 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเปรียบเทียบกับการวาดด้วยมือพบว่า 4 ใน 21 ข้อมูล จะมีส่วนของหัวใจรวมอยู่ด้วยและหากมีรอยโรคอยู่บริเวณผิวของตัด รอยโรคส่วนนี้จะไม่ถูกนับรวมเป็นส่วนของตัด

Abdel-massien และคณะ [11] เสนอวิธีการแบ่งส่วนตัดอัตโนมัติโดยใช้วิธีการเช่นเดียวกับ Massoptier และ Casciaro [10] ซึ่งแตกต่างกันในขั้นตอนของการใช้ GVF snake ในการปรับละเอียดหาขอบของตัด โดยเพิ่มแรงที่เกิดจากมุมของทุกจุดภาพที่ตำแหน่งคอนทัวร์เริ่มต้นไปในแรงภายนอกทดสอบกับ 15 ข้อมูล แต่เป็นข้อมูลคนละชุดกัน พบว่ามี sensitivity เท่ากับ 99 เปอร์เซ็นต์ และ specificity เท่ากับ 95 เปอร์เซ็นต์ อย่างไรก็ตามพบว่ากรณีที่ขอบของตัดและอวัยวะข้างเคียงแยกกันได้ไม่ชัดเจน เช่น ไต ทำให้คอนทัวร์เคลื่อนที่ไปหยุดที่ไต

Suzuki และคณะ [12] ทำการแบ่งส่วนภาพตัดเพื่อหาปริมาตรตัด โดยใช้ fast-marching เอ็กทิฟคอนทัวร์ในการหาขอบเขตของตัดเบื้องต้น แล้วใช้ผลขอบเขตของตัดดังกล่าวเป็นคอนทัวร์เริ่มต้นของ Geodesic เอ็กทิฟคอนทัวร์ร่วมกับการใช้วิธีเซตระดับ (level set) ในการปรับละเอียดหาขอบเขตของภาพตัด จากการทดสอบกับ 15 ข้อมูลการตรวจตัด พบว่าความถูกต้องเฉลี่ยเท่ากับ 98.4 เปอร์เซ็นต์ sensitivity เท่ากับ 91.1 เปอร์เซ็นต์ และ specificity เท่ากับ 99.1 เปอร์เซ็นต์ โดย



ที่ความคลาดเคลื่อนของปริมาตรมีค่าเท่ากับ 7.2 เปอร์เซ็นต์ ผลการแบ่งส่วนภาพดับในแต่ละชุดข้อมูลจะแตกต่างกัน ขึ้นกับค่าความเข้มแสง เวลาในการเก็บข้อมูล และการใช้สารทึบรังสี ความผิดพลาดที่เกิดขึ้น เช่น มีส่วนของหลอดเลือดดำใหญ่ ไต หัวใจ และ กล้ามเนื้อระหว่างซี่โครง

Yufei และคณะ [13] ทำการแบ่งส่วนภาพดับด้วยการใช้วิธีเซตระดับ โดยปรับปรุงวิธีเซตระดับของ Chan และ Vese ด้วยการเพิ่มแรงเข้าไปอีก เพื่อรักษาความเป็น sign distance function และใช้จุดกึ่งกลางของผลการแบ่งส่วนภาพก่อนหน้าในการหาจุดกึ่งกลางของคอนทัวร์เริ่มต้นในภาพถัดไปอย่างไรก็ตามหลังจากที่ใช้วิธีเซตระดับ ใช้ morphology operation ต่อเพื่อให้ได้เฉพาะบริเวณเนื้อตับที่ต้องการ โดยได้ทำการทดสอบกับ 6 ข้อมูล พบว่าความถูกต้องเฉลี่ยประมาณ 95.94 เปอร์เซ็นต์

Xie และคณะ [14] ทำการแบ่งส่วนภาพดับโดยใช้วิธีเซตระดับ ซึ่งจัดการภาพให้เหมาะสมก่อนที่จะทำการแบ่งส่วนภาพดับด้วยวิธีเซตระดับ คือ ทำการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนเพื่อแยกส่วนที่เป็นกระดูกออกจากภาพก่อน จากนั้นใช้วิธีเซตระดับของ Chan และ Vese ในการแบ่งส่วนภาพดับ

Susomboon และคณะ [15] ทำการแบ่งส่วนดับใช้ expectation maximization การหาค่าเฉลี่ยความเข้มแสงและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และใช้พรรณลักษณ์ (texture) ในการแบ่งส่วนภาพดับเบื้องต้น จากนั้นทำการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนอีกครั้ง จากการทดสอบกับ 10 ข้อมูลการตรวจดับ มีค่า sensitivity โดยรวมเท่ากับ 83 เปอร์เซ็นต์ และ specificity โดยรวมเท่ากับ 86 เปอร์เซ็นต์ การซ้อนทับกันของปริมาตรดับเฉลี่ย 74 เปอร์เซ็นต์ ปัญหาของการแบ่งส่วนดับ คือ เส้นคอนทัวร์มีการเชื่อมต่อไปยังอวัยวะข้างเคียง โดยเฉพาะจุดที่ค่าความเข้มแสงระหว่างดับและอวัยวะข้างเคียงใกล้เคียงกัน การที่ตำแหน่ง ขนาด รูปร่างของอวัยวะที่แปรผันในแต่ละบุคคล ระยะห่างและการชิดติดกันของอวัยวะก็เป็นปัจจัยที่ทำให้การแบ่งส่วนภาพนั้นยากขึ้น

Yang และ Jong Won [16] ทำการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดของตับแบบอัตโนมัติ ในการแบ่งส่วนภาพดับใช้ morphological filtering เพื่อตัดอวัยวะที่ไม่ใช่ตับออก เพื่อให้ความเข้มแสงระหว่างพื้นหลังและวัตถุที่สนใจมีค่าแตกต่างกัน จากนั้นการกำหนดค่าขีดเปลี่ยนของ Otsu ในการหาขอบเขตของตับ ภาพขอบเขตของตับนี้นำไปใช้ในการแบ่งส่วนภาพของหลอดเลือดด้วยการใช้เซตระดับ

Jeong-Joo และ Jong-won [17] ทำการแบ่งส่วนภาพ middle hepatic และ portal veins ของตับแบบอัตโนมัติ ในขั้นตอนการแบ่งส่วนดับใช้วิธี morphological filtering แล้วใช้การกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยน จากนั้นใช้ข้อมูลตำแหน่งของดับในการแบ่งส่วนภาพดับ การแบ่งส่วนของหลอดเลือดดับใช้ Canny edge detection ในการหาขอบของหลอดเลือด และการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนในการหาจุดภาพข้างเคียงที่น่าจะเป็นส่วนของหลอดเลือดดำของตับ จากนั้นทำการแยกกลุ่มจุดภาพที่ติดกับหลอดเลือดที่มีขนาดไม่เป็นไปตามเงื่อนไขออก และกลุ่มจุดภาพที่ไม่มีมีความต่อเนื่องกับหลอดเลือดออก

Oliveira และคณะ [18] ทำการแบ่งตับออกเป็น ส่วน ในขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพตับใช้วิธีเซตระดับในการแบ่งส่วนภาพตับ โดยหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมจากวิธี Genetic analysis ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดของตับใช้เทคนิคการขยายอาณาบริเวณ การแบ่งตับออกเป็น ส่วนใช้การวางระนาบ คือ 3 ระนาบในแนวยืนตามกิ่งของ hepatic vein โดยจุดเริ่มต้นของระนาบแต่ละอันอยู่ที่จุดกึ่งกลางทรวงอก ลำดับการวางระนาบวนตามเข็มนาฬิกา และ 1 ระนาบตามขวางตามแนวของ portal vein การแบ่งตับออกเป็น ส่วนด้วยวิธีการนี้สามารถแบ่งได้เพียง 7 ส่วน ยกเว้นตับส่วนที่ 1 การประเมินความถูกต้องการแบ่งตับออกเป็น ส่วนประเมินด้วยสายตาโดยรังสีแพทย์

Huang และคณะ [19-21] แบ่งตับออกเป็น ส่วนตามการจำแนกแบบควีโน การแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดด้วยวิธีการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ แต่การแบ่งตับออกเป็น ส่วนนั้นไม่ได้ทำในสามมิติ เนื่องจากการแบ่งข้อมูลตับออกเป็น ส่วนในสามมิติ (3D-space) นั้น ในทางการเขียนโปรแกรมอาจจะใช้เวลานาน และไม่ยากที่ตัดสินใจได้ว่าตับแต่ละส่วนจะอยู่บริเวณใด โดยเสนอวิธีการวางระนาบ (projection plane) ตามแนวหลอดเลือดของตับซึ่งง่ายและเร็วกว่า โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้ หลังจากแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดแล้ว ทำ thinning แบบสามมิติ ทำการลดขอบที่มีความไม่ชัดเจน และการจำแนกระดับกิ่งของหลอดเลือด (vascular tree pruning and classification) ทำการวางระนาบแขนงของหลอดเลือดลงบนเนื้อตับ โดยการหาระนาบจากสมการพหุนาม (polynomial) พบว่าการใช้ quadratic polynomial สามารถวางแนวระนาบได้สอดคล้องกับแนวหลอดเลือดตับได้มากที่สุด การแบ่งส่วนตับด้วยวิธีนี้ยังขาดส่วนของตับส่วนที่ 1

Debarba และคณะ [22] เสนอวิธีการแบ่งตับออกเป็น ส่วนในภาพตับแบบสามมิติ เพื่อใช้ในคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล โดยขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพตับใช้ live wire algorithm โดยผู้ใช้งานกำหนดจุดตามขอบเขตของตับแต่ละภาพ โปรแกรมจะสร้างขอบเขตตับขึ้นมา จากนั้นขอบของตับมีความราบเรียบด้วยการใช้ Bézier spline ข้อมูลภาพตับในขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพตับนำมาสร้างในสามมิติ แล้วทำการปรับภาพให้เห็นความแตกต่างของหลอดเลือดของตับและเนื้อตับ จากนั้นผู้ใช้เป็นผู้กำหนดจุดลงบนแนวหลอดเลือดของตับในแต่ละส่วนของตับ จากนั้นระบบทำการจำแนก (label voxel) เป็นของตับส่วนใด โดยการจำแนกนั้นใช้วิธีการแบบเดียวกับ voronoi diagram จากการทดสอบกับ 4 ชุดข้อมูล โดยเปรียบเทียบปริมาตรของตับจากโปรแกรมที่เสนอกับที่คำนวณได้จาก CT work station แตกต่างไม่เกิน 5 เปอร์เซ็นต์

### บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

#### 3.1 วัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

การศึกษานี้ใช้ข้อมูลการตรวจช่องท้องด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 20 ข้อมูล โดยเป็นการศึกษาย้อนหลัง โดยนำข้อมูลภาพมาทำการทดสอบการแบ่งส่วนตับเท่านั้น ผู้วิจัยไม่ได้มีส่วนเกี่ยวข้องกับการเลือกข้อมูลผู้ป่วยหรือวิธีการตรวจของผู้ป่วย โดยโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยสนับสนุนภาพข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตามเงื่อนไขดังต่อไปนี้ เป็นการตรวจเอกซเรย์ช่องท้องของผู้ป่วยปกติ คือ ไม่มีรอยโรค หรือพยาธิสภาพที่ระบบหลอดเลือดและทางเดินน้ำดี เป็นภาพที่สแกนหลังฉีดสารทึบรังสีช่วงเวลาที่ยังอยู่ในหลอดเลือดดำของตับ โดยงานวิจัยนี้ได้รับอนุมัติจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์จากคณะกรรมการวิจัยในมนุษย์คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (Institutional Review Board, IRB No.379/55) ภาพที่นำมาใช้เป็นภาพที่เก็บข้อมูลตามมาตรฐานการเก็บข้อมูลดิจิทัล (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับมีขนาดภาพ (image size) เท่ากับ 512 x 512 จุดภาพและความหนาของภาพ (slice thickness) มีค่าอยู่ระหว่าง 1 ถึง 5 มิลลิเมตร โดยขนาดจุดภาพ (pixel size) ของภาพในแต่ละชุดข้อมูลจะแตกต่างกัน ซึ่งขึ้นกับขนาดพื้นที่ในการสร้างภาพของแต่ละชุดข้อมูล (field of view, FOV) หน่วยเป็น มิลลิเมตร โดยขนาดจุดภาพหาได้จากสมการที่ (3.1) หากขนาดภาพด้านกว้างและยาวมีขนาดเท่ากัน ขนาดของจุดภาพด้านกว้างและด้านยาวจะมีขนาดเท่ากันด้วย

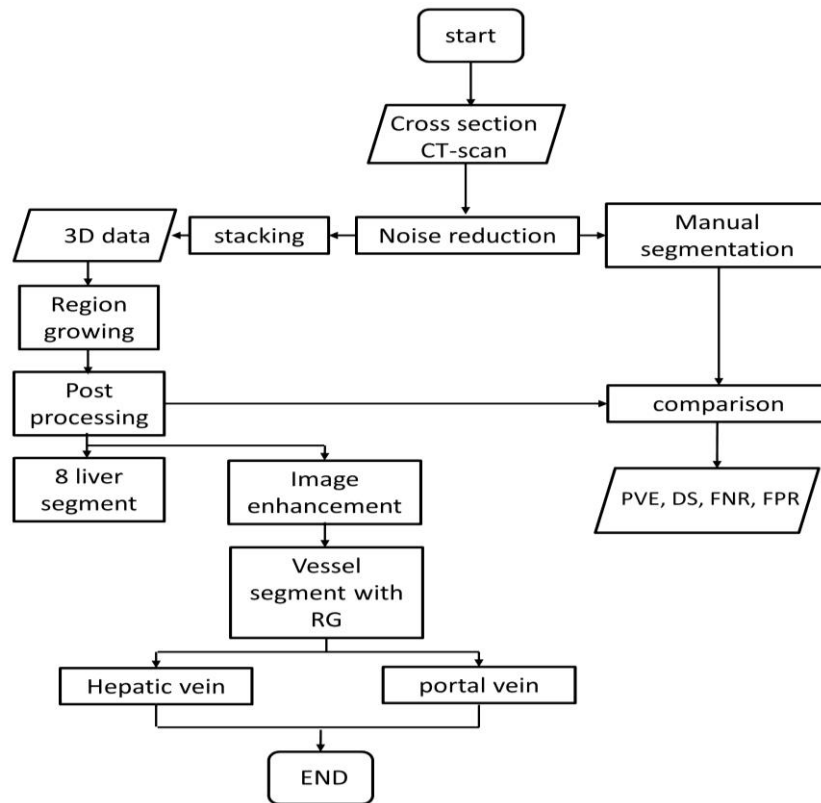
$$Pixel\ size = \frac{FOV}{image\ size} \quad (3.1)$$

การทดสอบการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับด้วยการใช้วิธีทางคอมพิวเตอร์โดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีข้อมูลกำหนดคุณลักษณะดังต่อไปนี้ Intel® Xeon® CPU x 3450 at 2.67GHz. การแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย ขั้นตอนวิธีเขียนผ่านโปรแกรม MATLAB

#### 3.2 วิธีดำเนินการวิจัย

ในขั้นตอนของการดำเนินการวิจัยดังแสดงในรูปที่ 3.1 ประกอบด้วยขั้นตอนหลักดังต่อไปนี้ การเตรียมภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ การแบ่งส่วนภาพตับ การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับ การแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ การเปรียบเทียบผลการแบ่งส่วน

ภาพตัดด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการวาดด้วยมือ การแบ่งตัดออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควิโน ซึ่งจะอธิบายรายละเอียดของแต่ละขั้นตอนหลักดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.1 ลำดับขั้นตอนของการดำเนินการวิจัย

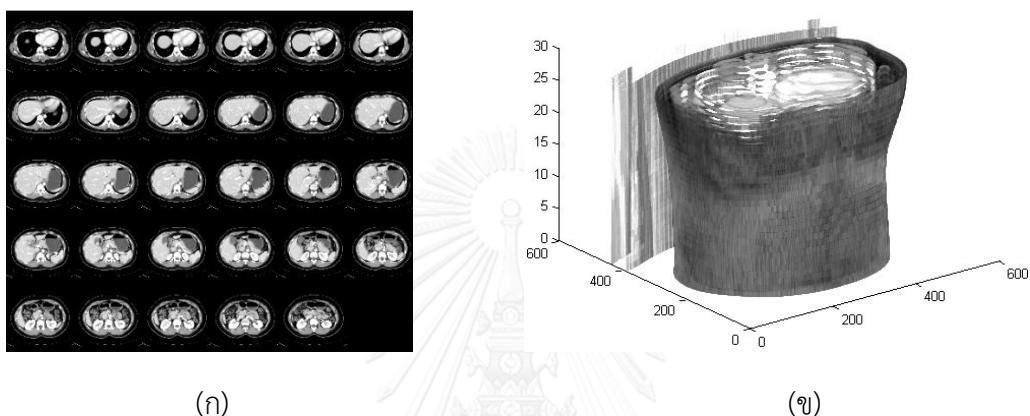
ขั้นตอนการเตรียมภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ประกอบด้วย การลดสัญญาณรบกวนและการเรียงข้อมูล ข้อมูลภาพตัดขวางการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องหลังฉีดสารทึบรังสีในช่วงเวลาที่สารทึบรังสีอยู่ใน hepatic และ portal veins เนื่องจากข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้เป็นการตรวจช่องท้องทั้งหมด (whole abdomen) มีจำนวนภาพอยู่ในช่วง 160 ถึง 490 ภาพต่อข้อมูลการตรวจจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 3 ยี่ห้อ ซึ่งมีความหนาของภาพขนาด 1, 2, 2.5 และ 5 มิลลิเมตร โดยทำการเลือกช่วงภาพที่พบตับและทำการลดจำนวนภาพด้วยการรวมภาพให้มีความหนาภาพอยู่ในช่วง 3 ถึง 6 มิลลิเมตร เพื่อลดเวลาในการประมวลผลภาพและพื้นที่ในการจัดเก็บข้อมูล ความเข้มแสงของภาพใหม่ที่เกิดจากการรวมกันของข้อมูลได้มาจากการหาค่าเฉลี่ยความเข้มแสงภาพตามสมการที่ (3.2) ใช้สำหรับภาพที่มีความหนาภาพ 2.5 มิลลิเมตร และตามสมการที่ (3.3) ใช้สำหรับภาพที่มีความหนาเท่ากับ 1 และ 2 มิลลิเมตร ตามลำดับ

$$N = \frac{s_1 + s_2}{2} \quad (3.2)$$

$$N = \frac{s_1 + s_2 + s_3}{3} \quad (3.3)$$

โดยที่  $N$  คือ ความเข้มแสงของภาพผลลัพธ์

$s_1, s_2, s_3$  คือ ความเข้มแสงของแต่ละจุดภาพอินพุตที่นำมารวม



รูปที่ 3.2 ข้อมูลภาพการตรวจตับด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หลังฉีดสารทึบรังสี

(ก) ภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับแต่ละภาพ

(ข) ชุดข้อมูลสามมิติที่เกิดจากการเรียงซ้อนกันของภาพตัดขวาง

นำภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับดังแสดงในรูปที่ 3.2 (ก) ผ่านการลดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ โดยใช้ตัวกรองเกาส์เซียนโดยใช้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.4)$$

โดยที่  $G(x, y)$  คือ ภาพที่ผ่านตัวกรองแบบเกาส์เซียน

$x$  และ  $y$  คือ ตำแหน่งของจุดภาพในหน้าต่างเกาส์เซียน (Gaussian window) ที่ใช้ในการลดสัญญาณรบกวนซึ่งใช้หน้าต่างเกาส์เซียนมีขนาดเท่ากับ  $3 \times 3$  จุดภาพ  $\sigma$  คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากนั้นนำภาพตัดขวางซึ่งเป็นภาพแบบสองมิติมาเรียงซ้อนกันเป็นข้อมูลสามมิติดังแสดงในรูปที่ 3.2 (ข)

ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับแบ่งเป็นสองส่วน คือ การแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือและการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยซึ่งการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือนั้น ใช้ในการเปรียบเทียบกับผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย การแบ่งส่วนภาพด้วยมือนั้นใช้เมาส์คลิกไปตามขอบเขตของเนื้อตับดังแสดงในรูปที่ 3.4 (ก) โดยทำทีละภาพจนครบทุกภาพในแต่ละชุดข้อมูลและคำนวณปริมาตรตับ ในการคำนวณปริมาตรตับตามสมการที่ (3.5)

$$Liver\ volume = P_L \times P_W \times N_P \times S_K \quad (3.5)$$

โดยที่ *Liver volume* คือ ปริมาตรตับ หน่วยเป็น ลูกบาศก์เซนติเมตร

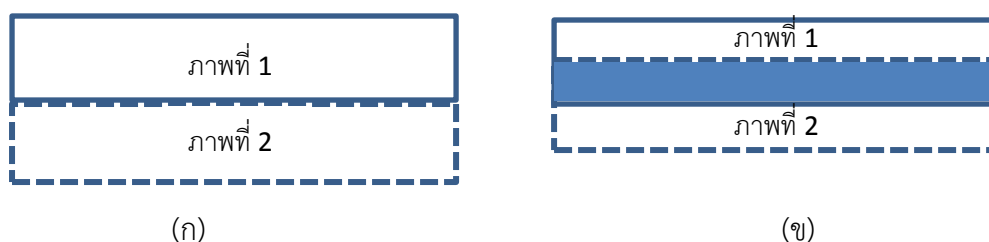
$P_L$  คือ ความยาวของขนาดจุดภาพ หน่วยเป็น เซนติเมตร

$P_W$  คือ ความกว้างของขนาดจุดภาพ หน่วยเป็น เซนติเมตร

$N_P$  คือ จำนวนจุดภาพที่เป็นเนื้อตับ

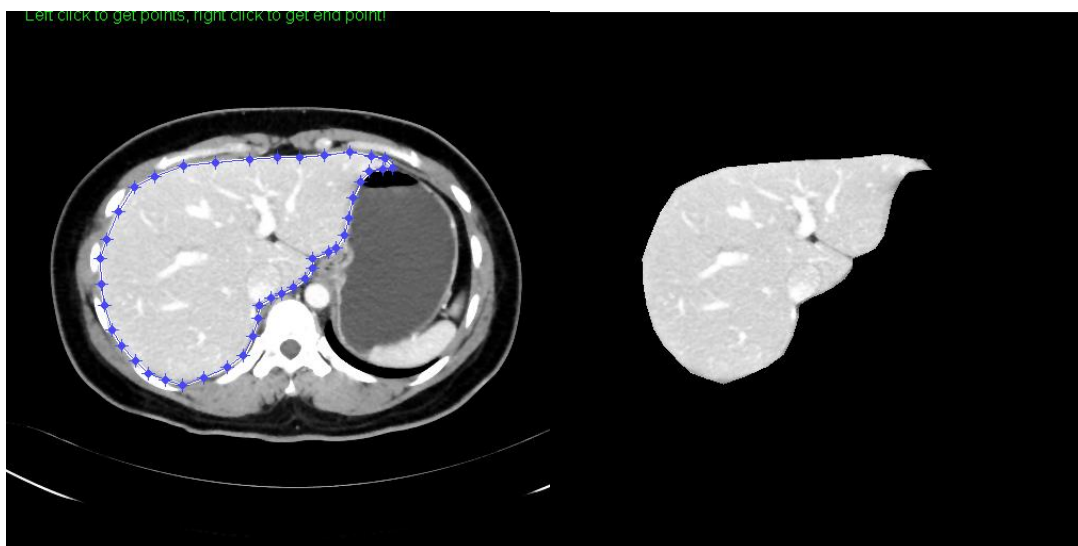
$S_K$  คือ ความหนาของภาพ หน่วยเป็น เซนติเมตร

สำหรับความหนาของภาพที่มีการสร้างภาพแบบไม่มีการซ้อนทับของข้อมูลดังแสดงในรูปที่ 3.3 (ก) สามารถใช้ค่าความหนาของภาพ  $S_K$  ได้ หากความหนาของภาพที่สร้างมีการซ้อนทับกันของข้อมูลดิบจะไม่สามารถใช้ความหนาของภาพนั้นได้โดยตรง เพราะจะทำให้ได้ปริมาตรตับที่มากกว่าความเป็นจริง โดยความหนาของภาพ  $S_K$  หาได้ดังตัวอย่างนี้ เช่น ภาพมีความหนาของภาพ 2 มิลลิเมตร เกิดจากการสร้างภาพที่มีการซ้อนทับของข้อมูล 1 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.3 (ข) ดังนั้นต้องลบส่วนที่ซ้อนทับกันออกด้วยทำให้ความหนาของข้อมูลเหลือ 1 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.3 รูปแบบการสร้างภาพจากข้อมูลดิบ  
(ก) การสร้างภาพแบบไม่มีการซ้อนทับของข้อมูลดิบ  
(ข) การสร้างภาพแบบมีการซ้อนทับของข้อมูลดิบ

จากรูปที่ 3.3 (ก) ความหนาของภาพที่สร้างมีขนาดเท่ากับความหนาของข้อมูลดิบที่นำมาใช้ในการสร้างภาพ และ รูปที่ 3.3 (ข) ภาพที่สร้างมีความหนาภาพมากกว่าความหนาของข้อมูลดิบ คือ มีการซ้อนทับของข้อมูลระหว่างความหนาของภาพ (ส่วนพื้นที่สีน้ำเงิน) เพื่อให้มีข้อมูลที่นำมาใช้ในการสร้างภาพมากขึ้นซึ่งส่งผลให้คุณภาพของภาพดีขึ้น



(ก)

(ข)

#### รูปที่ 3.4 การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์การวาดด้วยมือ

(ก) วาดเส้นตามขอบของตับ (ข) ผลการแบ่งส่วนภาพตับจากการวาดด้วยมือ

การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ ในขั้นตอนนี้ผู้ใช้งานทำการกำหนดจุด 3 จุด คือ 1 จุดสำหรับการกำหนดจุดเริ่มต้นและค่าความเข้มแสงเริ่มต้น โดยผู้ใช้งานใช้เมาส์คลิกตรงบริเวณที่เป็นเนื้อตับ 1 ครั้งจะได้จุดภาพและค่าความเข้มแสงเริ่มต้น ณ พิกัดนั้น กำหนดขอบเขตการหาส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเข้มแสงบริเวณเนื้อตับ โดยการใช้เมาส์คลิกบริเวณเนื้อตับ 2 จุด เพื่อสร้างพื้นที่สี่เหลี่ยมบนเนื้อตับ ซึ่งเป็นการกำหนดมุมบนซ้ายและมุมล่างขวาของพื้นที่สี่เหลี่ยมที่จะสร้างขึ้นดังแสดงในรูปที่ 3.5 และทำการสร้างพื้นที่สี่เหลี่ยมที่มีขนาดเท่ากันด้านบนต่อจากภาพที่ทำการกำหนดขอบเขตอีก 5 ภาพ และด้านล่างต่อจากภาพที่กำหนดอีก 5 ภาพ ใช้ข้อมูลความเข้มแสงของจุดภาพในพื้นที่นั้น ในการหาส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานตามสมการที่ (3.6) การกำหนดเงื่อนไขในการขยายอาณาบริเวณดังนี้ กำหนดช่วงค่าขีดเปลี่ยนแปลง (threshold range) คือ  $\pm 10$  เปอร์เซนต์ของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และตรวจสอบการเป็นจุดภาพ

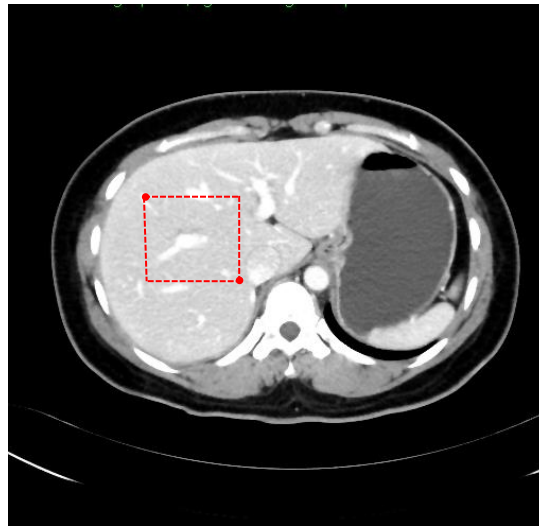
ข้างเคียง (neighborhood pixels) 6 ทิศทาง คือ ซ้าย ขวา บน ล่าง จุดภาพที่ตรงกันของภาพถัดไป และภาพก่อนหน้าดังแสดงในรูปที่ 3.6

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n-1}} \quad (3.6)$$

$\sigma$  คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของปริมาตรดับที่กำหนด

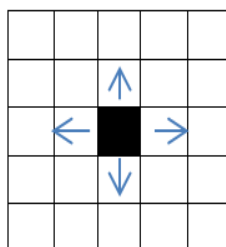
$x_i$  คือ ค่าความเข้มแสงของจุดภาพในปริมาตรดับที่กำหนด

$\mu$  คือ ค่าเฉลี่ยของค่าความเข้มแสงของจุดภาพทั้งหมดในปริมาตรดับที่กำหนด

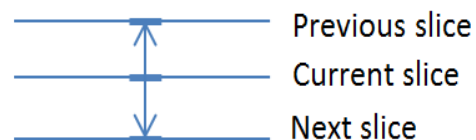


จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 3.5 แสดงตัวอย่างการกำหนดพื้นที่ดับในการหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเข้มแสง



Top view



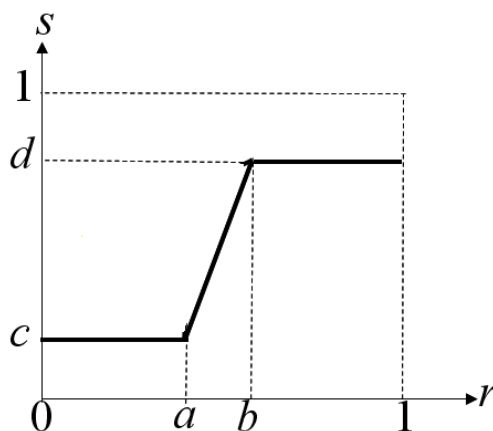
Lateral view

รูปที่ 3.6 ทิศทางการตรวจสอบจุดภาพข้างเคียง



ภาพที่ได้ในขั้นตอนนี้เป็นภาพขาวดำ (binary image) และขั้นตอนต่อไปใช้ 3D morphology operation ประกอบด้วย opening และ closing ด้วย structuring element ขนาด  $5 \times 5 \times 4$  ลูกบาศก์จุดภาพ จากนั้นหาวัตถุที่เชื่อมต่อกัน [23] โดยการใช้การตรวจสอบการเชื่อมต่อแบบ 6 ทิศทางของจุดภาพ (6 connected neighborhood) เพื่อตรวจสอบว่าในข้อมูลภาพนั้นมีวัตถุเชื่อมต่อกันทั้งหมดกี่ก้อน เลือกก้อนข้อมูลที่ใหญ่ที่สุดเป็นผลลัพธ์ในการแบ่งส่วนภาพในขั้นตอนนี้ เนื่องจากดัมมีขนาดใหญ่จึงอยู่ในก้อนข้อมูลที่มีขนาดใหญ่ หลังจากขั้นตอนนี้มีข้อมูลจุดภาพของอวัยวะอื่น ๆ ที่ไม่สามารถจะแยกออกจากตับได้ เนื่องจากมีความเข้มแสงที่ใกล้เคียงกับเนื้อตับมาก ดังนั้นในขั้นตอนนี้สุดท้ายทำการปรับแต่งภาพด้วยการวาดด้วยมือเพื่อตัดส่วนของอวัยวะอื่นที่ไม่ต้องการออกทีละภาพ จากนั้นทำการคำนวณปริมาตรตับ

การแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ ข้อมูลที่ใช้ในขั้นตอนนี้ คือ ข้อมูลภาพการแบ่งส่วนตบนำมาปรับความเข้มแสงใหม่โดยใช้ ฟังก์ชัน imadjust ใน MATLAB [23] ซึ่งปรับค่าความเข้มแสงของภาพอินพุตให้มีการกระจายตัวมากขึ้นตามสมการที่ (2.8) และแสดงในรูปที่ 3.7 โดยใช้แกมมามีค่าเท่ากับ 1 เพื่อให้เห็นความแตกต่างระหว่าง hepatic และ portal veins และเนื้อตับชัดเจนดังแสดงในรูปที่ 3.8 จากนั้นใช้การขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติในการแบ่งส่วนภาพของหลอดเลือดดำของตับ โดยเลือกจุดภาพเริ่มต้นใช้เมาส์คลิกที่กิ่งหลักของ hepatic veins ดังแสดงในรูปที่ 3.9 (ก) ทำซ้ำอีกครั้งโดยเลือกจุดภาพเริ่มต้นที่ portal veins ดังแสดงในรูปที่ 3.9 (ข) จากนั้นนำข้อมูลผลการแบ่งส่วนหลอดเลือดดำทั้งสองรวมเข้าด้วยกันให้อยู่ในข้อมูลเดียวกัน



รูปที่ 3.7 การปรับความเข้มแสงของจุดภาพโดยคำสั่ง imadjust ฟังก์ชันใน MATLAB

จากรูปที่ 3.7 จุดภาพใด ๆ ที่มีความเข้มแสงน้อยกว่า  $a$  ความเข้มแสงของภาพใหม่จะเท่ากับ  $c$  และจุดภาพใด ๆ ที่มีความเข้มแสงมากกว่า  $b$  ความเข้มแสงของภาพใหม่จะเปลี่ยนเป็นความเข้มแสงใหม่เท่ากับ  $d$  จากรูปที่ 3.7 นี้เป็นการปรับแบบเชิงเส้น

$$s = \left(\frac{r-a}{b-a}\right)^{\gamma} (d-c) + c \quad (2.8)$$

โดยที่  $r$  คือ ค่าความเข้มแสงจุดภาพของภาพอินพุต

$s$  คือ ค่าความเข้มแสงของจุดภาพของภาพผลลัพธ์

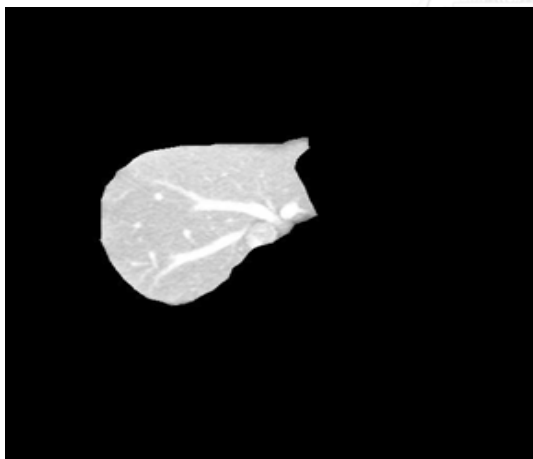
$a$  คือค่าความเข้มแสงต่ำสุดของภาพอินพุตที่จะทำการ

$b$  คือ ค่าความเข้มแสงสูงสุดของภาพอินพุต

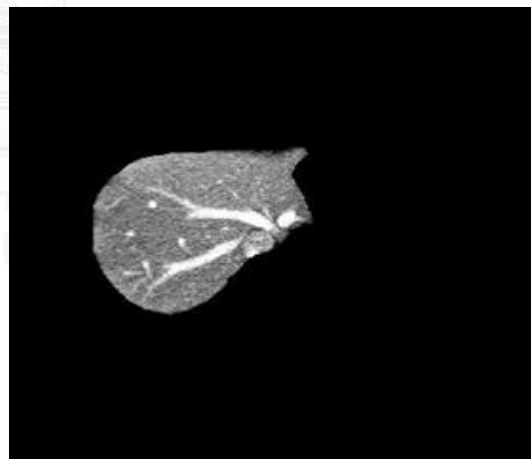
$c$  คือ ค่าความเข้มแสงต่ำสุดของภาพใหม่ ซึ่งกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0

$d$  คือ ค่าความเข้มแสงสูงสุดของภาพใหม่ ซึ่งกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 1

$\gamma$  มีค่าเท่ากับ 1 เป็นการปรับแบบเชิงเส้น



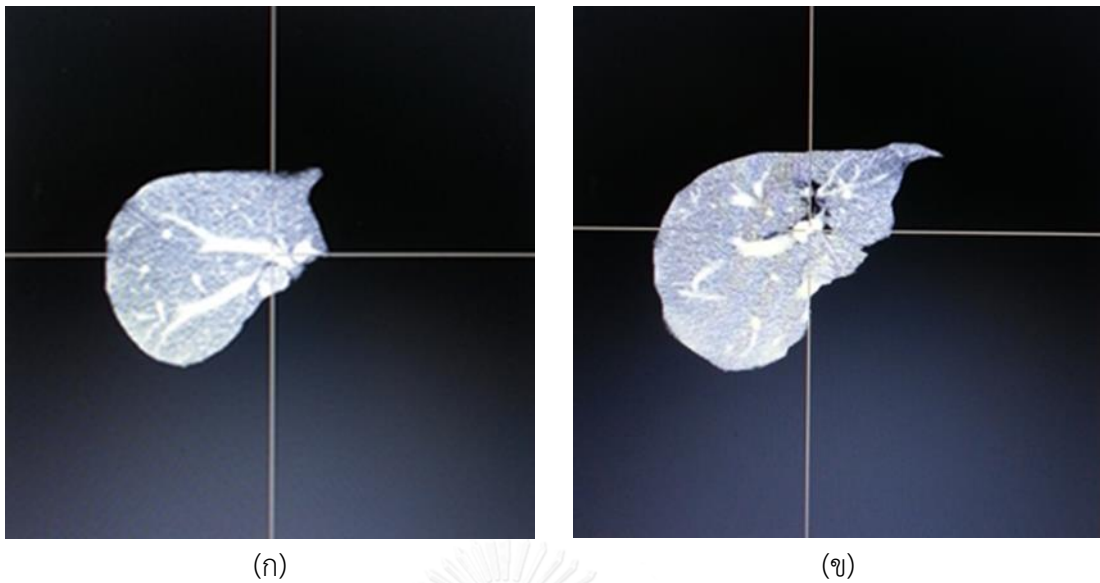
(ก)



(ข)

รูปที่ 3.8 ข้อมูลภาพที่นำมาใช้ในการแบ่งส่วนหลอดเลือดดำของตับ

(ก) ภาพผลลัพธ์จากการแบ่งส่วนภาพของตับ (ข) ภาพหลังจากปรับความเข้มแสงของภาพใหม่



รูปที่ 3.9 การกำหนดจุดภาพและค่าความเข้มแสงเริ่มต้นของภาพในการแบ่งส่วนภาพ hepatic และ portal veins ด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ

(ก) เลือกจุดภาพเริ่มต้นในการแบ่งส่วนภาพ hepatic vein

(ข) เลือกจุดภาพเริ่มต้นในการแบ่งส่วนภาพ portal vein

การเปรียบเทียบผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือ ทำการเปรียบเทียบความคล้ายคลึงกันของข้อมูลภาพทั้งสอง (Dice Similarity, DS) และ อัตราส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนภาพซึ่งประกอบด้วย (false Positive Ratio, FPR) และ (false Negative Ratio, FNR) [24] อีกทั้งเปรียบเทียบปริมาตรตับ โดยหาเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของปริมาตร (percentage volume error, PVE) โดยที่ค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวคำนวณได้จากสมการที่ (3.5), (3.6), (3.7), (3.8) ตามลำดับ

$$DS = 2 \frac{|C_L \cap M_L|}{|C_L| + |M_L|} \times 100\% \quad (3.5)$$

$$FPR = 2 \frac{|C_L \cap M_B|}{|C_L| + |M_L|} \times 100\% \quad (3.6)$$

$$FNR = 2 \frac{|C_B \cap M_L|}{|C_L| + |M_L|} \times 100\% \quad (3.7)$$

โดยที่  $C_L$  คือ ปริมาตรของเนื้อตับจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย

$C_B$  คือ ปริมาตรของพื้นหลังจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย

$M_L$  คือ ปริมาตรของเนื้อตับจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือ

$M_B$  คือ ปริมาตรของพื้นหลังจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือ

$| \cdot |$  คือ จำนวน voxel ที่อยู่ในปริมาตรนั้น เช่น  $|C_L \cap M_L|$  คือ จำนวน voxel ที่อยู่ในปริมาตรที่ซ้อนทับกันระหว่างการแบ่งส่วนภาพด้วยคอมพิวเตอร์ช่วยและการแบ่งส่วนภาพด้วยมือ

$$PVE = \frac{C_{VOL} - M_{VOL}}{M_{VOL}} \times 100\% \quad (3.8)$$

โดยที่  $C_{VOL}$  คือ ปริมาตรระดับที่ได้จากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยแบ่งส่วนภาพ

$M_{VOL}$  คือ ปริมาตรระดับที่ได้จากการวาดด้วยมือ

การแบ่งส่วนภาพตัดออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควีน ในขั้นตอนนี้แบ่งตัดออกเป็นส่วนด้วยใช้การสร้างระนาบแบบสามมิติ (3D-plane) ตามแนวของ hepatic และ portal veins โดยใช้ทั้งหมด 4 ระนาบ ประกอบด้วย 3 ระนาบแนวตั้ง (vertical plane) และ 1 ระนาบตามขวาง (transverse plane) และการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier ในการแบ่งระดับส่วนที่ 1

การวาดเส้นโค้ง cubic Bézier เพื่อแบ่งส่วนระดับส่วนที่ 1 หรือ caudate lobe เป็นการวาดด้วยมือโดยผู้ใช้งานด้วยการใช้เมาส์คลิกกำหนดจุดลงบนภาพจำนวน 6 จุด ซึ่งวิธีการเลือกจุดบนภาพดังต่อไปนี้ ผู้ใช้งานเลือกภาพที่มี caudate lobe ขนาดใหญ่และทำการกำหนดจุดควบคุม 4 จุด เพื่อสร้างเส้นโค้ง cubic Bézier โดยจุดแรกและจุดที่ 4 ของจุดควบคุมให้เลือกรูปร่างนอกเนื้อตับ เพื่อให้ขอบของตัวพรางคลุมของของตับ หากเส้นโค้ง cubic Bézier ยังไม่คลุมบริเวณของ caudate lobe ให้ปรับเปลี่ยนจุดควบคุมจนได้เส้นโค้งคลุมบริเวณของ caudate lobe ดังแสดงในรูปที่ 3.10 (ก) ผลจากการวาดขอบเขตของ caudate lobe ด้วยเส้นโค้ง cubic Bézier จะได้ตัวพราง (mask) ดังแสดงในรูปที่ 3.10 (ข) เพื่อใช้ในการวาดเส้นโค้งอัตโนมัติในภาพที่เหลือ โดยทำการกำหนดขอบเขตของภาพที่พบ caudate lobe โดยใช้เมาส์คลิกลงบนภาพบริเวณที่เป็น caudate lobe จำนวน 2 จุด ซึ่งเป็นภาพเริ่มต้นและภาพสิ้นสุดที่พบส่วนของ caudate lobe ดังแสดงในรูปที่ 3.11 ภาพที่อยู่ด้านบนและล่างจากภาพที่ทำการวาดโค้ง cubic Bézier จะถูกวาดขอบเขตของ caudate lobe ในแต่ละภาพด้วยการใช้ตัวพรางและมีขนาดลดลงด้วย scaling factor ที่คำนวณได้ตามสมการที่ (3.8) โดยที่

การปรับขนาดของตัวพรางในช่วงภาพที่อยู่ด้านบนและล่างของภาพที่ทำการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier ขึ้นอยู่กับช่วงของภาพ  $ss$  คือ ช่วงภาพด้านบน และช่วงภาพด้านล่าง ดังแสดงในรูปที่ 3.11 ซึ่ง  $ss$  สำหรับช่วงภาพด้านบนและด้านล่างไม่จำเป็นต้องมีค่าเท่ากันขึ้นอยู่กับกำหนดขอบเขตภาพด้านบนและด้านล่างที่พบ caudate lobe

$$Q = \frac{(a-1)k}{ss} + 1 \quad (3.8)$$

โดยที่  $Q$  คือ scaling factor ปรับการลดขนาดของตัวพรางแบบเชิงเส้น

$ss$  คือ จำนวนภาพที่เห็น caudate lobe ที่อยู่ด้านบนจากภาพที่ทำการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier และจำนวนภาพที่เห็น caudate lobe ที่อยู่ด้านล่างจากภาพที่ทำการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier

$k$  คือ ภาพที่ 1 ต่อจากภาพที่ทำการวาดตัวพราง ถึง  $ss$

$a$  คือ ค่าคงที่ มีค่าระหว่าง 0 ถึง 1



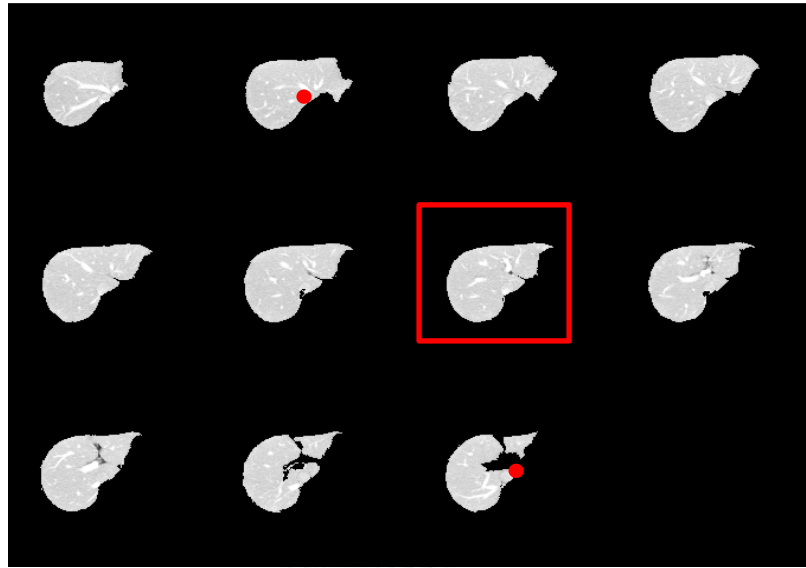
(ก)

(ข)

รูปที่ 3.10 การแบ่งส่วนตับส่วนที่ 1 ด้วยการวาดด้วยมือ

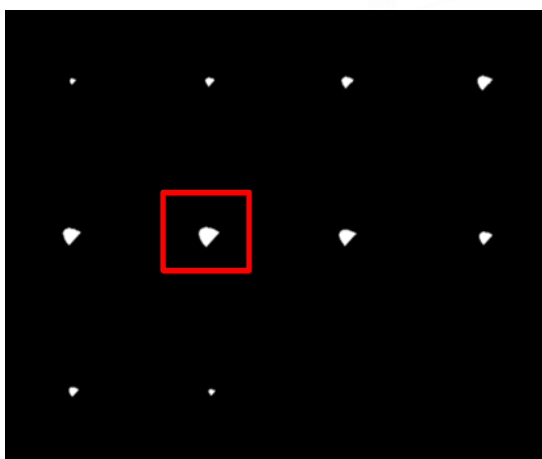
(ก) ภาพที่ทำการวาดขอบเขตของ caudate lobe

(ข) ตัวพรางของ caudate lobe ในภาพที่เห็น caudate lobe ใหญ่ที่สุด

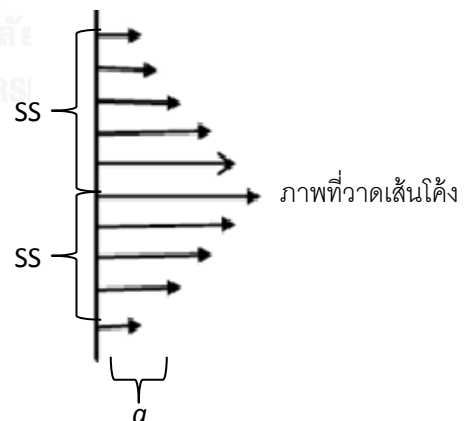


รูปที่ 3.11 ภาพตัดขวางที่เรียงต่อกันเพื่อกำหนดขอบเขตของ caudate lobe

จากรูปที่ 3.11 แสดงการเลือกขอบเขตของ caudate lobe ที่อยู่ด้านบนและด้านล่างของภาพ ที่ทำการวาด cubic Bézier curve (ภาพกรอบสี่เหลี่ยมสีแดง) ด้วยจุดควบคุม 4 จุด จากรูปนี้  $ss$  สำหรับภาพด้านบนต่อจากภาพที่ทำการวาดเส้นโค้งมีค่าเท่ากับ 5 และ  $ss$  สำหรับภาพด้านล่างต่อจากภาพที่ทำการวาดเส้นโค้งมีค่าเท่ากับ 4



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.12 ตัวพรางและการลดลงของตัวพราง

(ก) ตัวพรางสำหรับภาพที่อยู่ด้านบนและด้านล่าง

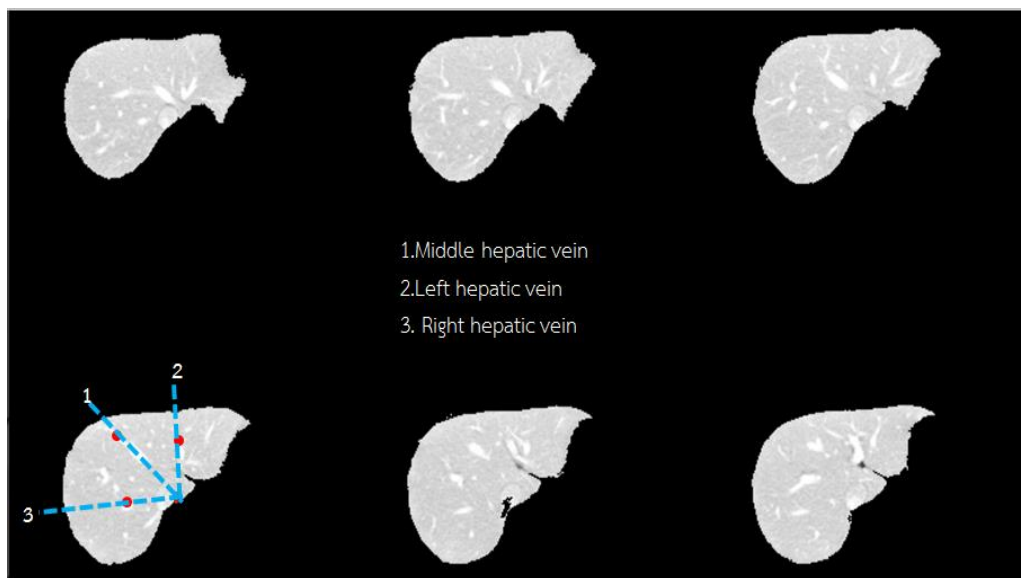
(ข) แสดงการลดลงของตัวพรางตาม scaling factor ภาพมองจากด้านหน้าไปหลัง (coronal view)

จากรูปที่ 3.12 (ก) ตัวพรางที่ได้จากการวาดเส้นโค้งด้วย cubic Bézier ภาพในกรอบสี่เหลี่ยมสีแดงซึ่งเป็นตัวพรางต้นแบบ จะลดขนาดลงโดยอัตโนมัติตาม scaling factor ที่คำนวณได้ตามสมการที่ (3.8) การลดขนาดของตัวพรางเป็นไปตามรูปที่ 3.12 (ข) จากภาพที่แสดงกำหนดให้  $a$  มีค่าเท่ากับ 0.5 การปรับค่า  $a$  โดยให้ตัวพรางภาพสุดท้ายของภาพกลุ่มส่วนของ caudate lobe

การกำหนดจุดเพื่อใช้ในการสร้างระนาบสามมิติ การสร้าง 3 ระนาบแนวยืนตามกิ่งของ middle, left และ right hepatic veins กล่าวคือ ระนาบในแนวของ middle hepatic vein แบ่งตับอกเป็นกลีบขวาและซ้าย ระนาบในแนวของ left hepatic vein แบ่งตับอกเป็น medial และ lateral segments ระนาบในแนวของ right hepatic vein แบ่งตับอกเป็น anterior และ posterior segments อีกหนึ่งระนาบ คือ 1 ระนาบตามขวางแบ่งตับอกเป็นส่วนบนและล่าง ตามทฤษฎีต้องการจุดอย่างน้อย 12 จุดในการสร้าง 4 ระนาบ การสร้างระนาบ 3 ระนาบแนวยืน กำหนดให้มีจุดร่วมกันอย่างน้อย 1 จุด คือ จุดแรกของระนาบในแนว middle hepatic vein โดยจุดแรกเลือกที่หลอดเลือด inferior vena cava ทำให้จุดตามระนาบแนวยืนเหลือ 7 จุดทำการกำหนดจุดอัตโนมัติ 1 จุดในแต่ละระนาบ ทำให้ผู้ใช้งานเลือกจุดเพียง 4 จุด ในการสร้าง 3 ระนาบในแนวยืน ดังแสดงในรูปที่ 3.13 โดยลำดับการเลือกจุดดังต่อไปนี้

1. เลือกจุดในแนวของ middle hepatic vein 2 จุด อีกหนึ่งจุดเลือกอัตโนมัติใน 2 ภาพถัดไป
2. เลือกจุดในแนวของ left hepatic vein 1 จุด อีกหนึ่งจุดเลือกอัตโนมัติใน 2 ภาพถัดไป
3. เลือกจุดในแนวของ right hepatic vein 1 จุด อีกหนึ่งจุดเลือกอัตโนมัติใน 2 ภาพถัดไป

ส่วนอีกระนาบในแนวขวางแบ่งตับอกเป็นส่วนบนและส่วนล่างพิกัดของจุดได้ถูกกำหนดไว้อัตโนมัติ โดยเลือกลำดับภาพที่พบแนวกิ่งหลักของ portal vein เป็นระนาบที่จะแบ่งตับอกเป็นส่วนบนและล่าง ดังนั้นจำนวนจุดที่ผู้ใช้งานเลือกการแบ่งส่วนภาพ caudate lobe จำนวน 6 จุด และการสร้างระนาบแนวยืน จำนวน 4 จุด รวมเป็น 10 จุด ที่ผู้ใช้งานต้องทำการเลือก ในการเลือกจุดนั้นเป็นการเลือกจุดจากภาพตัดขวางที่นำมาเรียงต่อกันตามช่วงภาพที่กำหนด ดังแสดงในรูปที่ 3.13 โดยพิกัดของ  $x$  และ  $y$  ในภาพของลำดับภาพที่เลือกจากภาพสองมิติที่เรียงต่อกันจะถูกแปลงเป็นพิกัดจุดในปริภูมิสามมิติ คือ  $(x, y, z)$  โดยที่  $x$  และ  $y$  คือ ตำแหน่งแถวและคอลัมน์ในภาพ และ  $z$  คือ ตำแหน่งภาพที่เท่าใดของข้อมูลทั้งหมด



รูปที่ 3.13 ภาพตัดขวางที่เรียงต่อกันเพื่อใช้ในการพิจารณาเลือกจุด

จากรูปที่ 3.13 เป็นภาพตัดขวางที่นำมาเรียงต่อกันเพื่อแสดงภาพที่พบ แนวกิ่งของ hepatic vein ทั้งสามกิ่ง สิ่งที่ใช้งานต้องเลือกจุดตามลำดับกิ่งของ hepatic vein โดยเริ่มจาก middle, left และ right hepatic veins ตามลำดับ และต้องเลือกให้ครบทุกจุดให้ครบในแนวกิ่งนั้นก่อน จึงทำการเปลี่ยนไปเลือกจุดในกิ่งถัดไป หากเลือกไม่ครบหรือสลับตำแหน่งจุดระหว่างระนาบกัน จะได้ระนาบที่ไม่ตรงตามที่ต้องการ



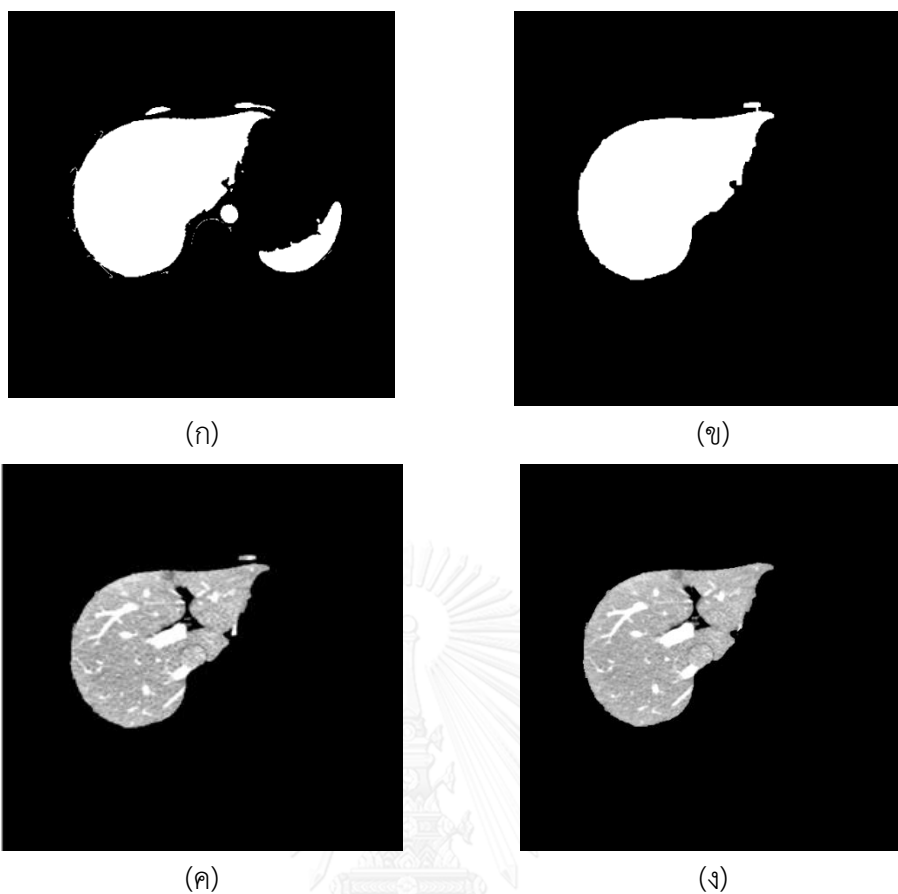
## บทที่ 4 ผลการทดลอง

### 4.1 ผลการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับ

การแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับจำนวน 20 ข้อมูล โดยแต่ละข้อมูลมีจำนวนภาพดังแสดงในตารางที่ 4.1 โดยมีจำนวนภาพรวมทั้งหมด 1368 ภาพ ทำการแบ่งส่วนตับด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ จากนั้นนำผลจากการขยายอาณาบริเวณมาผ่านประมวลผลภาพด้วย 3D morphology operation และ ทาการเชื่อมกันของวัตถุโดยเลือกวัตถุก้อนที่ใหญ่ซึ่งตั้งจะอยู่ในก้อนนี้ จากนั้นตัดภาพส่วนที่ไม่ใช่ตับออกด้วยการวาดด้วยมือดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 4.1 และ 4.2 ซึ่งแสดงตัวอย่างภาพผลลัพธ์ตามขั้นตอนที่ได้กล่าวข้างต้นเป็นการแสดงผลภาพแบบสองมิติและสามมิติตามลำดับ

