



## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยการตรวจหามวลที่มีรูปร่างแบบ  
Spiculation สำหรับคอมพิวเตอร์ช่วยการวินิจฉัยในโรงพยาบาล  
(Breast Cancer Detection by Evaluating Spiculated Mass for  
Computer-aided Diagnosis in Hospital Patients)

### คณะผู้วิจัย

นายกฤษณะ ชินสาร	หัวหน้าโครงการวิจัย
นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ	ผู้ร่วมวิจัย
นางสาวเบญจภรณ์ จันทรวงกุล	ผู้ร่วมวิจัย
นายภูสิต กุลเกษม	ผู้ร่วมวิจัย
นายอัครณัฐพันธ์ รอดทุกข์	ผู้ร่วมวิจัย
นายชิตชนก เหลือสินทรัพย์	ผู้ร่วมวิจัย
นายปิยตระกูล บุญทอง	ผู้ช่วยนักวิจัย

โครงการวิจัยประเภทงบประมาณเงินรายได้  
จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน)  
ปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๕๘  
มหาวิทยาลัยบูรพา

รหัสโครงการ 2558A10802407  
เลขที่สัญญา 21/2558

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์  
โครงการ การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยการตรวจหามวลที่มีรูปร่างแบบ  
Spiculation สำหรับคอมพิวเตอร์ช่วยการวินิจฉัยในโรงพยาบาล  
(Breast Cancer Detection by Evaluating Spiculated Mass for  
Computer-aided Diagnosis in Hospital Patients)

คณะผู้วิจัย

นายกฤษณะ ชินสาร	หัวหน้าโครงการวิจัย
นางสาวสุวรรณา รัศมีขวัญ	ผู้ร่วมวิจัย
นางสาวเบญจภรณ์ จันทรวงกุล	ผู้ร่วมวิจัย
นายภูสิต กุลเกษม	ผู้ร่วมวิจัย
นายอัครณัฐพันธ์ รอดทุกข์	ผู้ร่วมวิจัย
นายชิตชนก เหลือสินทรัพย์	ผู้ร่วมวิจัย
นายปิยตระกูล บุญทอง	ผู้ช่วยนักวิจัย

คณะวิทยาการสารสนเทศ มหาวิทยาลัยบูรพา

กันยายน 2559

## กิจกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนการวิจัยจากงบประมาณเงินรายได้จากเงินอุดหนุนรัฐบาล (งบประมาณแผ่นดิน) ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2558 มหาวิทยาลัยบูรพา ผ่านสำนักงานคณะกรรมการการวิจัยแห่งชาติ เลขที่สัญญา 21/2558

คณะผู้วิจัย  
กันยายน 2559

## บทคัดย่อ

การตรวจหามะเร็งเต้านมจะใช้เทคนิคการประมวลผลภาพทางการแพทย์มาตรวจสอบก้อนเนื้อที่เป็นรอยฉีกจะเป็นปัจจัยที่บ่งชี้การเป็นมะเร็งเบื้องต้น ในกระบวนการตรวจสอบก้อนเนื้อที่เป็นรอยฉีกแบบอัตโนมัติจะประกอบไปด้วยขั้นตอนการประมวลผลภาพที่มีประสิทธิภาพ โดยการกำจัดส่วนของกล้ามเนื้อหน้าอก (Pectoral Muscle) ด้วยวิธีการ Region growing จากนั้นทำการลดขนาดรูปภาพเพื่อหาบริเวณที่เรasaranใจ (Region of interest : ROI ) ด้วยวิธีการคำนวณหาอัตราส่วนของเต้านม การปรับปรุงคุณภาพของส่วนพื้นที่ที่เหลือในภาพ ROI ด้วยโพลีโนเมียลเฮอริเมท เมื่อจบการประมวลผลขั้นต้น ผู้วิจัยได้นำเสนอขั้นตอนวิธีการหาจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ (Active contour) ด้วยขั้นตอนวิธี Radon Transform จากนั้นคำนวณรูปร่างของมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีกด้วยแอ็กทีฟคอนทัวร์ด้วยเทคนิคที่อยู่บนพื้นฐาน GGVF จากกระบวนการที่ได้นำเสนอภาพที่ใช้จากฐานข้อมูลภาพดิจิทัลคอลเมมโมแกรมให้ความถูกต้องของผลลัพธ์เป็นที่น่าพึงพอใจมากและสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่คาดว่าจะเป็เนื้อเยื่อที่มีรอยฉีกอย่างอัตโนมัติ

## Abstract

Detection of breast cancer in early stage is the best way diagnosis. Then, breast cancer diagnosis with spiculated mass based on medical image processing techniques was proposed in this paper. The proposed method consists of two main steps including pre-processing and post-processing. In the pre-processing step, pectoral muscle detection based on region growing techniques and identification of ROI of human breast based on Hermite polynomial were proposed. In the post-processing step, initial seed point of active contour based on Radon transform and active contour for detecting irregular tissue area based on GGVF were applied. The numerical tests employing images from the digital database for screening mammography show good accuracy of our proposed algorithm for detecting spiculated masses. In addition, the proposed method was also automatic detection of all spiculated tissues.

## สารบัญ

บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตของโครงการวิจัย .....	3
1.4 วิธีการดำเนินงานวิจัยโดยสรุป.....	4
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 การประมวลผลภาพ.....	6
2.2 มะเร็งเต้านม .....	8
2.3 ภาพถ่ายเต้านม (Mammogram) .....	9
2.3.1 ภาพถ่ายเต้านมคืออะไร .....	9
2.4 รูปแบบต่างๆ ของภาพถ่ายเต้านม.....	10
2.5 การดำเนินการสำหรับภาพถ่ายเต้านม.....	10
2.6 การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ (Mammography).....	10
2.7 The Object Attributes Thresholding (OAT).....	12
2.7.1 ขั้นตอนวิธีของ Otsu.....	13
2.8 Hermite polynomial.....	14
2.9 Fuzzy C Means .....	15
2.10 Radon Transform.....	16
2.11 Generalized Gradient Vector Flow for Snakes (GGVF Snake).....	17
2.12 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	18

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย .....	25
3.1 กำจัดบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอก (Pectoral Muscle) ด้วยวิธีการ Region growing .....	26
3.2 กำจัดบริเวณพื้นหลังของภาพด้วยวิธี OAT .....	27
3.3 วิธีลดขนาดรูปภาพเพื่อหาบริเวณที่เราสนใจ (Region of interest : ROI ) ด้วยวิธีการคำนวณหาอัตราส่วนของเต้านม .....	28
3.4 การปรับปรุงคุณภาพของภาพ ROI ด้วยโพลีโนเมียลเซอร์ไมท์.....	29
3.5 การหาจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ (Active contour) ด้วยขั้นตอนวิธี Radon Transform.....	30
3.6 ขั้นตอนการหารูปร่างมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีกด้วยแอ็กทีฟคอนทัวร์ .....	31
บทที่ 4 ผลการทดลอง .....	33
4.1 ขั้นตอนการระบุบริเวณที่สนใจ (Region of Interest : ROI).....	33
4.1.1 การลบหรือกำจัดบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอกออกจากภาพ .....	33
4.1.2 การลบหรือกำจัดบริเวณพื้นหลังออกจากภาพ .....	34
4.1.3 การระบุตำแหน่งบริเวณที่สนใจ (ROI).....	35
4.2 ขั้นตอนการปรับปรุงคุณภาพความแตกต่างของภาพ ROI.....	35
4.3 ขั้นตอนการหารูปร่างมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีก .....	36
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง .....	48
5.1 สรุปผลการทดลอง .....	48
5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง.....	48
5.3 งานวิจัยที่จะทำต่อในอนาคต.....	48

## บทที่ 1 บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันพบว่า มีประชากรจำนวนมากที่เข้ารับการรักษาในสถานพยาบาลอันเนื่องมาจากสาเหตุโรคมะเร็ง โดยสาเหตุของมะเร็งนั้นยังไม่สามารถระบุได้อย่างชัดเจน มะเร็งสามารถเกิดได้ในอวัยวะทุกส่วนของร่างกาย โดยมะเร็งเต้านมก็เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้สุขภาพสตรีมีความกังวลในการเข้ารับการรักษาร่างกายเพื่อตรวจหาโรคร้ายนี้ (โดยเฉพาะสตรีที่มีอายุเกิน 40 ปีขึ้นไป) ซึ่งก็เป็นที่ทราบดีว่าการตรวจพบตั้งแต่ระยะเริ่มแรกทำให้ง่ายต่อการรักษาและสามารถฟื้นฟูร่างกายให้กลับมาเป็นปกติได้โดยเร็ว และผู้ป่วยเกิดความเจ็บปวดน้อยกว่าการรักษาตัวในกรณีที่มะเร็งมีขนาดใหญ่และเกิดการขยายตัวไปในบริเวณกว้าง โดยในกรณีที่ผู้ป่วยพบว่ามีก้อนเนื้อเกิดขึ้นในบริเวณเต้านม ผู้ป่วยจำเป็นต้องเข้าตรวจวินิจฉัยว่าก้อนเนื้อดังกล่าวเป็นก้อนเนื้อมะเร็งหรือไม่เพื่อกำหนดทิศทางการรักษาต่อไป

การตรวจหาความผิดปกติของเต้านม แบ่งเป็นกลุ่มใหญ่ๆ ได้ 3 กลุ่ม คือ

1. การตรวจเต้านมด้วยการคลำ สุขภาพสตรีสามารถคลำเต้านมด้วยตนเอง และหากไม่แน่ใจสามารถให้แพทย์เป็นผู้ตรวจซ้ำเพื่อประเมินความผิดปกติได้ ซึ่งอาจพบก้อนที่เต้านมหรือต่อมน้ำเหลืองใต้รักแร้ หรืออาจพบจุดที่กดเจ็บบริเวณเต้านม

2. การตรวจด้วยเทคโนโลยีแมมโมแกรม ด้วยเครื่องแมมโมแกรม (Mammogram) หรือ อัลตราซาวด์ (ultrasound)

3. การใช้เข็มเจาะก้อนที่เต้านม เพื่อนำเซลล์ของเต้านม หรือ เนื้อเยื่อเต้านม ส่งตรวจทางพยาธิวิทยา

การตรวจเต้านมด้วยวิธีเทคโนโลยีแมมโมแกรม (Mammogram) เป็นวิธีการตรวจคัดกรองมะเร็งเต้านมที่ได้รับการยอมรับว่าดีที่สุด การตรวจพบและทำการรักษาในระยะแรกสามารถลดอัตราการเสียชีวิตจากมะเร็งเต้านมได้ การตรวจเอกซเรย์เต้านมโดยใช้เครื่องมือเฉพาะที่มีความละเอียดสูงสามารถช่วยการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมได้ในระยะเริ่มแรก ตั้งแต่ก่อนยังไม่สามารถตรวจคลำพบได้ ซึ่งสามารถเห็นความผิดปกติได้ทั้งในกรณีพบหินปูน (Micro calcification), การบิดเบือนของโครงสร้างเต้านม (Architectural distortion) และการเกิดมวลของเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก (Spiculated mass) เนื่องจากในปัจจุบันมีปริมาณผู้ป่วยที่เข้ามารับการตรวจรักษาที่สูงขึ้น งานวิจัยนี้สนับสนุนให้การตรวจวินิจฉัยมีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้นทั้งในด้านความ



แน่นอนของผลการวินิจฉัยและความรวดเร็วในการตรวจผู้ป่วย เพื่อให้สอดคล้องกับปริมาณของผู้เข้าตรวจที่เพิ่มสูงขึ้นในปัจจุบัน

สิ่งที่กล่าวมาข้างต้นเป็นเหตุผลสำคัญประการหนึ่งที่ทำให้งานวิจัยในเชิงการพัฒนาโปรแกรมประยุกต์คอมพิวเตอร์สำหรับการประมวลผลภาพเมมโมแกรมเต้านมเพื่อวินิจฉัยโรคมะเร็งถูกคิดค้นและเผยแพร่อย่างต่อเนื่องในรอบหลายปีที่ผ่านมา โดยหลากหลายขั้นตอนวิธีได้ถูกพัฒนาคิดค้นเพื่อประมวลผลบนภาพเมมโมแกรมเต้านมเพื่อค้นหารูปร่างก้อนเนื้อที่จะเป็นสาเหตุของโรคมะเร็งในระยะเริ่มต้น จำเป็นต้องผนวกองค์ความรู้ทั้งในเชิงเทคโนโลยีและเชิงการแพทย์เข้าด้วยกันเพื่อพัฒนางานวิจัยเชิงประยุกต์ งานวิจัยในหัวข้อนี้เป็นที่สนใจสำหรับนักวิจัยทั่วโลกรวมถึงนักวิจัยชาวไทยในสาขาประมวลผลภาพทางการแพทย์ในช่วงระยะเวลา 2-3 ปีที่ผ่านมา โดยงานวิจัยที่พบส่วนใหญ่เป็นการคิดค้นขั้นตอนวิธีหรือพัฒนาซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่ทำงานบนภาพเมมโมแกรมเต้านมสำหรับการค้นหากลุ่มของหินปูนภายในภาพและทำการวินิจฉัยลักษณะรูปร่างของหินปูน เพื่อสรุปว่าลักษณะรูปแบบการกระจายตัวของหินปูนดังกล่าวเข้าข่ายการเป็นมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้นหรือไม่ การประมวลผลภาพเพื่อค้นหามวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีกยังเป็นที่น่าสนใจอยู่ในวงจำกัด ในรอบหลายปีที่ผ่านมาพบว่าการเผยแพร่และพัฒนาออกมาน้อยมาก ถ้าเทียบกับงานวิจัยในกลุ่มการค้นหาหินปูนภายในภาพที่กล่าวข้างต้น ทั้งๆที่มวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก ก็เป็นปัจจัยสำคัญปัจจัยหนึ่งที่บ่งบอกถึงการเป็นมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้นทางกลุ่มวิจัยได้เล็งเห็นถึงความสำคัญในจุดนี้จึงได้นำเสนอขั้นตอนวิธีสำหรับการค้นหามวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีกในภาพเมมโมแกรม

ในปีงบประมาณ 2557 ผู้วิจัยได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยเรื่อง Semi-Automated Detection of Breast Mass Spiculation Using Active Contour เป็นปีแรก โดยผลสำเร็จจากการดำเนินงานวิจัยในปีงบประมาณ 2557 นั้น ผู้วิจัยได้นำเสนอวิธีการกึ่งอัตโนมัติในการตรวจหาเนื้อเยื่อที่มีลักษณะผิดปกติ โดยเริ่มต้นด้วยการกรองสิ่งไม่พึงประสงค์ออกจากภาพถ่ายโดยใช้วิธี Wavelet transform จากนั้นทำการระบุบริเวณที่น่าสนใจ (ROI : Region of Interest) ซึ่งเป็นบริเวณที่คาดว่าจะมีมวลเนื้อเยื่ออยู่จากภาพเมมโมแกรมด้วยเทคนิคการปรับค่า Threshold ที่เรียกว่า Hill climbing ร่วมกับการใช้ขั้นตอนวิธีในการขยายบริเวณ (region growing) แล้วจึงทำการแยกบริเวณที่เป็นมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติออกมาจากภาพเต้านมโดยใช้ hierarchical fuzzy-c-mean และนำผลที่ได้มาทำการตรวจหาบริเวณมวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีกโดยใช้ตัวแบบ Active contour ซึ่งจากการใช้วิธีการและ

ดำเนินการตามขั้นตอนดังกล่าวพบว่าผลการตรวจหาบริเวณเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีกจากภาพถ่ายแมมโมแกรมทำได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ แต่ในการนำเสนอดังกล่าวผู้วิจัยยังพบประเด็นการวิจัยที่สามารถปรับปรุงให้ดีขึ้นได้ เช่น หากมีการปรับความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อเต้านมและมวลเนื้อเยื่อให้เด่นชัดขึ้น จะสามารถลดเวลาในการประมวลผลข้อมูลเบื้องต้นลง และยังทำให้ผลการทดลองมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น

ในปีงบประมาณ 2558 นี้ทีมผู้วิจัยจึงได้นำเสนอขั้นตอนวิธีการประมวลผลภาพในขั้นตอนการวิเคราะห์หาบริเวณภาพที่มีลักษณะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก หรือเป็นเส้นที่มีความหยักของเส้นรอบวงสูงอย่างอัตโนมัติ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจจับมวลเนื้อเยื่อและสามารถสนับสนุนการวินิจฉัยของแพทย์ได้ดียิ่งขึ้น

ในส่วนของคุณสมบัติที่ใช้ในการทดลอง ทีมผู้วิจัยได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธีการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้นกับฐานข้อมูลรูปภาพแมมโมแกรมของมหาวิทยาลัยเซาท์ฟลอริดา (DDSM : Digital Database for Screening Mammography)

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

ศึกษา ค้นคว้า และพัฒนาขั้นตอนวิธีในการระบุตำแหน่งและรูปร่างของมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีกในภาพแมมโมแกรมเต้านมอย่างอัตโนมัติ เพื่อเป็นตัวช่วยในการวินิจฉัยเบื้องต้นเป็นเสมือนการให้ความเห็นระดับรองจากแพทย์ในขั้นตอนการตรวจสอบมวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก เพื่อเป็นการสนับสนุนการตัดสินใจดำเนินงานในขั้นตอนถัดไปของแพทย์

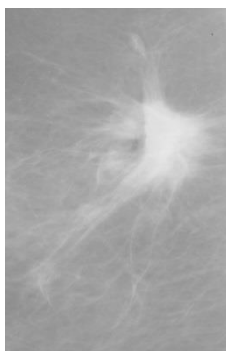
## 1.3 ขอบเขตของโครงการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้มุ่งเน้นที่การพัฒนาขั้นตอนวิธีในการประมวลผลภาพแมมโมแกรมสำหรับการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมในระยะแรก ในกรณีที่มีมวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก งานวิจัยชิ้นนี้ประกอบไปด้วยค้นคว้าและพัฒนาหลากหลายขั้นตอนวิธีการประมวลผลภาพ เช่น การกรองสิ่งไม่พึงประสงค์ออกจากภาพ (กรณีเพิ่มข้อมูลภาพที่มาจาก การสแกนแผ่นฟิล์มเก็บเอาไว้ ซึ่งอาจจะมียอยขีดข่วนบนฟิล์ม เพิ่มข้อมูลภาพที่ได้จากการบันทึกโดยตรงอุปกรณ์แมมโมแกรมเต้านมจะประกอบไปด้วยสิ่งไม่พึงประสงค์ประเภท speckle noise บนภาพ) การปรับปรุงภาพโดยการเพิ่มความ

แตกต่างของแต่ละองค์ประกอบภายในภาพเพื่อให้ง่ายต่อการเชกเมนต์และง่ายต่อการค้นหาบริเวณหรือตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อ โดยภาพเมมโมแกรมเท่านั้นที่ใช้ในงานวิจัยครั้งนี้จะใช้แฟ้มข้อมูลรูปภาพที่ได้จากการบันทึกข้อมูลโดยตรงจากอุปกรณ์เมมโมแกรมและแฟ้มข้อมูลภาพที่มาจากการสแกนฟิล์มเอ็กซเรย์เก็บไว้

