

SYNTHESIS OF 2D MAMMOGRAPHIC IMAGE FROM PROJECTION IMAGES OBTAINED
FROM 3D BREAST TOMOSYNTHESIS IMAGING SYSTEM OF BREAST PHANTOM

Miss Surangkana Kantharak



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มที่ผู้วิจัยได้ยื่นขึ้นเพื่อเป็นหลักฐานการปฏิบัติตามข้อกำหนด

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Institutional Repository (CUIR)

are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

Faculty of Engineering
Chulalongkorn University

Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

การสังเคราะห์ภาพรังสีเต้านม 2 มิติ จากภาพโปรเจคชันที่ได้จากระบบถ่ายภาพเต้านม 3 มิติ
ของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม

นางสาวสุรางคณา กันธารักษ์



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การสังเคราะห์ภาพรังสีเต้านม 2 มิติ จากภาพโปรเจคชันที่
ได้จากระบบถ่ายภาพเต้านม 3 มิติของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อ
เต้านม

โดย

นางสาวสุรางคณา กันธารักษ์

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวเวช

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ธนารัตน์ ชลิตาพงศ์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

แพทย์หญิงเจนจิรา ปรีกษาศิตี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัย
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต

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

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ธนารัตน์ ชลิตาพงศ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(แพทย์หญิงเจนจิรา ปรีกษาศิตี)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นงลักษณ์ โควาวิสารัช)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร. อาริต ธรรมโน)

สุรางคนา กันธารักษ์ : การสังเคราะห์ภาพรังสีเต้านม 2 มิติ จากภาพโปรเจคชันที่ได้จากระบบถ่ายภาพเต้านม 3 มิติของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม (SYNTHESIS OF 2D MAMMOGRAPHIC IMAGE FROM PROJECTION IMAGES OBTAINED FROM 3D BREAST TOMOSYNTHESIS IMAGING SYSTEM OF BREAST PHANTOM) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร. ธนารัตน์ ชลิตาพงศ์, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: พญ.เจนจิรา ปรีกษาศี, 133 หน้า.

การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติหรือแมมโมแกรม เป็นวิธีมาตรฐานสำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรก แต่วิธีนี้มีข้อจำกัดในคนที่มึนเนื้อเยื่อเต้านมปริมาณมาก ทำให้มีการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม ซึ่งอาจบดบังรอยโรคได้ ทำให้ต้องมีการตรวจวินิจฉัยอย่างอื่นเพิ่มเติม การตรวจแมมโมแกรมร่วมกับการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติหรือ DBT เป็นอีกทางเลือกหนึ่ง que เพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจหามะเร็งเต้านม การตรวจ DBT ช่วยแก้ปัญหาการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม ทำให้เห็นขอบเขตของรอยโรคได้ชัดเจน และสามารถบอกตำแหน่งของรอยโรคนั้น ๆ ได้ ในขณะที่ภาพแมมโมแกรมเป็นภาพที่มีความละเอียดสูงกว่า ช่วยให้สามารถดูการกระจายตัวของท่อน้ำนมและรอยโรคขนาดเล็กได้ดีกว่า แต่การตรวจทั้งสองอย่างร่วมกันผู้ที่เข้ารับการตรวจจะได้รับปริมาณรังสีเป็นสองเท่า วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอวิธีการประยุกต์เทคนิคประมวลผลภาพในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากข้อมูลภาพ DBT เพื่อลดปริมาณรังสีในการถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจวินิจฉัยมะเร็งเต้านม โดยการถ่ายเฉพาะภาพ DBT เพียงแบบเดียวแต่มีข้อมูลภาพสำหรับวินิจฉัยทั้งสองแบบเหมือนเดิม ในงานวิจัยนี้นำข้อมูลภาพโปรเจคชันซึ่งเป็นภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมจำนวน 15 ภาพที่ได้จากระบบถ่ายภาพ DBT มาทำการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง โดยใช้วิธี Iterative Back Projection ภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพจะถูกแปลงให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง จากนั้นทำการรวมข้อมูลแต่ละภาพโปรเจคชันภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้จะถูกใช้เป็นภาพนำเข้าสู่ขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง ทำการประเมินคุณภาพของภาพที่ได้โดยใช้ Peak Signal to Noise Ratio (PSNR), Mean Structure Similarity (MSSIM) และ Phantom Passing Score จากผลการทดสอบพบว่า ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพมีค่า PSNR และ MSSIM เฉลี่ยเท่ากับ 20.5353 และ 0.5247 ตามลำดับ และมีค่า Phantom Passing Score เท่ากับ 5, 2.5, 3 สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์ส วัตถุจำลองกลุ่มท่อน้ำนม และวัตถุจำลองก้อนเนื้อ ตามลำดับ ซึ่งสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับภาพโปรเจคชันตั้งต้นและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันเพียงภาพเดียว อย่างไรก็ตาม แม้ว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นสามารถเห็นเนื้อเยื่อไฟเบอร์สและก้อนเนื้อได้ดี แต่ยังมีข้อจำกัดในการตรวจหากลุ่มท่อน้ำนมขนาดเล็ก ซึ่งเป็นสัญญาณสำคัญของมะเร็งเต้านม โดยเฉพาะท่อน้ำนมที่มีขนาดเล็กกว่า 0.32 มิลลิเมตร ตลอดจนความคมชัดและความละเอียดของภาพยังไม่ดีเท่ากับภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายภาพจริง

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5470432721 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS: SYNTHESIZED MAMMOGRAPHIC IMAGE / SUPER-RESOLUTION / RADIATION DOSE REDUCTION / DIGITAL BREAST TOMOSYNTHESIS

SURANGKANA KANTHARAK: SYNTHESIS OF 2D MAMMOGRAPHIC IMAGE FROM PROJECTION IMAGES OBTAINED FROM 3D BREAST TOMOSYNTHESIS IMAGING SYSTEM OF BREAST PHANTOM. ADVISOR: ASST. PROF. DR. THANARAT CHALIDABHONGSE, CO-ADVISOR: JENJEERA PRUEKSADEE, M.D., 133 pp.

The gold standard for early detection of breast cancer has been the mammogram. This technique still has limitation in dense breast women due to superimposing of breast tissue. This can be solved by combining mammogram with additional investigations. Digital Breast Tomosynthesis (DBT) is a choice. Combining mammogram with DBT overcomes this limitation but increases radiation dose approximately twice. DBT helps improving the detection of architecture distortions and masses. However, microcalcifications are better identified by mammogram due to higher resolution. In this thesis, we focus on reducing radiation dose by generating the synthesized mammographic image from DBT data using Super-Resolution technique based on Iterative Back Projection (IBP). The 15 projection images of breast phantom which obtained from DBT imaging system are automatically registered. Then, fuse the registered images. The obtained image is used as the input image in SR step to synthesis the synthesized mammographic image. To evaluate the performance, Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) and Mean Structure Similarity (MSSIM) are computed and Phantom Passing Score are scored. The synthesized mammographic image yields better results compared to the original projection image and the synthesized one from single projection image, with 20.5353 PSNR and 0.5247 MSSIM. For Phantom Passing Score, we obtained 5, 2.5, 3 for fibers, group of microcalcifications and masses, respectively. The synthesized mammographic image can identify architecture distortions and masses. But there are still some limitations in visualization of microcalcifications which are an important sign of breast cancer.

Field of Study: Biomedical Engineering

Academic Year: 2014

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้ทำวิจัยขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ธนารัตน์ ชลิตาพงศ์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก และ พญ.เจนจิรา ปรีกษาศิ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ที่คอยให้ความช่วยเหลือเป็นอย่างดี มาโดยตลอด วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะไม่สำเร็จลุล่วงหากขาดคำปรึกษา คำชี้แนะ การสนับสนุนในด้านต่าง ๆ จากอาจารย์ที่ปรึกษาทั้งสองท่านในตลอดระยะเวลาของการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร. มานะ ศรียุทธศักดิ์ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รวมถึง คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รศ.นงลักษณ์ โควาวิสารัช และ รศ.ดร.อาริต ธรรมโน ที่ให้คำแนะนำ ความคิดเห็น และแนะแนวทางในการทำงานวิทยานิพนธ์ ตลอดจนตรวจสอบ และแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณอาจารย์และบุคลากรทุกท่านของแผนกรังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย แผนกรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ และภาควิชาวิศวกรรมชีวเวช คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ช่วยเหลือ อำนวยความสะดวก และอนุเคราะห์สถานที่ เครื่องมือและอุปกรณ์ต่าง ๆ แก่ผู้วิจัยตลอดมา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะไม่สามารถดำเนินการต่อไปได้เลยหากขาดความช่วยเหลือของ Dr.Andrew Smith และ Dr.Baorui Ren ที่ให้คำแนะนำเกี่ยวกับเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบสามมิติ ตลอดจนโปรแกรมในการได้มาซึ่งภาพโปรเจกชันที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณรังสีแพทย์และนักรังสีการแพทย์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย และโรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ที่ช่วยในการวิเคราะห์และประเมินผลของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ท้ายสุดนี้ ขอขอบพระคุณ ครอบครัวของผู้วิจัย บิดา มารดา และพี่สาว ที่คอยสนับสนุน ด้านการศึกษา และทุกคนที่คอยให้กำลังใจจนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฎ
สารบัญรูปภาพ.....	ฅ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	6
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	6
1.3.1 ภาพนำเข้า.....	6
1.3.2 เกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพที่สังเคราะห์ขึ้น.....	6
1.4 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	6
1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ.....	7
1.6 องค์ประกอบของวิทยานิพนธ์.....	7
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	8
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	8
2.1.1 การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ (Mammographic Imaging).....	8
2.1.1.1 ลักษณะที่เห็นได้จากภาพแมมโมแกรม	8
2.1.1.2 ประโยชน์ที่ได้จากการถ่ายภาพแมมโมแกรม	11
2.1.1.3 อันตรายที่เกิดจากการถ่ายภาพแมมโมแกรม	11
2.1.1.4 ข้อจำกัดของการถ่ายภาพแมมโมแกรม.....	11