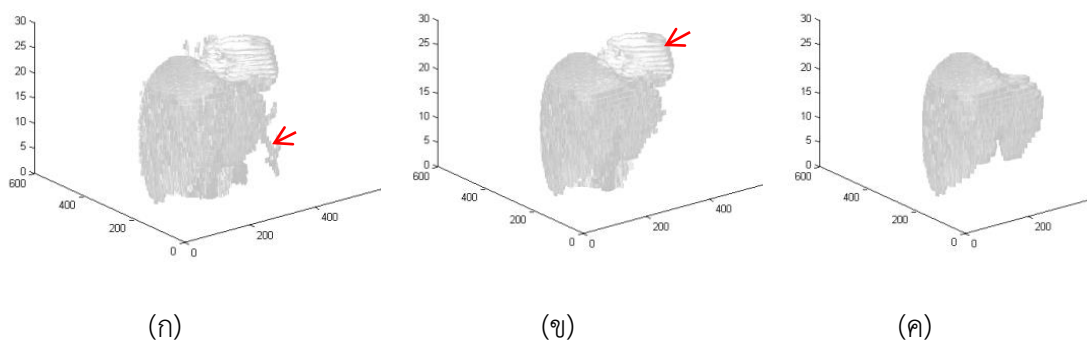
ตารางที่ 4.1 แสดงจำนวนภาพในแต่ละชุดข้อมูล (หน่วย: ภาพ)

ข้อมูล	จำนวนภาพ	ข้อมูลที่	จำนวนภาพ
1	29	11	91
2	38	12	78
3	55	13	84
4	56	14	76
5	61	15	81
6	85	16	92
7	49	17	68
8	53	18	77
9	74	19	88
10	45	20	74



รูปที่ 4.1 ภาพตัดขวางของตับจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย  
 (ก) ผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ (ภาพที่16, ข้อมูลที่ 1)  
 (ข) ผลการแบ่งส่วนภาพหลังจากทำ 3D morphological operation  
 (ค) ภาพตัดขวางขาวเทา (ง) ผลจากการตัดอวัยวะอื่นออกด้วยการวาดด้วยมือ

จากรูปที่ 4.1 (ก) เป็นผลจากการใช้การขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ ผลลัพธ์ภาพที่ได้เป็นภาพขาวดำ (binary image) รูปที่ 4.1 (ข) เป็นผลจากการใช้ opening และ closing แบบสามมิติ โดยใช้ structuring element ขนาดเมทริกซ์ ซึ่งมีความ กว้าง x ยาว x ลึก มีค่าเท่ากับ  $5 \times 5 \times 4$  จุดภาพ กล่าวคือ ภาพผลลัพธ์จากการทำ opening เป็นภาพอินพุตในการทำ closing ต่อ หลังจากนั้นหาการเชื่อมต่อกันของวัตถุก้อนที่ใหญ่ที่สุดผลลัพธ์ได้ ในรูปที่ 4.1 (ข) ซึ่งเป็นภาพขาวดำ และในรูปที่ 4.1 (ค) ทำการคืนค่าความเข้มแสงดั้งเดิมด้วยการนำภาพขาวดำที่ได้ไปคูณกับภาพระดับสีเทาดั้งเดิม (gray scale image) เพื่อจะได้เห็นขอบเขตของตับในการตัดอวัยวะอื่นออกด้วยการวาดด้วยมือดังแสดงในรูปที่ 4.2 (ง)



รูปที่ 4.2 ตัวอย่างการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (ข้อมูลที่ 1)

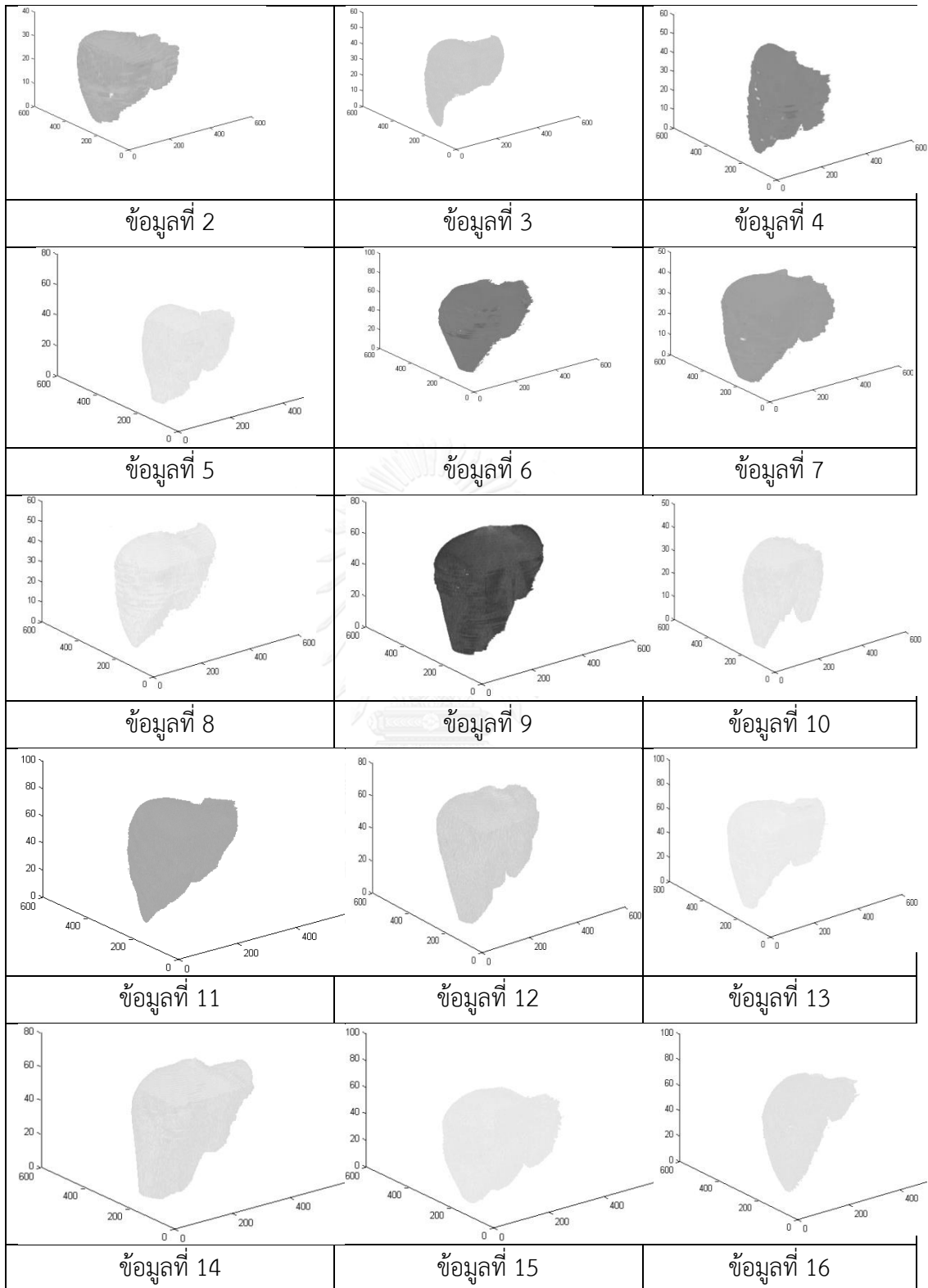
(ก) ภาพสามมิติของตับด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ

(ข) ภาพสามมิติของตับหลังจากการใช้ 3D morphological operation

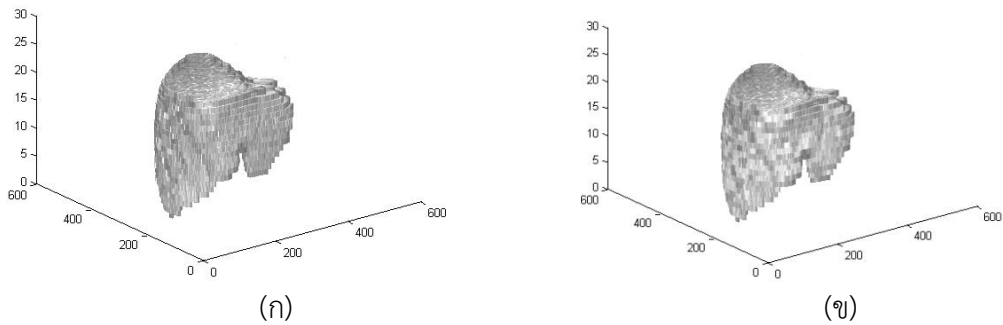
(ค) ภาพสามมิติของตับหลังจากการแก้ไขด้วยการวาดด้วยมือตัดส่วนที่ไม่ต้องการออกไป

จากรูปที่ 4.2 (ก) พบว่ามีส่วนของอวัยวะอื่นอยู่ในผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วย หลังจากเมื่อผ่านกระบวนการประมวลผลภาพสามารถกำจัดอวัยวะอื่นออกได้บางส่วนดังแสดงในรูปที่ 4.2 (ข) ส่วนที่มีการเชื่อมติดกันกับตับ เช่น ภาพหัวใจ ที่ไม่สามารถแยกออกจากตับได้ด้วยวิธีการข้างต้นจึงจำเป็นต้องแก้ไขผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการวาดด้วยมือเอาส่วนที่ไม่ใช่ตับออกไปดังแสดงในรูปที่ 4.2 (ค)

จากรูปที่ 4.3 แสดงตัวอย่างผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยพบว่าขนาดของตับและรูปร่างของตับจะแตกต่างกันในแต่ละข้อมูล จากรูปที่ 4.3 เป็นภาพสามมิติของตับแบบระดับสีเทาโดยมีระดับความเข้มสีที่แสดงแตกต่างกันเนื่องมาจากระดับความเข้มแสงภายในเนื้อตับที่แตกต่างกันเนื่องมาจากสารทึบรังสีที่เนื้อตับแตกต่างกัน ผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและผลกับการวาดด้วยมือดังแสดงตัวอย่างในรูปที่ 4.4 นำมาเปรียบเทียบกัน โดยเปรียบเทียบความคล้ายคลึงกัน (Dice similarity, DS) ของข้อมูลภาพ และอัตราการแบ่งส่วนที่ผิดพลาดในการแยกเนื้อตับกับอวัยวะอื่นด้วย (False positive ratio, FPR) และ (False negative ratio, FNR) ดังแสดงในตารางที่ 4.2 ปริมาตรตับทั้งหมด และหาเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของปริมาตร (Percentage volume error, PVE) ระหว่างการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการวาดด้วยมือดังแสดงในตารางที่ 4.3



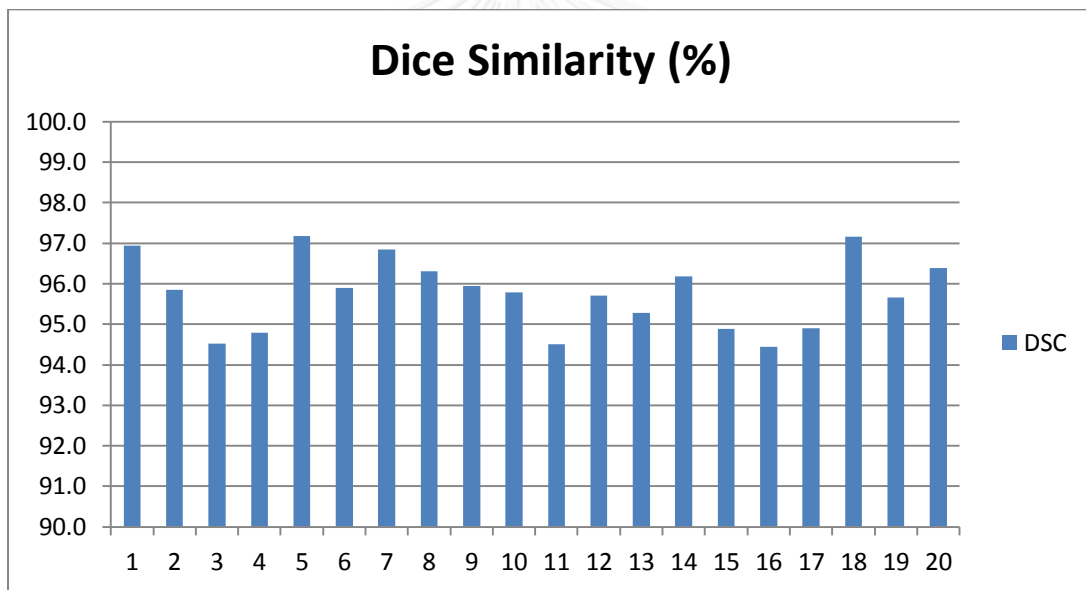
รูปที่ 4.3 ผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการตัดแต่งด้วยการวาดด้วยมือ



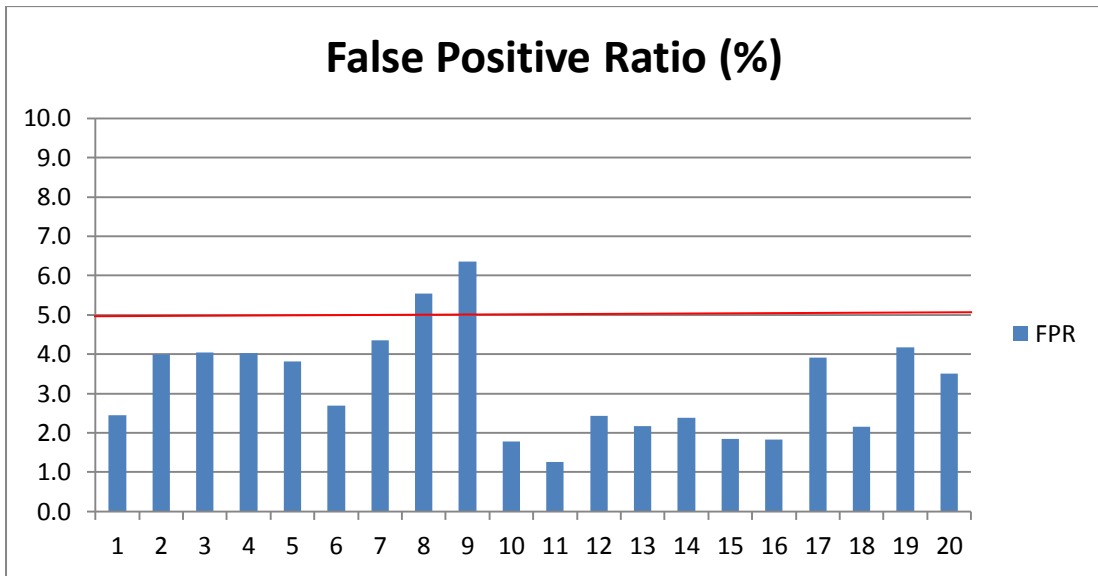
รูปที่ 4.4 ผลการแบ่งส่วนภาพตัด (ข้อมูลที่ 1)

(ก) ผลการแบ่งส่วนภาพตัดด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการตัดแต่งด้วยการวาดด้วยมือ

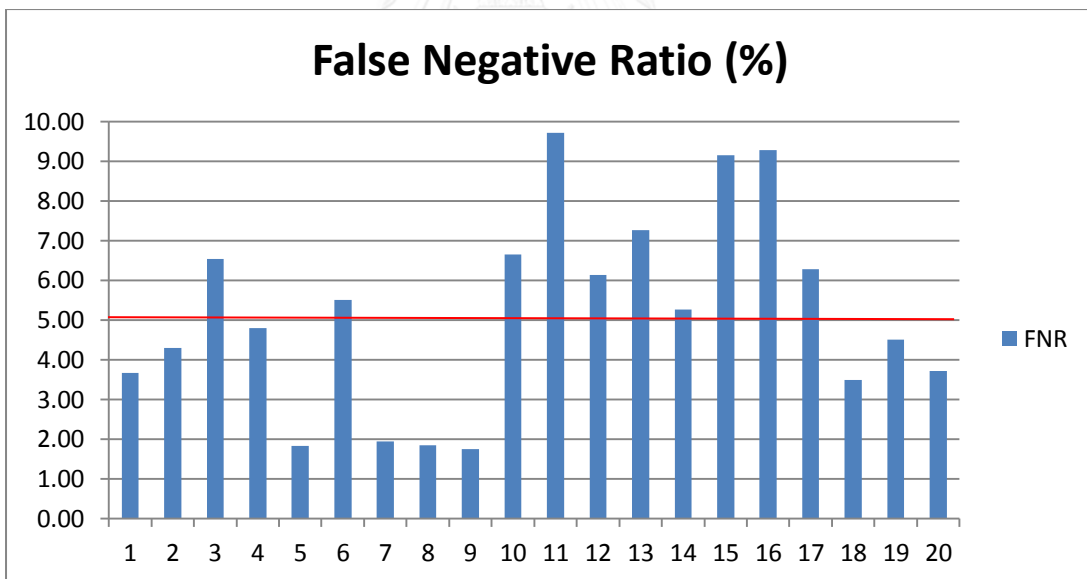
(ข) ผลการแบ่งส่วนภาพตัดด้วยการวาดด้วยมือ



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงเปอร์เซ็นต์ความคล้ายคลึงกันของข้อมูล (dice similarity)



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงอัตราส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนต้น (false positive ratio)



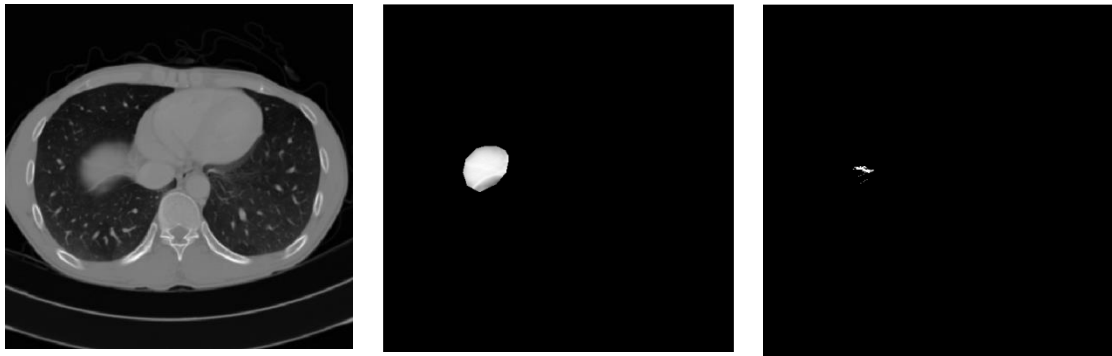
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงอัตราส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนต้น (false negative ratio)

ตารางที่ 4.2 ผลการเปรียบเทียบการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือและการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (หน่วย: เปอร์เซ็นต์)

Data	DS (%)	FPR (%)	FNR (%)
1	96.9	2.4	3.7
2	95.9	4.0	4.3
3	94.5	3.6	6.5
4	95.5	4.2	4.8
5	97.2	3.8	1.8
6	95.9	2.7	5.5
7	96.8	4.4	1.9
8	96.3	5.5	1.9
9	95.9	6.4	1.8
10	95.8	1.8	6.7
11	94.5	1.3	9.7
12	95.7	2.4	6.1
13	95.3	2.2	7.3
14	96.2	2.4	5.3
15	94.9	1.9	9.1
16	94.5	1.8	9.3
17	94.9	3.9	6.3
18	97.2	2.2	3.5
19	95.7	4.2	4.5
20	96.4	3.5	3.7
Mean	95.8	3.2	5.2
Standard deviation	1.0	1.3	1.3