#### 1.4 วิธีการดำเนินงานวิจัยโดยสรุป

ในงานวิจัยนี้เห็นได้ว่า ภาพเมมโมแกรมของเต้านมลูกประมวลผลภาพ (Image Preprocessing) เพื่อปรับคุณภาพของภาพด้วยหลายขั้นตอน เช่น การกรองสิ่งไม่พึงประสงค์ออกจากภาพ, การปรับปรุงความเข้มสีขององค์ประกอบภาพโดยเพิ่มความแตกต่างระหว่างส่วนชั้นที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านมกับมวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก, การนิยามบริเวณที่น่าสนใจ (ROI : Region of Interest) โดยอัตโนมัติซึ่งเป็นบริเวณที่คาดว่าจะมีมวลเนื้อเยื่ออยู่ การประมวลผลภาพเพื่อค้นหามวลเนื้อเยื่อและรูปร่างของเนื้อเยื่อจากบริเวณดังกล่าวเป็นการผสมผสานของหลายขั้นตอนวิธีดังนี้ การกำจัดพื้นหลังออกจากภาพด้วยวิธี Object Attributes Thresholding (OAT) และการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยการประยุกต์ใช้สมการโพลีโนเมียลแบบ Hermite การแบ่งส่วนภาพโดยใช้หลักการสร้างภาพสนามเวกเตอร์ด้วยขั้นตอนวิธีกราเดียนท์เวกเตอร์โฟว์ (Generalized Gradient Vector Flow : GGVF) การค้นหาจุดที่มีลักษณะเป็น Repelling point เพื่อกำหนดเป็นจุดเริ่มต้นของการเคลื่อนที่ของ Snake ด้วยวิธี Phase Portrait การรูปร่างของเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก ดังรูปที่ 1-1 จากขั้นตอนวิธี Multiple snake



รูปที่ 1-1 มวลเนื้อเยื่อที่มีรูปร่างแบบรอยฉีก (Spiculated mass)

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ซอฟต์แวร์ประยุกต์เพื่อใช้สำหรับการวินิจฉัยการตรวจหามะเร็งเต้านมในผู้ป่วยระยะแรก ในกรณีมวลเนื้อเยื่อมีรูปร่างแบบรอยฉีก
2. ซอฟต์แวร์ที่ได้สามารถนำไปใช้เป็นต้นแบบในการพัฒนาซอฟต์แวร์วินิจฉัยโรคอื่น ที่มีระบบโครงสร้างการประมวลผลภาพคล้ายคลึงกัน หรือมีรูปแบบการประมวลผลในทิศทางเดียวกัน

## บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 การประมวลผลภาพ

**นิยาม** การประมวลผลข้อมูลภาพ หรือ การประมวลผลภาพ (Image Processing) หมายถึง การจัดการและการวิเคราะห์สารสนเทศของภาพโดยใช้คอมพิวเตอร์ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อ

- ปรับปรุงหรือเพิ่มสารสนเทศของรูปเพื่อการแปลความหมายของมนุษย์ที่ดีขึ้น
- ทำให้รูปนั้นๆ เปลี่ยนแปลงในทางที่ดีขึ้นเพื่อให้เหมาะสมกับการประมวลผล หรือ การรับรู้ด้วยเครื่องจักรอย่างอัตโนมัติ (Autonomous machine perception)

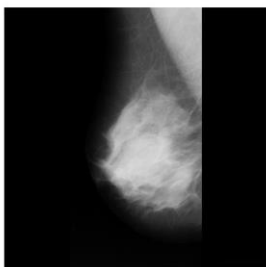
ตัวอย่างขั้นตอนวิธีของการจัดการและการวิเคราะห์สารสนเทศของภาพ เช่น การแปลงภาพ (Image Transformation) การนิยามภาพ (Image Description) การกรองภาพ (Image Filters) การคืนคืนภาพ (Image Restoration) การปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image Enhancement) การแบ่งภาพและการหาขอบวัตถุในภาพ (Image Segmentation and Edge Detection) และ การบีบอัดข้อมูลภาพ (Image Compression) เป็นต้น

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้น การประมวลผลภาพเชิงตัวเลข หรือเรียกสั้นๆ ว่า การประมวลผลภาพ (Digital Image Processing or Image Processing) คือ การประมวลผลของคอมพิวเตอร์เพื่อเปลี่ยนแปลงธรรมชาติของภาพเชิงตัวเลข (Digital Image) ดังนั้น การประมวลผลภาพถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อตอบปัญหาหลักๆ เช่น

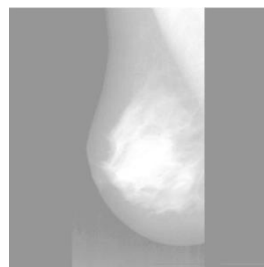
- การทำดิจิทัล และการเข้ารหัสข้อมูลภาพเพื่อการส่ง การพิมพ์ และการจัดเก็บอย่างมีประสิทธิภาพ ปัญหานี้ เนื่องจากรูปต้นฉบับ (Original picture) นั้นเป็นข้อมูลเชิงอนาล็อก (Analog picture) ซึ่งเป็นข้อมูลที่มีความต่อเนื่อง ยังไม่สามารถประมวลผลได้ด้วยคอมพิวเตอร์ จึงจำเป็นต้องใช้การทำดิจิทัลเพื่อทำการสุ่มข้อมูล และ แปลงข้อมูลดังกล่าวนั้นให้เป็นข้อมูลเชิงตัวเลข (Discrete or Digital image) เพื่อการประมวลผลสำหรับเครื่องคอมพิวเตอร์ต่อไป

- การปรับปรุงคุณภาพของภาพ เช่น การเพิ่มความคมชัดให้กับขอบของวัตถุในภาพทำให้ภาพดูสว่างมากขึ้น ดังตัวอย่างในรูปที่ 2-1 โดยภาพทางซ้ายมือ คือ ภาพต้นฉบับ และ เมื่อผ่านขั้นตอนการปรับปรุงภาพโดยการเพิ่มความสว่าง ทำให้ภาพมีความคมชัดมากขึ้น
- การกำจัดสัญญาณรบกวน เมื่อนำภาพดังกล่าวไปผ่านกระบวนการการกำจัดสัญญาณรบกวน ทำให้ได้ภาพที่มีความสมบูรณ์เกือบเหมือนจริงดังภาพขวามือ เป็นต้น ซึ่งภาพที่คืนมาได้ นั้น จะทำให้การแปลความต่อสารสนเทศที่อยู่บนข้อมูลภาพในปัญหาต่างๆ ทำได้ง่ายขึ้น

การแบ่งภาพ และการนิยามภาพ ถือเป็นขั้นตอนสำคัญสำหรับระบบการเรียนรู้ และ มองเห็นด้วยเครื่องจักร (Machine Learning and Vision) เพราะขั้นตอนวิธีนี้จะช่วยให้คอมพิวเตอร์หรือเครื่องจักรสามารถประมวลผลกับส่วนต่างๆ ที่แบ่งออกมาได้ง่ายขึ้น



(ก) ภาพต้นฉบับ



(ข) ภาพหลังการปรับความสว่าง

รูปที่ 2-1 ตัวอย่างการประมวลผลภาพเบื้องต้น

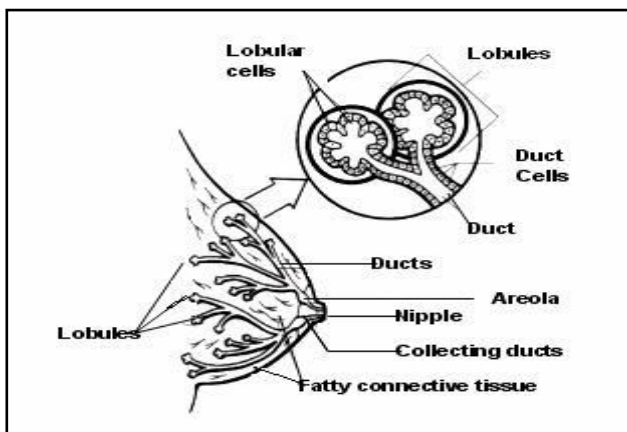
จากรูปที่ 2-1 พบว่าเมื่อทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพใหม่ดังรูป (ข) ทำให้เราสามารถเห็นโครงสร้างของภาพได้ชัดเจนมากขึ้น อันจะนำไปสู่การวินิจฉัยของแพทย์ที่ง่ายขึ้น ส่วนด้านการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์จะทำให้โปรแกรมเมอร์สามารถเขียนโปรแกรมวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบต่าง ๆ ของภาพได้ง่ายขึ้นนำไปสู่ผลการวิเคราะห์ของโปรแกรมที่ดียิ่งขึ้น

## 2.2 มะเร็งเต้านม

มะเร็งเต้านมเป็นโรคที่เป็นปัญหาด้านสาธารณสุขของผู้หญิงทั่วโลก ในแต่ละปีจะมีผู้ป่วยเพิ่มขึ้นจำนวนมาก วงการแพทย์ยังไม่ทราบว่ามะเร็งเต้านมเกิดจากสาเหตุใด แต่มีข้อมูลที่น่าสนใจว่ามะเร็งเต้านมพบในผู้หญิงสูงอายุมากกว่าผู้หญิงสาว ในบางรายอาจเกิดจากพันธุกรรมก็ได้

โดยทั่วไปแล้วผู้หญิงที่จะมาพบแพทย์เพื่อวินิจฉัยเกี่ยวกับมะเร็งเต้านมนั้น มักจะมีการปรากฏแล้ว ทำให้ยากต่อการรักษา บางรายอาจมีอาการรุนแรงจนเสียชีวิตได้ วิธีการที่ดีที่สุดก็คือ ต้องเร่งให้ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการตรวจสอบมะเร็งเต้านมด้วยตนเอง เพื่อหาความผิดปกติในเบื้องต้นก่อนที่จะอาการของโรคจะลุกลาม โดยผู้หญิงที่ควรจะเริ่มตรวจมะเร็งเต้านมคือผู้หญิงที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไป รวมทั้งผู้หญิงที่อยู่ในสภาพที่มีปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดมะเร็งเต้านม ได้แก่ ผู้ที่มีประจำเดือนก่อนอายุ 12 ปี หรือ อายุ 45 ปีแล้วยังไม่หมดประจำเดือน ผู้ที่มีลูกคนแรกเมื่ออายุเกิน 35 ปี หรือคนอ้วนที่มีอายุตั้งแต่ 40 ปี ขึ้นไป ฯลฯ ซึ่งการตรวจดังกล่าวก็เพื่อจะได้ทราบถึงการเปลี่ยนแปลงของเต้านมตนเอง เนื่องจากมะเร็งเต้านมเป็นโรคร้ายที่เป็นปัญหากับสตรีทั่วโลกและผู้หญิงไทย ดังนั้นหากผู้หญิงได้มีการตรวจวิเคราะห์พบความผิดปกติที่เกิดขึ้นในระยะแรกๆ ก็จะสามารถรักษาได้ง่าย และช่วยให้มีโอกาสรอดจากการเสียชีวิตได้ด้วย

มะเร็งท่อน้ำนม ในรูปแบบโดยทั่วไปของโรค มักจะเริ่มต้นในเซลล์ที่ท่อน้ำนม (มะเร็งท่อน้ำนม) หรือ พูผลิตน้ำนม (มะเร็งต่อมน้ำนม) เนื่องจากจะยังคงอยู่ในท่อน้ำนม เป็นมะเร็งในช่วงเริ่มต้นของการเจริญเติบโต เซลล์มะเร็งจะเติบโตมากกว่า 2 มม. จนในที่สุดจะแพร่กระจายเข้าไปในหลอดเลือด ซึ่งจะนำไปสู่ต่อมน้ำเหลืองใต้วงแขน เซลล์มะเร็งเต้านมจะยังคงเติบโตที่ใหม่และมักจะเกิดการบวมของต่อมน้ำเหลืองในพื้นที่ใต้วงแขน เมื่อเซลล์มะเร็งเต้านมได้กลายพันธุ์ในต่อมน้ำเหลือง พวกมันก็มีแนวโน้มที่จะแพร่กระจายไปยังอวัยวะอื่นๆ ของร่างกาย รวมทั้งนำไปสู่โรคต่างๆ ภายในระบบของร่างกาย ดังนั้นการตรวจหาโรคดังกล่าวพบตั้งแต่แรก ก็จะสามารถหลีกเลี่ยงการผ่าตัดและมีส่วนทำให้ผู้ป่วยมีชีวิตอยู่ได้นานมากขึ้น



รูปที่ 2-2 เต้านมผู้หญิง

### 2.3 ภาพถ่ายเต้านม (Mammogram)

ภาพถ่ายเต้านมคือการฉายรังสีเอ็กซเรย์ไปยังเต้านมที่ถูกออกแบบมาเพื่อตรวจหามะเร็งเต้านม พร้อมกับการทดสอบเต้านมทางการแพทย์ (ทำการทดสอบโดยแพทย์) เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดใน การตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้น ภาพถ่ายเต้านมมีทั้งประโยชน์และข้อจำกัด ตัวอย่างเช่นโรคมะเร็งบางส่วนไม่อาจตรวจพบได้ด้วยภาพถ่ายเต้านม แต่จะตรวจพบโดยการทดสอบเต้านม การตรวจสอบก้อนเนื้อหรือสังเกตการเปลี่ยนแปลงอื่นๆของตนเอง จะเรียกว่าการตรวจสอบเต้านมด้วยตนเอง จากการศึกษาจนถึงขณะนี้ยังไม่แสดงให้เห็นว่าการตรวจสอบเต้านมด้วยตนเองคนเดียวช่วยลดตัวเลขของการเสียชีวิตจากมะเร็งเต้านม

#### 2.3.1 ภาพถ่ายเต้านมคืออะไร

ภาพถ่ายเต้านม คือ การทดสอบความปลอดภัยที่ใช้ในการมองหาปัญหาเกี่ยวกับเต้านมของผู้หญิง การทดสอบจะใช้เครื่องรังสีเอ็กซเรย์ขนาดต่ำในการถ่ายภาพของเต้านมทั้งคู่ ผลลัพธ์จะถูกบันทึกลงบนแผ่นฟิล์มรังสีเอ็กซเรย์หรือโดยตรงบนคอมพิวเตอร์สำหรับรังสีแพทย์เพื่อตรวจสอบ

ภาพถ่ายเต้านมช่วยให้แพทย์ได้เห็นก้อนเนื้อบนเต้านมและการเปลี่ยนแปลงในเนื้อเยื่อเต้านมอย่างใกล้ชิด ๆ โดยจะสามารถแสดงก้อนเนื้อขนาดเล็กหรือการเจริญเติบโตที่แพทย์หรือผู้หญิงไม่อาจจะรู้สึกได้ การตรวจสอบเต้านมทางการแพทย์ที่เรียกว่า "การตรวจสอบเต้านมด้วยรังสีเอ็กซเรย์" เป็นเครื่องมือคัดกรองที่ดีที่สุดที่แพทย์ใช้สำหรับการค้นหา มะเร็งเต้านม



ถ้าก้อนเนื้อดังกล่าวถูกพบ แพทย์อาจสั่งให้มีการตรวจสอบอื่นๆ เช่นการทำ อัลตราซาวด์หรือการตรวจชิ้นเนื้อ การทดสอบเนื้อเยื่อขนาดเล็กที่นำมาจากก้อนเนื้อ และพื้นที่รอบก้อนเนื้อ ซึ่งเนื้อเยื่อจะถูกส่งไปยังห้องปฏิบัติการเพื่อหาโรคมะเร็งหรือ การเปลี่ยนแปลงที่อาจหมายถึงมะเร็งที่มีโอกาสที่จะพัฒนาหรือเจริญเติบโตไปในทางที่ ดี (ที่ไม่ใช่มะเร็ง) หรือเป็นโรคร้าย (มะเร็ง) การหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้น หมายความว่าผู้หญิงจะมีโอกาสรอดชีวิตมากกว่า อีกทั้งยังมีทางเลือกในการรักษา มากกว่าเมื่อมะเร็งเต้านมถูกพบโดยเร็ว

## 2.4 รูปแบบต่างๆ ของภาพถ่ายเต้านม

1. การคัดกรองภาพถ่ายเต้านม จะถูกดำเนินการสำหรับผู้หญิงที่ไม่มีอาการ ของโรคมะเร็งเต้านม เมื่อถึงอายุ 40 ปี ควรมีการตรวจเต้านมทุกๆ 1-2 ปี

2. การวินิจฉัยภาพถ่ายเต้านม จะถูกดำเนินการเมื่อผู้หญิงมีอาการของ โรคมะเร็งเต้านมหรือก้อนเนื้อเต้านม ภาพถ่ายเต้านมนี้ใช้เวลานานกว่าการคัดกรอง ภาพถ่ายเต้านมเพราะรูปภาพของเต้านมจะถูกนำมาหลายภาพ

3. ภาพถ่ายเต้านมดิจิตอล นำภาพอิเล็กทรอนิกส์ของเต้านมและเก็บไว้ใน คอมพิวเตอร์โดยตรง การวิจัยในปัจจุบันไม่ได้แสดงให้เห็นว่าภาพดิจิตอลดีกว่าในการ หาโรคมะเร็งจากภาพฟิล์มรังสีเอ็กซ์

## 2.5 การดำเนินการสำหรับภาพถ่ายเต้านม

ดำเนินการโดยยืนอยู่หน้าเครื่องฉายรังสีเอ็กซ์พิเศษ ผู้ที่จะทำการฉายรังสี เอ็กซ์เรียกว่าผู้ชำนาญวิชาเทคโนโลยีทางรังสี และวางเต้านม (หนึ่งครั้ง) ระหว่างแผ่น พลาสติก แผ่นกดเต้านมเพื่อทำให้เต้านมแบนแบน ซึ่งจะรู้สึกถึงแรงดันบนเต้านม 1-2 วินาที ซึ่งอาจเป็นสาเหตุที่ทำให้ผู้เข้ารับการตรวจรู้สึกไม่สบายอยู่บ้าง อาจรู้สึกถูกบีบ หรือลำบาก แต่การวางเต้านมที่ดีจะทำให้ได้ภาพที่ดี การคัดกรองภาพถ่ายตรวจเต้านม จะใช้เวลาประมาณ 15 นาทีตั้งแต่ต้นจนจบ

## 2.6 การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ (Mammography)

การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ คือการใช้ช่วงกว้างของคลื่นรังสีเอ็กซ์ (X – rays) ในปริมาณที่ต่ำ (โดยปกติจะอยู่ที่ประมาณ 0.7 mSv) เพื่อตรวจสอบเต้านมของ มนุษย์และใช้เป็นเครื่องมือในการวินิจฉัยและคัดกรอง เป้าหมายของการตรวจเต้านม ด้วยรังสีเอ็กซ์คือการตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้น ซึ่งจะสามารถผลที่ได้ไป

ตรวจสอบลักษณะของเนื้อและ/หรือการเกาะกลุ่มกันของท่อน้ำนมได้ต่อไป การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์เชื่อว่าจะสามารถลดอัตราการเสียชีวิตจากโรคมะเร็งเต้านมได้ แม้ว่า จะไม่มีเทคนิคการถ่ายภาพชนิดใดที่แสดงถึงการลดความเสี่ยงการเสียชีวิตได้ แต่การ ตรวจสอบเต้านมด้วยตนเอง (BSE) และการตรวจสอบทางการแพทย์ถือว่าเป็นส่วน สำคัญในการดูแลเต้านมตามปกติ