2.1.2 การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ (Digital Breast Tomosynthesis Imaging).....	13
2.1.2.1 หลักการถ่ายภาพ DBT.....	13
2.1.2.2 ข้อจำกัดของการถ่ายภาพ DBT.....	17
2.1.3 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง (Super Resolution).....	19
2.1.3.1 วัตถุประสงค์ของการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง.....	19
2.1.3.2 หลักการพื้นฐานของการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง.....	20
2.1.3.3 Observation Model.....	21
2.1.3.4 เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง.....	22
2.1.3.5 การประยุกต์ใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งทางการแพทย์.....	26
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	27
บทที่ 3 วิธีที่นำเสนอ.....	32
3.1 Image Registration.....	32
3.1.1 Speeded Up Robust Feature (SURF).....	36
3.1.1.1 SURF Detector.....	37
3.1.1.2 SURF Descriptor.....	40
3.2 Image Fusion.....	41
3.3 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง.....	41
3.3.1 Iterative Back Projection.....	41
บทที่ 4 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	45
4.1 เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้.....	45
4.1.1 เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม.....	45
4.1.2 หุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม.....	46
4.1.3 เครื่องคอมพิวเตอร์.....	48

4.2	ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย.....	48
4.3	การถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม.....	49
4.4	การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม	50
4.4.1	Registration และ Fusion.....	51
4.4.2	การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง.....	53
4.5	การประเมินคุณภาพของภาพผลลัพธ์.....	56
4.5.1	การประเมินคุณภาพเชิงปริมาณ (Objective Measurement).....	56
4.5.2	การประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัย (Subjective Measurement).....	58
4.5.2.1	คุณสมบัติของผู้ประเมิน	59
4.5.2.2	วิธีการประเมินโดยใช้ Phantom passing score	59
4.5.2.3	การประเมินความสอดคล้องกัน (Reliability).....	60
บทที่ 5	ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง	64
5.1	เทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพ.....	65
5.2	ขั้นตอน Registration และ Fusion.....	68
5.3	ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นและการประเมินคุณภาพ	72
5.3.1	การประเมินเชิงปริมาณ (Objective measurement).....	84
5.3.2	การประเมินเชิงจิตวิสัย (Subjective visual measurement)	86
บทที่ 6	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	91
6.1	สรุปผลการวิจัย.....	91
6.2	ข้อเสนอแนะ	92
	รายการอ้างอิง	95
	ภาคผนวก.....	101
	ภาคผนวก ก หน่วยวัดปริมาณรังสีที่ได้รับ.....	102

ภาคผนวก ข แบบประเมิน Phantom Passing Score.....	104
ภาคผนวก ค ผลการประเมิน Phantom Passing Score	108
ภาคผนวก ง การเปรียบเทียบการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยวิธีที่นำเสนอกับวิธีอื่นๆ	115
ภาคผนวก จ การประเมินความสอดคล้องกัน (Reliability).....	120
ภาคผนวก ฉ ผลงานตีพิมพ์ที่เป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์นี้	132
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	133



สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2-1	เปรียบเทียบความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งเมื่อทำการตรวจทางรังสีประเภทต่าง ๆ	12
ตารางที่ 2-2	เปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีเต้านมระหว่างภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT	18
ตารางที่ 2-3	เปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงแต่ละวิธี [13], [16].....	25
ตารางที่ 4-1	ตารางตัวอย่างการแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa	61
ตารางที่ 4-2	การแปลผลความสอดคล้องกันจากค่าสถิติ Kappa	63
ตารางที่ 5-1	การตั้งค่าเทคนิคและปริมาณรังสีที่ได้รับในการถ่ายภาพหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม	65
ตารางที่ 5-2	เวลาเฉลี่ย (วินาที) ที่ใช้ในการประมวลผลภาพแต่ละขั้นตอนของการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ 2.6 GHz Intel Core i5 หน่วยความจำ 4GB โดยใช้ภาพนำเข้าที่เป็นภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียวและภาพที่รวมข้อมูลจากทั้ง 15 ภาพโปรเจคชัน ในแต่ละชุดภาพ.....	83
ตารางที่ 5-3	เปรียบเทียบค่า Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) และ Mean Structure Similarity (MSSIM) ระหว่างภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° และภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ในแต่ละชุดภาพ.....	85
ตารางที่ 5-4	ค่า Phantom Passing Score มาตรฐาน สำหรับประเมินคุณภาพของภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม	87
ตารางที่ 5-5	เปรียบเทียบผลประเมิน Phantom Passing Score ระหว่างภาพโปรเจคชันที่ 0° ภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° และภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ.....	87
ตารางที่ 5-6	ผลการประเมินความสอดคล้องระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	89
ตารางที่ ก-1	ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของรังสี กำหนดโดย ICRP publication 103 [54].....	103

ตารางที่ ก-2 ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของเนื้อเยื่อ กำหนดโดย ICRP publication 103 [54]..... 103

ตารางที่ ค-1 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายภาพจริง 108

ตารางที่ ค-2 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพด้วยวิธี Iterative Back Projection (IBP)..... 109

ตารางที่ ค-3 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ด้วยวิธี Iterative Back Projection (IBP)..... 110

ตารางที่ ค-4 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)..... 111

ตารางที่ ค-5 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)... 112

ตารางที่ ค-6 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพด้วยวิธี Sparse Representation..... 113

ตารางที่ ค-7 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ด้วยวิธี Sparse Representation 114

ตารางที่ ง-1 เวลาเฉลี่ย (วินาที) ที่ใช้ในการประมวลผลภาพแต่ละขั้นตอนของการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมโดยใช้ภาพนำเข้าเป็นภาพที่รวมข้อมูลจากทั้ง 15 ภาพโปรเจคชัน โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่แตกต่างกัน 115

ตารางที่ ง-2 เปรียบเทียบค่า Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) และ Mean Structure Similarity (MSSIM) ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่แตกต่างกัน..... 116

ตารางที่ ง-3 เปรียบเทียบผลประเมิน Phantom Passing Score ระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายภาพจริง, ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่แตกต่างกัน 116

ตารางที่ จ-1 ผลการประเมินความสอดคล้องระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ โดยใช้ Iterative Back Projection (IBP), New Edge-Directed Interpolation และ Sparse Representation	120
ตารางที่ จ-2 ผลการประเมิน Phantom Passing Score สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรัสเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น.....	121
ตารางที่ จ-3 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรัสระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Iterative Back projection (IBP).....	122
ตารางที่ จ-4 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรัสระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI).....	122
ตารางที่ จ-5 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรัสระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Sparse Representation	123
ตารางที่ จ-6 ผลการประเมิน Phantom Passing Score สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น.....	124
ตารางที่ จ-7 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Iterative Back projection (IBP)	125
ตารางที่ จ-8 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI).....	126
ตารางที่ จ-9 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Sparse Representation	127

ตารางที่ จ-10 ผลการประเมิน Phantom Passing Score สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ เปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น.....	128
ตารางที่ จ-11 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Iterative Back projection (IBP).....	129
ตารางที่ จ-12 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI).....	129
ตารางที่ จ-13 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Sparse Representation	130



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 1-1 การถ่ายภาพรังสีเต้านมในท่ามาตรฐาน.....	2
รูปที่ 1-2 ลักษณะภาพถ่ายรังสีเต้านมที่ได้จากการถ่ายในแต่ละท่าการตรวจ.....	2
รูปที่ 1-3 เปรียบเทียบการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบต่าง ๆ.....	4
รูปที่ 1-4 ภาพถ่ายรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ ที่แต่ละชั้นความหนาของเต้านม ตั้งแต่ฐานเต้านมที่ติดกับฉากรับรังสี (หมายเลข 1) ถึงเต้านมที่ติดกับแผ่นกดเต้านม (หมายเลข 46).....	5
รูปที่ 2-1 เครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรม	9
รูปที่ 2-2 ส่วนประกอบต่าง ๆ ของเต้านม.....	10
รูปที่ 2-3 ภาพแมมโมแกรมที่ประกอบด้วยปริมาณของท่อและต่อมน้ำนมที่แตกต่างกัน	10
รูปที่ 2-4 เปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีเต้านมทั้ง 2 แบบ.....	14
รูปที่ 2-5 การถ่ายภาพแบบหลายมุมมองในระบบถ่ายภาพ DBT	14
รูปที่ 2-6 เครื่องถ่ายภาพ DBT	15
รูปที่ 2-7 ภาพถ่าย DBT	16
รูปที่ 2-8 เปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีเต้านมทั้ง 2 แบบในการตรวจหารอยโรค.....	16
รูปที่ 2-9 ภาพความละเอียดต่ำที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยวิธีต่างกัน	20
รูปที่ 2-10 การสูญเสียความละเอียดของภาพในการถ่ายภาพแบบดิจิตอล.....	21
รูปที่ 2-11 แผนภาพแสดง Observation model ของการถ่ายภาพดิจิตอล.....	23
รูปที่ 2-12 กราฟเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพรังสีเทียบกับรังสีที่ได้รับจากธรรมชาติเฉลี่ยต่อปี	28
รูปที่ 3-1 ตัวอย่างภาพโปรเจกชันที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้.....	34
รูปที่ 3-2 สรุปลักษณะหลักของ Feature Based Registration.....	35
รูปที่ 3-3 ตัวอย่างการคำนวณภาพอินทริกัลที่จุดใด ๆ.....	36