จากตารางที่ 4.2 แสดงผลการเปรียบเทียบการแบ่งส่วนภาพดับ 20 ชุดข้อมูล จากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและจากการวาดด้วยมือ หากผลการแบ่งส่วนภาพดับจากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย และการวาดด้วยมือมีความคล้ายคลึงกันมาก ค่า Dice similarity จะมีค่าเข้าใกล้ 100 เปอร์เซ็นต์ จากตารางที่ 4.2 พบว่า Dice similarity มีค่าอยู่ในช่วง 94.5 ถึง 97.2 เปอร์เซ็นต์ โดยมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 95.8 เปอร์เซ็นต์ดังแสดงในกราฟรูปที่ 4.5 ซึ่งมากกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ ตามที่ Bartnykas [24] แนะนำไว้ สำหรับ false positive ratio และ false negative ratio เป็นตัวบอกความผิดพลาดในการแบ่งส่วนภาพ กล่าวคือ false positive ratio เป็นการแบ่งส่วนภาพส่วนที่ไม่ใช่ดับมาเป็นส่วนที่เป็นดับ ทั้งที่การวาดด้วยมือไม่ได้แบ่งส่วนดังกล่าวเป็นเนื้อดับ false negative ratio ในทางกลับกันส่วนที่เป็นเนื้อดับในการวาดด้วยมือ ไม่ถูกแบ่งออกมาเป็นส่วนเนื้อดับโดยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย สำหรับผลการแบ่งส่วนภาพที่ดี ค่า false positive ratio และ false negative ratio ควรมีค่าน้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ ตามที่ Bartnykas [24] ได้แนะนำไว้ โดยค่า false positive ratio มีค่าระหว่าง 1.3 ถึง 6.4 เปอร์เซ็นต์ โดยมี 2 ข้อมูลที่เกินค่าที่แนะนำไว้ดังแสดงในกราฟรูปที่ 4.6 และมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 3.2 เปอร์เซ็นต์ ส่วน false negative ratio มีค่าระหว่าง 1.8 ถึง 9.7 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมี 10 ข้อมูลที่เกินค่าตามที่แนะนำไว้ดังแสดงในกราฟรูปที่ 4.7 โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 5.2 เปอร์เซ็นต์ การที่ค่า false negative ratio มีค่ามากส่วนหนึ่งเป็นผลมาจากการแบ่งส่วนภาพด้วยคอมพิวเตอร์ช่วยได้น้อยกว่าผลการแบ่งส่วนภาพด้วยมือ กล่าวคือ ในภาพที่อยู่ส่วนด้านบนความเข้มแสงจะน้อยกว่าภาพที่อยู่ตรงกลางทำให้ส่วนเนื้อที่ดับบริเวณนี้หายไปดังแสดงในรูปที่ 4.8 เนื่องจากการกำหนดจุดภาพเริ่มต้นหรือค่าความเข้มแสงเริ่มต้นมาจากลำดับภาพที่อยู่ตรงกลางของชุดข้อมูล หากแก้ปัญหาด้วยการเพิ่มความเข้มแสงที่สามารถทำให้จุดภาพเหล่านั้นถูกลบรวมด้วย แต่ผลที่ตามมา คือ อวัยวะอื่นจะถูกลบรวมเข้ามาในผลการแบ่งส่วนภาพดับมากขึ้น อีกปัจจัยหนึ่งเป็นผลมาจากการที่ขอบของดับและอวัยวะข้างเคียงมีความเข้มแสงที่ค่อนข้างใกล้เคียงกันทำให้ขอบเขตไม่ชัดเจน ส่งผลให้การแบ่งส่วนมีความผิดพลาดเกิดขึ้นในขั้นตอนของการแก้ไขด้วยการวาดด้วยมือ แม้ว่าผู้ที่ทำการวาดด้วยมือจะเป็นคนเดียวกัน ในการวาดแต่ละครั้งอาจให้ผลที่ต่างกัน ซึ่งเมื่อภาพมีจำนวนมากขึ้นความคลาดเคลื่อนจึงสูงขึ้น





(ก)

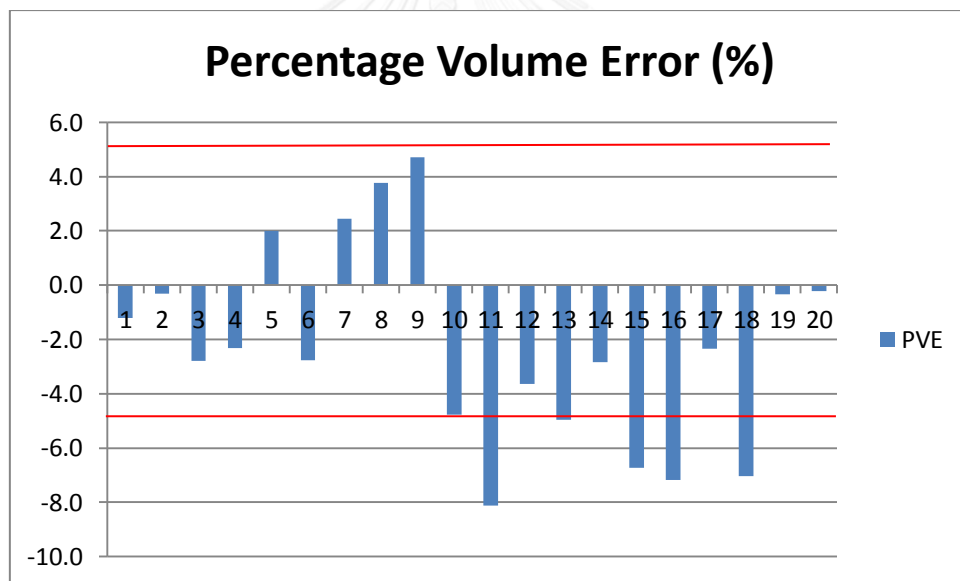
(ข)

(ค)

รูปที่ 4.8 เปรียบเทียบผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือและการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในภาพแรกของชุดข้อมูล

(ก) ภาพตัดขวางต้นฉบับ (ภาพที่ 1, ข้อมูลที่ 13) (ข) ผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือ

(ค) ผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ

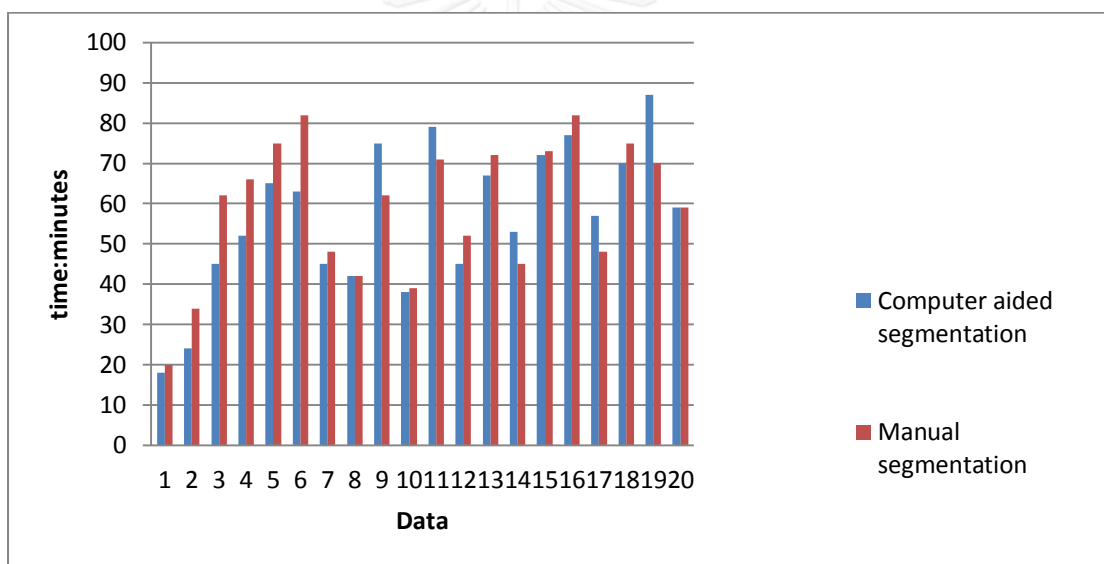


รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบปริมาตรตั้งจากการวาดด้วยมือและการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (percentage volume error)

ตารางที่ 4.3 ผลปริมาตรตับจากการวาดด้วยมือและการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย (หน่วย: ลูกบาศก์เซนติเมตร) และการเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของปริมาตรเมื่อเทียบกับการวาดด้วยมือ (หน่วย: เปอร์เซ็นต์)

Data	Manual segmentation (cm <sup>3</sup> )	Computer aid segmentation (cm <sup>3</sup> )	PVE (%)
1	1340.1	1323.8	-1.2
2	1461.1	1456.5	-0.3
3	1480.7	1437.9	-2.8
4	1667.2	1656.6	-0.6
5	1334.9	1361.7	2.0
6	1500.7	1459.1	-2.8
7	1286.2	1317.7	2.4
8	1076.5	1117.0	3.8
9	1277.9	1338.1	4.7
10	1116.8	1063.6	-4.8
11	1331.3	1223.3	-8.1
12	1092.2	1052.5	-3.6
13	1442.9	1371.4	-5.0
14	1030.8	1001.5	-2.8
15	1502.1	1401.2	-6.7
16	1678.0	1557.4	-7.2
17	869.6	849.2	-2.3
18	1581.0	1469.7	-1.3
19	1344.8	1340.4	-0.3
20	1349.2	1346.3	-0.2
Mean	1329.9	1368.0	
Standard deviation	239.0	270.3	

จากตารางที่ 4.3 ทำการเปรียบเทียบปริมาณระดับจากการวาดด้วยมือและการใช้คอมพิวเตอร์ช่วย โดย percentage volume error มีค่าอยู่ระหว่าง -8.1 ถึง 4.7 เปอร์เซ็นต์ เครื่องหมายลบ แสดงว่าปริมาณระดับจากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยน้อยกว่าปริมาณที่ได้จากการวาดด้วยมือ และค่าบวก แสดงว่าปริมาณระดับจากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยมีปริมาณระดับมากกว่าการวาดด้วยมือ จากรูปที่ 4.9 ข้อมูลส่วนใหญ่ผลจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยน้อยกว่าการวาดด้วยมือ ซึ่งสอดคล้องกับผลการแบ่งส่วนภาพข้อมูลที่มีค่า false positive ratio และ false negative ratio เมื่อนำปริมาณระดับเปรียบเทียบกันจึงมีความคลาดเคลื่อนสูงตามด้วย กล่าวคือ ในข้อมูลที่มีค่า false positive ratio สูงกว่า false negative ratio มาก ผลการเปรียบเทียบปริมาณระดับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจะสูงกว่าการวาดด้วยมือ และในข้อมูลที่มีค่า false negative ratio สูงกว่า false positive ratio มาก ผลการเปรียบเทียบปริมาณระดับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจะน้อยกว่าการวาดด้วยมือ



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงการเปรียบเทียบเวลาระหว่างการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการวาดด้วยมือ

จากรูปที่ 4.10 เป็นการเปรียบเทียบเวลารวมทั้งหมดในการแบ่งส่วนภาพระดับด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการวาดด้วยมือ เมื่อรวมขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ กับการใช้ 3D morphology operation และการแก้ไขผลการแบ่งภาพด้วยมือพบว่าในการแบ่งส่วนภาพด้วยการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเวลาส่วนใหญ่ใช้เวลาลดลงแต่ยังใกล้เคียงกับการแบ่งส่วนภาพด้วยมือ จากการทดสอบทางสถิติด้วย Wilcoxon signed ranks test ถือว่าเวลาของทั้งสอง

วิธีนี้ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับ 0.05 ( $p=0.276$ ) บางชุดข้อมูลใช้เวลาที่มากกว่าการวาดด้วยมือ ซึ่งเวลาที่ใช้ส่วนใหญ่มาจากการแก้ไขการแบ่งส่วนภาพด้วยมือ

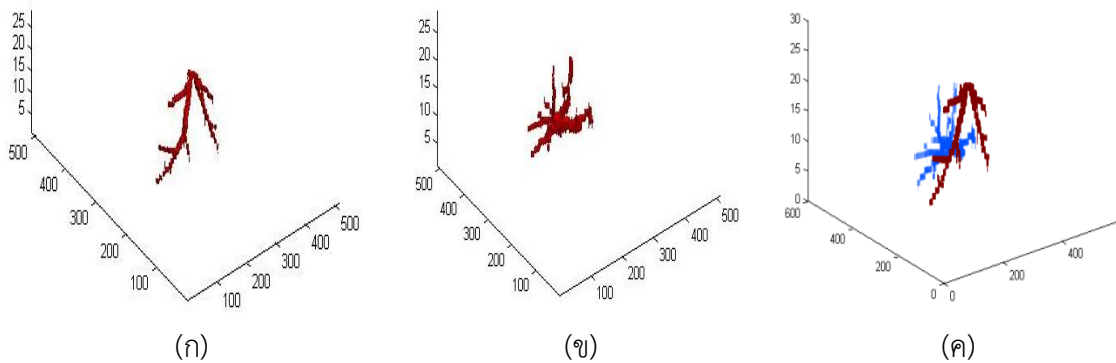
ตารางที่ 4.4 แสดงเวลาที่ใช้ในแต่ละขั้นตอน (หน่วย: นาที)

Data	3D region growing with post processing	Manual editing	Computer aided with manual editing	Manual segmentation
1	4	14	18	20
2	4	20	24	34
3	5	40	45	62
4	8	44	52	66
5	5	60	65	75
6	11	52	63	82
7	11	34	45	48
8	5	37	42	42
9	16	59	75	62
10	3	35	38	39
11	9	70	79	71
12	7	38	45	52
13	12	55	67	72
14	8	45	53	45
15	10	62	72	73
16	10	67	77	82
17	4	53	57	48
18	10	60	70	75
19	19	68	87	70
20	7	52	59	59

จากตารางที่ 4.4 แสดงเวลาที่ใช้ในการแบ่งส่วนภาพในแต่ละขั้นตอน คือ การแบ่งส่วนภาพด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติร่วมกับ 3D morphology operation การตรวจสอบการเชื่อมต่อกันของวัตถุ การแก้ไขผลการแบ่งส่วนภาพด้วยการวาดด้วยมือ computer aided segmentation หมายถึงเวลารวมของการใช้คอมพิวเตอร์ร่วมกับการแก้ไขด้วยมือ จากตารางที่ 4.4 พบว่าเวลาส่วนใหญ่ใช้ไปกับการแก้ไขภาพด้วยการวาดด้วยมือ ทำให้เมื่อรวมเวลาทั้งสองขั้นตอนแล้วจึงใกล้เคียงกับการวาดด้วยมือเพียงอย่างเดียว ในข้อมูลที่มีภาพจำนวนมากทำให้ใช้เวลามากกว่าการวาดด้วยมือเพียงอย่างเดียว

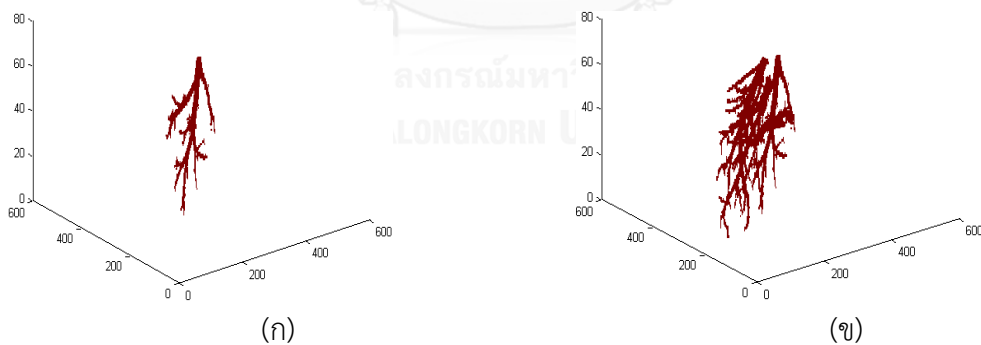
#### 4.2 ผลการแบ่งส่วนภาพ hepatic และ portal veins

ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดของตับ hepatic และ portal veins ดังแสดงในรูปที่ 4.11 จากรูปที่ 4.11 (ค) เป็นการรวมผลการแบ่งส่วนภาพ hepatic และ portal veins ให้อยู่ในข้อมูลเดียวกันโดยปรับค่าความเข้มแสงให้แตกต่างกัน เพื่อให้เห็นสีที่ต่างกันเมื่อแสดงผลภาพ ในการแบ่งส่วนภาพ hepatic vein บางข้อมูลได้ไม่ครบทุกกิ่ง ดังแสดงในรูปที่ 4.11 (ก) และรูปที่ 4.12 (ก) บางข้อมูลมีการเชื่อมต่อกันของข้อมูลระหว่าง hepatic และ portal veins ดังแสดงในรูปที่ 4.12 (ข) จึงไม่สามารถแสดงผลภาพด้วยสีที่ต่างกัน อีกทั้งมีการเชื่อมต่อกันทั้งเนื้อตับและ portal vein ดังแสดงในรูปที่ 4.13 ทั้งนี้การกำหนดเงื่อนไขของการขยายอาณาบริเวณโดยการลดช่วงค่าความเข้มแสงลง สามารถช่วยได้ระดับหนึ่ง กล่าวคือ ความเข้มแสงของหลอดเลือดมีความเข้มที่ไม่สม่ำเสมอ ส่วนหนึ่งอาจเป็นผลมาจากในขั้นตอนการเตรียมภาพเนื่องจากการรวมภาพ ทำให้ค่าความเข้มแสงของจุดภาพถูกเฉลี่ยลง จึงทำให้ส่วนใหญ่จะได้เฉพาะส่วนกิ่งหลัก หากชุดข้อมูลที่มีความเข้มสม่ำเสมอและมีความเข้มแสงที่ค่อนข้างแตกต่างจากเนื้อตับ ก็จะทำให้ได้แขนงเล็กมากขึ้นดังแสดงในรูปที่ 4.14 (ข) และจากรูปที่ 4.14 เป็นผลจากการรวมข้อมูลผลส่วนภาพตับและหลอดเลือดดำของตับแสดงผลแบบสามมิติการแบ่งส่วนภาพโดยปรับส่วนของเนื้อตับให้โปร่งสีเพื่อให้เห็น hepatic และ portal veins ด้านใน

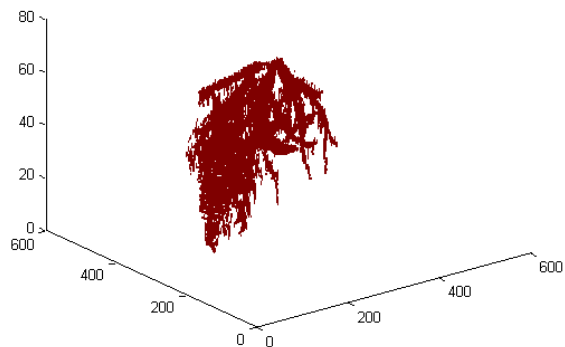


รูปที่ 4.11 ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ (ชุดข้อมูลที่1)  
 (ก) ผลการแบ่งส่วนภาพ hepatic vein (ข) ผลการแบ่งส่วนภาพ portal vein  
 (ค) แสดง hepatic (สีน้ำตาล) และ portal vein (สีฟ้า)

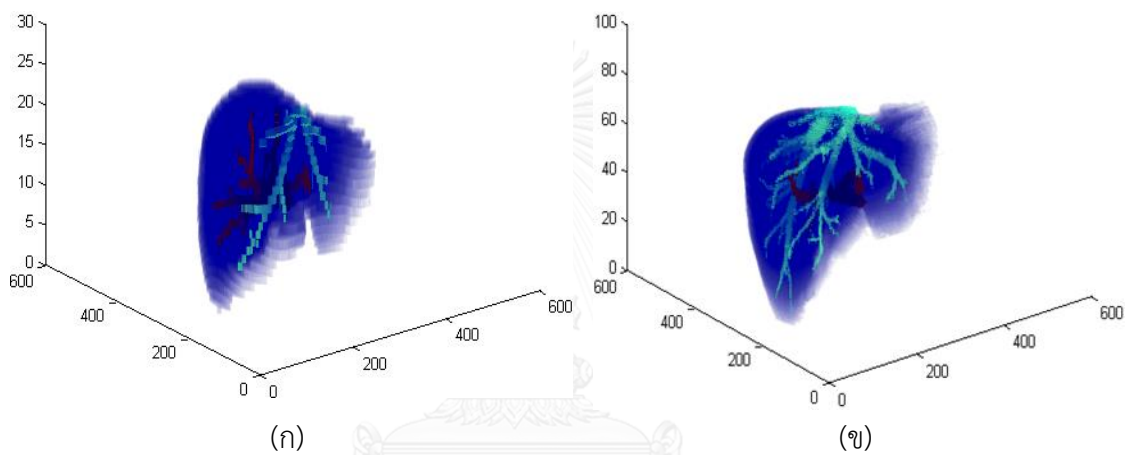
จากรูปที่ 4.11 (ก) และ 4.11 (ข) เป็นผลจากการแบ่งส่วนภาพด้วยการขยายบริเวณแบบสามมิติคนละครั้งกันผลที่ได้จึงมีความเข้มแสงที่เท่ากัน เมื่อแสดงผลภาพจึงมีสีเดียวกัน จากรูปที่ 4.11 (ค) เป็นการรวมข้อมูลการแบ่งส่วนภาพ hepatic และ portal veins เป็นข้อมูลเดียวกันและทำการปรับค่าความเข้มแสงให้แตกต่างกัน เพื่อแสดงสีที่แตกต่างกัน