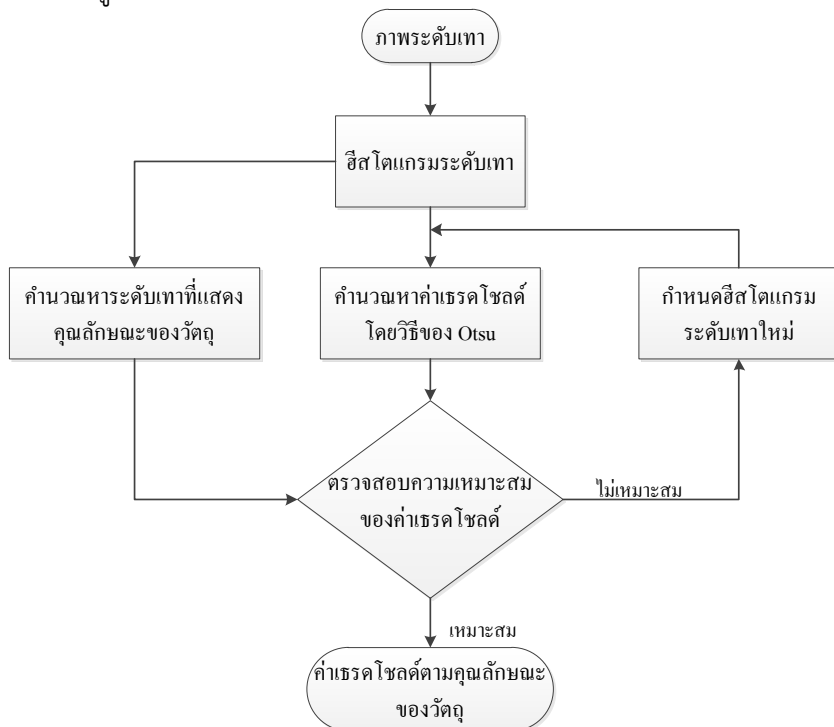
ในหลายประเทศ การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์เป็นประจำของผู้หญิงสูงอายุ เป็นวิธีการตรวจเพื่อวินิจฉัยมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้น United States Preventive Services Task Force แนะนำการตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ โดยมีหรือปราศจากการ ตรวจเต้านมทางการแพทย์ ทุกๆ 2 ปีสำหรับผู้หญิงอายุ 50-74 ปี พร้อมทั้งการทดลอง ทางทางการแพทย์ได้พบการลดความสัมพันธ์ในการเสียชีวิตของมะเร็งเต้านมถึง 20% แม้ จะพบว่าวิธีการตรวจเต้านมนั้นไม่มีผลต่อการลดอัตราการเสียชีวิตแต่อย่างใด โดย ภาพถ่ายเต้านมจึงเป็นหัวข้อที่มีการอภิปรายและพูดถึงกันมาอย่างต่อเนื่องตั้งแต่ปี 2000 ซึ่งการใช้รังสีเอ็กซ์เพื่อถ่ายภาพเต้านมจะใช้ปริมาณของรังสีเป็นละอองเพื่อสร้าง ภาพ รังสีเทคนิคจะทำการวิเคราะห์ภาพเพื่อตรวจสอบว่ามีสิ่งผิดปกติใดๆเกิดขึ้น หรือไม่ ซึ่งในการถ่ายภาพรังสีของเต้านมนั้นจะใช้ความยาวคลื่นรังสีเอ็กซ์ที่ยาวกว่ารังสี ที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพรังสีของกระดูก

ขณะนี้ การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์พร้อมกับการตรวจสอบเต้านมทาง กายภาพเป็นรูปแบบในการเลือกสำหรับการคัดกรองมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มต้น อัลตราซาวด์ (Ultrasound) ดักโทกราฟี (ductography) การตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ โดยการปล่อยโพซิตรอน (PEM) และภาพสะท้อนแม่เหล็ก (magnetic resonance imaging : MRI) เป็นเครื่องประกอบในการตรวจเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ อัลตราซาวด์ มักจะใช้สำหรับการประเมินของเนื้อที่พบในการตรวจเต้านมหรือเนื้อที่สามารถเห็นได้ ชัดเจนแต่อาจจะมองไม่เห็นในภาพถ่ายเต้านม ดักโทแกรม (Ductograms) ยังคงใช้ใน บางสถาบันสำหรับการประเมินผลของเลือดที่ออกจากท่อน้ำนมในกรณีถ่ายภาพจากเต้านมไม่ได้ ส่วนการวินิจฉัยด้วย MRI จะมีประโยชน์สำหรับการประเมินผลของปัญหา ตลอดจนการตรวจประเมินก่อนผ่าตัดในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมที่พบว่าเป็นมะเร็งเต้านม เพื่อประเมินขนาดและตำแหน่งของบาดแผล เพื่อใช้ในการเลือกวิธีการผ่าตัดที่เหมาะสม สำหรับการรักษาเมื่อเกิดมะเร็งเต้านม ได้แก่การผ่าตัดโดยการนำเนื้ออก ออกโดยปราศจากการนำเนื้อเยื่อข้างเคียงออก (lumpectomy) ไปจนถึงการตัดเต้านมออก (mastectomy) และยังมีวิธีการใหม่ๆ ที่ยังไม่ได้รับการอนุมัติให้ใช้ใน

สาธาณชนทั่วไป รวมไปถึงเครื่องตรวจมะเร็งเต้านมที่เรียกว่า tomosynthesis ซึ่งอาจเข้ามามีบทบาทมากยิ่งขึ้นในอนาคตต่อไป

## 2.7 The Object Attributes Thresholding (OAT)

วิธี OAT เป็นวิธีการสร้างภาพไบนารีที่อยู่บนพื้นฐานการวนซ้ำของขั้นตอนวิธีของ Otsu ที่ประมวลผลกับฮิสโตแกรมระดับเทาของภาพเพื่อให้ได้ระดับโชนด์ที่เหมาะสม ดังรูป 2-3



รูปที่ 2-3 ขั้นตอนการประมวลผลของการทำเรดโชนด์ตามคุณลักษณะของวัตถุ (OAT)

### ขั้นตอนการประมวลผล

1. กำหนดเงื่อนไข โดยใช้คุณลักษณะของวัตถุมาเป็นเกณฑ์ในการกำหนด ซึ่งค่าเรดโชนด์ที่ได้จากการปรับในแต่ละครั้งต้องอยู่ภายใต้เงื่อนไขที่กำหนด
2. กำหนดให้  $j=1$
3. กำหนดฮิสโตแกรมระดับเทาของภาพ ( $G_j$ )

4. นำขั้นตอนวิธีของ Otsu มาคำนวณค่าแธรโดโซลด์  $t_j$  จาก  $G_j$
5. กำหนดฮีสโตแกรมระดับเทาใหม่โดยให้  $G_{j+1}$  เท่ากับ ส่วนของ  $G_j$  ที่อยู่ระหว่าง “black” กับ  $t_j$
6. เพิ่มค่า  $j$  แล้วทำซ้ำข้อ 4. และ 5. จนกระทั่งค่าแธรโดโซลด์ที่ได้จากการปรับไม่อยู่ในเงื่อนไขที่กำหนด ดังนั้นค่าแธรโดโซลด์ที่ได้จากวิธี OAT คือ ค่าแธรโดโซลด์ค่าสุดท้ายที่ได้จากการปรับและอยู่ในเงื่อนไขที่กำหนด

### 2.7.1 ขั้นตอนวิธีของ Otsu

ขั้นตอนวิธีของ Otsu เป็นขั้นตอนวิธีที่ใช้ในการหาค่าแธรโดโซลด์ของภาพ โดยคำนวณหาจากฮีสโตแกรมระดับเทา ซึ่งค่าแธรโดโซลด์ที่ได้จะเป็นแบ่งระดับเทาของภาพออกเป็น 2 คลาสอย่างเหมาะสม สามารถทำได้ดังหลักการต่อไปนี้

ขั้นแรกจะทำการอนุมานว่าได้ทำการแบ่งจุดภาพออกเป็น 2 กลุ่ม (Class) คือ  $C_0$  และ  $C_1$  โดยค่าแธรโดโซลด์ค่าหนึ่งที่ระดับเทา  $k$  ซึ่ง  $C_0$  แสดงถึงพิกเซลที่อยู่ในระดับเทา  $[1,2,\dots,k]$  และ  $C_1$  แสดงถึงจุดภาพที่อยู่ในระดับเทา  $[k+1,\dots,L]$  และให้  $\sigma_w^2$  (with-in class variance) คือ ความแปรปรวนที่เกิดขึ้นภายในคลาส,  $\sigma_B^2$  (between-class variance) คือ ความแปรปรวนที่เกิดขึ้นระหว่างคลาส,  $\sigma_T^2$  (Total variance of levels) คือ ความแปรปรวนของระดับเทาทั้งหมด การหาค่าแธรโดโซลด์ที่เหมาะสมทำได้โดย

$$\eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \quad (1)$$

ซึ่งค่าแธรโดโซลด์ที่เหมาะสมจะขึ้นอยู่กับค่า  $n$  หรือ  $\sigma_B^2$  ที่มากที่สุด จากสมการต่อไปนี้

$$\eta(k) = \frac{\sigma_B^2(k)}{\sigma_T^2} \quad (2)$$

$$\sigma_B^2(k) = \frac{(\mu_r w(k) - \mu(k))^2}{w(k)(1-w(k))} \quad (3)$$

ดังนั้นค่าแธรโดโซลด์ที่เหมาะสม คือ ค่าระดับเทา ( $k^*$ ) ที่

$$\sigma_B^2(k^*) = \text{MAX}(\sigma_B^2(k)); \quad 1 \leq k \leq L \quad (4)$$

โดย

$$w_0 = \sum_{i=1}^k p_i = w(k), w_1 = 1 - w(k) \quad (5)$$

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^k \frac{ip_i}{w_0}, \mu_1 = \sum_{i=k+1}^L \frac{ip_i}{w_1}, \mu_r = \sum_{i=1}^L ip_i \quad (6)$$

$$\sigma_0^2 = \frac{\sum_{i=1}^k (1 - \mu_0)^2 p_i}{w_0} \quad (7)$$

$$\sigma_1^2 = \frac{\sum_{i=k+1}^L (1 - \mu_1)^2 p_i}{w_1} \quad (8)$$

$$\sigma_B^2 = w_0 w_1 (\mu_0 - \mu_1)^2 \quad (9)$$

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_r)^2 p_i \quad (10)$$

$$\sigma_W^2 = w_0 \sigma_0^2 + w_1 \sigma_1^2 \quad (11)$$

## 2.8 Hermite polynomial

The Piecewise Cubic Hermite Spline Interpolant (PCHIP) จะได้  $S$  สำหรับเซตของจุดที่เป็นค่าแรก  $x_0 < x_1 < \dots < x_n$

(i)  $S \in C^1[x_0, x_n]$ ,

(ii)  $S(x_i) = f(x_i)$  และ  $S'_n = f'(x_i)$  สำหรับ  $i = 0, 1, \dots, n$

(iii) ในแต่ละช่วง  $[x_{i-1}, x_i]$ ,  $S$  เป็นสมการพหุนามแบบลูกบาศก์

(เราจะลดความซับซ้อนของการวิเคราะห์ด้วยการเว้นระยะห่างระหว่างจุดให้เท่ากัน คือ  $x_i - x_{i-1} = h$ )

เราสามารถสร้างสมการสลายได้ดังต่อไปนี้ ในแต่ละช่วง  $[x_{i-1}, x_i]$  ให้

$$S(x) = c_0 + c_1(x - x_{i-1}) + c_2(x - x_{i-1})^2 + c_3(x - x_{i-1})^3 \quad (12)$$

จะได้ว่า

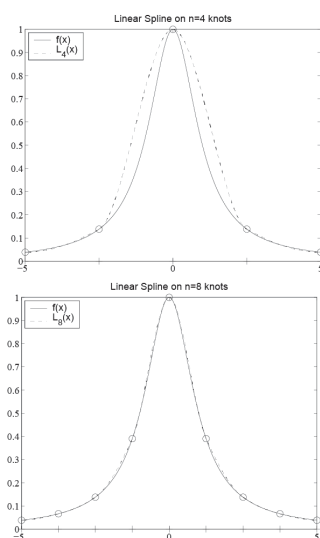
$$c_0 = f_{i-1} \quad (13)$$

$$c_1 = f'_{i-1} \quad (14)$$

$$c_2 = \frac{3}{h^2}(f_i - f_{i-1}) - \frac{1}{h}(f'_i + 2f'_{i-1}) \quad (15)$$

$$c_3 = \frac{1}{h^2}(f'_i + f'_{i-1}) - \frac{2}{h^3}(f_i - f_{i-1}) \quad (16)$$

ในรูปข้างล่างแสดง PCHIP บางส่วนที่  $f(x) = 1/(1+x^2)$  บนช่วงระหว่าง  $[-5, 5]$



รูปที่ 2-4 PCHIP สำหรับ  $1/(1+x)^2$  บน  $[-5, 5]$

## 2.9 Fuzzy C Means

Fuzzy c-means (FCM) clustering เป็นเทคนิคเพื่อใช้ในการ segment รูปภาพ FCM clustering เป็นขั้นตอนวิธีการจัดกลุ่มที่ทับซ้อนกัน แต่ละจุดอาจเป็นสมาชิกได้ 2 กลุ่มหรือมากกว่าด้วยค่าความเป็นสมาชิกแตกต่างกัน คุณสมบัติที่มีความคล้ายคลึงกันสูงภายในภาพจะถูกจัดกลุ่มรวมอยู่ในกลุ่มเดียวกัน ค่าความคล้ายคลึงจะแสดงอยู่ในรูปของระยะห่างของเวกเตอร์คุณลักษณะไปยังศูนย์กลางของกลุ่ม ซึ่งการวัดระยะห่างนี้จะใช้การวัดระยะทางยุคลิดและข้อมูลที่ได้จะถูกนำไปคำนวณหาค่าสมาชิกที่เหมาะสม

ศูนย์กลางของกลุ่มจะเปลี่ยนไปกระทั่งค่าความแตกต่างระหว่าง the objective function at successive iterations น้อยกว่าเกณฑ์ที่กำหนดไว้ก่อนหน้า ซึ่ง the objective function มาจาก

$$J = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^C u_{ij}^2 \|x_i - c_j\|^2 \quad (17)$$

$$u_{ij} = \left[ \sum_{k=1}^c \left( \frac{\|x_i - c_j\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^2 \right]^{-1} \quad (18)$$

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^M u_{ij}^2 x_i}{\sum_{i=1}^M u_{ij}^2} \quad (19)$$

โดย  $M$  คือจำนวนของคุณลักษณะ,  $C$  คือจำนวนกลุ่ม,  $u_{ij}$  คือดีกรีของสมาชิก  $x_i$  ภายในคลัสเตอร์  $j$ ,  $x_i$  เป็นข้อมูลที่มีขนาด  $i$  มิติ,  $c_j$  คือ ศูนย์กลางของกลุ่มและ  $\|*\|$  คือ บรรทัดฐานการแสดงความคล้ายคลึงกันใด ๆ ระหว่างคุณลักษณะใด ๆ กับ ศูนย์กลาง

การแบ่งชั้นของ Fuzzy ดำเนินการผ่านการเพิ่มประสิทธิภาพของ objective function ด้วยการปรับ  $u_{ij}$  และ  $c_j$  โดยการวนซ้ำจะหยุดเมื่อ

$$\max_{ij} \left\{ |u_{ij}^{(k+1)} - u_{ij}^{(k)}| \right\} < \varepsilon \quad (20)$$

เมื่อกำหนดให้  $\varepsilon$  มีค่าเท่ากับ 0.00001 และ  $k$  คือจำนวนรอบ

## 2.10 Radon Transform

การแปลงเป็น Radon โดเมนมักจะใช้เพื่อตรวจหาคุณสมบัติคล้ายเส้นภายในภาพ โดยสมการของ Radon จะเปลี่ยนจากเส้นภายในภาพให้อยู่ในรูปของจุดใน Radon โดเมน ซึ่งกำหนดได้ดังนี้

$$g(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(\rho - x \cos(\theta) - y \sin(\theta)) dx dy \quad (21)$$

โดยที่  $\rho$  และ  $\theta$  คือ พารามิเตอร์ของ Radon โดเมนและ  $\delta$  คือ สมการ Dirac Delta

### 2.11 Generalized Gradient Vector Flow for Snakes (GGVF Snake)

Generalized Gradient Vector Flow for Snakes เป็นตัวแบบของพาราเมตริกซ์แบบแอคทีฟคอนทัวร์หรือ snake ซึ่งถูกสร้างมาจาก  $X(s) = (x(s), y(s))$  คือ การติดตามรูปร่างของวัตถุตามกระบวนการวิวัฒนาการคดงอ การเปลี่ยนรูปอยู่บนพื้นฐานของ Spline ได้รับอิทธิพลมาจากแรงจากภายในและรูปภาพ (ภายนอก) ที่ดึงให้ snake เข้าหาขอบเขตของวัตถุที่ต้องการซึ่งทำให้ snake ใช้พลังงานน้อย ดังนั้นสมการพลังงานของ snake คือผลรวมของพลังงานทั้งภายในและภายนอก ดังนี้

$$E = \frac{1}{2} \sum_0^1 (E_{Internal}(X) + E_{image}(X)) ds \quad (22)$$

$$E_{Internal}(X) = \alpha \left| \frac{dX}{ds} \right|^2 + \beta \left| \frac{d^2 X}{ds} \right|^2 \quad (23)$$

เมื่อ  $\alpha$  และ  $\beta$  คือ พารามิเตอร์ของความเค้นและความเข้ม นิยามความหมายของ  $E_{image}$  คือ ขนาดการไล่ระดับสีของภาพ convolved ด้วยส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของ Gaussian filter โดยที่ พลังงานที่น้อยที่สุดของ snake คิดได้จากสมการของ Euler

$$\alpha X''(s) - \beta X'''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (24)$$

$\nabla E_{image}$  คือ แรงภายนอกที่กำหนดมาจากการไหลเวียนของเวกเตอร์ในการไล่ระดับสีแบบมาตรฐานและถูกนำเสนอครั้งแรกโดย Xu และ Prince ด้วยค่าสัมประสิทธิ์ที่แตกต่างกันเพื่อความราบเรียบในการลดผลกระทบ แล้วสมการเชิงเส้นรูปไข่ของการแพร่กระจายเวกเตอร์จะได้มาจาก



$$v_t - g(|\nabla f|)\nabla^2 v - h(|\nabla f|)(\nabla f - v) = 0 \quad (25)$$

เมื่อ  $g(|\nabla f|) = e^{-(\nabla f/k)}$ ,  $h(|\nabla f|) = 1 - g(|\nabla f|)$  และ  $k$  คือ พารามิเตอร์ การปรับแต่งค่า การถ่วงสมการ  $g(\cdot)$  และ  $h(\cdot)$  จะขึ้นอยู่กับค่าการไล่ระดับสีของภาพ ขอบโดยที่  $g(\cdot)$  จะมีค่านี้น้อยกว่า  $h(\cdot)$