รูปที่ 3-4 การใช้ภาพอินทิกรัลหากต้องการหาค่าผลรวมของพิกเซลในพื้นที่สี่ฟ้า	37
รูปที่ 3-5 ตัวกรองขนาด 9x9	38
รูปที่ 3-6 ตัวอย่าง 3 octave ที่ต่างกัน	39
รูปที่ 3-7 การหาค่า blob response สูงสุด	39
รูปที่ 3-8 Haar Wavelet Filter ที่ใช้ในการคำนวณหา Haar Wavelet response ในแนวแกน x (ซ้าย) และแนวแกน y (ขวา) [47]	40
รูปที่ 3-9 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยเทคนิค Iterative Back Projection (IBP) สำหรับภาพความละเอียดต่ำหลายภาพ	42
รูปที่ 3-10 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยเทคนิค Iterative Back Projection สำหรับภาพความละเอียดต่ำหนึ่งภาพ	44
รูปที่ 4-1 เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม Hologic Selenia Dimensions Breast Tomosynthesis System ที่ใช้ในงานวิจัยนี้	45
รูปที่ 4-2 หุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม Gammex Mammographic Accreditation Phantom Model 156	47
รูปที่ 4-3 ลักษณะภายในของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมที่ประกอบด้วยวัตถุจำลองชนิดต่าง ๆ ที่มีขนาดแตกต่างกัน	47
รูปที่ 4-4 สรุปขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย	48
รูปที่ 4-5 การจัดวางหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเพื่อทำการถ่ายภาพรังสี	50
รูปที่ 4-6 Registration ระหว่างภาพอ้างอิง (ซ้าย) กับภาพโปรเจคชันที่ห่างจากมุม 0° มาก ๆ (-7.56°)	51
รูปที่ 4-7 Registration ระหว่างภาพอ้างอิง (ซ้าย) กับภาพโปรเจคชันที่อยู่ติดกัน	52
รูปที่ 4-8 ภาพโปรเจคชันเมื่อหลอดเอ็กซเรย์เอียงทำมุมต่างๆ	52
รูปที่ 4-9 วิธี Registration และ Fusion ภาพโปรเจคชันมุมลบ	54
รูปที่ 4-10 วิธี Registration และ Fusion ภาพโปรเจคชันมุมบวก	55

รูปที่ 4-11 Registration และ Fusion ภาพผลลัพธ์จาก Registration และ Fusion ของภาพโปรเจกชันมุมลบและมุมบวก โดยใช้ภาพโปรเจกชันที่ 0° เป็นภาพอ้างอิง	56
รูปที่ 4-12 ตัวอย่างการให้คะแนนภาพถ่ายรังสีหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม.....	60
รูปที่ 5-1 การจัดวางแผ่นอะคริลิกในการถ่ายภาพชุดที่ 2 และ 4	64
รูปที่ 5-2 ภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม	67
รูปที่ 5-3 ระยะทางที่รังสีผ่านในวัตถุตั้งแต่แผ่นกดเต้านม (Compression paddle) ไปยังจุด ๆ หนึ่งในวัตถุนั้น	69
รูปที่ 5-4 จุดที่สัมพันธ์กันในภาพโปรเจกชัน 2 ภาพที่อยู่ติดกัน.....	70
รูปที่ 5-5 จุดที่สัมพันธ์กันในภาพโปรเจกชัน 2 ภาพที่ไม่อยู่ติดกัน.....	70
รูปที่ 5-6 ภาพผลลัพธ์จากขั้นตอน Registration และ Fusion.....	71
รูปที่ 5-7 ชุดภาพที่ 1 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก).....	73
รูปที่ 5-8 ชุดภาพที่ 1 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก).....	74
รูปที่ 5-9 ชุดภาพที่ 2 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก).....	75
รูปที่ 5-10 ชุดภาพที่ 2 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก).....	76
รูปที่ 5-11 ชุดภาพที่ 3 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก).....	77

รูปที่ 5-12 ชุดภาพที่ 3 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)	78
รูปที่ 5-13 ชุดภาพที่ 4 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)	79
รูปที่ 5-14 ชุดภาพที่ 4 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)	80
รูปที่ 5-15 ชุดภาพที่ 5 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)	81
รูปที่ 5-16 ชุดภาพที่ 5 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)	82
รูปที่ ง-1 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งวิธี Iterative Back Projection (IBP).....	117
รูปที่ ง-2 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งวิธี New Edge-Detected Interpolation (NEDI).....	118
รูปที่ ง-3 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งวิธี Sparse Representation.....	119

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

มะเร็งเป็นสาเหตุการตายอันดับหนึ่งของประชากรในประเทศไทยโดยพบว่ามีอัตราการตายต่อประชากร 100,000 คนเท่ากับ 84.9% ในปี พ.ศ. 2550 และเพิ่มเป็น 95.2% ในปี พ.ศ. 2554 โดยมะเร็งที่พบมากที่สุด 3 อันดับแรก ได้แก่ มะเร็งตับและท่อน้ำดี มะเร็งที่หลอดคอ หลอดลมใหญ่ และปอด และมะเร็งเต้านม ตามลำดับ [1] จากสถิติของสถาบันมะเร็งแห่งชาติปี พ.ศ. 2555 พบผู้ป่วยมะเร็งเต้านมรายใหม่ที่เข้ามารับการรักษาคิดเป็น 39.74% ของมะเร็งทั้งหมดที่พบป่วยในเพศหญิง และพบมากเป็นอันดับหนึ่งโดยเฉพาะในช่วงอายุ 41–59 ปี [2] การตรวจพบมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรกตั้งแต่ยังไม่แสดงอาการจะช่วยลดความเจ็บปวดทรมานจากอาการตามระยะของโรค ให้ผลตอบสนองต่อการรักษาดี และโอกาสหายจากโรคเพิ่มขึ้น พบว่าอัตราการรอดชีวิต 5 ปีหลังเข้ารับการรักษามะเร็งเต้านมลดลงเมื่อระยะของมะเร็งสูงขึ้น

การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ (Mammographic Imaging) เป็นการถ่ายภาพเต้านมโดยใช้รังสีเอกซ์ด้วยเครื่องถ่ายภาพที่ผลิตออกมาเฉพาะสำหรับถ่ายภาพรังสีเต้านม ซึ่งแตกต่างจากเครื่องถ่ายภาพรังสีทั่วไป ถือเป็นวิธีมาตรฐาน (Gold standard) ในการตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรกตั้งแต่ผู้ป่วยยังไม่แสดงอาการ รวมทั้งโรคของเต้านมชนิดอื่น ๆ ด้วย เนื่องจากการถ่ายภาพรังสีเต้านมเป็นการถ่ายภาพของโครงสร้างหรืออวัยวะ 3 มิติ ให้ออกมาเป็นภาพ 2 มิติ ภาพที่ได้เป็นผลรวมของรังสีที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อเต้านมไปยังฉากรับรังสี จึงมีการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมตามความหนาของเต้านมที่ถูกกดไว้ขณะทำการถ่ายภาพ การซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมทำให้เกิด 2 ลักษณะ คือ เนื้อเยื่อเต้านมปกติบดบังรอยโรค ทำให้ไม่สามารถตรวจพบมะเร็งเต้านมหรือสัญญาณของมะเร็งเต้านมได้ และเนื้อเยื่อเต้านมปกติที่ซ้อนทับกันแล้วทำให้เกิดรูปร่างคล้ายกับมะเร็ง จำเป็นต้องมีการถ่ายภาพรังสีเต้านมของผู้ป่วยซ้ำ เพื่อให้สามารถวินิจฉัยได้ถูกต้องว่า บริเวณที่สงสัยนั้นเป็นรอยโรคจริงหรือเป็นเพียงเนื้อเยื่อเต้านมปกติที่ซ้อนทับกันเท่านั้น โดยถ่ายภาพของเนื้อเยื่อเต้านมในมุมมองอื่นที่ต่างจากการถ่ายในท่ามาตรฐานที่แสดงไว้ดังรูปที่ 1-1 (Cranio-caudal view; CC และ Medio-Lateral Oblique view; MLO) เช่น การกดเต้านมเฉพาะบริเวณที่สงสัย (Spot compression view) เพื่อกระจายเนื้อเยื่อเต้านมบริเวณนั้นออกจากกัน ลดการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมทำให้เห็นรายละเอียดในบริเวณที่สงสัยชัดเจนขึ้น การเอียงหลอดเอ็กซเรย์ให้มุมในการถ่ายแตกต่างไปจากเดิม และการบิดหรือหมุนเต้านม เป็นต้น หรืออาจต้องทำการตรวจวินิจฉัยด้วยวิธีอื่น ๆ เช่น การตรวจร่วมกับการถ่ายภาพทางการแพทย์อื่น ๆ และการตัดชิ้นเนื้อ (Biopsy) เพื่อตรวจ

ทางพยาธิวิทยาว่าเป็นเซลล์มะเร็งหรือไม่ ซึ่งการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมมีผลอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่มีลักษณะของเต้านมที่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อเต้านมจำนวนมาก (Dense breast)



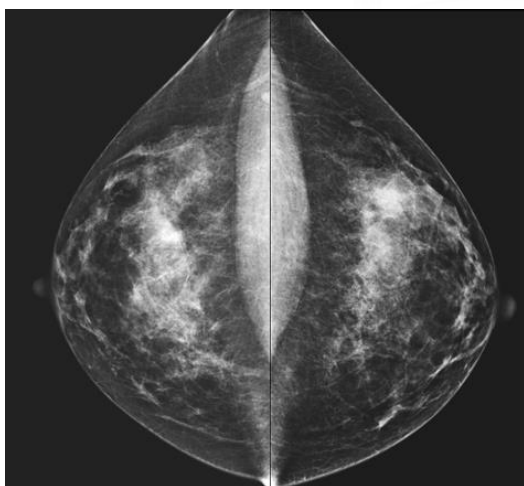
(ก)