รูปที่ 4.12 ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ (ข้อมูลที่15)  
 (ก) ผลการแบ่งส่วนภาพ hepatic vein (ข) ผลการแบ่งส่วนภาพ portal vein



รูปที่ 4.13 ผลการแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำของตับ (ข้อมูลที่13)



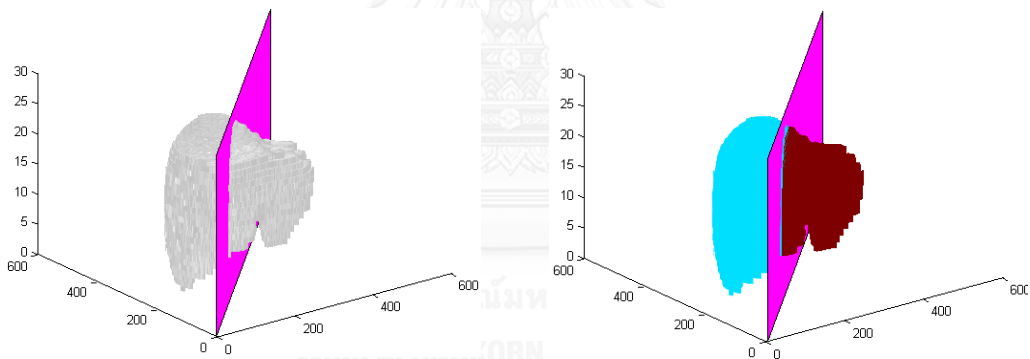
รูปที่ 4.14 ภาพสามมิติของการแบ่งส่วนภาพตับและหลอดเลือดดำของตับ สีน้ำเงิน: เนื้อตับ, สีเขียวอ่อน: hepatic vein, สีน้ำตาล: portal vein  
(ก) ข้อมูลที่ 1 (ข) ข้อมูลที่ 13

จากรูปที่ 4.14 (ก) เป็นภาพสามมิติจากข้อมูลภาพที่ขั้นตอนการสร้างภาพไม่มีการซ้อนทับของข้อมูลดิบ มีความหนาของภาพเท่ากับ 5 มิลลิเมตร ความราบเรียบรอยต่อของข้อมูลระหว่างภาพจะน้อยกว่าข้อมูลภาพที่มีการซ้อนทับบางส่วน of ข้อมูลดิบดังแสดงในรูปที่ 4.14 (ข) ซึ่งมีความหนาภาพ 2 มิลลิเมตร โดยมีการซ้อนทับกันของข้อมูลดิบระหว่างภาพ 1 มิลลิเมตร

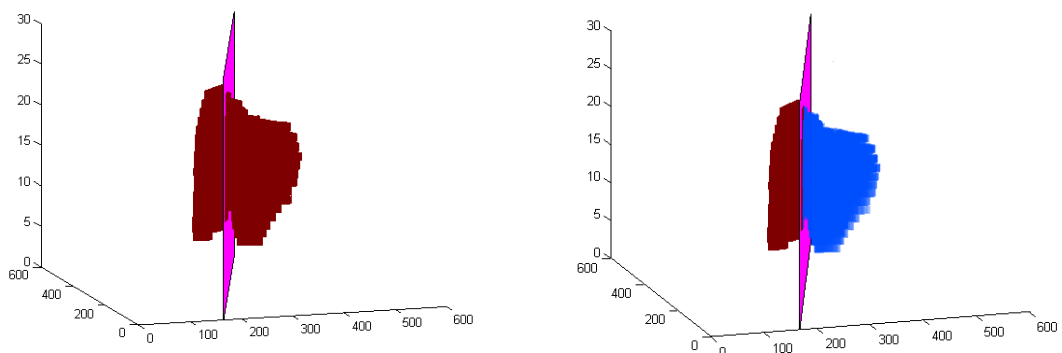
#### 4.3 ผลการแบ่งตับออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควีโน

ในขั้นตอนสุดท้ายทำการแบ่งส่วนปริมาตรตับออกเป็น 8 ส่วนตามการจำแนกแบบควีโน โดยการเลือกจุด 4 จุด ภายในกิ่งหลักของ hepatic vein ในการสร้างระนาบสามมิติ 4 ระนาบอัตโนมัติ ซึ่งประกอบด้วย 3 ระนาบแนวยี่น และ 1 ระนาบตามขวาง และการวาด caudate lobe หรือตับ

ส่วนที่ 1 ด้วยมือจากการกำหนดจุด 6 จุด รวมจุดที่ผู้ใช้งานทำการเลือกทั้งหมด 10 จุดโดยที่การเลือกจุดทั้งหมดทำในขั้นตอนของการเลือกจุดเพียงครั้งเดียว ซึ่งผลในแต่ละขั้นตอนภายในกระบวนการแบ่งปริมาตรตัดออกเป็น 8 ส่วนดังต่อไปนี้ ระบายตามแนวยื่นของ middle hepatic vein แบ่งตัดเป็นกลีบขวาและซ้าย ดังแสดงในรูปที่ 4.15 ข้อมูลภาพตัดสามมิติเป็นข้อมูลภาพขาวดำหรือระดับสีเทา เนื่องจากเมื่อระนาบตัดผ่านข้อมูลจะถูกแบ่งเป็นสองกลุ่ม จะทำการปรับค่าความเข้มแสงให้แตกต่างกัน จากนั้นสองระนาบแนวยื่นตามแนวของ left hepatic vein แบ่งเป็น medial และ lateral segments ดังแสดงในรูปที่ 4.16 และระนาบในแนว right hepatic vein แบ่งออกเป็น anterior และ posterior segments ดังแสดงในรูปที่ 4.17 เมื่อรวมข้อมูลของตัดในแต่ละส่วนที่ถูกปรับค่าความเข้มแสงใหม่ มารวมกันเป็นข้อมูลใหม่ และใช้ระนาบในแนวขวางแต่ตัดออกเป็นส่วนบนและส่วนล่างดังแสดงในรูปที่ 4.18 จากการแบ่งส่วนด้วย 4 ระนาบนี้ตัดส่วนที่ 1 จะถูกแบ่งกระจายไปยังตัดส่วนต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 4.19 หลังจากนั้นจะทำการแทนที่ผลการแบ่งส่วนภาพตัดส่วนที่ 1 จากการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier ดังแสดงในรูปที่ 4.20 เข้าด้วยกันกับผลการแบ่งส่วนตัดจาก 4 ระนาบทำให้ได้ตัดครบทั้ง 8 ส่วนตามการจำแนกแบบควีน

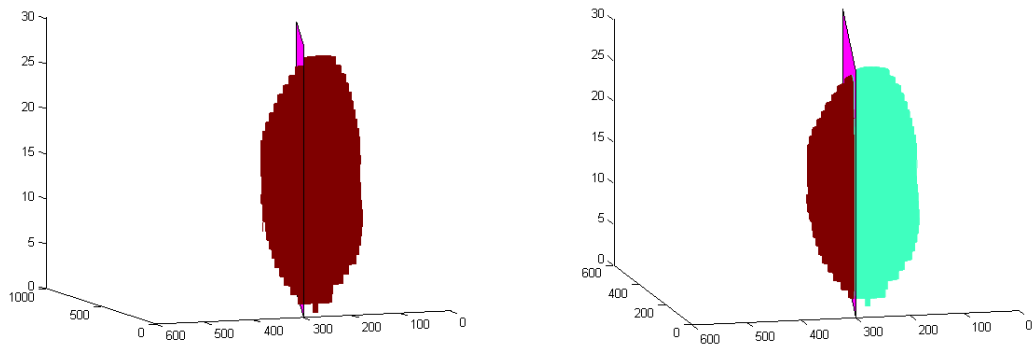


รูปที่ 4.15 แบ่งส่วนตัดเป็นกลีบขวาและซ้าย

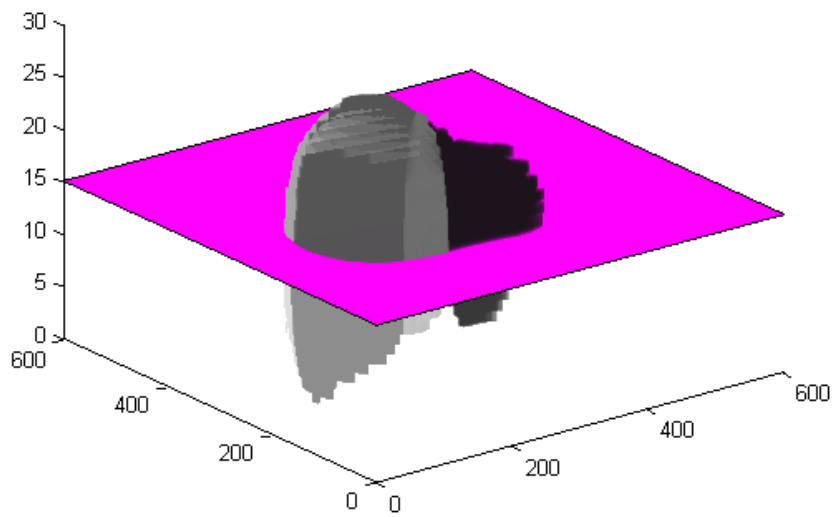


รูปที่ 4.16 แบ่งส่วนตัดกลีบซ้ายเป็น medial และ lateral segments

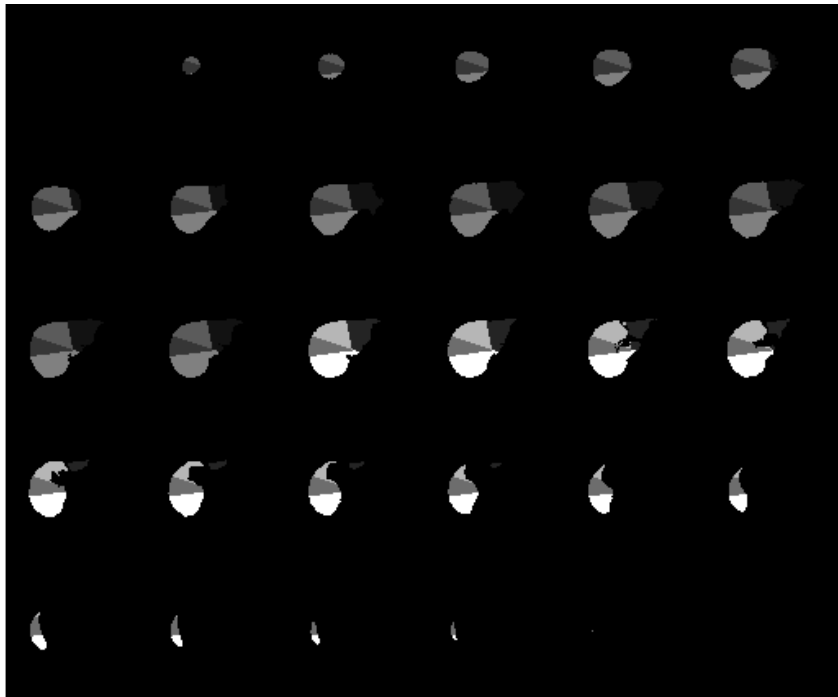




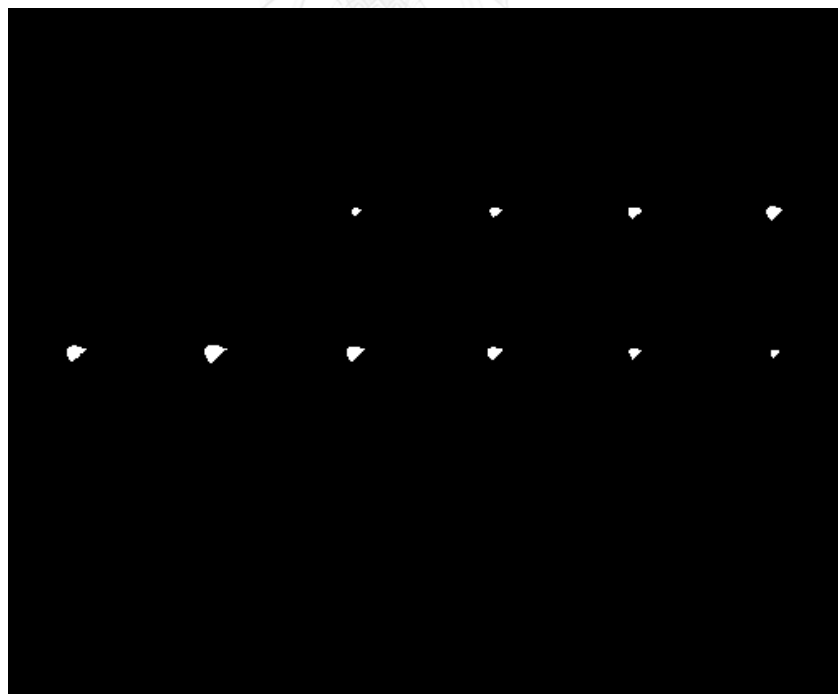
รูปที่ 4.17 แบ่งส่วนตับกลีบขวาเป็น right anterior และ posterior segments



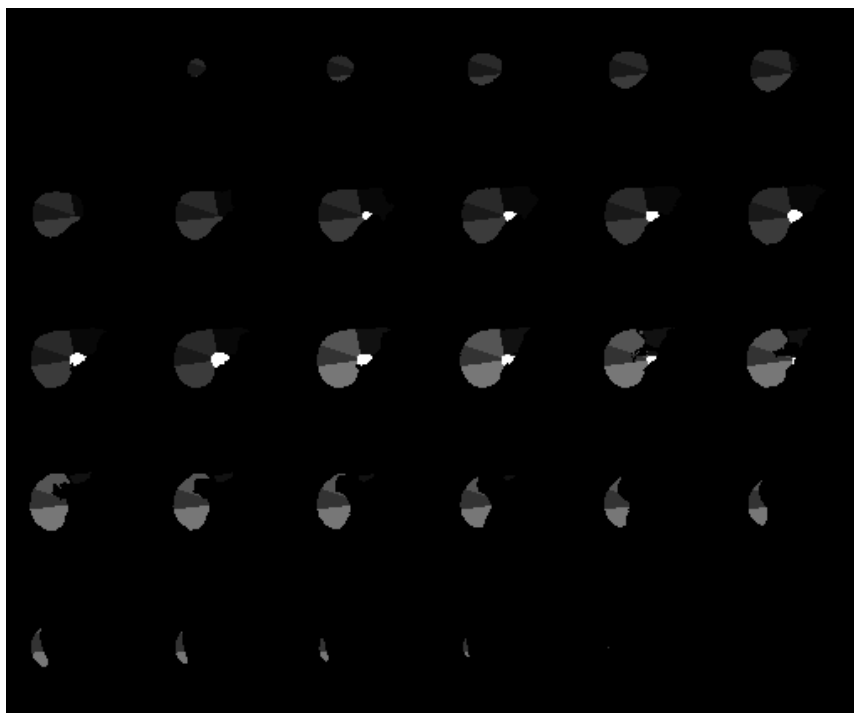
รูปที่ 4.18 การแบ่งตับออกเป็นส่วนบนและล่าง



รูปที่ 4.19 ภาพตัดขวางของผลการแบ่งตัดออกเป็นส่วนด้วย 3 ระนาบแนวยืน และ 1 ระนาบตาม  
ขวาง

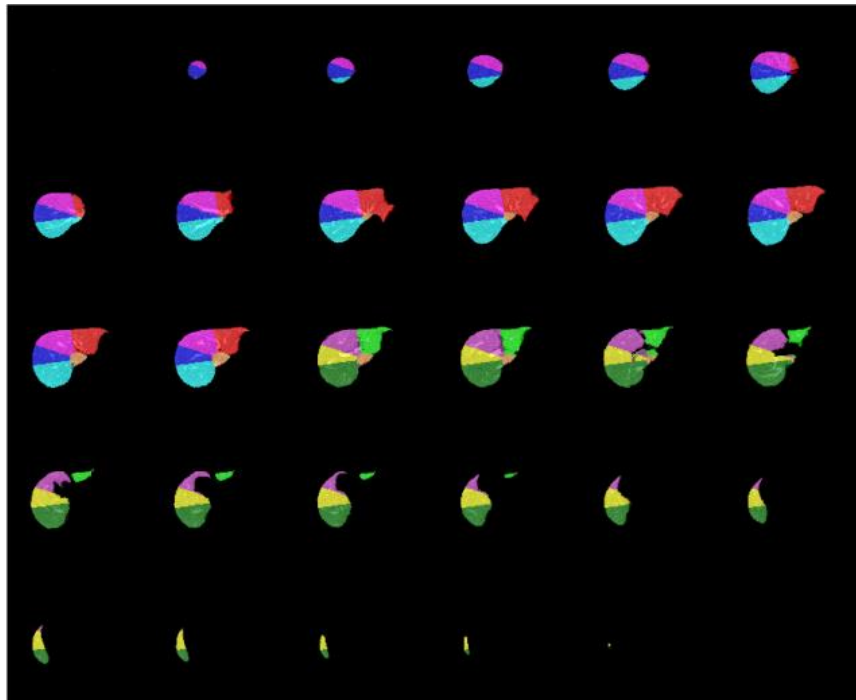


รูปที่ 4.20 ภาพตัดขวางผลการแบ่งตัดส่วนที่ 1 ด้วยการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier และการลดลง  
ของขนาดตัวพราง








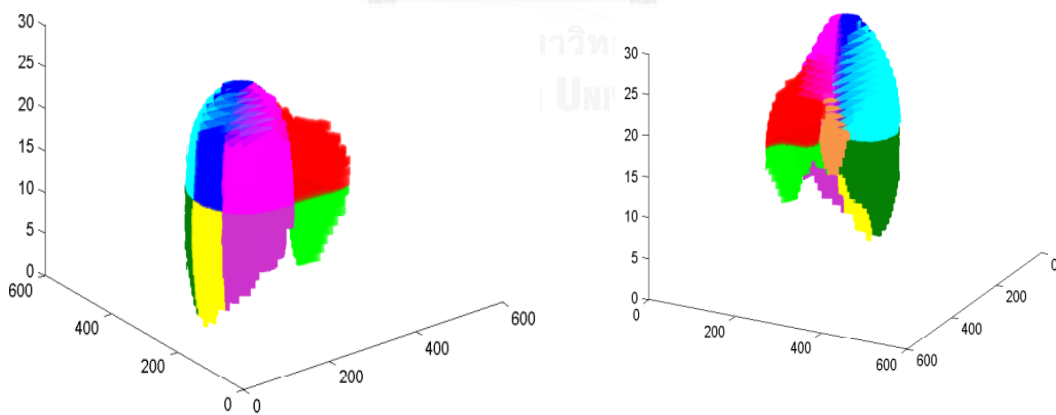
รูปที่ 4.21 ภาพตัดขวางผลการแบ่งตัวออกเป็นส่วนตามการจำแนกแบบควีน