## 2.12 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

Naga และคณะ (2001) ได้นำเสนอเรื่อง “Detection of Breast Masses in Mammograms by Density slicing and Texture Flow-Field Analysis” ขึ้นตอน วิธีสำหรับการตรวจหาก้อนเนื้อในเต้านมจากภาพแมมโมแกรม กระบวนการที่เสนอจะ มุ่งเน้นตามระบบการประมวลผลภาพแบบการแบ่งส่วน เพื่อที่จะทำการตรวจหา เนื้อเยื่อพื้นฐานของเต้านมและการจำกัดพื้นที่เฉพาะของก้อนเนื้อที่มีความผิดปกติ อีกทั้งยังทำการจัดประเภทของก้อนเนื้อจากการพิจารณาลักษณะขอบก้อนเนื้อแต่ละ ประเภท ที่มีความปกติหรือความผิดปกติ กระบวนการดังกล่าวเริ่มต้นจากการรวม วิธีการกรองแบบ Gaussian และการดำเนินการ Sup-sampling จากนั้นทำการ คำนวณการไหลของมุมที่มีคุณสมบัติที่ต่างกันที่อยู่ในภาพแมมโมแกรมและทำการ วิเคราะห์การไหลของก้อนเนื้อที่แบ่งเป็นส่วน ผลการจากใช้ขั้นตอนวิธีนี้ทำการตรวจหา ก้อนเนื้อประเภทต่างๆ พบว่าสามารถตรวจพบก้อนเนื้อออกที่อันตรายได้ 13 ภาพ จาก จำนวนภาพแมมโมแกรมในฐานข้อมูลทั้งหมด 56 ภาพ แต่ผลการตรวจหาก้อนเนื้อออก ที่ไม่มีอันตรายกลับมีความแม่นยำถึง 63 เปอร์เซ็นต์ โดยตรวจพบจำนวน 16 ภาพจาก จำนวนภาพแมมโมแกรมในฐานข้อมูลทั้งหมด 30 ภาพ โดยสรุปแล้วผลการตรวจหา มี ความถูกต้องจากการสังเกตการณ์ถึง 74 เปอร์เซ็นต์ในจำนวนทั้งหมด 43 กรณี

Mehul และ Alan (2003) ได้นำเสนอการตรวจหาแผลจากการฉีกขาดจากการตรวจเต้านมด้วยการเอ็กซเรย์ดิจิตอลในงานวิจัย “Detection of Spiculated Lesions in Mammograms” โดยขั้นตอนวิธีนี้ประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอน คือ การปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยขั้นตอนการกรองภาพ จะใช้การประมวลผลในระบบเชิงเส้นแบบ Radial Spiculate Filters ขั้นตอนวิธีนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำการปรับปรุงคุณภาพของลักษณะเชิงเส้น (linear features) ของแผลที่ฉีกขาด ซึ่งภาพจะถูกคำนวณโดยใช้วิธี Radon Transform ตามการกรองภาพและแบ่งภาพที่อยู่ใน Radon Domain และการคำนวณผกผัน Radon Transform ที่ได้รับการปรับปรุงคุณภาพของภาพ ผลของการตรวจหาจากการใช้ขั้นตอนวิธีนี้ จะใช้ภาพเมมโมแกรมที่อยู่ในฐานข้อมูล DDSM ในการทดสอบ ซึ่งผลลัพธ์นั้นจะเปรียบเทียบกับการวินิจฉัยของแพทย์รังสีวิทยา โดยนำภาพเมมโมแกรมตั้งต้นเข้ากระบวนการตามขั้นตอนวิธีที่นำเสนอตามลำดับเพื่อให้ได้ขอบเขตบริเวณที่สนใจ ซึ่งผลตรงตามกับตำแหน่งที่แพทย์ทำการวินิจฉัย ถึงอย่างไรก็ตามสำหรับขั้นตอนวิธีนี้ยังไม่สามารถนำไปเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีและภาพเมมโมแกรมจากฐานข้อมูลอื่นๆได้

Addel และ Mahmoud (2005) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Fuzzy Entropy Based Detection of Suspicious Masses in Digital Mammogram Images” เป็นการตรวจหารอยแผลที่มีความผิดปกติในภาพเมมโมแกรม ซึ่งลักษณะของรอยแผลจะเป็นวัตถุที่มีความสว่าง มีขอบเขตการกระจายตัวอยู่บนภาพเมมโมแกรม โดยกระบวนการตรวจหาประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอน ขั้นตอนแรกจะดำเนินการกำจัดส่วนที่เป็นพื้นหลัง (Background Removal) จากการวิเคราะห์ฮิสโตแกรมของภาพเมมโมแกรม จะทำการค้นหาค่าที่มีความถี่สูงสุดลำดับที่ 2 ของฮิสโตแกรมซึ่งจะเป็นจุดแบ่งระหว่างส่วนพื้นหลังของฟิล์มเอ็กซเรย์กับขอบเขตของเต้านม และส่วนของเนื้อเยื่อเต้านม ซึ่งจะได้ช่วงของขอบเขตระดับภาพสีเทาที่อยู่ระหว่างฮิสโตแกรมสองส่วน ดังนั้นตำแหน่งของ threshold ที่เหมาะสมจะอยู่ระหว่างขอบเขตทั้งสอง ขั้นตอนที่สองเป็นการลดฟัซซีเอนโทรปี (Fuzzy entropy minimization) ซึ่งทฤษฎีฟัซซีเซตถูกนำมาใช้ในการเลือก threshold ที่จะแบ่งแยกขอบเขตที่มีความหมายของภาพ ในงานวิจัยนี้ได้ใช้การคำนวณฟัซซีเอนโทรปีในการนิยามภาพจนได้ค่า threshold ที่เหมาะสม ขั้นตอนต่อไปทำการวิเคราะห์ภาพเมมโมแกรมที่เผยให้เห็นส่วนเล็กๆที่แยกออกจากขอบเขตปกติซึ่งจะเป็นส่วนที่ไม่เกี่ยวข้อง ดังนั้นจะได้ส่วนที่เหลืออยู่ของภาพซึ่งจะเป็นผลลัพธ์สุดท้ายที่สามารถจัดกลุ่มพิกเซลของวัตถุที่ต่อเนื่องกัน จัดเก็บข้อมูลพิกเซลและจำนวนของพิกเซลลงในตารางวัตถุ จากนั้นกำจัดวัตถุที่มีขนาดเล็กกว่าค่า

threshold และวัตถุอื่นๆ ที่มีขนาดเล็กกว่า 10 พิกเซล ออกไปเพื่อให้ได้ขอบเขตของรอยแผลที่อยู่ในภาพเมมโมแกรม การแยกพื้นที่ของรูปร่างลักษณะรอยแผลจะใช้วิธีการ morphological contour extractor ส่วนของภาพรอยแผลจะอยู่ในตารางองค์ประกอบโครงสร้างขนาด 3X3 ภาพที่มีส่วนถูกกัดเซาะจากส่วนของภาพทั้งหมดจะกำหนดให้เป็นขอบเขตภาพ งานวิจัยนี้ได้ทดสอบกับภาพเมมโมแกรมจากฐานข้อมูล DDSM ซึ่งได้ทำการทดสอบกับระบบอื่นที่กำหนดเขตของภาพเป็นสองชุด ชุดแรกจะประกอบไปด้วย 36 ภาพ ที่มีก้อนเนื้อที่ผิดปกติมีขนาดก้อนเนื้อที่แตกต่างกันไป และชุดที่สองประกอบไปด้วย 12 ภาพ ที่เป็นเต้านมปกติจากการวิเคราะห์เชิงสถิติพบว่า ภาพชุดที่หนึ่ง(กรณีที่เป็นมะเร็ง) สามารถตรวจพบได้เป็น 98.0 เปอร์เซ็นต์ จากภาพทั้งหมดและภาพชุดที่สอง(กรณีปกติ) สามารถตรวจพบได้ 100 เปอร์เซ็นต์

Luan Jiang และคณะ (2008) เสนองานวิจัยเรื่อง “Automated Detection of Breast of Mass Spiculation Levels and Evaluation of Schema Performace” เป็นการพัฒนาและทดสอบกระบวนการทางคอมพิวเตอร์ที่วิเคราะห์ขอบเขตของก้อนเนื้อที่มีความถูกต้องและการหาจำนวนระดับของขอบเขตเนื้อเยื่อที่ผิดปกติ กระบวนการดังกล่าวจะทำอย่างอัตโนมัติโดยประกอบไปด้วยสามขั้นตอน เริ่มจากขั้นตอนแรกเป็นการนำหลักการของ maximum entropy มาใช้ในการตรวจหาโครงร่างของก้อนเนื้อระดับตั้งต้นในขอบเขตบริเวณที่สนใจ จากนั้นทำการแก้ไขส่วนที่มีแนวโน้มเป็นสิ่งรบกวนในภาพพื้นหลัง ขั้นตอนที่สองได้นำโมเดลของ active-contour มาใช้ในการปรับแต่งการตรวจหารูปร่างขอบเขตก้อนเนื้อในขั้นต้น ขั้นตอนที่สามารถใช้เครื่องตรวจจับเส้น (line detector) ในการตรวจสอบและการระบุเส้นของก้อนเนื้อเยื่อที่ผิดปกติที่เชื่อมโยงไปยังขอบเขตของก้อนเนื้อ สุดท้ายส่วนของขอบเขต, การวัดเชิงปริมาณ, ดัชนีก้อนเนื้อเยื่อ ล้วนถูกนำมาใช้ในการประเมินระดับของก้อนเนื้อเยื่อประสิทธิภาพของกระบวนการใช้ดัชนีก้อนเนื้อเยื่อสำหรับการจำแนกประเภทที่ระบุขอบเขตก้อนเนื้อถูกใช้ประเมินผลความเกี่ยวเนื่องกันของเขตข้อมูลภาพขนาดใหญ่และพื้นที่ภายใต้เส้นโค้งของ receiver-operating characteristic(ROC) การทดสอบจะใช้ฐานข้อมูลภาพ DDSM จากการประเมินระดับของประสิทธิภาพของกระบวนการโดยใช้ชุดข้อมูลที่รวมภาพที่เป็นลักษณะของเนื้อเยื่อผิดปกติจำนวน 105 ภาพและภาพขอบเขตก้อนเนื้อ 106 ภาพ ที่คัดเลือกจากฐานข้อมูล ซึ่งผลลัพธ์การศึกษาเบื้องต้นแสดงให้เห็นว่าประสิทธิภาพโดยรวมของกระบวนการทางคอมพิวเตอร์ที่ใช้ตรวจหาระดับของก้อนเนื้อที่ผิดปกติค่อนข้างต่ำ เนื่องมาจากความท้าทายเชิงเทคนิคในการตรวจหาระดับของก้อนเนื้อที่ผิดปกติแบบอัตโนมัติยังคงมีอยู่ ถึงแม้ว่าการประเมินผล

ประสิทธิภาพของกระบวนการที่คล้ายคลึงกันยังไม่มีผลการรายงานในงานวิจัยก่อนหน้านี้ โดยที่มิผู้วิจัยอื่น

Fengmei และคณะ (2008) ได้นำเสนองานวิจัยเรื่อง “Gradient Vector Flow Field and Mass Region Extraction in Digital Mammograms” โดยใช้ adaptive histogram equalization และ gradient vector flow (GVF) ในการแยกก้อนเนื้อต่างๆ ในภาพดิจิตอลแมมโมแกรม โดยรูปแบบวิธีการของ GVF จะเป็นตัวแปรของรูปทรงที่เปลี่ยนรูปแบบที่ใช้ในภาพถ่ายทางการแพทย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการแบ่งส่วนและการตรวจหาขอบภาพ ซึ่งประโยชน์หลักของ GVF นั้นสามารถตรวจหาขอบเขตได้อย่างมีประสิทธิภาพแม้ว่าจะมีการเปลี่ยนรูปทรงว่าเข้าไปในขอบเขตและส่วนที่เริ่มต้น ในทางคณิตศาสตร์ GVF ถูกนิยามเป็นวิธีแก้ปัญหาค่าสมมูลของสมการเชิงอนุพันธ์เวกเตอร์บางส่วน ซึ่งการกระจายเวกเตอร์ของการไล่ระดับสีของระดับภาพสีเทาหรือแผนที่ขอบเขตไบนารีที่ได้จากการคำนวณจากภาพที่กำหนด ในรายละเอียดของขั้นตอนวิธีที่ใช้ใน GVF นี้ประกอบไปด้วยกระบวนการห้าขั้นตอนตามลำดับ ดังนี้ ขั้นแรกเป็นการเพิ่มระดับให้กับภาพแมมโมแกรม ขั้นที่สองแยกส่วนขอบเขตด้านมผ่านการปรับฮิสโตแกรม Otsu’s ขั้นที่สามแยกตำแหน่งบนสุดของฮิสโตแกรมที่มีความเข้มสูง โดยใช้ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของช่วงที่มีขนาดเล็ก ขั้นที่สี่ในแต่ละตำแหน่งที่มีเส้นแยกออกจากทุกทิศทางและได้จุดขอบเขตในขอบเขตภาพ ทำการกรองจุดขอบที่แยกออก ขั้นสุดท้ายสร้างส่วนที่นูนออกของจุดขอบรวมเข้ากับจุดที่นูนออกทั้งหมด จะได้ส่วนที่เป็นขอบเขตของก้อนเนื้อ งานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองกับฐานข้อมูล DDSM ซึ่งมีการประเมินประสิทธิภาพจากการคำนวณพื้นที่ของ ground truth เช่นเดียวกันกับการแยกส่วนขอบเขต จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าขั้นตอนวิธีนี้มีประสิทธิภาพในการแยกก้อนเนื้อที่มีความเข้มสูง ซึ่งในทางกลับกันจากกรณีทดสอบ 161 กรณี มี 95 กรณีที่แยกส่วนขอบเขตก้อนเนื้อที่มีจำนวนเนื้อเยื่อมากแต่ไม่ใช่ก้อนเนื้อ

Jahanbin และคณะ (2008) ได้พัฒนาเทคนิคการระบุส่วนของ ROI ที่อยู่รอบๆ ก้อนเนื้อเยื่อที่มีรอยฉีกขาดบนภาพแมมโมแกรมแบบอัตโนมัติ ในงานวิจัยชื่อ “Automated Region of Interest Detection of Spiculated Masses on Digital Mammograms” จากวิธีการที่นำเสนอสำหรับการกำหนดขนาดของ ROI นั้นจะขึ้นอยู่กับ การตอบสนองของเซตที่ไม่ซ้ำกันของตัวกรองรอยฉีกขาด (Spiculation Filters: SF) ซึ่งในการออกแบบตัวกรองจะมีพื้นฐานมาจากการเขียนด้วยตนเองตามคุณลักษณะทางกายภาพของรอยฉีกขาด การวัดความถูกต้องของขั้นตอนวิธีจะถูกวัด

โดยค่าร้อยละของพิกเซลรอยฉีกขาดที่อยู่ในขั้นตอนการระบุ ROI ขั้นตอนการทดสอบ จะทำการทดสอบกับฐานข้อมูล DDSM ที่ประกอบไปด้วยภาพกรณีทดสอบของก้อน เนื้อที่มีรอยฉีกขาดจำนวน 37 กรณีทดสอบ ซึ่งจะได้มาจากการสุ่มข้อมูลภาพจาก ฐานข้อมูล DDSM เพื่อให้การประเมินประสิทธิภาพของขั้นตอนวิธี จะถูกนำมา คำนวณหาค่าร้อยละของพิกเซลที่ถูกทำเครื่องหมายส่วนที่เป็นรอยฉีกขาดของเนื้อเยื่อ จากนักรังสีวิทยาด้วยการตรวจหาตำแหน่งที่อยู่ภายในบริเวณ ROI ค่าที่ได้จาก ขอบเขตอยู่ระหว่างศูนย์และหนึ่ง โดยค่าเฉลี่ย ร้อยละ 94 ของพิกเซลรอยฉีกขาดที่อยู่ ภายในบริเวณ ROI จะถูกระบุด้วยขั้นตอนวิธีนี้ สำหรับค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดจะเป็น ร้อยละ 100 และ ร้อยละ 49 ตามลำดับ ซึ่งการวัดเชิงปริมาณด้วยตัววัดเพียงตัวเดียว เพื่อการทดสอบความถูกต้องของขั้นตอนวิธีซึ่งแสดงค่าผลความถูกต้องร้อยละ 100 สำหรับการตรวจหา ROI นั้นอาจจะยังไม่เพียงพอ ดังนั้นผู้พัฒนาจึงได้ใช้ตัววัดลำดับที่ สองซึ่งจะนำมาวัดพื้นที่ส่วนที่เป็นเกณฑ์ทับซ้อนกัน ซึ่งการหาส่วนที่เป็นเกณฑ์ทับซ้อน จะต้องใช้เทคนิคการแบ่งส่วนก่อนเนื้อหลากหลายวิธีด้วยกัน ค่าร้อยละของส่วนที่ทับ ซ้อนที่ได้จากตัววัดที่สองมีค่าร้อยละเป็น 48 จะเห็นได้ว่าความถูกต้องที่ใช้ระบุ ROI นั้นมีความสำคัญอย่างยิ่งที่จะนำมาใช้ในการจัดหมวดหมู่ของรอยฉีกขาดของเนื้อเยื่อ แบบปกติและรอยฉีกขาดของเนื้อเยื่อที่ก่อให้เกิดมะเร็ง

Muralidhar, Bovik และคณะ (2010) ได้นำเสนองานวิจัยชื่อ “Snakules: A Model-Based Active Contour Algorithm for the Annotation of Spicules on Mammography” งานวิจัยนี้ทำการพัฒนาขั้นตอนวิธี Sakules ที่สามารถนำมาใช้งาน ให้เหมาะสมกับรูปร่างสำหรับการตรวจหาหามะเร็งเต้านมแบบที่มีรอยฉีกขาดของเนื้อเยื่อ แบบ Spiculated ในแต่ละส่วนที่ต้องสงสัยว่าเป็นตำแหน่งของ Spiculated ที่ได้รับการ ยืนยันจากแพทย์รังสีวิทยาหรือจากขั้นตอนวิธีทางคอมพิวเตอร์เพื่อช่วยตรวจหา ซึ่ง วิธี Sakules ที่ได้พัฒนานั้นจะเป็นการสร้างเส้นรอบรูปร่างตั้งแต่จุดเริ่มต้นถึงจุดที่ สิ้นสุดมาบรรจบกันซึ่งมีความคล้ายกับงู โดยที่เซตของ Sakules ที่มาบรรจบกันมี ความสามารถในการเปลี่ยนรูปร่าง มีการเติบโตและปรับตัวไปยังรอยฉีกขาดของ เนื้อเยื่อที่ถูกต้องที่อยู่ในภาพ สิ่งที่น่าสนใจคือส่วนโค้งที่มีพัฒนาการและการเคลื่อนไหว ที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการจับคู่พลังงานที่อยู่ในพื้นที่ การเริ่มต้นกระบวนการจะใช้เซต ธรรมชาติที่ได้มาจากการตรวจหาอย่างอัตโนมัติจากจุดที่ถูกเลือกมา จากนั้นใช้วิธี Sakules ไปทำการหาขอบของตำแหน่งก้อนเนื้อที่ต้องสงสัย สถิติของการวัดทาง กายภาพของก้อนเนื้อที่อยู่ในภาพแมมโมแกรมจะถูกใช้ในกระบวนการตรวจหาเขตของ จุดที่ถูกเลือกมา จากที่ได้ทำการสังเกตการณ์และศึกษาร่วมกับแพทย์รังสีวิทยานั้นทำ

ให้มีการประเมินประสิทธิภาพของวิธี Sakules ที่แสดงให้เห็นถึงศักยภาพที่ใช้ในขั้นตอนการวิเคราะห์ภาพและนำมาปรับปรุงความเฉพาะของขั้นตอนวิธีของคอมพิวเตอร์ช่วยตรวจหาและเครื่องมือในการกระตุ้น งานวิจัยนี้ได้นำวิธีการ Radon Transform มาเพิ่มประสิทธิภาพของโครงสร้างเชิงเส้นและเป็นการคำนวณที่มีบทบาทสำคัญต่อการปรับตัวและการใช้สนามพลัง (Vector Field Convolution :VFC) สำหรับการคำนวณ Radon ใช้เพิ่มประสิทธิภาพของภาพ ROI กับรูปร่างที่เหมาะสมและยังมีประโยชน์กับงานแบ่งส่วนภาพทางการแพทย์ได้อย่างเหมาะสม