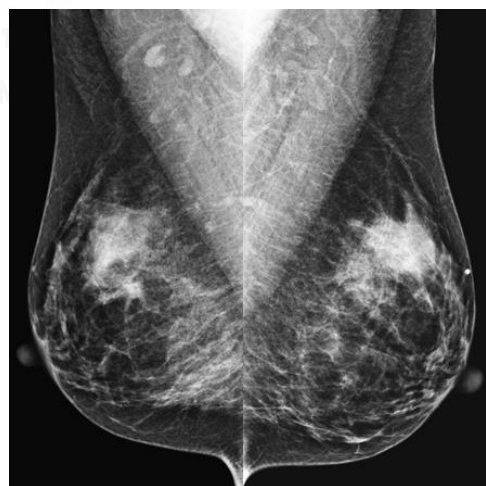
(ข)

รูปที่ 1-1 การถ่ายภาพรังสีเต้านมในท่ามาตรฐาน (ก) Craniocaudal view และ (ข) Medio-Lateral Oblique view

ที่มา: <http://www.imaginis.com/mammography> [9 กรกฎาคม 2558]



(ก)

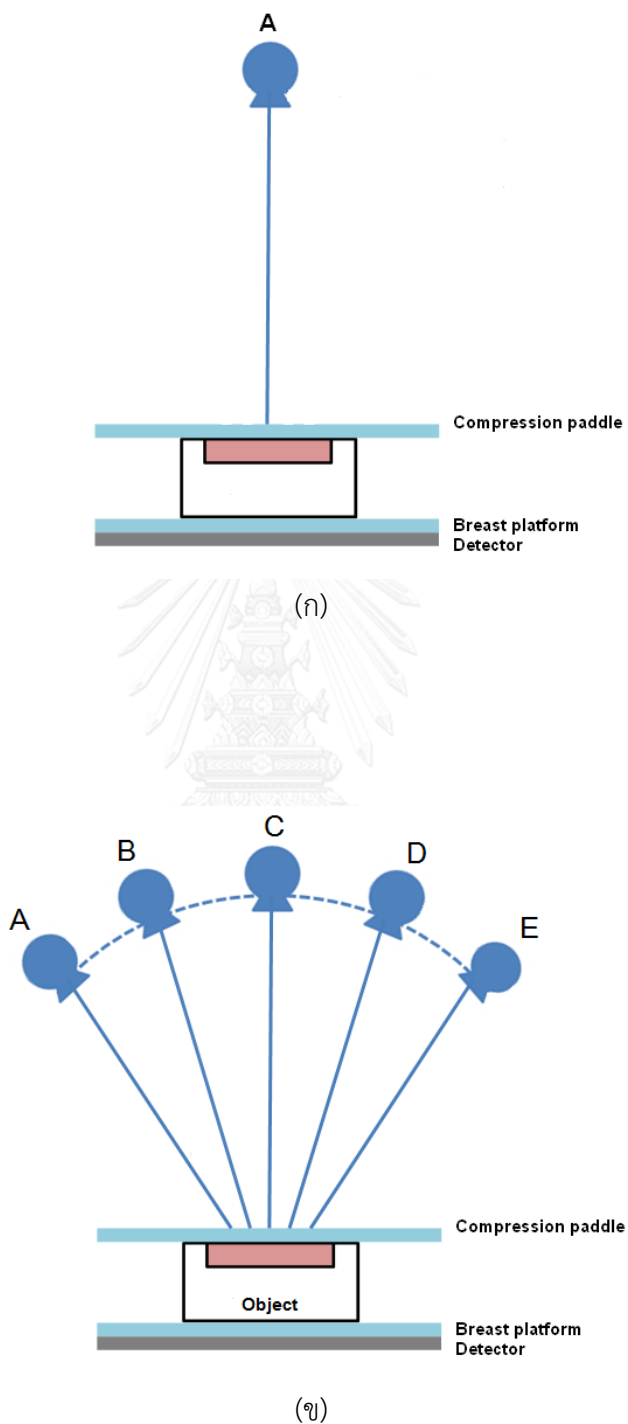


(ข)

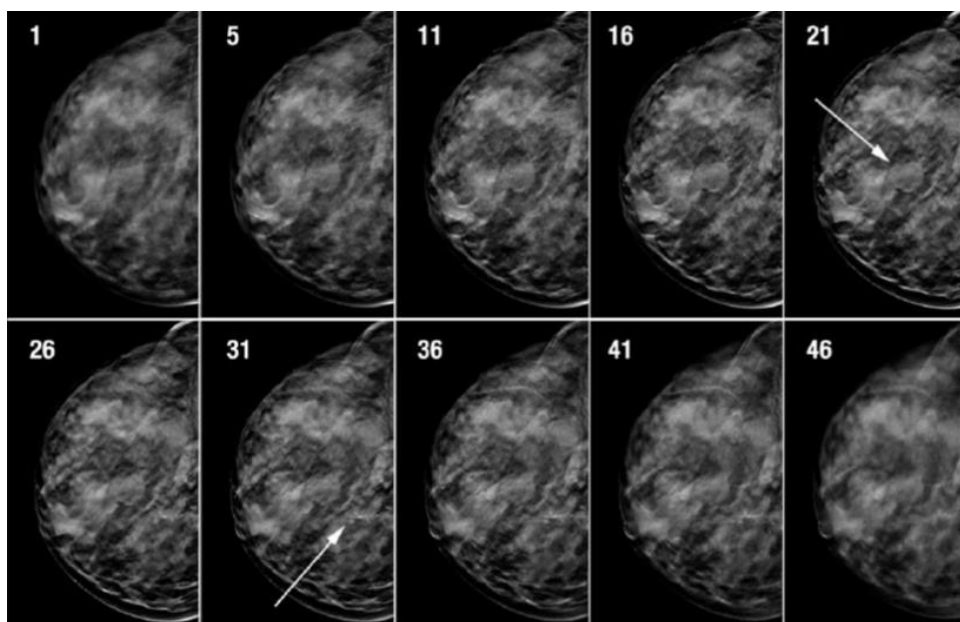
รูปที่ 1-2 ลักษณะภาพถ่ายรังสีเต้านมที่ได้จากการถ่ายในแต่ละท่าการตรวจ (ก) Craniocaudal view และ (ข) Medio-Lateral Oblique view

ปัจจุบันมีเทคโนโลยีใหม่ที่ผ่านการรับรองจากองค์การอาหารและยา ประเทศสหรัฐอเมริกา (US Food and Drug Administers; FDA) ซึ่งเป็นเทคโนโลยีที่สามารถถ่ายภาพตัดขวางของเต้านมได้ คล้ายกับภาพที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดทอมาสซินโทกราฟี (Computed Tomography; CT) เทคโนโลยีดังกล่าวคือ ระบบถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ (Digital Breast Tomosynthesis Imaging System) เป็นการถ่ายภาพที่อาศัยหลักการสร้างภาพ 3 มิติ จากภาพถ่าย 2 มิติในหลายมุมมอง ภาพที่ได้เป็นภาพตัดขวาง โดยจะแสดงภาพเต้านมที่ละส่วนตามความลึกหรือความหนาของเต้านมที่ถูกกดไว้ในขณะทำการถ่ายภาพ ทำให้สามารถเห็นลักษณะภายในในแต่ละระดับความหนาของเต้านมได้ วิธีการถ่ายภาพเหมือนกับการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ แต่แตกต่างกันคือ การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ จะถ่ายโดยการเอียงหลอดเอ็กซเรย์ทำมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี ในขณะที่การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติจะถ่ายเฉพาะมุมที่ตั้งฉากกับฉากรับรังสีหรือที่ 0° เท่านั้น ดังแสดงในรูปที่ 1-3 การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิตินี้จะช่วยลดปัญหาการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม เนื่องจากภาพที่ได้เกิดจากการนำภาพถ่ายรังสีที่มุมต่าง ๆ มาสร้างภาพใหม่ ที่แสดงออกมาเป็นภาพตัดขวางที่แต่ละระดับความหนาของเต้านม ดังรูปที่ 1-4 ทำให้เห็นรายละเอียดในแต่ละชั้นความหนาของเต้านมชัดเจนขึ้น เพราะไม่มีเนื้อเยื่อเต้านมในชั้นอื่น ๆ มาบดบัง นอกจากนี้ยังสามารถบอกตำแหน่งของรอยโรคได้ เพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยของแพทย์ให้มีความถูกต้อง และลดการถ่ายภาพรังสีเต้านมเพิ่มในบริเวณที่สงสัย ตลอดจนการตรวจด้วยวิธีอื่น ๆ โดยไม่จำเป็น ซึ่งวิธีการถ่ายภาพดังกล่าว มีประโยชน์อย่างยิ่งโดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีความหนาแน่นหรือมีปริมาณของเนื้อเยื่อเต้านมมาก ทำให้มีโอกาสในการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมและการบดบังรอยโรคสูง ยกต่อการวินิจฉัยของแพทย์

จากรูปที่ 1-3 ขณะที่ทำการถ่ายภาพรังสี เต้านมหรือวัตถุที่ต้องการถ่ายภาพจะถูกกดด้วยแผ่นกด (Compression paddle) เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการเลื่อนตำแหน่งของเต้านมหรือวัตถุนั้น ๆ รูปที่ 1-3 (ก) การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ หลอดเอ็กซเรย์จะอยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี (ตำแหน่ง A) ในขณะที่ รูปที่ 1-3 (ข) การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ หลอดเอ็กซเรย์จะเอียงทำมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี โดยจะเริ่มถ่ายภาพที่ตำแหน่ง A ก่อน จากนั้นหลอดเอ็กซเรย์จะเคลื่อนมาถ่ายภาพที่ตำแหน่ง B C D และ E ตามลำดับ จำนวนตำแหน่งที่ทำการถ่ายภาพขึ้นกับแต่ละบริษัทกำหนด ซึ่งปริมาณรังสีในการถ่ายภาพ 1 มุมจะน้อยกว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ แต่ปริมาณรังสีรวมจะใกล้เคียงกัน