จากตัวอย่างข้อมูลที่ได้จากรูปที่ 4.21 นำไปสร้างข้อมูลภาพสี RGB (แดง เขียว น้ำเงิน) เพื่อนำไปแสดงซ้อนทับกับภาพตัดขวางระดับสีเทาซึ่งเป็นผลจากการแบ่งส่วนตัว และทำให้มีการโปร่งสีเพื่อให้เห็นทะลุผ่านถึงภาพระดับขาวเทา เพื่อใช้ในการตรวจสอบแนวการแบ่งของแต่ละระนาบดังแสดงในรูปที่ 4.22 โดยแต่ละส่วนแสดงสีที่แตกต่างกัน นอกจากนี้ยังสามารถแสดงผลภาพสามมิติแสดงสีที่แตกต่างกันและสอดคล้องกับสีที่แสดงในภาพตัดขวางและสามารถทำการหมุนเพื่อดูแต่ละส่วนได้ดังแสดงในรูปที่ 4.23 จากนั้นคำนวณปริมาตรตัวแต่ละส่วน และคิดเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อเทียบกับปริมาตรตัวทั้งหมดดังแสดงในตารางที่ 4.5 และ 4.6 จากปริมาตรตัวที่คำนวณได้เป็นค่าประมาณเนื่องจากระนาบที่ใช้ในการแบ่งตัวออกเป็นส่วนนั้นเป็นระนาบที่ตรงซึ่งในความเป็นจริงแล้ว hepatic และ portal veins มีแนวตัดที่มีความโค้งหรือมีความลาดเอียงของหลอดเลือด จากตารางที่ 4.5 และ 4.6 พบว่าตัวส่วนที่ 3 ในเกือบทุกข้อมูลจะมีค่าน้อยกว่าส่วนอื่น ๆ ทั้งนี้เนื่องมาจากระนาบที่ตัดแบ่งตัวเป็นส่วนบนและส่วนล่างเป็นระนาบที่ตัดตรงแต่กิ่งของ portal vein มีความโค้งจึงเป็นข้อจำกัดของวิธีการนี้











รูปที่ 4.22 ภาพตัดขวางแต่ละภาพซ้อนทับด้วยภาพสีที่แสดงระดับแต่ละส่วนตามการจำแนกแบบควีโน

- |   |              |   |              |   |              |   |              |
|---|--------------|---|--------------|---|--------------|---|--------------|
|  | ดับส่วนที่ 1 |  | ดับส่วนที่ 2 |  | ดับส่วนที่ 3 |  | ดับส่วนที่ 4 |
|  | ดับส่วนที่ 5 |  | ดับส่วนที่ 6 |  | ดับส่วนที่ 7 |  | ดับส่วนที่ 8 |



รูปที่ 4.23 ผลการแบ่งดับสามมิติตามการจำแนกแบบควีโนแสดงตามสีต่าง ๆ

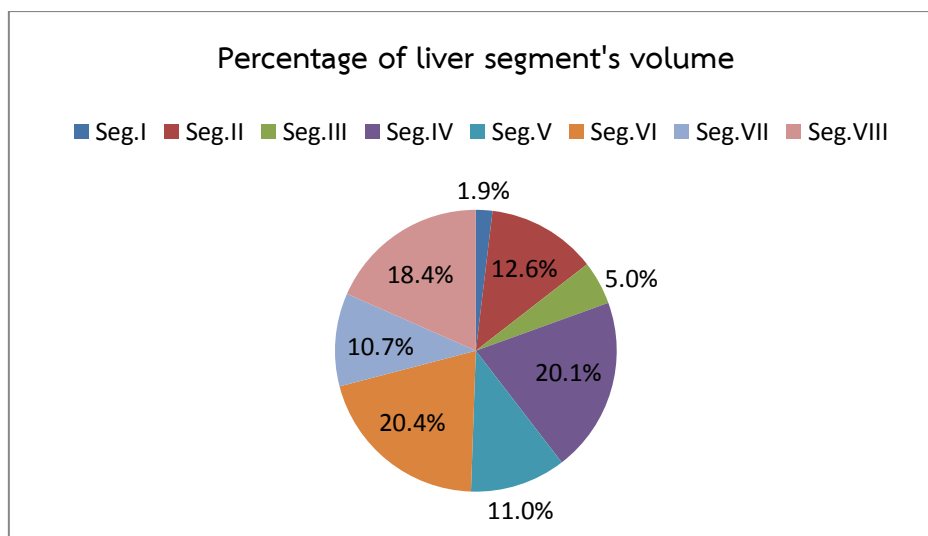
- |   |              |   |              |   |              |   |              |
|---|--------------|---|--------------|---|--------------|---|--------------|
|  | ดับส่วนที่ 1 |  | ดับส่วนที่ 2 |  | ดับส่วนที่ 3 |  | ดับส่วนที่ 4 |
|  | ดับส่วนที่ 5 |  | ดับส่วนที่ 6 |  | ดับส่วนที่ 7 |  | ดับส่วนที่ 8 |

ตารางที่ 4.5 ปริมาตรของตับแต่ละส่วนข้อมูลที่ 1 ถึง 10 (หน่วย:ลูกบาศก์เซนติเมตร)

Data	Total volume	Seg.I (cm <sup>3</sup> )	Seg.II (cm <sup>3</sup> )	Seg.III (cm <sup>3</sup> )	Seg.IV (cm <sup>3</sup> )	Seg.V (cm <sup>3</sup> )	Seg.VI (cm <sup>3</sup> )	Seg.VII (cm <sup>3</sup> )	Seg.VIII (cm <sup>3</sup> )
1	1323.8 100.0%	31.7 2.4%	163.6 12.4%	68.8 5.2%	327.7 24.8%	200.0 15.1%	149.2 11.3%	211.1 15.9%	171.6 13.0%
2	1451.1 100.0%	36.4 2.5%	96.9 6.7%	71.9 5.0%	300.7 20.7%	221.3 15.3%	237.3 16.4%	285.2 19.7%	201.4 13.9%
3	1437.9 100.0%	28.1 2.0%	205.9 14.3%	33.1 2.3%	253.8 17.7%	257.3 17.9%	180.4 12.5%	212.7 14.8%	266.6 18.5%
4	1656.6 100.0%	35.3 2.1%	161.3 9.7%	98.4 5.9%	356.7 21.5%	145.3 8.8%	259.1 15.6%	244.3 14.7%	356.3 21.5%
5	1361.7 100.0%	27.5 2.0%	207.0 15.2%	61.1 4.5%	165.0 12.1%	70.0 5.1%	333.3 24.5%	102.4 7.5%	395.3 29.0%
6	1459.1 100.0%	31.4 2.2%	244.8 16.8%	85.4 5.8%	292.0 20.0%	121.7 8.3%	279.5 19.2%	163.8 11.2%	240.5 16.5%
7	1317.7 100.0%	25.9 2.0%	165.5 12.6%	93.3 7.1%	214.8 16.3%	199.4 15.1%	236.7 18.0%	198.8 15.1%	183.3 13.9%
8	1338.1 100%	22.4 1.7%	158.8 11.9%	17.9 1.3%	440.4 32.9%	47.0 3.5%	326.8 24.4%	56.1 4.2%	268.8 20.1%
9	1063.6 100.0%	24.8 2.3%	156.8 14.7%	98.1 9.2%	153.0 14.4%	62.5 5.9%	283.9 26.7%	52.7 5.0%	231.9 21.8%
10	1223.3 100.0%	18.7 1.5%	134.5 11.0%	83.5 6.8%	220.4 18.0%	124.6 10.2%	228.6 18.7%	163.5 13.4%	249.6 20.4%

ตารางที่ 4.6 ปริมาตรของตับแต่ละส่วน ข้อมูลที่ 11 ถึง 20 (หน่วย:ลูกบาศก์เซนติเมตร)

Data	Total volume (cm <sup>3</sup> )	Seg.I (cm <sup>3</sup> )	Seg.II (cm <sup>3</sup> )	Seg.III (cm <sup>3</sup> )	Seg.IV (cm <sup>3</sup> )	Seg.V (cm <sup>3</sup> )	Seg.VI (cm <sup>3</sup> )	Seg.VII (cm <sup>3</sup> )	Seg.VIII (cm <sup>3</sup> )
11	1039.8 100.0%	17.7 1.4%	134.5 11.0%	83.5 6.8%	220.4 18.0%	124.6 10.2%	228.6 18.7%	164.0 13.4%	250.0 20.4%
12	1052.5 100.0%	15.9 1.5%	126.8 12.1%	68.3 6.5%	179.1 17.0%	87.7 8.3%	276.6 26.3%	76.0 7.2%	222.0 21.1%
13	1371.4 100.0%	22.8 1.7%	198.7 14.5%	53.6 3.9%	135.5 9.9%	123.7 9.0%	367.3 26.8%	121.4 8.9%	348.5 25.4%
14	1001.5 100%	29.9 3.0%	136.1 13.6%	49.5 4.9%	211.1 21.1%	182.0 18.2%	147.4 14.7%	136.5 13.6%	109.1 10.9%
15	1401.2 100.0%	24.8 1.8%	94.4 6.7%	90.8 6.5%	285.4 20.4%	157.1 11.2%	417.6 29.8%	67.6 4.8%	263.6 18.8%
16	1557.4 100%	13.4 0.9%	150.7 9.7%	24.2 1.6%	558.4 35.9%	201.7 13.0%	423.8 27.2%	21.1 1.4%	164.0 10.5%
17	849.2 100.0%	15.0 1.8%	110.9 13.1%	21.3 2.5%	175.1 20.6%	162.5 19.1%	176.9 20.8%	78.4 9.2%	109.3 12.9%
18	1559.8 100.0%	19.4 1.2%	227.4 14.6%	12.1 0.8%	330.3 21.2%	124.9 8.0%	339.5 21.8%	114.5 7.3%	391.7 25.1%
19	1340.4 100.0	24.6 1.8%	187.5 14.0%	97.2 7.2%	110.8 8.3%	165.2 12.3%	229.7 17.1%	278.9 20.8%	246.6 18.4%
20	1346.3 100%	19.5 1.4%	239.4 17.8%	88.2 6.6%	417.4 31.0%	78.2 5.8%	228.7 17.0%	74.8 5.6%	200.2 14.9%
mean	1307.6 100%	24.3 1.4%	165.1 17.8%	65.0 6.6%	267.4 31.0%	142.8 5.8%	267.5 17.0%	141.2 5.6%	243.5 14.9%



รูปที่ 4.24 กราฟแสดงปริมาตรตับเฉลี่ยแต่ละส่วนจาก 20 ข้อมูล

จากรูปที่ 4.24 แสดงเปอร์เซ็นต์เฉลี่ยของปริมาตรตับในแต่ละส่วน ส่วนที่ 1 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.9 เปอร์เซ็นต์ โดยที่ left lateral segment คือ ตับส่วนที่ 2 รวมกับตับส่วนที่ 3 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 17.6 เปอร์เซ็นต์ และ left medial segment คือ ตับส่วนที่ 4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 20.1 เปอร์เซ็นต์ right anterior segment คือ ตับส่วนที่ 5 รวมกับตับส่วนที่ 8 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 29.4 เปอร์เซ็นต์ right posterior segment คือ ตับส่วนที่ 6 รวมกับตับส่วนที่ 7 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 31.4 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเปรียบเทียบกับผลปริมาตรตับของ Leelaudomlipi และคณะ [25] ที่ได้ทำการแบ่งส่วนภาพตับจากผู้บริจาคตับด้วยวิธีการวาดด้วยมือจากจำนวน 155 ราย และคำนวณปริมาตรตับเป็น left lateral segments ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 17 เปอร์เซ็นต์, left medial segments มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 14 เปอร์เซ็นต์, right anterior segment มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 37%, right posterior segment มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 30 เปอร์เซ็นต์ สรุปได้ดังตารางที่ 4.7 ซึ่งได้เปอร์เซ็นต์ตับเฉลี่ยที่ใกล้เคียงกัน ยกเว้นในส่วน left lateral segment และ right anterior segment ที่ค่อนข้างแตกต่างกัน คือ left lateral segment ของวิธีการที่เสนอมีค่ามากกว่า Leelaudomlipi และคณะ [25] ในทางกลับกัน right anterior segment ของวิธีการที่เสนอมีค่าน้อยกว่า Leelaudomlipi และคณะ [25] จากจุดนี้ทำให้สังเกตได้ว่าการเลือกจุดในการสร้างระนาบในแนวยืนตามแนวของ middle hepatic vein อาจค่อนข้างไปทางตับกลับขวามากกว่าความเป็นจริง จึงทำให้ left medial segment มีค่ามากกว่าและ ส่งผลให้ right anterior มีค่าน้อยลง ซึ่งการเลือกจุดจากผู้ใช้งานมีผลต่อระนาบที่สร้างขึ้น ดังนั้นการใช้งานวิธีการที่เสนอผู้ใช้งานควรเป็นผู้ที่มีความสามารถในการแยกแยะกิ่งหลักและกิ่งรองของหลอดเลือดดำจากภาพตัดขวางได้ เนื่องจากวิทยานิพนธ์นี้ใช้ภาพตัดขวางในการเลือกจุดในการสร้างระนาบสามมิติ

ตารางที่ 4.7 แสดงการเปรียบเทียบปริมาตรดัดที่แบ่งส่วนโดยวิธีการที่นำเสนอและที่รายงานค่าโดย Leelaudomlipi และคณะ [25] (หน่วย: เปอร์เซ็นต์)

ดัด	วิธีการที่เสนอ	Leelaudomlipi และคณะ
caudate lobe	1.9%	2%
left lateral segment	17.6%	17%
left medial segment	20.1%	14%
right anterior segment	29.4%	37%
right posterior segment	31.4%	30%

ตารางที่ 4.8 แสดงเวลาการแบ่งดัดออกเป็น 8 ส่วน (หน่วย: วินาที)

ข้อมูลที่	เวลาที่ใช้คำนวณ	ข้อมูลที่	เวลาที่ใช้คำนวณ
1	47	11	47
2	31	12	44
3	48	13	80
4	47	14	59
5	43	15	48
6	41	16	50
7	63	17	50
8	44	18	48
9	62	19	45
10	37	20	44
		เวลาเฉลี่ย	44

จากตารางที่ 4.8 เป็นเวลาที่ใช้ในการแบ่งดัดออกเป็น 8 ส่วน โดยเริ่มจากการเลือก จุด 10 จุด ในการสร้างเส้นโค้ง cubic Bézier และการสร้างระนาบสามมิติ 4 ระนาบ จนถึงการแสดงผลปริมาตร ดัดแต่ละส่วน และจำนวนเปอร์เซ็นต์ของดัดแต่ละส่วนเมื่อเทียบกับปริมาตรทั้งหมด ซึ่งในขั้นตอน ดังกล่าวนี้มีเวลาเฉลี่ย 44 วินาที



## บทที่ 5

### สรุปผล

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสนอวิธีการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับตามการจำแนกแบบควินจากภาพตัดขวางการตรวจช่องท้องจำนวน 20 ข้อมูล รวมภาพทั้งหมด 1368 ภาพ กระบวนการหลักประกอบด้วยวิธีการแบ่งส่วนภาพตับและหลอดเลือดดำในตับ (hepatic และ portal veins) และการแบ่งตับออกเป็น 8 ส่วน

การแบ่งส่วนของตับออกจากชุดภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีจุดประสงค์เพื่อหาปริมาตรตับทั้งหมด กระบวนการวิธีที่ใช้ คือ การแบ่งส่วนภาพโดยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ ซึ่งผลที่ได้ยังอาจมีบางส่วนของอวัยวะอื่นในตำแหน่งใกล้เคียงติดมาด้วย เนื่องจากอวัยวะนั้นอาจมีความเข้มแสงใกล้เคียงกับความเข้มแสงของตับ จึงมีความจำเป็นต้องนำกระบวนการ morphology operation และการหาวัตถุที่เชื่อมต่อกัน (connected component) มาใช้ในขั้นตอนถัดไป โดยเลือกก้อนวัตถุที่ใหญ่ที่สุดในผลการแบ่งส่วนภาพในขั้นตอนแรก กระบวนการดังกล่าวช่วยกำจัดส่วนที่ไม่ใช่ตับ ออกไปได้ ทว่าหากผลลัพธ์ยังไม่ได้ส่วนของตับเป็นที่น่าพอใจ ผู้วิเคราะห์ยังสามารถแก้ไขผลการแบ่งส่วนปริมาตรตับได้อีกโดยการปรับด้วยมือ ทั้งนี้ได้เปรียบเทียบผลการแบ่งส่วนปริมาตรตับด้วยกระบวนการที่นำเสนออีกกับผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการวาดด้วยมือโดยผู้เชี่ยวชาญ เพื่อทดสอบความถูกต้องของกระบวนการวิธีการแบ่งส่วนปริมาตรตับที่นำเสนอ โดยใช้ dice similarity ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 95.8 เปอร์เซ็นต์, false positive ratio ค่าเฉลี่ยเท่ากับ 3.2 เปอร์เซ็นต์ และ false negative ratio มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 5.2 เปอร์เซ็นต์ และ percentage volume error มีค่าอยู่ในช่วง -8.1 ถึง 4.7 เปอร์เซ็นต์ จากค่า dice similarity ชี้ให้เห็นว่าการแบ่งส่วนภาพตับระหว่างการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยและการวาดด้วยมือมีความคล้ายคลึงกัน โดยที่ค่า false positive ratio เป็นสัดส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนตับที่เกินจากการวาดด้วยมือ และ false negative ratio เป็นสัดส่วนความผิดพลาดในการแบ่งส่วนตับที่ขาดไปจากการวาดด้วยมือ เมื่อเปรียบเทียบปริมาตรตับระหว่างสองวิธีด้วย percentage volume error ในข้อมูลที่มีค่า percentage volume error ติดลบแสดงว่าปริมาตรตับจากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยมีค่าน้อยกว่าการวาดด้วยมือ และส่วนที่มีค่าเป็นบวกแสดงว่าปริมาตรตับจากการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยมีค่ามากกว่าปริมาตรตับจากการวาดด้วยมือ

การแบ่งส่วนของหลอดเลือดดำ hepatic และ portal veins ด้วยวิธีการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ ผลการแบ่งส่วนภาพนี้ แสดงเป็นแบบเชิงคุณภาพเท่านั้น ในรูปแบบของการแสดงเป็นภาพสามมิติและให้ผู้เชี่ยวชาญสำรวจและวัดผลด้วยความพึงพอใจว่าไม่มากหรือน้อยเกินไป ทั้งนี้โปรแกรมสามารถแสดงผลของหลอดเลือดดำพร้อมกับเนื้อตับในมุมมองสามมิติได้ ทว่าในที่นี้ไม่สามารถ

เปรียบเทียบผลการแบ่งส่วนภาพของเลือดเลือดดำในตับกับวิธีการอื่นได้ เนื่องจากรายละเอียดของหลอดเลือดดำในภาพตัดขวางเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แต่ละภาพนั้นเป็นเพียงจุดเล็ก ๆ กระจายตัวอยู่ทั่วบริเวณเนื้อตับ ทำให้ไม่สามารถแบ่งส่วนภาพหลอดเลือดดำออกมาด้วยมือได้ อย่างไรก็ตามผลการแบ่งส่วนภาพส่วนใหญ่จะได้แขนงหลักซึ่งสามารถแสดงผลประกอบกับภาพตับได้

ในการแบ่งปริมาตรตับออกเป็นส่วน ๆ ตามการจำแนกแบบควิน ผู้ใช้งานโปรแกรมจะกำหนดจุดทั้งหมดเพียง 10 จุด โดยโปรแกรมจะนำ 10 จุดนี้ไปวาดเส้นโค้ง cubic Bézier และสร้างระนาบในปริภูมิสามมิติจำนวน 4 ระนาบ ซึ่งระนาบที่ใช้ประกอบด้วย 3 ระนาบแนวยืน และ 1 ระนาบตามขวาง ซึ่งแต่ละระนาบสร้างมาจากจุด 3 จุด ที่ผู้ใช้งานเป็นผู้เลือกด้วยการใช้เมาส์คลิกลงบนภาพตัดขวางบริเวณกึ่งของ right, middle และ left hepatic veins และมีการกำหนดจุดอัตโนมัติไว้ในแต่ละระนาบ เพื่อลดการเลือกจุดของผู้ใช้งาน ซึ่งการเลือกจุดนำมาสร้างระนาบนั้นพิจารณาจากกึ่งหลักของ hepatic vein จำนวน 4 จุด ส่วนการวาดเส้นโค้ง cubic Bézier ด้วยมือในการแบ่งส่วนตับส่วนที่ 1 หรือ caudate lobe ผู้ใช้งานต้องกำหนดจุดทั้งหมด 6 จุด ในการตรวจสอบแนวระนาบของแต่ละระนาบด้วยการแสดงเป็นสีแล้วนำมาซ้อนทับกับภาพระดับสีเทาโดยทำให้โปร่งสีเพื่อประเมินระนาบที่ใช้ในการแบ่งตับออกเป็นส่วนและทำการคำนวณปริมาตรตับเปรียบเทียบกับปริมาตรตับที่รายงานโดย Leelaudomlipi และคณะ [25] ซึ่งให้ผลเฉลี่ยของปริมาตรตับส่วนใหญ่ใกล้เคียงกัน และเวลาที่ใช้ในการแบ่งตับออกเป็นส่วนด้วยวิธีการนี้ใช้เวลาเฉลี่ย 44 วินาที ซึ่งได้ผลลัพธ์ที่รวดเร็วเป็นที่น่าพอใจ

จากวิธีการแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติซึ่งข้อดี คือ วางจุดภาพเริ่มต้นเพียงครั้งเดียว หากอวัยวะที่สนใจในภาพตัดขวางแยกจากกัน วิธีการนี้สามารถนับรวมอวัยวะที่แยกจากกันในภาพได้ ข้อด้อย คือ เมื่อความเข้มแสงไม่สม่ำเสมอกล่าวคือบริเวณที่สนใจมีความเข้มแสงต่างจากค่าความเข้มแสงเริ่มต้นทำให้บริเวณดังกล่าวไม่ถูกนับรวมเป็นอาณาบริเวณที่เราสนใจ เมื่อเพิ่มช่วงค่าความเข้มแสงของเงื่อนไขในการนับรวมจุดภาพให้เป็นบริเวณเดียวกันกว้างขึ้น โอกาสที่จะเกิดการเชื่อมต่อกับอวัยวะอื่นได้มากกว่าการขยายอาณาบริเวณแบบสองมิติ [26] เมื่อเปรียบเทียบเวลาการแบ่งส่วนภาพด้วยคอมพิวเตอร์ จะน้อยกว่าการวาดด้วยมือ เนื่องจากผลการแบ่งส่วนภาพดังกล่าวต้องมีการแก้ไขด้วยการวาดด้วยมือ ทำให้ใช้เวลาเพิ่มในส่วนนี้มากขึ้น หากปรับปรุงวิธีการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีทางคอมพิวเตอร์ต่อไป เวลาในการแบ่งส่วนภาพตับจะรวดเร็วมากขึ้น

จุดเด่นของวิธีการแบ่งตับออกเป็นส่วน ๆ สามารถแบ่งตับออกเป็นส่วนได้ครบ 8 ส่วนตามการจำแนกแบบควิน วิธีการนี้ใช้เวลาในการแสดงผลการแบ่งส่วนรวดเร็ว จากการกำหนดจุดลงบนภาพ

เพียง 10 จุด สามารถแสดงผลภาพตัดบออกเป็นส่วนทั้งในมุมมองสองมิติและสามมิติ โดยแสดงเป็นสีที่แตกต่างกันแต่ละส่วนเพื่อที่จะทราบถึงขอบเขตของตัดแต่ละส่วน แสดงผลปริมาตรตัดของแต่ละส่วนได้ จุดด้อย คือ ระนาบที่สร้างเป็นระนาบที่ตัดตรงไม่ได้เป็นไปตามความโค้งของหลอดเลือด อาจทำให้ปริมาตรตัดที่ได้คลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงไปบ้าง จึงเป็นเพียงค่าประมาณ เนื่องจากวิธีการที่นำเสนอเลือกใช้ข้อมูลภาพตัดขวางเพียงอย่างเดียว ดังนั้นผู้ที่ใช้งานควรเป็นผู้ที่มีความเชี่ยวชาญในการแยกแยะหลอดเลือดจากภาพตัดขวาง วิธีการแบ่งตัดส่วนตัดและการแบ่งตัดบออกเป็นส่วนเป็นวิธีการกึ่งอัตโนมัติ เนื่องการเลือกจุดหรือกำหนดค่าพารามิเตอร์ยังต้องอาศัยผู้ใช้งานในการกำหนด หากพัฒนาต่อไปเป็นแบบอัตโนมัติจะทำให้สะดวกยิ่งขึ้นและลดความคลาดเคลื่อนจากบุคคลได้



## รายการอ้างอิง

1. Suzuki, K., et al., *Quantitative radiology: automated CT liver volumetry compared with interactive volumetry and manual volumetry*. AJR Am J Roentgenol, 2011. 197(4): p. W706-12.
2. Rutkauskas, S., et al., *Clinical and anatomical basis for the classification of the structural parts of liver*. Medicina (Kaunas), 2006. 42(2): p. 98-106.
3. Sibulesky, L., *Normal liver anatomy*. Clinical Liver Disease, 2013. 2(S1): p. S1-S3.
4. Gao, L., et al., *Automatic liver segmentation technique for three-dimensional visualization of CT data*. Radiology, 1996. 201(2): p. 359-64.
5. Seo, K.-S., *Improved Fully Automatic Liver Segmentation Using Histogram Tail Threshold Algorithms*, in *Computational Science – ICCS 2005*, V. Sunderam, et al., Editors. 2005, Springer Berlin Heidelberg. p. 822-825.
6. Yufei, C., et al. *Liver Segmentation from CT Images Based on Region Growing Method*. in *Bioinformatics and Biomedical Engineering , 2009. ICBBE 2009. 3<sup>rd</sup> International Conference on*. 2009.
7. Gambino, O., et al. *Automatic Volumetric Liver Segmentation Using Texture Based Region Growing*. in *Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS), 2010 International Conference on*. 2010.
8. Kass, M., A. Witkin, and D. Terzopoulos, *Snakes: Active contour models*. International Journal of Computer Vision, 1988. 1(4): p. 321-331.
9. Liu, F., et al., *Liver segmentation for CT images using GVF snake*. Med Phys, 2005. 32(12): p. 3699-706.
10. Massoptier, L. and S. Casciaro, *A new fully automatic and robust algorithm for fast segmentation of liver tissue and tumors from CT scans*. Eur Radiol, 2008. 18(8): p. 1658-65.
11. Abdel-massieh, N.H., M.M. Hadhoud, and K.A. Moustafa. *A fully automatic and efficient technique for liver segmentation from abdominal CT images*. in

- Informatics and Systems (INFOS), 2010 The 7<sup>th</sup> International Conference on.* 2010.
12. Suzuki, K., et al., *Computer-aided measurement of liver volumes in CT by means of geodesic active contour segmentation coupled with level-set algorithms.* *Med Phys*, 2010. 37(5): p. 2159-66.
  13. Yufei, C., W. Zhicheng, and Z. Weidong. *Liver Segmentation in CT Images Using Chan-Vese Model.* in *Information Science and Engineering (ICISE), 2009 1<sup>st</sup> International Conference on.* 2009.
  14. Xie, Q., et al. *Segmentation for CT Image Based on Improved Level-Set Approach.* in *Image and Signal Processing, 2008. CISP '08. Congress on.* 2008.
  15. Susomboon, R., D. Raicu, and J. Furst. *A Hybrid approach liver segmentation.* 2007.
  16. Yang, F. and P. Jong Won. *Automatic segmentation of liver blood vessels using level set method.* in *Audio, Language and Image Processing, 2008. ICALIP 2008. International Conference on.* 2008.
  17. Jeong-Joo, S. and P. Jong-Won. *Automatic Segmentation of Hepatic Vessels in Abdominal MDCT Image.* in *Computer Sciences and Convergence Information Technology, 2009. ICCIT '09. Fourth International Conference on.* 2009.
  18. Oliveira, D.A., R.Q. Feitosa, and M.M. Correia, *Segmentation of liver, its vessels and lesions from CT images for surgical planning.* *Biomed Eng Online*, 2011. 10: p. 30.
  19. Huang, S., et al., *The use of a projection method to simplify portal and hepatic vein segmentation in liver anatomy.* *Comput Methods Programs Biomed*, 2008. 92(3): p. 274-8.
  20. Huang, S.-h., et al., *A Fast Method to Segment the Liver According to Couinaud's Classification,* in *Medical Imaging and Informatics*, X. Gao, et al., Editors. 2008, Springer Berlin Heidelberg. p. 270-276.
  21. Shao-hui, H., et al. *A Simplified Method to Segment Liver According to Couinaud's Classification.* in *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2007. ICBBE 2007. The 1<sup>st</sup> International Conference on.* 2007.

22. Debarba, H.G., et al., *Efficient liver surgery planning in 3D based on functional segment classification and volumetric information*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2010. 2010: p. 4797-800.
23. Gonzalez, R., R. Woods, and S. Eddins, *Digital Image Processing Using MATLAB, 2<sup>nd</sup> ed.* Gatesmark Publishing.
24. Bartnykas, K., *Segmentation of Liver Region based on Multifractal Analysis*. Electronics & Electrical Engineering, 2010. 2(98): p. 79-82.
25. Leelaudomlapi, S., et al., *Volumetric analysis of liver segments in 155 living donors*. Liver Transpl, 2002. 8(7): p. 612-4.
26. Butdee, C., N. Tanpaopong, and C. Pluempitiwiriyawej, *3D-Segmentation of Liver Volume, Hepatic and Portal Veins from CT Images in The 29<sup>th</sup> International Technical Conference on Circuit/Systems Computers and Communications (ITC-CSCC)*. 2014: Phuket, Thailand. p. 583-586.





ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

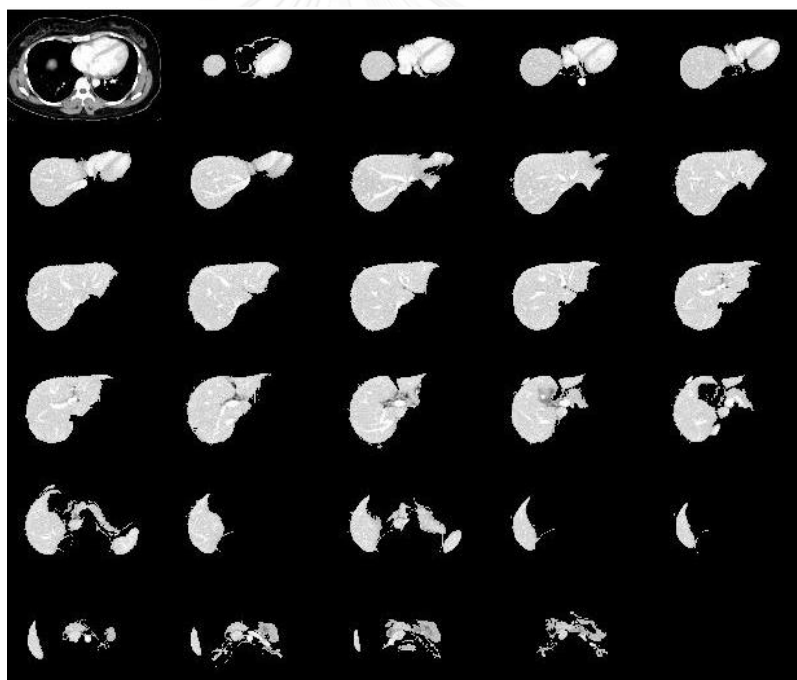
## ภาคผนวก ก

### ผลการศึกษาเบื้องต้น

เป็นการทดสอบการวิธีแบ่งส่วนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของตับด้วยวิธีการต่อไปนี้

#### 1. การแบ่งส่วนภาพด้วยการกำหนดค่าขีดเปลี่ยน

ทำการแบ่งส่วนภาพตับด้วยการใช้เทคนิคค่าขีดเริ่มเปลี่ยน โดยเลือกค่าความเข้มแสงบริเวณเนื้อตับเป็นค่าขีดเริ่มเปลี่ยน จากการกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนกับชุดข้อมูลภาพด้านบนพบว่ามีมีวัยะอื่นปรากฏในผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยเช่น หัวใจ ตับอ่อน ม้าม เนื่องจากมีค่าความเข้มแสงที่ใกล้เคียงกับตับ ช่วงกลางของชุดข้อมูลมีส่วนของไตและตับอ่อน ชุดข้อมูลภาพด้านล่างจะพบว่าส่วนของไตทั้งสองข้างและตับอ่อน ดังแสดงในรูปที่ ก.1

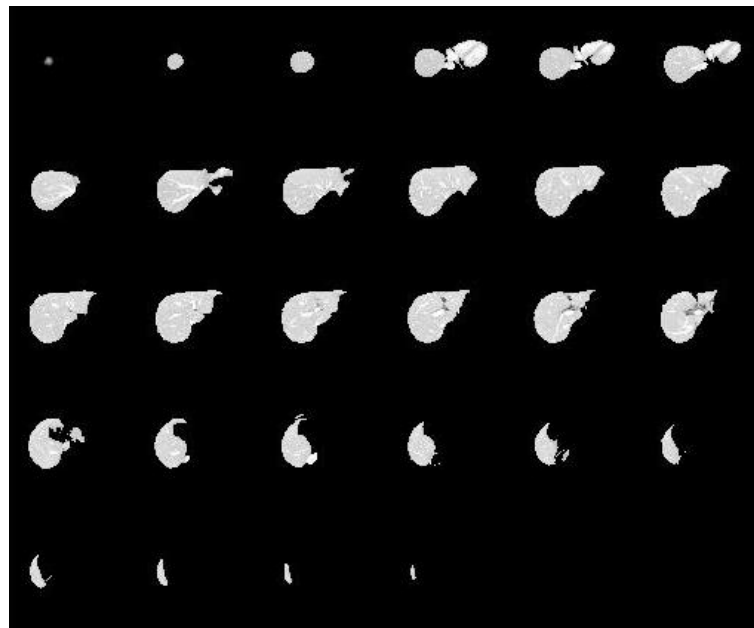


รูปที่ ก.1 แสดงผลการแบ่งส่วนภาพตับด้วยวิธีกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนและ morphology operation



## 2. การแบ่งส่วนภาพด้วยเทคนิค GVF Snake

ขั้นตอนการแบ่งส่วนภาพด้วย GVF Snake เริ่มจากการหาภาพขอบโดยใช้ฟังก์ชันเกรสเซียน จากนั้นหาเกรเดียนท์สนามเวกเตอร์ของภาพขอบ การวางคอนทัวร์เริ่มต้นโดยใช้ขอบเขตของตัวจาก การกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยน

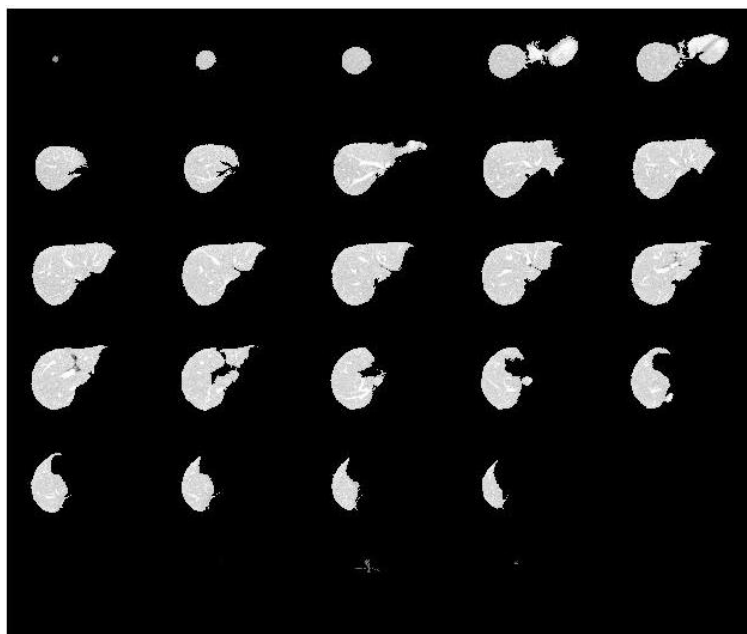


รูปที่ ก.2 แสดงผลการแบ่งส่วนภาพด้วย GVF Snake

จากรูปที่ ก.2 ผลจากการแบ่งส่วนภาพด้วย GVF Snake ในภาพช่วงบนยังคงมีส่วนของหัวใจรวมเข้ามาด้วย ภาพช่วงกลางให้ผลการแบ่งส่วนภาพค่อนข้างดี ขณะที่ภาพช่วงล่างยังคงมีส่วนของไตรวมเข้ามาด้วย ข้อดีของการใช้แอ็กทิฟคอนทัวร์ คือ ขอบเขตของตัวมีความเรียบ แต่เวลาในการประมวลผลต่อภาพค่อนข้างนานกว่าวิธีอื่น

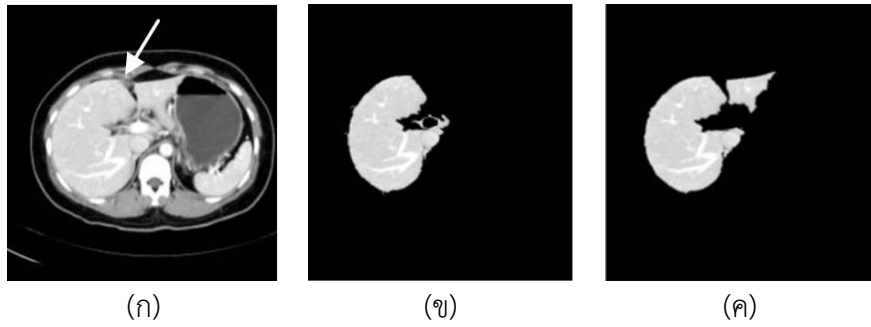
### 3. การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีขยายอาณาบริเวณ

การแบ่งส่วนภาพด้วยการขยายอาณาบริเวณแบบสองมิติ ต้องกำหนดจุดภาพเริ่มต้นให้กับทุกภาพและทำการบันทึกภาพทีละภาพ



รูปที่ ก.3 แสดงผลการแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีขยายอาณาบริเวณแบบสองมิติ

การแบ่งส่วนภาพด้วยวิธีขยายอาณาบริเวณโดยผู้ใช้เป็นกำหนดจุดภาพเริ่มต้นและใช้การกำหนดค่าขีดเริ่มเปลี่ยนในการรวมจุดภาพเป็นบริเวณเดียวกันพบว่าภาพด้านบนยังมีส่วนของภาพหัวใจรวมอยู่ในภาพตัดด้วย และในภาพที่ตัดไม่มีความต่อเนื่องกันทำให้ตัดส่วนที่ไม่มีความต่อเนื่องส่วนนั้นหายไปเนื่องจากไม่ถูกรวมเข้าด้วยกันดังแสดงในรูปที่ ก.3 แนวทางแก้ไขปัญหาของภาพอวัยวะที่มีความไม่ต่อเนื่องกันในภาพคือการแบ่งส่วนภาพแบบสามมิติหรือใช้จุดภาพเริ่มต้นมากกว่าหนึ่งจุด ในบางภาพส่วนของตับหลุดเล็ดดับหายไปการกำหนดค่าขีดเปลี่ยนเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความถูกต้องของการแบ่งส่วนภาพตัดด้วยวิธีนี้ และจากการทดสอบด้วยการใช้การขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติกับข้อมูลทดสอบนี้ พบว่าตัดส่วนที่แยกจากกันในภาพตัดขวางบางภาพ การแบ่งส่วนภาพแบบสามมิติสามารถแบ่งภาพส่วนที่แยกออกจากกันในภาพตัดขวางได้ดังแสดงในรูปที่ ก.4 วิทยานิพนธ์นี้จึงเลือกใช้การขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติในขั้นตอนของการแบ่งส่วนภาพ



รูปที่ ก.4 ผลการแบ่งส่วนภาพตับที่แยกออกจากกันในภาพตัดขวางด้วยวิธีการขยายอาณาบริเวณ  
 (ก) ภาพตัดขวางต้นฉบับ (ข) ผลจากการใช้การขยายอาณาบริเวณแบบสองมิติ (ค) ผลจากการใช้การ  
 ขยายอาณาบริเวณแบบสามมิติ [26]



### ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายชิษณุพงศ์ บุตรดี เกิดวันที่ 16 มิถุนายน พ.ศ. 2521 ที่จังหวัดสระบุรี สำเร็จ การศึกษาระดับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขารังสีเทคนิค จากคณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดลในปีการศึกษา 2543 สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาฟิสิกส์การแพทย์ จากคณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดลในปี การศึกษา 2551 และเข้าศึกษาต่อในสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2552