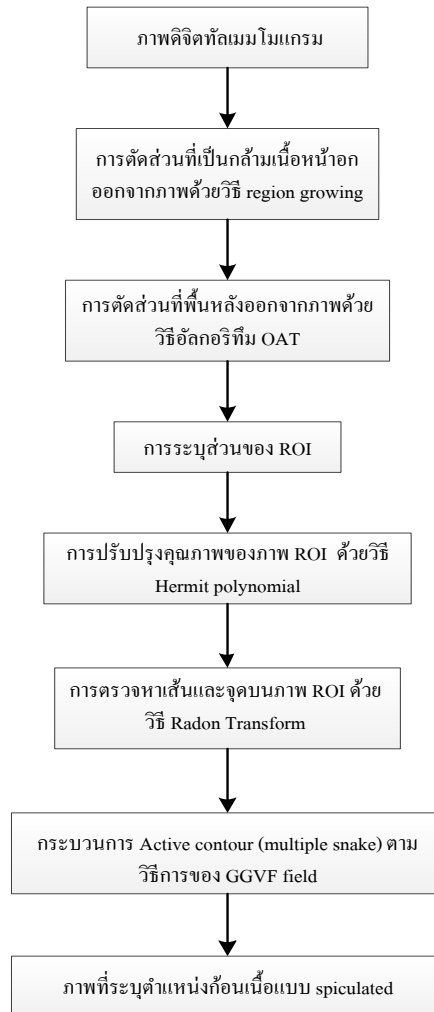
Abbas,Celebi และ Garcia (2013) ได้นำเสนอวิธีการแบ่งส่วนของก้อนเนื้อสำหรับภาพแมมโมแกรมในงานวิจัยชื่อ “Breast mass segmentation using region-based and edge-based methods in a 4-stage multiscale system” โดยใช้ robust multiscale feature-fusion และการประมาณค่าอัตโนมัติด้วยวิธีเอ็มเอพี(maximum a posteriori : MAP) ซึ่งกระบวนการแบ่งส่วนนั้นประกอบด้วยสี่ขั้นตอนหลัก โดยขั้นตอนแรกคือการคัดเลือก ROI ด้วยการใช้ dynamic contrast improvement scheme ขั้นตอนที่สองคือการแก้ไขส่วนของ background-influence ด้วยการใช้วิธีการจับคู่รูปแบบ(Template Matching) ขั้นตอนที่สามคือการตรวจหาก้อนเนื้อด้วยการเลือกจุดสนใจแบบ Candidate points ด้วยวิธีการ prior and posterior probabilities ตามความเข้มของการรวมหลากหลายคุณลักษณะเชิงมาตราส่วน (robust multiscale feature-fusion) ขั้นตอนสุดท้ายจะทำการวาดเส้นขอบเขตของก้อนเนื้อด้วยวิธีเอ็มเอพี ซึ่งวิธีการแบ่งส่วนส่วนนี้จะถูกนำไปใช้กับภาพก้อนเนื้อจำนวน 480 ภาพ ที่มีการระบุส่วนที่เป็น Ground truth จากนักรังสีวิทยา จากนั้นจะนำมาทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพกับวิธีที่นำเสนอด้วยการวัดทางสถิติแบบภาพต่อภาพ โดยผลจากการทดลองพบว่าวิธีที่พัฒนานั้นมีความน่าเชื่อถือสำหรับก้อนเนื้อแบบ ill-defined และรอยฉีกขาดแบบ Spiculated เมื่อมีการนำไปเปรียบเทียบกับขั้นตอนวิธีอื่นๆ เมื่อนำระบบช่วยวินิจฉัยนี้มาบูรณาการกับการวินิจฉัยของนักรังสีวิทยาอาจช่วยลดการวิเคราะห์ผลได้ดีขึ้น

Balanica, Dumitrache และ Preziosi (2013) ได้นำเสนองานวิจัยเรื่อง “Breast Cancer Diagnosis based on Spiculation Feature and Neural Network Techniques” วิธีการสำหรับการสกัดคุณสมบัตินัยของรอยฉีกขาดของเนื้อเยื่อแบบ Spiculated ของการตรวจหารอยแผลการฉีกขาดของเนื้อเยื่อในภาพแมมโมแกรมด้วยการแบ่งส่วนรูปทรงของรอยแผลการฉีกขาดที่อยู่ในจำนวนของขอบเขตที่กำหนดจากการวิเคราะห์ตามเซตของคุณลักษณะของ Spiculated เพื่อที่จะแยก

ระหว่างส่วนที่เป็นเนื้ออกไม่อันตรายและเนื้ออกที่เป็นเนื้อร้ายจากการสกัดเซตของ Spiculated การนำโครงข่ายประสาทชาวนฉลาด (intelligent neural network) มาใช้ในการรู้จำขั้นต้นแรกตามจำนวนของกรณีทดสอบ 96 กรณีที่เป็นลักษณะของ มะเร็งเต้านมจะถูกนำมาทดสอบการวินิจฉัยและการจัดหมวดหมู่เนื้ออกของมะเร็งเต้านม ในการประเมินผลรูปร่างของเนื้ออกตามจำนวนของขอบเขตที่อยู่ข้างเคียง ซึ่งระดับความแตกต่างที่สูงที่สุดจะถูกนำมาคำนวณในทุกๆพื้นที่ของการวิเคราะห์รูปร่าง , ความสัมพันธ์ของจุดศูนย์กลางของแผล สำหรับกระบวนจากคำนวณจะแบ่งเป็นสาม ส่วน ได้แก่ การคำนวณพื้นที่รวมของรูปสามเหลี่ยมทั้งหมดนั้นจะถูกคำนวณโดยการเพิ่มพื้นที่ที่อยู่ข้างเคียงที่กันสามจุดเข้าไปในรูปร่างนั้น, การคำนวณมุมทั้งหมดสำหรับ จุดที่อยู่ใกล้เคียงกันจะถูกคำนวณโดยการเพิ่มมุมสามมุมที่อยู่ข้างเคียงเข้าไปเช่นกัน และการคำนวณผลรวมเส้นโค้งพหุนามดีกรีสอง (Quadratic Curvature) จะถูกนำมาคำนวณโดยการเพิ่มส่วนโค้งของวงกลมเข้าไปที่ละสามจุดที่อยู่ให้เคียงกับรูปร่างนั้น ยิ่งไปกว่านั้นยังเป็นวิธีการที่เหมาะสมสำหรับการรู้จำของตัวแยกประสาทเทียมว่าเป็น รูปแบบเนื้ออกไม่อันตรายและเนื้ออกที่เป็นเนื้อร้ายของรอยฉีกขาดรูปดาวที่สามารถใช้ในการประเมินการมีอยู่ของเซตของการสกัดภาพเมมโมแกรมที่มีคุณลักษณะแบบ Spiculated อยู่ แต่อย่างไรก็ตามวิธีการที่พัฒนาขึ้นนั้นจะมีความแตกต่างตามเงื่อนไขของกำลังและความเร็วในการรวมกันของการจำแนกประเภทและการให้ความแตกต่าง การจัดหมวดหมู่ให้มีความคงที่ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงจำนวนของรูปร่างรอยแผลที่อยู่ใกล้เคียงที่จะถูกนำมาแบ่งส่วนและการวิเคราะห์ ซึ่งวิธีการสกัดนี้แสดงให้เห็นถึงความน่าเชื่อถือที่สูงและการพิสูจน์ศักยภาพการทำงานที่ถูกนำไปใช้ในระบบสนับสนุนการตัดสินใจแบบอัตโนมัติสำหรับมะเร็งเต้านมที่ถูกออกแบบมาเพื่อโปรแกรมตรวจคัดกรองตรวจเต้านมแห่งชาติในโรมาเนียและแอฟริกาใต้เท่านั้น

## บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

ในงานวิจัยนี้จะศึกษาการตรวจหาก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบบรอยฉีก (Spiculated mass) บนภาพเมมโมแกรมแบบอัตโนมัติ วิธีการตรวจหาก้อนมะเร็งเต้านมประกอบด้วย 6 ขั้นตอนหลักตามแผนภาพแสดงขั้นตอน ดังรูปที่ 3-1



รูปที่ 3-1 แผนภาพแสดงขั้นตอนการตรวจหาก้อนเนื้อแบบบรอยฉีก (Spiculated mass)

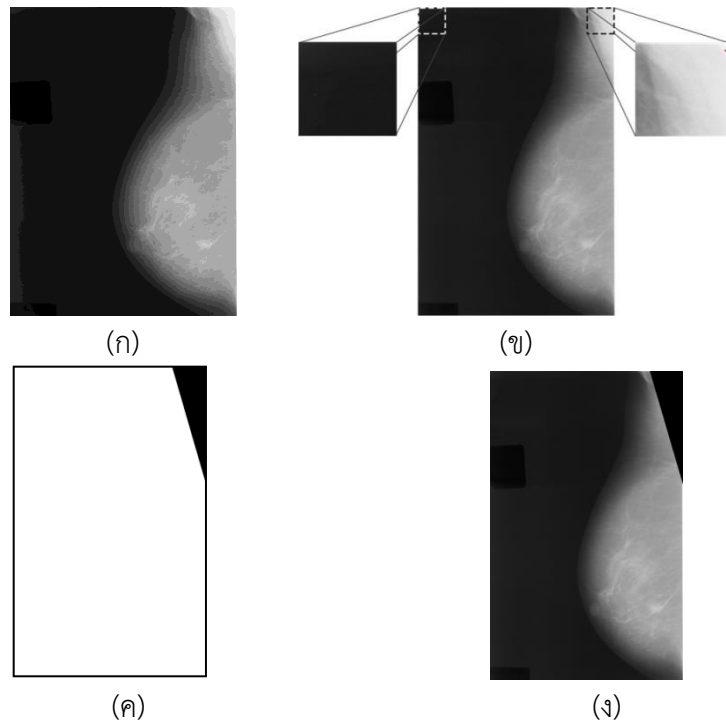


ในงานวิจัยนี้ได้ศึกษาและนำเสนอวิธีการตรวจหามะเร็งเต้านมในภาพเมมโมแกรมแบบอัตโนมัติประกอบด้วยขั้นตอนวิธีการตรวจหา 5 ขั้นตอน โดยได้แบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วนด้วยกันคือ

- การเลือกคุณลักษณะของชุดข้อมูลจากฐานข้อมูลภาพเมมโมแกรม
- การพัฒนาขั้นตอนวิธีการตรวจหามะเร็งเต้านมในภาพเมมโมแกรมแบบอัตโนมัติ

### 3.1 กำจัดบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอก (Pectoral Muscle) ด้วยวิธีการ Region growing

ภาพเมมโมแกรมที่นำมาประมวลผลในงานวิจัยนี้เป็นภาพเมมโมแกรมถ่ายจากด้านข้างของผู้ป่วยที่มีส่วนที่เป็นบริเวณกล้ามเนื้ออกติดมาในภาพด้วย โดยบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอกเป็นส่วนที่มีความสว่างมากกว่าส่วนที่เป็นบริเวณเนื้อเต้านมและอยู่บริเวณทางด้านขวาบนหรือด้านซ้ายบนของภาพ ทำให้เกิดผลกระทบในการตรวจหาก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบรอยฉีก (Spiculated mass) ที่มีความสว่างน้อยกว่าทำให้ความถูกต้องลดลงจึงจำเป็นต้องกำจัดส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อหน้าอกออก มีขั้นตอนตามลำดับดังนี้ ขั้นตอนแรกทำการสร้างภาพ sub-image จากทางด้านซ้ายบนและขวาบนของภาพเมมโมแกรมด้วยขนาด  $k * N$  ( $k$  คือ จำนวนแถวและ  $N$  คือ จำนวนคอลัมน์) โดยภายในภาพ sub-image ที่สร้างมีทั้งส่วนที่เป็นพื้นหลังและไม่ใช้พื้นหลัง (ดังรูปที่ 3-2(ข)) จากนั้นคำนวณหาผลรวมความเข้มสีในแต่ละ sub-image มาเปรียบเทียบกันเพื่อหาตำแหน่งที่มีบริเวณของกล้ามเนื้อหน้าอกอยู่ พิจารณาจากผลรวมความเข้มสีของ sub-image ด้านใดมีค่ามากที่สุดด้านนั้นมีส่วนบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอก ขั้นตอนต่อไปกำหนดจุดเริ่มต้นของวิธี Region growing จากการสุ่มเลือกจุดภาพจากภาพ sub-image ที่ได้จากขั้นตอนแรก วิธีการ Region growing จะพิจารณาจากจุด 4 จุดที่เชื่อมต่อหรืออยู่ใกล้เคียงกันภายใต้สมมุติฐานที่ว่าจุดภาพดังกล่าวเชื่อมต่อไปยังจุดภาพที่มีความเข้มสีคล้ายคลึงกัน สุดท้ายภาพผลลัพธ์ที่ได้เป็นภาพที่บริเวณของกล้ามเนื้อหน้าอกที่ถูกกำจัดออกหรือปรับให้ค่าความเข้มสีเป็นศูนย์เพื่อจะไม่นำมาพิจารณาในขั้นตอนต่อไป

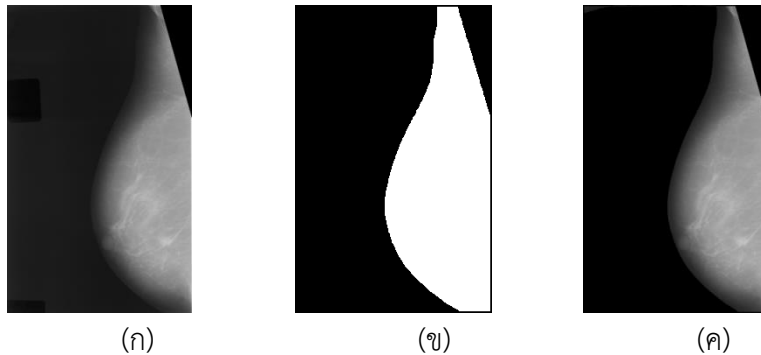


รูป 3-2 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผล (ก) ภาพแมมโมแกรม, (ข) ภาพแสดง sub-image, (ค) ภาพผลลัพธ์ที่แสดงส่วนกล้ำเนื้อหน้าอกที่ได้ และ (ง) ภาพตั้งต้นที่กำจัดบริเวณกล้ำเนื้อหน้าอกออก

### 3.2 กำจัดบริเวณพื้นหลังของภาพด้วยวิธี OAT

ขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนกำจัดบริเวณพื้นหลังของภาพแมมโมแกรมออก เพื่อกำจัดบริเวณที่ไม่จำเป็นในประมวลผลออกทำให้เหลือบริเวณที่เราสนใจน้อยลง และลดเวลาในการประมวลผล โดยนำภาพที่ผ่านขั้นตอนการกำจัดบริเวณกล้ำเนื้อหน้าอกมากำจัดบริเวณพื้นหลังของภาพ (Background) ออกด้วยวิธี OAT เป็นการนำขั้นตอนวิธีของ Otsu มาทำงานแบบวนซ้ำ เพื่อแบ่งส่วนฮิสโตแกรมของภาพออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนที่เป็นพื้นหลังกับส่วนที่เป็นวัตถุด้วยค่าเรดโซลต์ ( $T$ ) ที่เหมาะสม การประมวลผลด้วยวิธี OAT จะทำงานวนซ้ำจนกระทั่ง  $T < A$  และ  $\sum_{k=0}^T H > \beta \sum_{k=0}^{G_{MAX}} H$  โดย  $A$  คือ ระดับสีเทาของพื้นหลังที่ประมาณค่าได้,  $H$  คือ ค่าฮิสโตแกรมของภาพ,  $G_{MAX}$  คือ ค่าที่มากที่สุดของระดับสีเทาและ  $\beta$  คือ พารามิเตอร์ตัวเทียบที่ใช้ในการกำจัดบางส่วนของจำนวนจุดภาพของภาพที่ควรจะเป็นพื้นหลัง สุดท้ายบริเวณที่เป็น

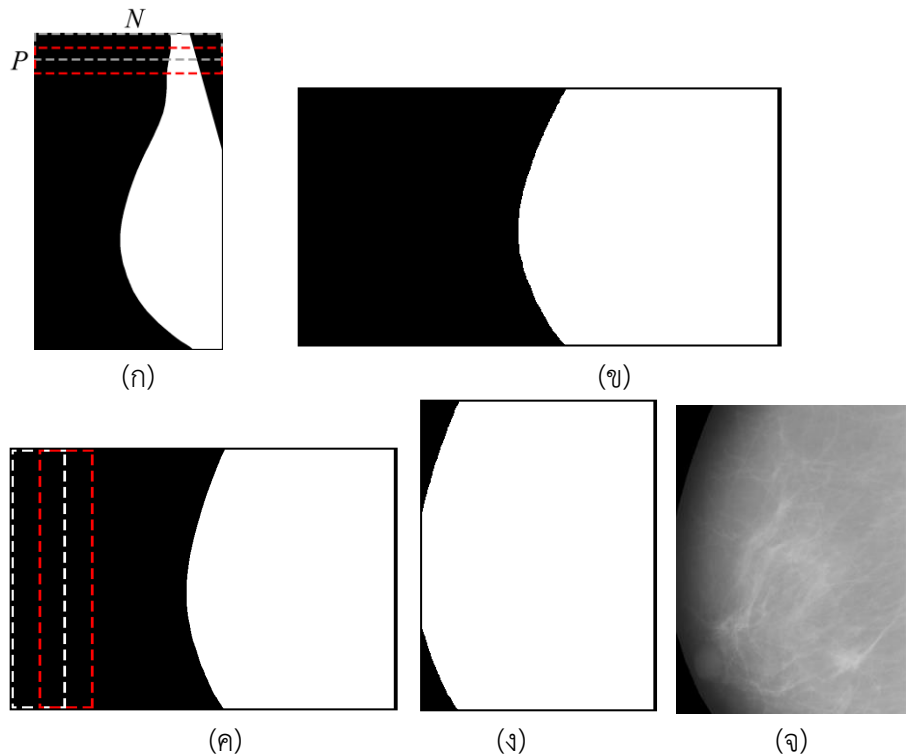
พื้นหลังของภาพที่มีค่าความเข้มสีที่น้อยกว่าค่าเรดโซลด์  $T$  จึงถูกกำจัดหรือปรับให้มีค่าความเข้มสีเท่ากับศูนย์



รูปที่ 3-3 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนกำจัดบริเวณพื้นหลัง (ก) ภาพตั้งต้นที่ถูกกำจัดส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อหน้าอกออก, (ข) ภาพผลลัพธ์ที่แสดงบริเวณพื้นหลัง และ (ค) ภาพที่กำจัดบริเวณพื้นหลังออก