รูปที่ 1-3 เปรียบเทียบการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบต่าง ๆ (ก) การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ หลอดเอ็กซเรย์ทำมุมตั้งฉากกับฉากรับรังสี และ (ข) การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ หลอดเอ็กซเรย์เคลื่อนที่ทำมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี



รูปที่ 1-4 ภาพถ่ายรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ ที่แต่ละชั้นความหนาของเต้านม ตั้งแต่ฐานเต้านมที่ติดกับฉากรับรังสี (หมายเลข 1) ถึงเต้านมที่ติดกับแผ่นกั้นเต้านม (หมายเลข 46) โดยบริเวณที่ลูกศรชี้ในภาพหมายเลข 21 และ 31 คือ รอยโรคที่เห็นชัดเจนที่ระดับความสูงจากฉากรับภาพแตกต่างกัน [3]

ในทางปฏิบัติ สำหรับโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ผู้ที่มารับการตรวจเต้านมเพื่อตรวจหามะเร็งเต้านมตั้งแต่ยังไม่แสดงอาการ (Screening Mammographic Imaging) หรือมารับการตรวจเต้านมเนื่องจากมีอาการ เช่น เจ็บที่เต้านม คลำได้ก้อนบริเวณเต้านม มีน้ำหรือเลือดออกที่หัวนม หรือมาติดตามผลการรักษา (Diagnostic Mammographic Imaging) จะได้รับการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ ทำมาตรฐาน 2 ทำในเต้านมแต่ละข้าง และถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ ในทำมาตรฐาน 2 ทำเพิ่มเฉพาะข้างที่สงสัยว่ามีรอยโรคซ่อนอยู่ ข้างที่ต้องติดตามผล หรือในข้างที่ติดตามผลหลังการรักษา มะเร็งเต้านม ซึ่งทำให้ผู้ที่เข้ารับการตรวจเต้านมต้องรับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นประมาณ 2 เท่า ทางผู้วิจัยจึงมีแนวคิดหาวิธีการลดปริมาณรังสีที่ผู้เข้ารับการตรวจเต้านมได้รับ โดยการถ่ายเฉพาะภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ แล้วนำข้อมูลภาพโปรเจกชันที่ได้จากการถ่ายภาพในแต่ละมุม มาทำการสังเคราะห์ภาพถ่ายรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ (Synthesized 2D Mammographic Image) ซึ่งจากเดิมผู้ที่เข้ารับการตรวจเต้านมจะต้องได้รับการถ่ายภาพรังสีเต้านมทั้งแบบ 2 มิติและ 3 มิติ เพื่อให้ได้ข้อมูลภาพทั้งสองแบบ เหลือเพียงการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติเพียงอย่างเดียว แต่ได้ข้อมูลภาพสำหรับการวินิจฉัยเช่นเดิม ซึ่งจะช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้เข้ารับการตรวจเต้านมได้รับประมาณ 50%

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อพัฒนาวิธีการสังเคราะห์ภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ จากภาพโปรเจคชันที่ได้จากระบบถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ ของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1.3.1 ภาพนำเข้า

ภาพนำเข้าเป็นข้อมูลภาพที่ได้จากการถ่ายภาพหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม เมื่อหลอดเอ็กซเรย์ทำมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี หรือเรียกว่า ภาพโปรเจคชัน (Projection Images)

1.3.2 เกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพที่สังเคราะห์ขึ้น

- ประเมินผลเชิงปริมาณ (Objective Measurement) โดยใช้ Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) และ Mean Structural Similarity index (MSSIM) ในการประเมิน
- ประเมินเชิงจิตวิสัย (Subjective Visual Measurement) โดยใช้เกณฑ์การให้คะแนนตามที่กำหนดโดยองค์การอาหารและยาประเทศสหรัฐอเมริกา (Phantom passing score)

1.4 วิธีดำเนินงานวิจัย

การดำเนินงานวิจัยและทดลองเริ่มจากการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม โดยใช้เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ ในโหมดคอมโบ (Combo mode) ที่สามารถถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมแบบ 2 มิติ และ 3 มิติได้ในการกดวัตถุเพียงครั้งเดียว เพื่อควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของวัตถุ เพราะในงานวิจัยนี้จะใช้ภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมแบบ 2 มิติเป็นภาพอ้างอิง เปรียบเทียบกับภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมแบบ 2 มิติที่สังเคราะห์ขึ้น (Synthesized 2D mammographic image) และตั้งพารามิเตอร์ต่าง ๆ ในการถ่ายภาพรังสีตามข้อกำหนดสำหรับการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเพื่อทดสอบคุณภาพของภาพถ่ายรังสีเต้านม ภาพถ่ายรังสีแต่ละมุมหรือภาพโปรเจคชันจะถูกใช้เป็นภาพนำเข้า เพื่อนำมาสังเคราะห์ภาพถ่ายรังสีแบบ 2 มิติ โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง (Super Resolution technique) ซึ่งประกอบด้วย 2 ขั้นตอนคือ ขั้นตอนการหาความสัมพันธ์ของการเลื่อนตำแหน่งในภาพโปรเจคชันแต่ละภาพกับภาพโปรเจคชันอ้างอิงและทำการ

รวมข้อมูลจากแต่ละภาพโปรเจกชัน (Image registration and fusion) และขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง (Super Resolution)

ภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งคือภาพถ่ายรังสีเต้านมแบบ 2 มิติที่สังเคราะห์ขึ้น จะถูกนำมาประเมินคุณภาพของภาพในเชิงปริมาณและเชิงจิตวิสัย ซึ่งในการประเมินคุณภาพของภาพในเชิงจิตวิสัยจะประเมินโดยรังสีแพทย์และนักรังสีการแพทย์ที่เกี่ยวข้องทางด้านเต้านม

1.5 ประโยชน์ที่ได้รับ

1.5.1 ได้ขั้นตอนวิธีในการสังเคราะห์ภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ จากภาพโปรเจกชันที่ได้จากระบบถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ

1.5.2 ได้ผลการวิเคราะห์ศึกษาเพื่อเปรียบเทียบขั้นตอนวิธีต่าง ๆ ในการสังเคราะห์ภาพถ่ายรังสีเต้านม

1.6 องค์ประกอบของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วย 6 บท โดยบทที่ 1 บทนำ อธิบายถึงที่มาและความสำคัญ วัตถุประสงค์ ขอบเขตของงานวิจัยและวิธีดำเนินงานวิจัยโดยสรุป ตลอดจนประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัยนี้ บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง จะกล่าวถึงหลักการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ หลักการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ และการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง รวมถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ บทที่ 3 วิธีที่นำเสนอ กล่าวถึงวิธีการประมวลผลภาพที่นำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัยนี้ บทที่ 4 วิธีการดำเนินงานวิจัย สำหรับผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลจะกล่าวถึงในบทที่ 5 และในบทสุดท้าย บทที่ 6 บทสรุป เป็นการสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะต่าง ๆ

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติและการถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ ข้อดีและข้อเสียของการถ่ายภาพแต่ละวิธี ตลอดจนทฤษฎีต่าง ๆ เกี่ยวกับการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง และการประยุกต์ใช้การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งในทางการแพทย์ นอกจากนี้ยังได้ทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิทยานิพนธ์นี้ด้วย

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ (Mammographic Imaging)

การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 2 มิติ หรือการถ่ายภาพแมมโมแกรม (Mammogram) คือ การตรวจเอ็กซเรย์เต้านมโดยใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอ็กซ์ (X-ray) พลังงานต่ำถ่ายภาพของเต้านมลงบนฉากรับรังสี (Detector) โดยหลอดเอ็กซเรย์ (X-ray tube) จะวางตัวในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี โดยปกติการถ่ายภาพรังสีเต้านมจะถ่ายใน 2 ท่ามาตรฐาน คือ ท่า Craniocaudal view (CC) และท่า Medio-Lateral Oblique view (MLO) ซึ่งเครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรมและการจัดตั้งเครื่องเพื่อถ่ายภาพแมมโมแกรมในท่ามาตรฐานแสดงดังรูปที่ 2-1 ภาพแมมโมแกรมที่ได้จะแสดงรายละเอียดโครงสร้างภายในของเต้านมได้อย่างชัดเจน การถ่ายภาพแมมโมแกรมถือเป็นวิธีมาตรฐานที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรกตั้งแต่ยังไม่แสดงอาการ และยังเป็นเครื่องมือที่ใช้ตรวจหาโรคเต้านมต่าง ๆ ได้อีกด้วย

2.1.1.1 ลักษณะที่เห็นได้จากภาพแมมโมแกรม

เต้านม (Breast) เป็นอวัยวะที่อยู่บริเวณทรวงอก โดยวางตัวอยู่เหนือกล้ามเนื้อหน้าอก (Pectoralis Major) ประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ที่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าและจากภาพแมมโมแกรม ได้แก่ เนื้อนม (Breast parenchyma) ประกอบด้วยเนื้อเยื่อไขมัน (Fatty tissue) และเนื้อเยื่อไฟบรัส (fibrous tissue) ซึ่งมีท่อน้ำนม (Lactiferous duct) และต่อมน้ำนม (Glandular tissue) อยู่ภายใน รวมกันเรียกว่า Fibroglandular tissue นอกจากนี้ยังประกอบด้วยหลอดเลือด (Vessels) ที่นำเลือดมาเลี้ยงและนำเลือดเสียออกจากเต้านม, หัวนม (Nipple) และลานนม (Areolar), เนื้อเยื่อเอ็น (Cooper's ligaments) ที่ทำหน้าที่ยึดโครงสร้างภายในของเต้านมกับผิวหนังทางด้านหน้า และกล้ามเนื้อหน้าอก (Pectoralis muscle) ทางด้านหลัง, บริเวณพื้นที่ด้านหลังของเต้านมที่ติดกับกล้ามเนื้อหน้าอก (Retroglandula space) และบริเวณรักแร้ (Axillary content)