### 3.3 วิธีลดขนาดรูปภาพเพื่อหาบริเวณที่เราสนใจ (Region of interest : ROI ) ด้วยวิธีการคำนวณหาอัตราส่วนของเต้านม

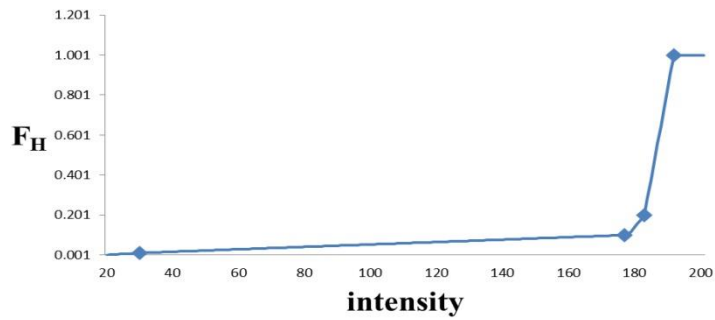
ภาพเมมโมแกรมที่ได้จากขั้นตอนข้างต้นแม้ว่าจะกำจัดส่วนที่ไม่จำเป็นในการประมวลผลออกไปแล้วทั้งบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอกและบริเวณพื้นหลังของภาพ ขนาดของภาพเมมโมแกรมหรือบริเวณที่เป็นเนื้อเต้านมก็ยังมีพื้นที่ขนาดใหญ่ (ส่วนที่เป็นสีขาว) ดังรูป 3-3(ข) ทำให้การตรวจหาก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบรอยฉีก (Spiculated mass) ใช้เวลานาน ขั้นตอนนี้เป็นการลดขนาดให้เหลือเฉพาะบริเวณที่สนใจหรือส่วนที่คาดว่ามักก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบรอยฉีกอยู่ โดยการคำนวณหาอัตราส่วนระหว่างส่วนที่เป็นสีขาวที่เป็นบริเวณเต้านมกับส่วนที่เป็นสีดำด้วยการแบ่งภาพออกเป็นภาพย่อย (sub-image) ขนาด  $p * N$  ที่มีการซ้อนทับกัน ( $p$  คือ จำนวนแถว,  $N$  คือ จำนวนคอลัมน์) ทำการหาผลรวมค่าความเข้มสีของจุดภาพภายใน sub-image หารด้วยขนาดของ sub-image จากนั้นเลือกบริเวณที่สนใจจากค่าผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละ sub-image ที่มีค่ามากกว่าค่า  $\beta$  โดยกระทำวนซ้ำแบบนี้ทั้งในแนวแถวและแนวคอลัมน์



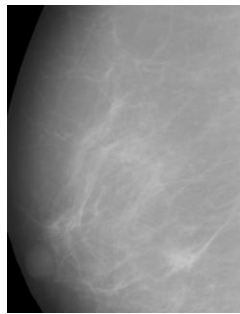
รูปที่ 3-4 ภาพจากการประมวลผลในขั้นตอนการหา ROI

### 3.4 การปรับปรุงคุณภาพของภาพ ROI ด้วยโพลีโนเมียลเฮอร์ไมท์

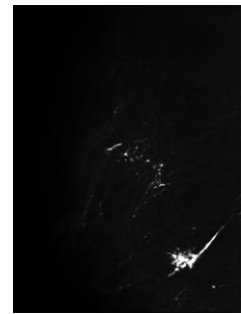
ภาพระบุส่วนที่สนใจ (Region of interest : ROI) จากขั้นตอนข้างต้น ภายในภาพ ROI ส่วนบริเวณเนื้อเต้านมกับก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบบรอยฉีก (Spiculated mass) ค่าความเข้มสีมีความใกล้เคียงกันมากทำให้ยากต่อการตรวจหาก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบบรอยฉีก การปรับปรุงคุณภาพของภาพในขั้นตอนนี้เพื่อทำให้ภาพมีค่าความเข้มสีที่แตกต่างกันง่ายต่อการตัดแยก โดยทำการแบ่งกลุ่มความเข้มสีของภาพ ROI ออกเป็นกลุ่มด้วยวิธี FCM จากนั้นนำจำนวนกลุ่มที่ได้มาเป็นจำนวนสัมประสิทธิ์ที่ใช้สร้างสมการเฮอร์ไมท์ (Hermite) แบบ monotone cubic Fritsch-Carlson spline นำสมการที่ได้มาประมวลผลกับภาพ ROI เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพให้มีระดับค่าความเข้มสีที่แตกต่างกันมากขึ้น โดยยังคงจุดภาพที่มีค่าความเข้มสีสูงและส่วนที่เป็นเนื้อเต้านมที่มีค่าความเข้มสีน้อยกว่าจะถูกปรับให้ต่ำลง ดังรูปที่ 3-5(ค)



(ก)



(ข)

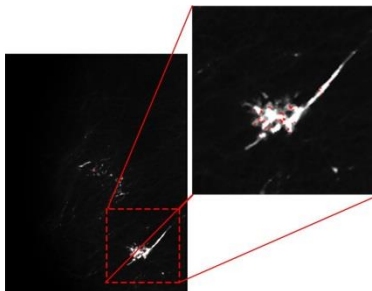


(ค)

รูปที่ 3-5 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพ  
 (ก) ภาพกราฟของสมการการหาค่าแทรกจากคลัสเตอร์, (ข) ภาพตั้งต้น และ  
 (ค) ภาพผลลัพธ์ที่ผ่านการปรับปรุงคุณภาพ

### 3.5 การหาจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ (Active contour) ด้วยขั้นตอนวิธี Radon Transform

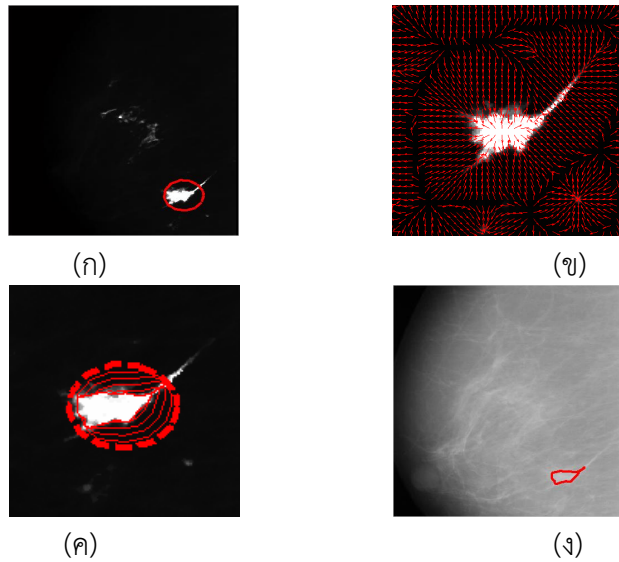
การวิเคราะห์หาจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ด้วยการแปลงของเรดอน (Radon Transform) เป็นการวิเคราะห์หาเส้นตรงที่อยู่ภายในภาพ โดยขั้นตอนแรก ค้นหาคลัสเตอร์ภายในภาพ ROI ขั้นตอนที่สอง ค้นหาเส้นตรงภายในภาพด้วยขั้นตอนวิธี Radon Transform จากนั้นหาจุดที่เกิดการตัดกันของเส้นตรงที่อยู่ภายในภาพ ขั้นตอนการวิเคราะห์หาจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ โดยพิจารณาเลือกจุดที่อยู่ในช่วงคลัสเตอร์ที่มีค่าความเข้มสีสูง แสดงดังรูปที่ 3-6



รูปที่ 3-6 ภาพผลลัพธ์จากการประมวลผลในขั้นตอนการหาจุดเริ่มต้นแอ็กทีฟคอนทัวร์

### 3.6 ขั้นตอนการหารูปร่างมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีกด้วยแอ็กทีฟคอนทัวร์

โมเดลแอ็กทีฟคอนทัวร์ (Active Contour) หรือ สเน็ก (snake) ที่อยู่บนพื้นฐานของการไหลของ GGVF ถูกนำมาใช้เพื่อหารูปร่างของวัตถุ โดยต้องมีการกำหนดจุดเริ่มต้นให้กับ Snake ก่อน ด้วยการสร้างวงกลมล้อมรอบกลุ่มของจุดที่ได้จากการหาจุดตัดบนเส้นตรงด้วยวิธี Radon Transform หลังจากนั้น Snake จะค่อยๆ เคลื่อนตัวจากจุดเริ่มต้นไหลไปตามทิศทางการไหลของเวกเตอร์ภายในภาพเข้าหาส่วนที่เป็นขอบของก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบรอยฉีก (Spiculated mass) แบบอัตโนมัติ



รูป 3-7 ภาพขั้นตอนการหารูปร่างมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีก (ก) วงกลมจุดเริ่มต้นของ  
 แอ็กทีฟคอนทัวร์, (ข) สนามเวกเตอร์ด้วยวิธี GGVF, (ค) การเคลื่อนตัวของ snake, (ง)  
 ผลลัพธ์ที่ได้รูปร่างของมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีก

## บทที่ 4 ผลการทดลอง

ในบทนี้ แสดงผลการทดลองที่ได้จากการใช้วิธีที่นำเสนอในบทที่ 3 โดยจะแสดงตัวอย่าง ภาพเมมโมแกรมของเต้านม ที่ดำเนินการตามขั้นตอนในบทที่ 3 ซึ่งจะพบว่าสามารถแยกส่วนประกอบออกเป็น 3 ส่วน ได้แก่ ภาพฉากหลัง กล้ามเนื้อหน้าอก และก้อนเนื้อแบบ Spiculate

โดยแนวทางในการวิเคราะห์ภาพเมมโมแกรมเต้านมเพื่อตรวจหาส่วนที่ผิดปกติจำเป็นต้องสร้าง mask เพื่อแยกพื้นที่ในส่วนที่เป็นส่วนประกอบอื่น ๆ ออกจากพื้นที่ที่มีความเป็นไปได้ที่จะเป็นก้อนเนื้อแบบ Spiculate ซึ่งผลจากการทดลองอธิบายรายละเอียด ดังต่อไปนี้

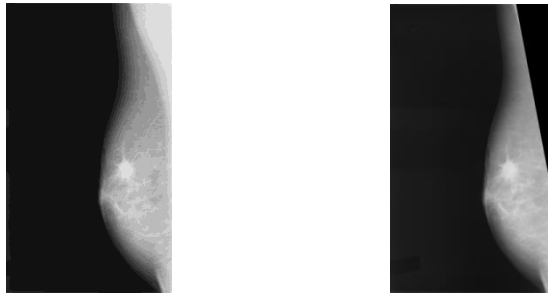
### 4.1 ขั้นตอนการระบุบริเวณที่สนใจ (Region of Interest : ROI)

ขั้นตอนนี้จะทำการระบุบริเวณที่สนใจของภาพเมมโมแกรมเต้านม ด้วยการนำส่วนที่เป็นภาพพื้นหลังและบริเวณที่เป็นส่วนของกล้ามเนื้อออกจากภาพตามขั้นตอนดังนี้

#### 4.1.1 การลบหรือกำจัดบริเวณกล้ามเนื้อหน้าอกออกจากภาพ

จากภาพเมมโมแกรมจะปรากฏส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อหน้าอกอยู่ที่ด้านใดด้านหนึ่งในภาพในการกำจัดส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อออกนั้นจะใช้ขั้นตอนสร้าง sub-image จากมุมด้านบนทั้งด้านซ้ายและขวาของภาพ โดย sub-image แต่ละรูปสร้างมาจากจำนวนแถว 10 แถวและคอลัมน์ 10 คอลัมน์จากภาพเมมโมแกรม จากนั้นพิจารณาเปรียบเทียบผลรวม ( $\lambda_L$  และ  $\lambda_R$ ) ของแต่ละ sub-image โดย  $\lambda_L - \lambda_R > Thr$  แสดงว่าส่วนของกล้ามเนื้อจะอยู่ทางด้านซ้ายของรูป ในทางตรงกันข้ามถ้า  $\lambda_R - \lambda_L > Thr$  ส่วนของกล้ามเนื้อจะอยู่ทางด้านขวาของรูป จากนั้นจะทำการค้นหาจุดที่จะเป็นจุดเริ่มต้นของ region-growing โดยการเลือกแบบสุ่มจากพิกเซลที่อยู่ในพื้นที่ของ sub-image นั้น โดยการแพร่ของ region-growing จะพิจารณาจาก 4 จุดเชื่อมต่อที่อยู่ใกล้เคียงของแต่ละพิกเซลในบริเวณที่เกิดขึ้นภายใต้สมมุติฐานที่ว่าบริเวณดังกล่าวจะเชื่อมต่อไปยังพิกเซลที่มีความเข้มคล้ายคลึงกันและจะ Mark ที่เป็นบริเวณของกล้ามเนื้อหน้าอกก่อนการประมวลผลขั้นต่อไป





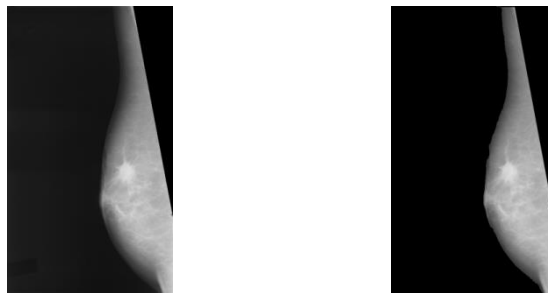
(ก)

(ข)

รูปที่ 4-1 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผล

#### 4.1.2 การลบหรือกำจัดบริเวณพื้นหลังออกจากภาพ

ในการระบุส่วนที่เป็นพื้นหลังของภาพจะดำเนินการด้วยขั้นตอนวิธี Object Attribute Thresholding Process (OAT) ซึ่งเป็นกระบวนการทำงานแบบวนซ้ำเพื่อแบ่งภาพ Histogram ออกเป็นสองระดับชั้น คือ ส่วนที่เป็นภาพพื้นหลังและส่วนที่เป็นภาพวัตถุ โดยวิธีการ OAT จะแยกพิกเซลระดับสีเทาที่มีค่าน้อยกว่าค่า Threshold ที่เหมาะสมออกและจะทำการ Mark ตำแหน่งพิกเซลนั้น เพื่อเป็นการระบุส่วนที่จะไม่นำไปประมวลผลในขั้นต่อไป ดังรูป 4-2(ก) และรูป 4-2(ข)



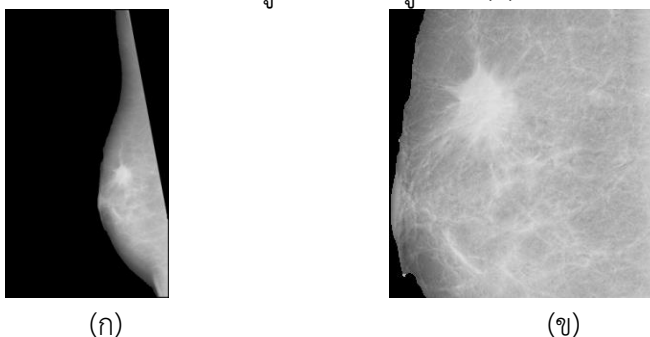
(ก)

(ข)

รูปที่ 4-2 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการพื้นหลังของภาพ  
(ก)รูปภาพตั้งต้น และ (ข) รูปที่พื้นหลังถูก mark

### 4.1.3 การระบุตำแหน่งบริเวณที่สนใจ (ROI)

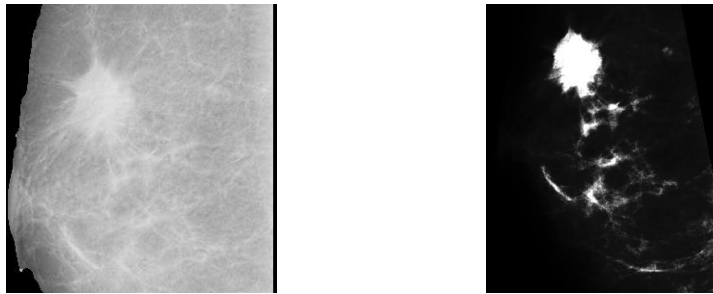
จากผลขั้นต้นก่อนหน้านี้อาจทำการแบ่งภาพออกเป็น sub-image ที่ซ้อนทับกัน ซึ่งแต่ละ sub-image จะประกอบไปด้วยพิกเซลของเต้านมและส่วนที่ mark บริเวณ ดังรูป 4-3(ก) โดยที่ปริมาตรความหนาแน่นของเต้านมจะถูกคำนวณเป็นอัตราส่วนพิกเซลของเต้านมต่อขนาดของ sub-image อัตราส่วนที่สูงขึ้นของ sub-image จะบ่งชี้ถึงบริเวณที่น่าสนใจ (ROI) ที่อยู่ในภาพเมมโมแกรม ในกรณีที่ภาพ sub-image ซ้อนทับกัน ภาพแรกไม่มี ROI แต่ภาพที่สองแสดงลักษณะของ ROI ในแถวที่ซ้อนทับกันของภาพจะถูกพิจารณาว่าส่วนใดเป็นส่วนของ ROI โดยทำซ้ำกับแนวคอลัมน์ สุดท้ายจะได้ภาพ ROI ที่สมบูรณ์แสดงดังรูป 4-3(ข)



รูปที่ 4-3 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผล

### 4.2 ขั้นตอนการปรับปรุงคุณภาพความแตกต่างของภาพ ROI

การเตรียมการของการตรวจหาส่วนของ spiculate จะต้องทำการปรับความคมชัดของภาพ ROI ด้วยการสร้างสมการ Hermite Polynomial เพื่อนำมาปรับคุณภาพของภาพให้ส่วนที่ไม่ใช่ Spiculated มีความสว่างลดลงและส่วนที่เป็น Spiculated ยังคงความสว่างเหมือนเดิมดังรูป 4-4(ก) และผลลัพธ์จากการปรับปรุงคุณภาพของภาพดังรูป 4-4(ข)



(ก)

(ข)

รูปที่ 4-4 ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการปรับปรุงคุณภาพ  
(ก) รูปภาพตั้งต้น (ข) รูปที่ผ่านการปรับปรุงคุณภาพมาแล้ว

### 4.3 ขั้นตอนการหารูปร่างมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีก

ขั้นตอนการหารูปร่างมวลเนื้อเยื่อแบบรอยฉีก สามารถแบ่งเป็นขั้นตอนย่อยได้ ดังนี้ ขั้นตอนแรก ค้นหาจุดเริ่มต้นของแอ็กทิฟคอนทัวร์โดยการใช้อนุกรมวิธี Radon Transform หาเส้นตรงที่อยู่ในภาพ จากนั้นหาจุดตัดที่อยู่บนเส้นตรงที่ตัดกัน ขั้นตอนที่สอง ค้นหาคลัสเตอร์ของภาพ ROI ขั้นตอนที่สาม นำจุดตัดที่ได้จากขั้นตอนที่หนึ่งมาพิจารณาเลือกจุดที่มีค่าความเข้มอยู่ในช่วงคลัสเตอร์ที่มีค่าความเข้มสูงเพื่อเป็นจุดเริ่มต้นของแอ็กทิฟคอนทัวร์ (ดังรูป 4-5(ก)) ขั้นตอนที่สี่ สร้างวงกลมจากจุดศูนย์กลางของกลุ่มจุด จากนั้นให้ Snake เคลื่อนตัวตามทิศทางของสนามข้อมูลการไหลของเวกเตอร์ของความชัน (generalization gradient vector flow : GGVF) ไปยังส่วนที่เป็นขอบของก้อนเนื้อ แสดงดังรูป 4-5(ข) และ 4-5(ค) แสดงภาพ Ground truth



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 4-5(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ Snake และ  
(ค) ภาพ Ground truth

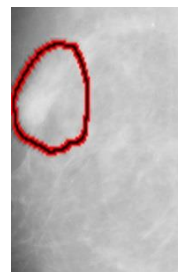
จากรูป 4-5(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-5(ข) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง



(ก)



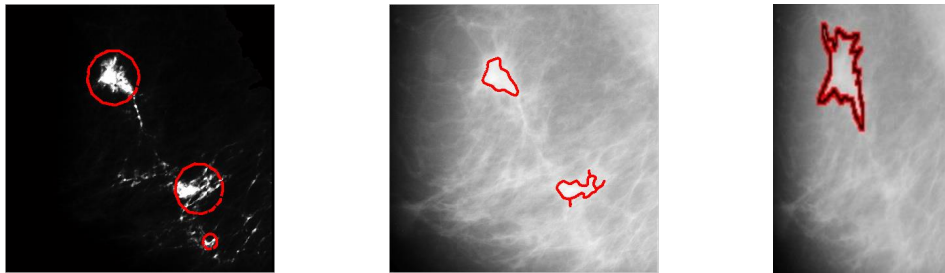
(ข)