ที่ประกอบด้วยไขมันเป็นส่วนใหญ่และมีต่อมน้ำเหลืองที่รับน้ำเหลืองจากเต้านม ระบบน้ำเหลืองมีความสำคัญมาก พบว่า การไหลเวียนน้ำเหลืองของเต้านมมากกว่า 90% จะไปที่รักแร้ และเป็นทางที่มะเร็งเต้านมสามารถแพร่กระจายไปได้ บริเวณนี้เป็นบริเวณที่พบบ่อยของต่อมน้ำนมที่อยู่ผิดที่ เรียกว่า Accessory breast ซึ่งอาจคลำได้เป็นก้อนในผู้หญิงบางคน [4], [5] ส่วนประกอบต่าง ๆ ของเต้านมดังรูปที่ 2-2

ลักษณะที่เห็นได้จากภาพแมมโมแกรมประกอบด้วย ต่อมน้ำนม ท่อน้ำนม ไขมัน หลอดเลือด ต่อมน้ำเหลือง และชั้นของผิวหนัง ภาพแมมโมแกรมของผู้หญิงแต่ละคนจะแตกต่างกัน ตั้งแต่ขนาดไปจนถึงลักษณะโครงสร้างภายใน ขึ้นอยู่กับ อายุ เชื้อชาติ การพัฒนาการที่แตกต่าง การตั้งครรภ์ การเปลี่ยนแปลงของระดับฮอร์โมนในร่างกาย การมีประจำเดือน และการหมดประจำเดือน เต้านมจะมีการเจริญเติบโตเมื่อเข้าสู่วัยรุ่นและวัยเจริญพันธุ์ ต่อมน้ำนมภายในจะมีการเจริญเติบโตเต็มที่ ภาพแมมโมแกรมจะเห็นว่าปริมาณของต่อมน้ำนมจำนวนมาก ซึ่งจะเห็นเป็นบริเวณสีขาว เมื่ออายุมากขึ้นปริมาณฮอร์โมนในร่างกายน้อยลงหรือหมดไป การทำงานของต่อมน้ำนมจะเสื่อมและจะมีจำนวนน้อยลง มีไขมันเข้ามาแทนที่ ภาพแมมโมแกรมจะมีบริเวณสีขาวของต่อมน้ำมน้อยลง เห็นเป็นเงาดำของไขมันเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 2-3

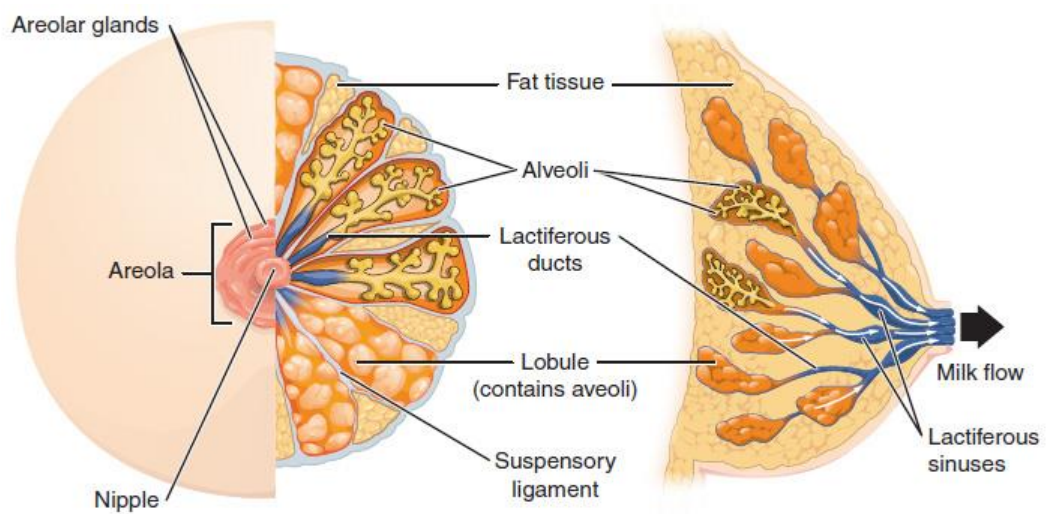


(ก)



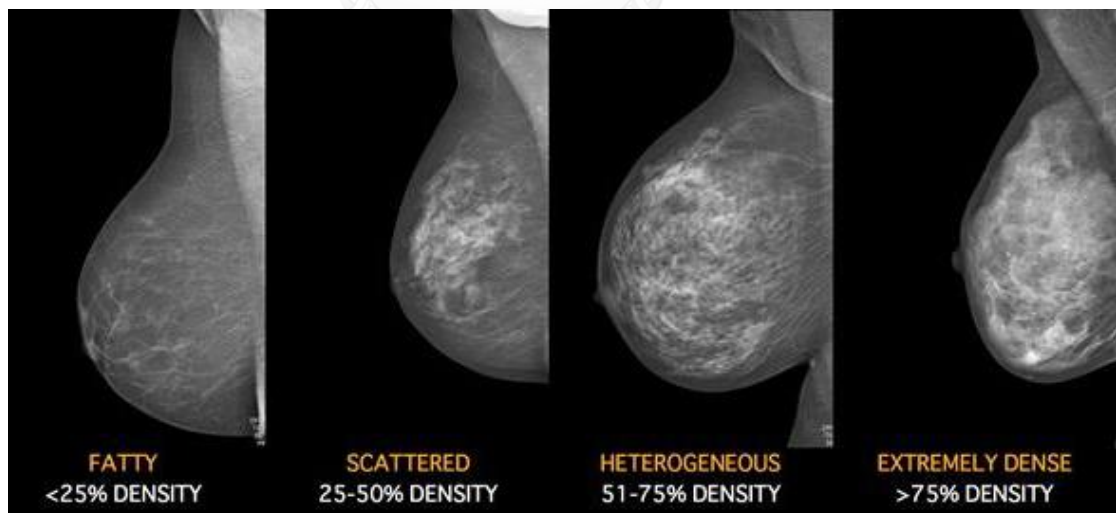
(ข)

รูปที่ 2-1 เครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรม หลอดเอ็กซเรย์จะอยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี และการจัดเครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรมเพื่อถ่ายภาพในท่า (ก) Craniocaudal view และ (ข) Medio-Lateral Oblique view



รูปที่ 2-2 ส่วนประกอบต่าง ๆ ของเต้านม ประกอบด้วยส่วนประกอบภายนอกที่สามารถมองเห็นได้ด้วยตา ได้แก่ หัวนม (Nipple) และลานนม (Areola) และส่วนประกอบภายใน ได้แก่ ท่อน้ำนม (Lactiferous duct) ต่อมน้ำนม (Glandular tissue) เนื้อเยื่อไขมัน (Fatty tissue) และเนื้อเยื่อเอ็น (Ligament)

ที่มา: <http://healthtopicblog.com/breast-anatomy-diagram.html> [16 พฤศจิกายน 2557]



รูปที่ 2-3 ภาพแมมโมแกรมที่ประกอบด้วยปริมาณของท่อและต่อมน้ำนมที่แตกต่างกัน (บริเวณสีขาวในภาพ) จากปริมาณน้อยทางด้านซ้ายไปจนถึงปริมาณมากทางด้านขวา

ที่มา: <http://www.cimtecimaging.com/case-studies/densitas-inc> [17 พฤศจิกายน 2557]

2.1.1.2 ประโยชน์ที่ได้จากการถ่ายภาพแมมโมแกรม

- เป็นการตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรก ระยะนี้มักไม่แสดงอาการผิดปกติ ส่วนใหญ่ไม่สามารถตรวจพบได้โดยวิธีการตรวจเต้านมด้วยตนเองหรือแพทย์โดยใช้มือคลำ เนื่องจากรอยโรคมีขนาดเล็กกว่า 1 เซนติเมตร หากตรวจพบในระยะนี้ สามารถรักษาให้หายขาดได้ พบว่า การตรวจพบมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรกนั้น สามารถช่วยลดอัตราการตายได้ถึง 40% [6]
- ช่วยวินิจฉัยโรคของเต้านมชนิดต่าง ๆ
- ในกรณีที่ตรวจพบว่าเป็นมะเร็งเต้านม สามารถบอกระยะของโรค การแพร่กระจายของโรคไปยังอวัยวะอื่นหรือต่อมน้ำเหลืองข้างเคียง เพื่อการวางแผนรักษาที่ถูกต้องตามระยะของโรค มีประสิทธิภาพในการรักษาสูงขึ้น อัตราการมีชีวิตรอดเพิ่มขึ้น
- ช่วยในการติดตามผลในการรักษา