(ค)

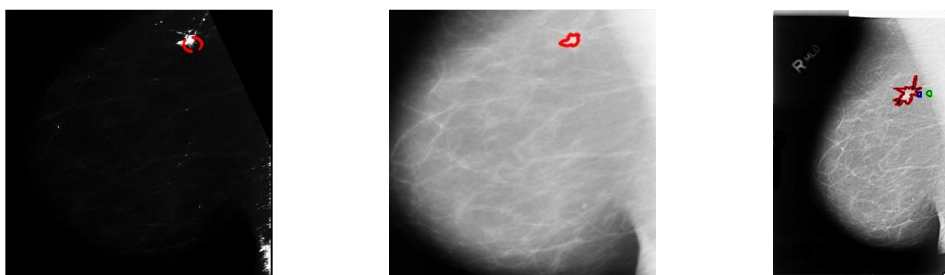
รูปที่ 4-6(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0043

จากรูป 4-6(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 2 ตำแหน่ง จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-6(ข) ซึ่งสังเกตพบว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่ฉีกขาดที่มีขนาดเล็กจะหายไป และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง



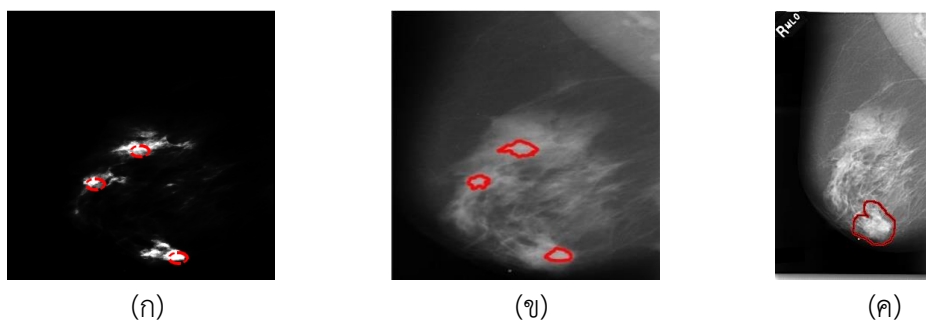
รูปที่ 4-7(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_3058

จากรูป 4-7(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอกทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 3 ตำแหน่ง จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-7(ข) ซึ่งสังเกตพบว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่ฉีกขาดที่มีขนาดเล็กจะหายไป เหลือเพียง 2 ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อ และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้ถูกต้องจำนวน 1 ตำแหน่ง ส่วนอีกตำแหน่งนั้นไม่ถูกต้อง (ได้ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อมากกว่าภาพ Ground truth) แต่อย่างไรก็ตามผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนอก็สามารถช่วยแพทย์วินิจฉัยได้ว่าผู้ป่วยรายนี้มีเนื้อเยื่อฉีกขาด ซึ่งต้องเข้าสู่ขั้นตอนการรักษาต่อไป



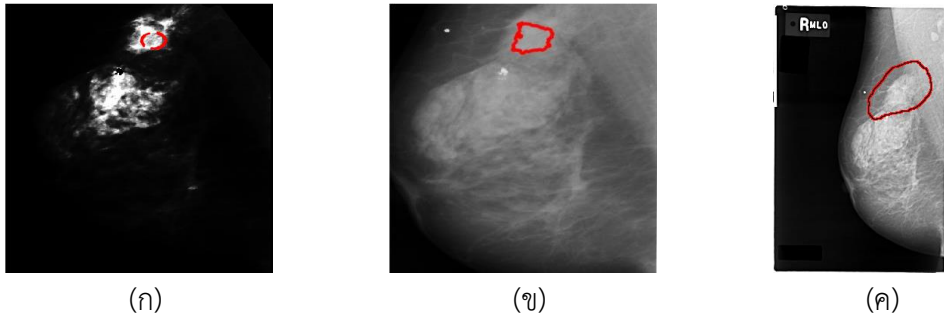
รูปที่ 4-8(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_3059

จากรูป 4-8(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแก็กทีฟคอนทราสต์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 1 ตำแหน่ง และมีขนาดเล็ก เมื่อนำจุดเริ่มต้นดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-8(ข) แต่เมื่อเปรียบเทียบกับตำแหน่งของภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้ ในภาพ Ground truth นี้ผู้เชี่ยวชาญระบุว่ามวลเนื้อเยื่อที่มีรอยฉีก (Spiculated mass) เกิดขึ้นจริงคือบริเวณพื้นที่ที่ล้อมด้วยสี่เหลี่ยม ซึ่งวิธีการที่นำเสนอพยากรณ์ตำแหน่งผิดพลาดไปเล็กน้อย ซึ่งต้องปรับปรุงขั้นตอนวิธีในการค้นหาต่อไป



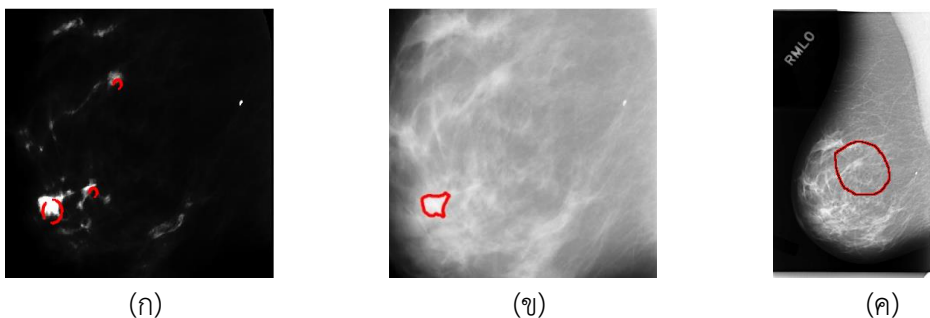
รูปที่ 4-9(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0006

จากรูป 4-9(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแก็กทีฟคอนทราสต์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 3 ตำแหน่ง จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-9(ข) ซึ่งสังเกตพบว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่ฉีกขาดที่มีขนาดเล็กจะหายไป เหลือครบทั้ง 3 ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อฉีกขาด และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้ถูกต้องจำนวน 1 ตำแหน่ง ส่วนอีก 2 ตำแหน่งนั้นไม่ถูกต้อง (ได้ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อมากกว่าภาพ Ground truth) แต่อย่างไรก็ตามผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนออีก สามารถช่วยแพทย์วินิจฉัยได้ว่าผู้ป่วยรายนี้มีเนื้อเยื่อฉีกขาด ซึ่งต้องเข้าสู่ขั้นตอนการรักษาต่อไป



รูปที่ 4-10(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake,  
(ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0004

จากรูป 4-10(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของเอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 1 ตำแหน่งและถ้าพิจารณาจากความสว่างของภาพเพียงอย่างเดียวจะพบว่า ภาพนี้มีความสว่างที่ควรระบุเป็นมวลเนื้อเยื่อ 2 ตำแหน่ง แต่วิธีการเอ็กทีฟคอนทัวร์ที่นำเสนอสามารถเลือกตำแหน่งที่ควรจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่มีรอยฉีกเพียง 1 ตำแหน่ง ซึ่งถือได้ว่าวิธีที่นำเสนอมีประสิทธิภาพสูงกว่าวิธีการแยกวัตถุทั่วไปที่เคยนำเสนอมา และเมื่อดำเนินการตามลำดับของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ แล้วนำไปเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้ถูกต้อง

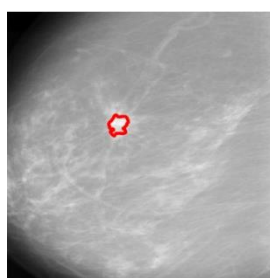


รูปที่ 4-11(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake,  
(ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0034

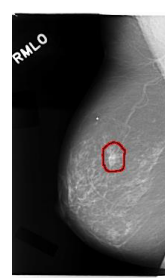
จากรูป 4-11(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 3 ตำแหน่ง จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-11(ข) ซึ่งสังเกตพบว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่ฉีกขาดที่มีขนาดเล็กจะหายไป เหลือเพียง 1 ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อฉีกขาด และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง



(ก)



(ข)

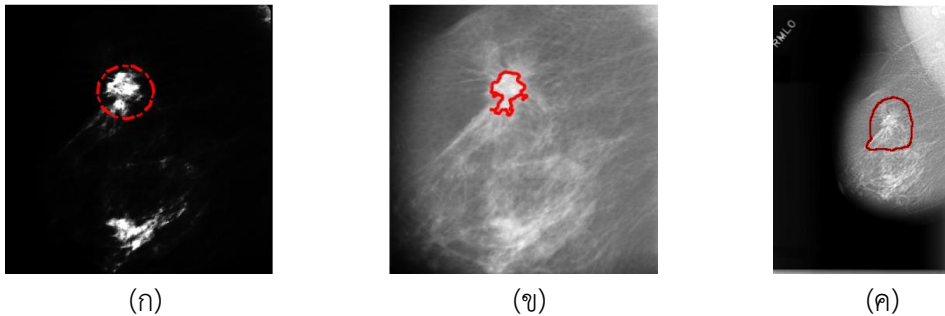


(ค)

รูปที่ 4-12(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0016

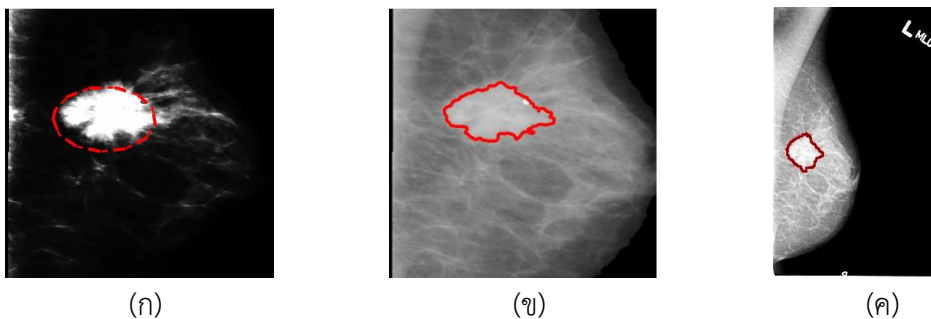
จากรูปที่ 4-12(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน ซึ่งภาพนำเข้านี้เป็นภาพที่มีขนาดของมวลเนื้อเยื่อขนาดเล็กกว่าจากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-12(ข) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง





รูปที่ 4-13(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0020

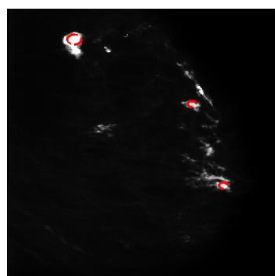
จากรูป 4-13(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 1 ตำแหน่ง และถ้าพิจารณาจากความสว่างของภาพเพียงอย่างเดียวจะพบว่า ภาพนี้มีความสว่างที่ควรระบุเป็นมวลเนื้อเยื่อ 2 ตำแหน่ง (อยู่ในตำแหน่งด้านล่างของภาพ) แต่วิธีการแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่นำเสนอสามารถเลือกตำแหน่งที่ควรจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่มีรอยฉีกเพียง 1 ตำแหน่ง ซึ่งถือได้ว่าวิธีที่นำเสนอมีประสิทธิภาพสูงกว่าวิธีการแยกวัตถุทั่วไปที่เคยนำเสนอมา และเมื่อดำเนินการตามลำดับของขั้นตอนวิธีที่นำเสนอ แล้วนำไปเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้ถูกต้อง



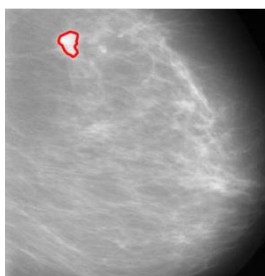
รูปที่ 4-14(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ B\_3001

จากรูป 4-14(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน จากรูปจะเห็นว่าพื้นที่ที่ควรจะเป็นรอบ

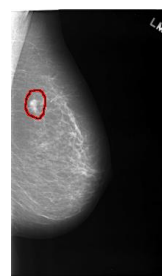
ฉีกจะมีขนาดใหญ่มาก แต่วิธีการที่นำเสนอสามารถติกรอบพื้นที่ที่ควรจะเป็นลงได้ จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-14(ข) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง



(ก)



(ข)



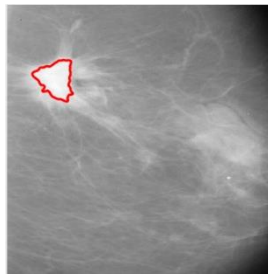
(ค)

รูปที่ 4-15(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0046

จากรูป 4-15(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 3 ตำแหน่ง จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-15(ข) ซึ่งสังเกตพบว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่ฉีกขาดที่มีขนาดเล็กจะหายไป เหลือเพียง 1 ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อ และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้ถูกต้อง



(ก)

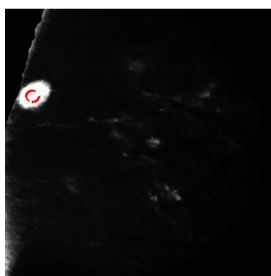


(ข)

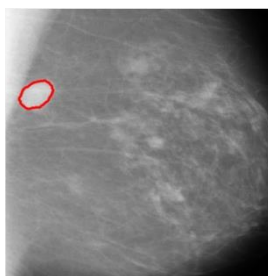


(ค)

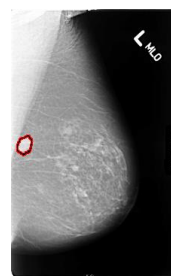
รูปที่ 4-16(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0079



(ก)



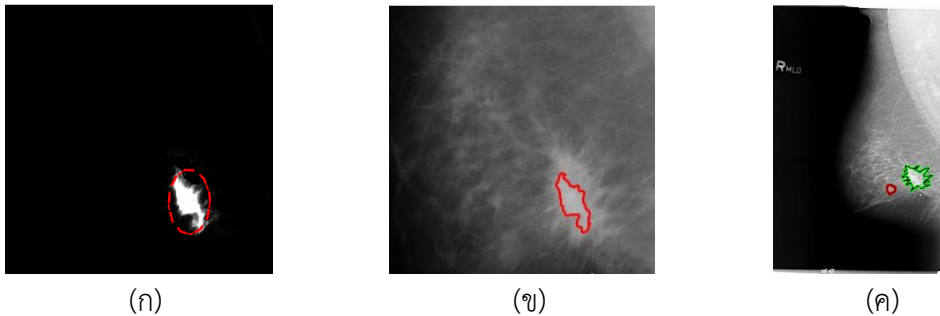
(ข)



(ค)

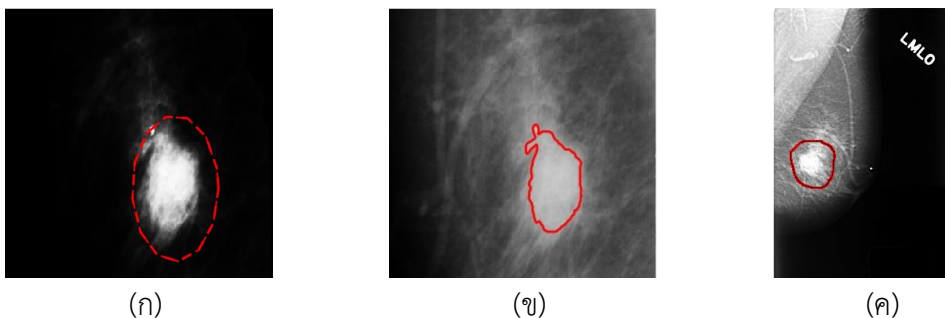
รูปที่ 4-17(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ B\_3081

จากรูป 4-16(ก) และ 4-17(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน จากรูปทั้ง 2 จะสังเกตเห็นว่า พื้นที่เริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์นั้นจะมีขนาดเล็กกว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อจริง และจากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-16(ข) และ 4-17(ข) ปรากฏว่าภาพมีพื้นที่ประมาณการของมวลเนื้อเยื่อมีการขยายขนาดใหญ่ขึ้น ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง



รูปที่ 4-18(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ B\_3090

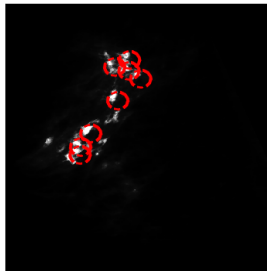
จากรูป 4-18(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 1 ตำแหน่งและมีขนาดเล็ก เมื่อนำจุดเริ่มต้นดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-18(ข) แต่เมื่อเปรียบเทียบกับตำแหน่งของภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้ ในภาพ Ground truth นี้ผู้เชี่ยวชาญระบุว่าไม่มีมวลเนื้อเยื่อที่มีรอยฉีก (Spiculated mass) เกิดขึ้นจริงคือบริเวณพื้นที่ที่ล้อมด้วยสี่เหลี่ยม



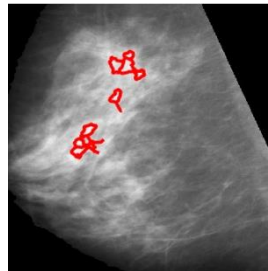
รูปที่ 4-19(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0360

จากรูป 4-19(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป

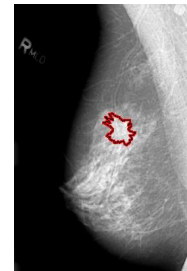
4-19(ข) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้อย่างถูกต้อง



(ก)



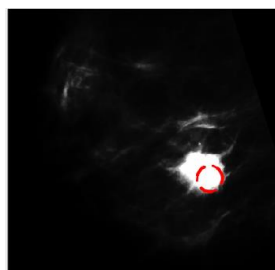
(ข)



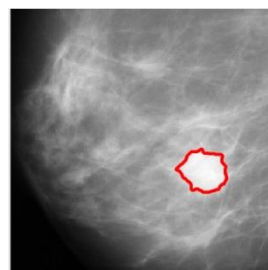
(ค)

รูปที่ 4-20(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ B\_3012

จากรูป 4-20(ก) เป็นการแสดงตำแหน่งของจุดเริ่มต้นของแอ็กทีฟคอนทัวร์ที่สามารถระบุได้จากการใช้การแปลงของเรดอน โดยในภาพนี้จะมีจุดเริ่มต้น 8 ตำแหน่ง จากนั้นได้นำผลลัพธ์ดังกล่าวมาหาบริเวณพื้นที่ของมวลเนื้อเยื่อที่มีลักษณะฉีกขาดด้วยวิธีการ Snake ได้ผลลัพธ์ดังรูป 4-20(ข) ซึ่งสังเกตพบว่าพื้นที่ที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อที่ฉีกขาดที่มีขนาดเล็กจะหายไป เหลือครบทั้ง 8 ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อฉีกขาด และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ Ground truth แล้วจะเห็นได้ว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถระบุตำแหน่งของมวลเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติได้ถูกต้องจำนวน 1 ตำแหน่ง ส่วนอีกตำแหน่งนั้นไม่ถูกต้อง (ได้ตำแหน่งที่คาดว่าจะเป็นมวลเนื้อเยื่อมากกว่าภาพ Ground truth)



(ก)