2.1.1.3 อันตรายที่เกิดจากการถ่ายภาพแมมโมแกรม

การถ่ายภาพแมมโมแกรมมีผลทำให้เต้านมได้รับรังสี ด้วยเหตุนี้เครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรมจึงถูกออกแบบให้มีคุณสมบัติแตกต่างไปจากเครื่องถ่ายภาพรังสีทั่วไป คือ จะให้ปริมาณรังสีจำนวนน้อยมาก โดยเฉพาะในปัจจุบันมีการแข่งขันด้านการผลิตค่อนข้างสูง ทำให้เครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรมสมัยใหม่สามารถถ่ายภาพโดยใช้ปริมาณรังสีจำนวนน้อยลง ในขณะที่คงไว้ซึ่งคุณภาพของภาพ ปกติในการถ่ายภาพแมมโมแกรมหนึ่งท่า เต้านมจะได้รับปริมาณรังสีประมาณ 1-2 มิลลิเกรย์ (mGy) และยังไม่เคยพบผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งเต้านมที่มีสาเหตุมาจากการถ่ายภาพรังสีเต้านม [7] ปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพรังสีเต้านมในแต่ละครั้งมีปริมาณน้อยมาก ไม่ทำให้เกิดอันตรายหรือเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดมะเร็งเต้านม ดังแสดงไว้ในตารางที่ 2-1 ซึ่งเปรียบเทียบความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งเมื่อทำการตรวจทางรังสี

2.1.1.4 ข้อจำกัดของการถ่ายภาพแมมโมแกรม

- การถ่ายภาพแมมโมแกรม ไม่สามารถยืนยันได้ว่าเป็นมะเร็งเต้านมหรือไม่ จำเป็นต้องมีการตรวจเพิ่มเติมโดยการตัดชิ้นเนื้อ (Biopsy) เพื่อตรวจทางพยาธิวิทยา
- ในผู้หญิงที่ทำการเสริมเต้านม (Breast Augmentation) จำเป็นต้องมีการถ่ายภาพเพิ่มเติม เนื่องจากการถ่ายภาพรังสีในท่ามาตรฐานไม่สามารถเห็นเนื้อเต้านมอย่างละเอียดได้ ต้องมีการถ่ายภาพเพิ่มเติมเฉพาะบริเวณที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านม
- การถ่ายภาพแมมโมแกรมไม่สามารถตรวจได้ดีในผู้หญิงที่มีปริมาณเนื้อเยื่อเต้านมมาก (Dense breast) โดยเฉพาะผู้หญิงที่มีอายุน้อย หรือผู้หญิงที่อยู่ระหว่างการให้นม เนื่องจากเนื้อเต้านมเหล่านี้สามารถบดบังรอยโรคได้

ตารางที่ 2-1 เปรียบเทียบความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งเมื่อทำการตรวจทางรังสีประเภทต่าง ๆ

ประเภทการตรวจ	ความเสี่ยงการเกิดโรคมะเร็งจากการตรวจทางรังสี (ต่อการตรวจ 1 ครั้ง)
การถ่ายภาพรังสีของทรวงอก ฟัน แขน ขา มือและเท้า	< 0.000001
การถ่ายภาพรังสีของกะโหลกศีรษะ ศีรษะ คอ และเต้านม	0.000001 – 0.00001
การถ่ายภาพรังสีของสะโพก กระดูกสันหลัง ช่องท้อง เซิงกราน และเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ของศีรษะ	0.00001 – 0.0001
การถ่ายภาพรังสีของระบบทางเดิน ปัสสาวะ การตรวจกระเพาะอาหารด้วย การกลืนแป้ง และการเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ของทรวงอกและช่องท้อง	0.0001 – 0.001

ที่มา: http://www.health.wa.gov.au/docreg/Education/Diseases/Cancer/Breast_Cancer/HP010724_BSWA_radiation_risk.pdf [17 พฤศจิกายน 2557]

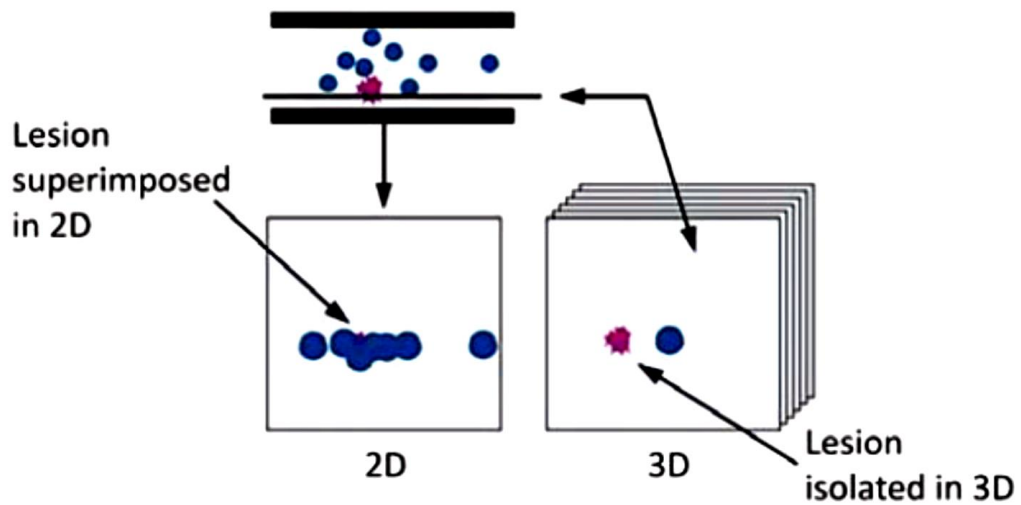
2.1.2 การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ (Digital Breast Tomosynthesis Imaging)

แม้ว่าการถ่ายภาพแมมโมแกรมจะเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพในการคัดกรองมะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรก แต่ยังมีข้อจำกัด โดยเฉพาะในผู้หญิงที่มีเนื้อเยื่อเต้านมปริมาณมาก เนื่องจากการถ่ายภาพของเต้านมซึ่งเป็นอวัยวะหรือโครงสร้าง 3 มิติ ให้เป็นภาพ 2 มิติ ภาพที่ได้เกิดจากปริมาณรังสีทั้งหมดที่ผ่านการลดทอน (Attenuation) หรือการดูดกลืน (Absorption) ของเนื้อเยื่อเต้านมที่อยู่ระหว่างฉากรับรังสีกับหลอดเอกซเรย์ ทำให้เกิดปัญหาการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม ซึ่งส่งผลให้ลักษณะพยาธิสภาพบางอย่างที่สนใจ เช่น ก้อนมะเร็ง เห็นรายละเอียดไม่ชัดเจน เพราะถูกบดบังจากเนื้อเยื่อเต้านมด้านบนและด้านล่างของก้อนมะเร็ง หรือการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมที่ปกติทำให้มีลักษณะคล้ายมะเร็ง ปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีการถ่ายภาพเพื่อแก้ปัญหาข้างต้น นั่นคือ การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ (Digital Breast Tomosynthesis Imaging; DBT) [3], [8], [9]

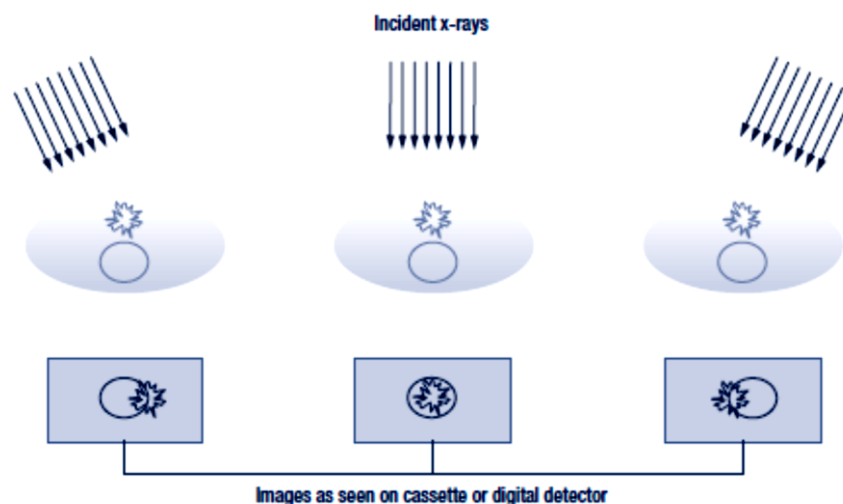
การถ่ายภาพรังสีเต้านมแบบ 3 มิติ หรือ DBT เป็นการตรวจเอกซเรย์เต้านมโดยใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์พลังงานต่ำเช่นเดียวกับการถ่ายภาพแมมโมแกรม โดยเครื่องมือจะอาศัยหลักการสร้างภาพแบบ 3 มิติ เช่นเดียวกับหลักการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) โดยการสร้างภาพตัดขวางของเต้านม แสดงภาพเต้านมทีละส่วนตามความลึกหรือความหนาของเต้านม ทำให้สามารถเห็นลักษณะภายใน ในแต่ละระดับความหนาของเต้านมได้ ช่วยแก้ปัญหาการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านมที่เกิดขึ้นในการถ่ายภาพแมมโมแกรม ดังรูปที่ 2-4

2.1.2.1 หลักการถ่ายภาพ DBT

การถ่ายภาพตัดขวางของเต้านมหรือภาพ DBT จะช่วยลดปัญหาการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม โดยอาศัยหลักการ คือ วัตถุที่อยู่ระดับความลึกต่างกัน ภาพที่ได้จะมีลักษณะแตกต่างกันในแต่ละมุมที่ทำการถ่ายภาพ ดังรูปที่ 2-5 วัตถุสองชนิด คือ วัตถุก้อนกลมและวัตถุรูปแฉกอยู่ในตำแหน่งเดียวกัน แต่ต่างความลึก เมื่อทำการถ่ายภาพที่มุม 0 องศา พบว่าไม่สามารถแยกวัตถุสองชนิดนั้นออกจากกันได้ เนื่องจากยังซ้อนทับกันอยู่ แต่เมื่อเปลี่ยนมุมการถ่ายภาพไป สามารถแยกวัตถุสองชนิดออกจากกันได้ ซึ่งภาพที่ได้จะแตกต่างกันเมื่อมุมการถ่ายภาพเปลี่ยนไป