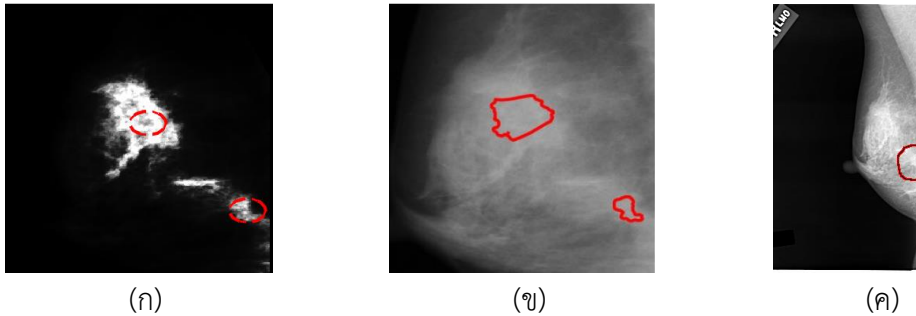


(ข)



(ค)

รูปที่ 4-21(ก) ภาพระบุจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake, (ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0009



รูปที่ 4-22(ก) ภาพระบุดจุดเริ่มต้นของ snake, (ข) ภาพรูปร่างสุดท้ายของ snake,  
(ค) ภาพ ground truth ของภาพ C\_0015

จากผลการทดลองข้างต้น แสดงถึงความถูกต้องในการตรวจหาก้อนเนื้อมะเร็งแบบรอยฉีก (Spiculated mass) ได้ถูกต้องตามภาพ Ground truth ที่แพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญเป็นผู้ระบุไว้ โดยบางกรณีที่ได้ผลลัพธ์มากกว่า 1 ตำแหน่ง เกิดจากบริเวณนั้นมีค่าระดับความเข้มที่ใกล้เคียงกับก้อนเนื้อมะเร็ง ซึ่งถ้ามีขนาดใหญ่ทำให้เกิดความผิดพลาดได้แต่ถ้ามีขนาดเล็กรูปร่างของ snake ก็หายไปในโดยอัตโนมัติ

## บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง

### 5.1 สรุปผลการทดลอง

จากการบูรณาการเทคนิคของการประมวลผลภาพนั้นได้นำมาใช้ในการนำเสนอขั้นตอนวิธีที่สามารถนำไปใช้ในการตรวจหาก้อนเนื้อมะเร็งเต้านมแบบ Spiculated ในภาพดิจิตอลเมมโมแกรมได้ ซึ่งประสิทธิภาพและความยืดหยุ่นของขั้นตอนวิธีนี้จะสามารถสร้าง ROI บนเมมโมแกรมได้อย่างอัตโนมัติ โดยเป็นการรวมหลากหลายเทคนิคเข้าด้วยกันเพื่อให้ได้รูปร่างที่แท้จริงของ Spiculated mass ไม่ว่าจะเป็นการกำจัดส่วนที่ไม่เกี่ยวข้องออกจากภาพ เช่น บริเวณส่วนของกล้ามเนื้อหน้าอก ส่วนที่เป็นพื้นหลัง สุดท้ายการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยการลดความสว่างส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อลงโดยไม่ลดความสว่างของส่วนที่เป็น Spiculated ด้วยสมการ Hermite Polynomial จากนั้นใช้ขั้นตอนวิธี Radon Transform หาเส้นตรงและจุดตัดที่มีอยู่ในภาพแล้วจัดกลุ่มของจุดด้วย hierarchical fuzzy C-mean แบบ top-down dendrogram ในขั้นตอนการทำ active contour รูปร่างเริ่มต้นของ snake จะใช้การสร้างวงกลมจากจุดศูนย์กลางของแต่ละกลุ่ม แล้ว snake ก็จะค่อยๆเคลื่อนตัวเข้าหาในส่วนที่เป็น Spiculated mass ก็ช่วยให้แพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำงานได้สะดวกขึ้น

### 5.2 วิจารณ์ผลการทดลอง

งานวิจัยนี้อาจมีข้อผิดพลาดเกิดขึ้นได้ เพราะในการหา Spiculated mass แบบอัตโนมัติอาจทำให้เกิดกรณีที่มีจำนวนกลุ่มของจุดที่ได้จากการหาเส้นตรงและจุดตัดที่อยู่ในภาพมีหลายกลุ่ม แล้ว snake ไหลไปเกาะขอบของกลุ่มที่มีขนาดใหญ่ทำให้มองได้ว่าเป็น Spiculated mass เกิดขึ้น หรือกรณีที่จุดที่มี Spiculated mass อยู่ในตำแหน่งที่ใกล้กับส่วนที่เป็นกล้ามเนื้อหน้าอก ทำให้ขั้นตอนในการกำจัดหรือลบกล้ามเนื้อหน้าอกอาจทำให้ Spiculated mass โดนลบหรือกำจัดออกไปด้วย อีกทั้งกรณีรูปภาพที่นำมาทดสอบความเข้มสีของ Spiculated mass มีค่าต่ำจนใกล้เคียงกับส่วนของเนื้อเต้านม ส่งผลให้การปรับปรุงคุณภาพของภาพเกิดการผิดพลาดได้ สุดท้ายงานวิจัยนี้ประมวลผลกับภาพที่เป็นลักษณะจากการถ่ายด้านข้างเท่านั้น

### 5.3 งานวิจัยที่จะทำต่อในอนาคต

จากผลลัพธ์ที่ได้จากงานวิจัยนี้ประสิทธิภาพและความถูกต้องสูง แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในส่วนที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะต้องมาเป็นผู้วินิจฉัยว่า รูปร่าง Spiculated

mass ที่ได้เป็น Spiculated mass หรือไม่ ในกรณีที่ผลลัพธ์ที่ได้นั้นเกิดเป็นหลายๆชิ้น อาจทำให้เป็นการเพิ่มงานของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญที่จะต้องเสียเวลาในการวินิจฉัย งานวิจัยต่อไปที่จะทำในอนาคตอาจมีการเพิ่มประสิทธิภาพในการเพิ่มความถูกต้องและลดข้อผิดพลาดในการค้นหาของกลุ่มของจุดที่จะเป็นจุดเริ่มต้นของ snake ในการหารูปร่างของ Spiculated mass เพื่อลดงานของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญลงและอาจจะช่วยลดระยะเวลาในการตรวจวินิจฉัยของแพทย์ลงได้



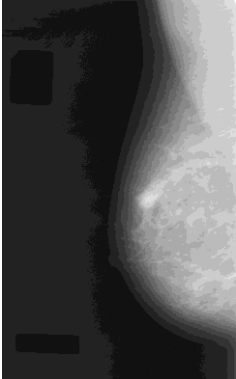



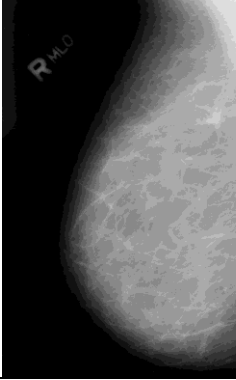
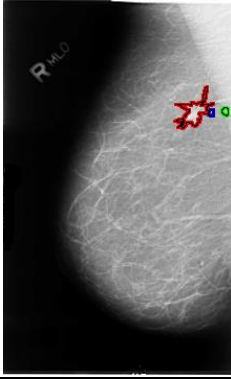
## บรรณานุกรม

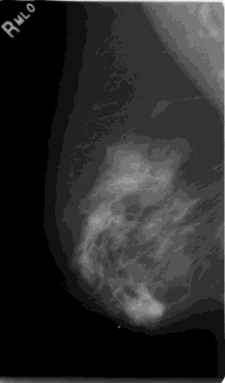
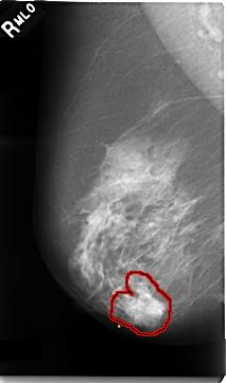
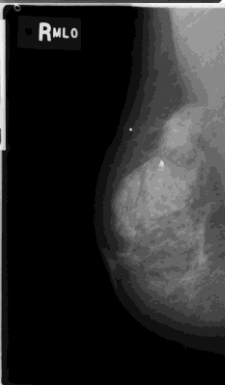
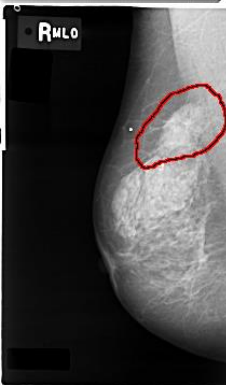
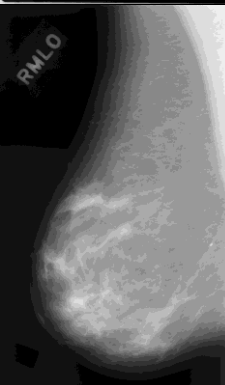
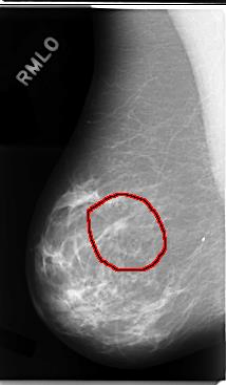
- G. S. Muralidhar, A. C. Bovik, J. D. Giese, M. P. Sampat, G. J. Whitman, T. M. Haygood, T. W. Stephens and M. K. Markey. "Snake : A Model-Based Active Contour Algorithm for the Annotation of Spicules on Mammography", IEEE Transaction on Medical Imaging, vol.29, pp 1768-1780, 2010
- L. Jiang, E. Song, X. Xu, G. Ma and B. Zheng, "Automated Detection of Breast of Mass Spiculation Levels and Evaluation of Schema Performance", Journal Academic Radiology, 2008, Vol.15 No.12, pp. 1534-1544
- V. Balanica, I. Dumitrache and L. Preziosi, "Breast Cancer Diagnosis based on Spiculation Feature and Neural Network Tehnique", INT J Comput Commun, pp.354-365, June 2013.
- Q. Abbs, E. M. Celebi and I. F. Garcia. "Breast mass segmentation using region-based and edge-based methods in a 4-stage multiscale system", Biomedical Signal Processing and Control, 8, 204-214.
- P. Boontong, B. Jantarakongkul, S. Rasmeequan, A. Rodtook and K. Chinnasarn, "Semi-Automated Detection of Breast Mass Spiculation Using Active Contour", Asia-Pacific Signal and Information Processing Association 2014, December 2014.
- A. Rodtook, S. Chucherd "Detection of Microcalcifications in Mammograms Using the Object Attribute Thresholding Algorithm", The Stamford journal, Vol 4 (No. 1), June 2012. (OAT algorithm)
- F. N. Fritsch and R. E. Carlson, "Monotone Piecewise Cubic Interpolation", SIAM Journal on Numerical Analysis, 17 (1970), 236-246.
- M.P. Sampat and A.C. Bovik, "Detection of Spiculated Lesions in Mammogram", Proceeding of the 25th Annual International Conference of the IEEE. Engineering in Medical and Biology Society (IEMBS), 2003. Vol.1 pp. 810-813.

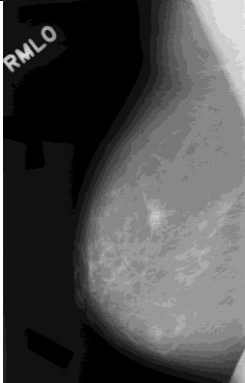
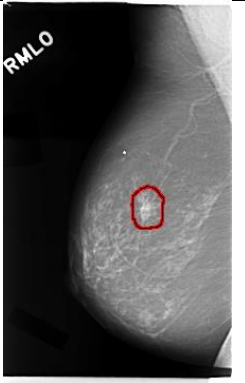
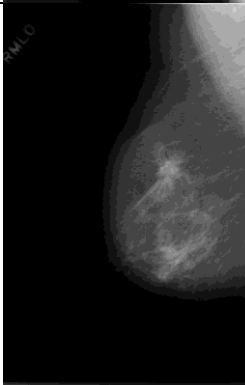
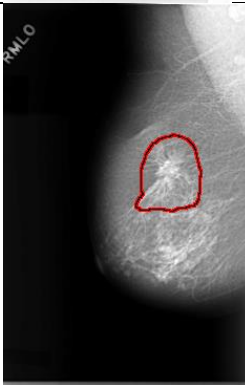

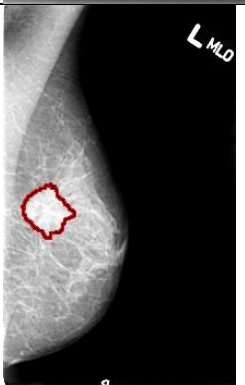
- H. Chipman, R. Tibshirani, "Hybrid hierarchical clustering with applications to microarray data", *Biostatistics* 2 (7) (2006) 286–301
- DDSM: Digital Database for Screening Mammography. Retrieved July 21,2014 , From the University of South Florida Digital Mammography Home Page
- C. Xu, J.L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow", *IEEE Transaction on Image Processing* 7 (3) (1998) 359–369
- C. Xu, J.L. Prince, "Gradient vector flow: a new external force for snakes", *Proceedings of the International IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and, Pattern Recognition* (1997) 66–71.
- A Abdel-Dayem and M.R. El-Sakka, "Fuzzy Entropy Based Detection of Suspicious Masses in Digial Mammogram Images", *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference,2005* pp.4017-4022.

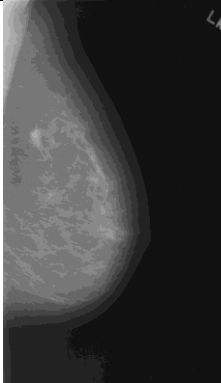
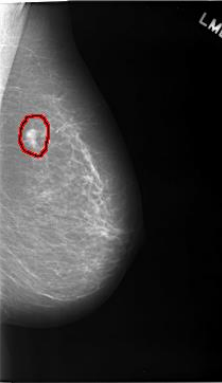
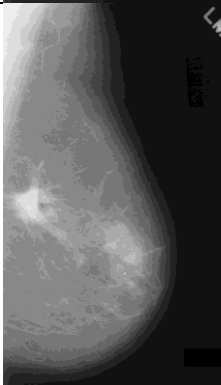

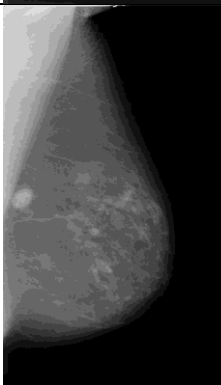
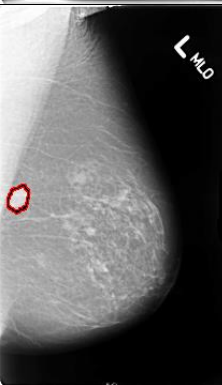
## ภาคผนวก

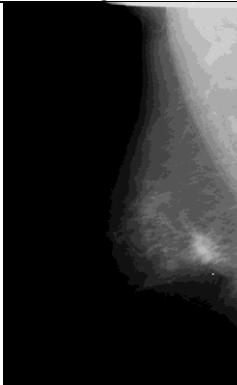
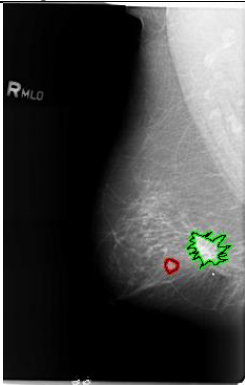
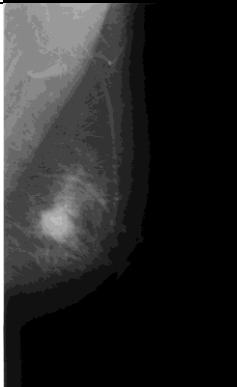

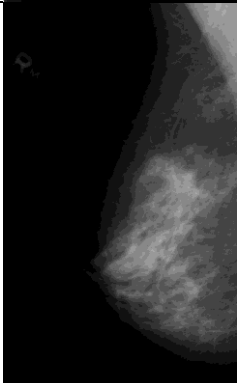
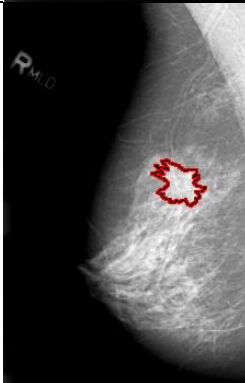
ข้อมูลภาพที่ใช้ในการทดสอบความถูกต้องในงานวิจัย

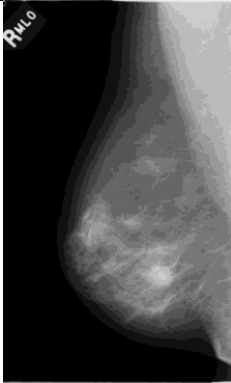

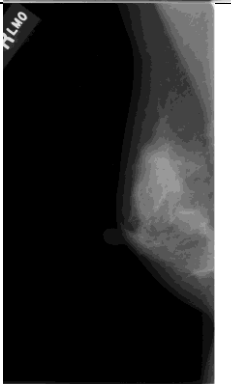

ชื่อรูปภาพ	รูปภาพตั้งต้น	รูปภาพ Ground truth
C_0043		
B_3058		
B_3059		

ชื่อรูปภาพ	รูปภาพตั้งต้น	รูปภาพ Ground truth
C_0006	 Original mammogram image C_0006 showing a breast in a mediolateral oblique (MLO) view. The image is grayscale and shows the internal structure of the breast. A small, faint lesion is visible in the lower right quadrant.	 Ground truth mammogram image C_0006, identical to the original but with a red hand-drawn circle highlighting the lesion in the lower right quadrant.
C_0004	 Original mammogram image C_0004 showing a breast in an MLO view. The image is grayscale and shows the internal structure of the breast. A larger, more prominent lesion is visible in the upper right quadrant.	 Ground truth mammogram image C_0004, identical to the original but with a red hand-drawn circle highlighting the lesion in the upper right quadrant.
C_0034	 Original mammogram image C_0034 showing a breast in an MLO view. The image is grayscale and shows the internal structure of the breast. A lesion is visible in the lower right quadrant.	 Ground truth mammogram image C_0034, identical to the original but with a red hand-drawn circle highlighting the lesion in the lower right quadrant.

ชื่อรูปภาพ	รูปภาพตั้งต้น	รูปภาพ Ground truth
C_0016		
C_0020		
B_3001		

ชื่อรูปภาพ	รูปภาพตั้งต้น	รูปภาพ Ground truth
C_0046	 Original mammogram image C_0046 showing a breast with a faint, indistinct lesion.	 Ground truth mammogram image C_0046 showing the same breast with a small, well-defined red circle highlighting a lesion.
C_0079	 Original mammogram image C_0079 showing a breast with a faint, indistinct lesion.	 Ground truth mammogram image C_0079 showing the same breast with a larger, irregular red circle highlighting a lesion.
B_3081	 Original mammogram image B_3081 showing a breast with a faint, indistinct lesion.	 Ground truth mammogram image B_3081 showing the same breast with a small, well-defined red circle highlighting a lesion.

ชื่อรูปภาพ	รูปภาพตั้งต้น	รูปภาพ Ground truth
B_3090		
C_0360		
B_3012		

ชื่อรูปภาพ	รูปภาพตั้งต้น	รูปภาพ Ground truth
C_0009	 Original mammogram image for case C_0009, showing a breast X-ray with a dark background and a white 'R' marker in the top left corner.	 Ground truth mammogram image for case C_0009, showing a breast X-ray with a dark background and a white 'R' marker in the top left corner. A red bounding box highlights a specific area in the lower right quadrant of the breast.
C_0015	 Original mammogram image for case C_0015, showing a breast X-ray with a dark background and a white 'R' marker in the top left corner.	 Ground truth mammogram image for case C_0015, showing a breast X-ray with a dark background and a white 'R' marker in the top left corner. A red bounding box highlights a specific area in the lower right quadrant of the breast.