รูปที่ 2-4 เปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีเต้านมทั้ง 2 แบบ การถ่ายภาพแมมโมแกรม ทำให้เกิดการบดบังก้อนมะเร็งหรือพยาธิสภาพที่สนใจ (สีม่วง) เนื่องจากการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม เมื่อทำการถ่ายภาพ DBT จะทำให้เห็นก้อนมะเร็งหรือพยาธิสภาพนั้นได้อย่างชัดเจน เนื่องจากภาพที่ได้เป็นภาพตัดขวางที่แต่ละความหนาของเต้านม ลดปัญหาการซ้อนทับของเนื้อเยื่อเต้านมจากชั้นอื่น ๆ [8]



รูปที่ 2-5 การถ่ายภาพแบบหลายมุมมองในระบบถ่ายภาพ DBT วัตถุสองชนิดที่ซ้อนทับกันอยู่จะสามารถเห็นแยกออกจากกันได้ ซึ่งช่วยลดปัญหาการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม [3]

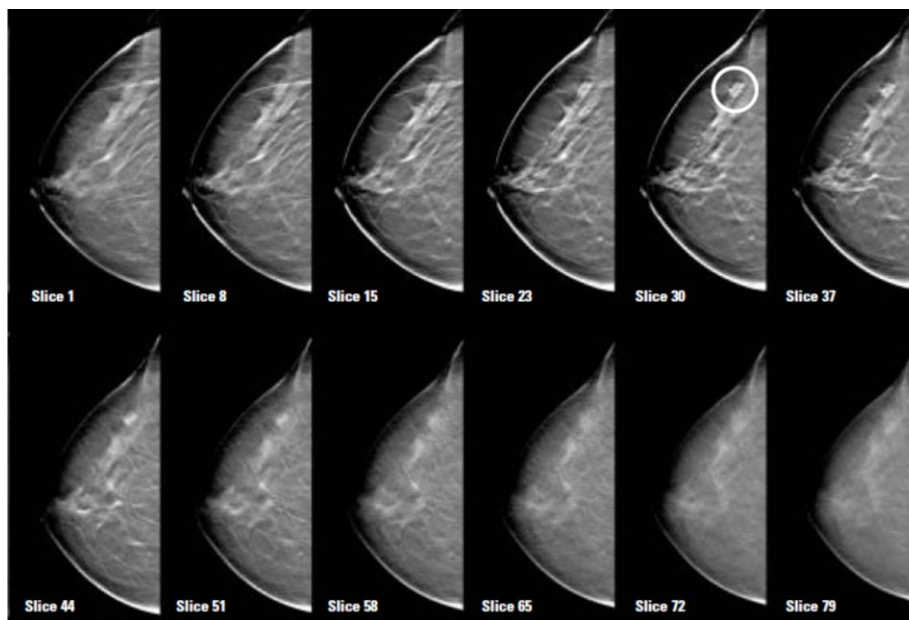
การถ่ายภาพ DBT เริ่มจากการกอดเต้านมให้อยู่กับที่ในท่าการถ่ายมาตรฐาน คือ Craniocaudal view และ Medio-Lateral Oblique view เช่นเดียวกับการถ่ายภาพแมมโมแกรม เครื่องถ่ายภาพ DBT จะเหมือนเครื่องถ่ายภาพแมมโมแกรม แต่ต่างกันคือ หลอดเอ็กซเรย์ของเครื่องถ่ายภาพ DBT สามารถเคลื่อนที่เป็นมุมต่าง ๆ ได้โดยที่ฉากรับรังสีอยู่กับที่ ไม่เคลื่อนตาม ดังรูปที่ 2-6 โดยระหว่างที่ทำการถ่ายภาพรังสี หลอดเอ็กซเรย์จะเคลื่อนที่อยู่ในช่วงความกว้างของมุมการถ่าย (Scan angle) โดยอยู่ในช่วง 10 – 50 องศา มีระยะห่างองศาของตำแหน่งหลอดเอ็กซเรย์ที่เท่ากันในการถ่ายภาพแต่ละครั้ง ซึ่งขึ้นกับแต่ละบริษัท ระหว่างที่เคลื่อนที่ไปแต่ละครั้งจะปล่อยรังสีปริมาณน้อยออกมา เพื่อทำการถ่ายภาพ ภาพที่ได้ทั้งหมดจะถูกนำไปสร้างเป็นภาพเต้านมแบบ 3 มิติ ซึ่งแสดงออกมาเป็นภาพตัดขวางของเต้านมตามความลึกของเต้านมแต่ละชั้น โดยวัตถุใดที่อยู่ในระนาบหรือระดับความลึกที่สนใจจะเห็นชัดเจนกว่าวัตถุที่อยู่ต่างระดับกัน ภาพถ่าย DBT ดังรูปที่ 2-7



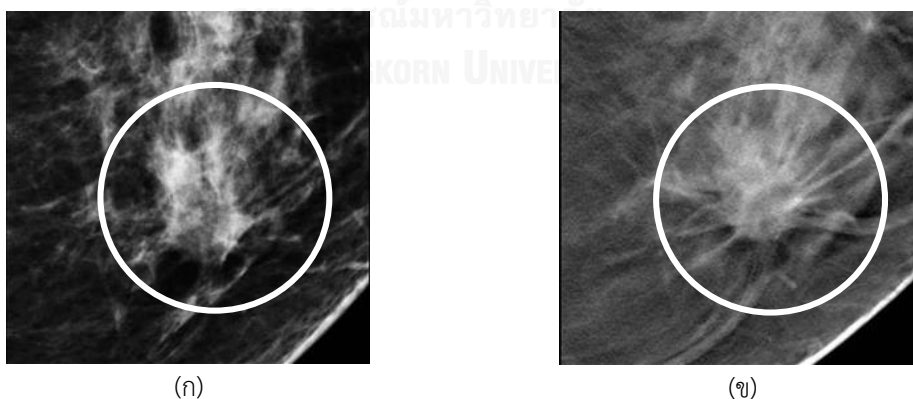
รูปที่ 2-6 เครื่องถ่ายภาพ DBT หลอดเอ็กซเรย์เอียงไปเป็นมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี ขณะทำการถ่ายภาพ ในขณะที่เต้านมและฉากรับรังสีไม่มีการเปลี่ยนแปลงตำแหน่ง [3]

ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยวิธีนี้ จะสามารถเห็นลักษณะของต่อมและท่อน้ำนม ไขมัน หลอดเลือด ต่อมน้ำเหลือง และชั้นของผิวหนังเช่นเดียวกับภาพแมมโมแกรม ซึ่งภาพจะประกอบด้วยข้อมูลภาพจำนวน 2 ชุด ได้แก่ ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีที่มุมต่าง ๆ เรียกว่า ภาพโปรเจกชัน (Tomosynthesis Projection Images) จำนวนภาพในชุดข้อมูลนี้ขึ้นกับช่วงความกว้างของมุมการถ่าย และระยะห่างองศาของตำแหน่งหลอดเอ็กซเรย์ในการถ่ายภาพแต่ละครั้ง ซึ่งภาพในชุดนี้จะถูกนำไปสร้างภาพชุดข้อมูลใหม่ เรียกว่า ภาพตัดขวาง (Tomosynthesis Reconstruction

Images) จำนวนภาพที่ได้ขึ้นกับความหนาของเต้านมที่ถูกกดขณะทำการถ่ายภาพ ซึ่งจะนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคเต้านมโดยรังสีแพทย์



รูปที่ 2-7 ภาพถ่าย DBT โดยที่แต่ละภาพแสดงส่วนประกอบของเต้านมที่ความลึกระดับต่าง ๆ จากภาพจะพบรอยโรค (วงกลม) ใน Slice 30 ซึ่งตรงกับตำแหน่งสูงประมาณ 3 เซนติเมตร จากฉากรับรังสี [10]



รูปที่ 2-8 เปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีเต้านมทั้ง 2 แบบในการตรวจหารอยโรค (ก) ภาพแมมโมแกรม และ (ข) ภาพ DBT ซึ่งในภาพแมมโมแกรมนั้นไม่สามารถเห็นรอยโรคที่อยู่ภายในวงกลมได้ชัดเจน เนื่องจากการซ้อนทับกันของเนื้อเยื่อเต้านม แต่รอยโรคดังกล่าวเห็นชัดเจนขึ้นเมื่อถ่ายภาพ DBT ที่มา: <http://ufhealthjax.org/womens-imaging/digital-breast-tomosynthesis.aspx> [17 พฤศจิกายน 2557]

2.1.2.2 ข้อจำกัดของการถ่ายภาพ DBT

นอกจากประโยชน์ของการถ่ายภาพ DBT ข้างต้นแล้ว การถ่ายภาพวิธีนี้มีข้อจำกัด คือ นักรังสีการแพทย์ที่ทำการถ่ายภาพ ตลอดจนรังสีแพทย์ต้องได้รับการฝึกอบรมให้มีความชำนาญ เพื่อให้ นักรังสีการแพทย์สามารถจัดทำผู้เข้ารับการตรวจในการถ่ายภาพรังสีเต้านม และรังสีแพทย์สามารถแปลผลได้อย่างถูกต้อง เนื่องจากเมื่อถ่ายภาพรังสีเต้านมด้วยวิธีนี้ จะทำให้ลักษณะของเนื้อเยื่อเต้านม และท่อน้ำนมที่ปกติในภาพแมมโมแกรม คูมีลักษณะเด่นชัดขึ้น แต่ลักษณะของเนื้อเยื่อเต้านมที่ดูหนาแน่น (Dense breast) ในภาพแมมโมแกรมดูหนาแน่นน้อยลง ตลอดจนกระจุกกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก (Clustered Microcalcifications) ซึ่งเป็นกลุ่มหินปูนที่มีจำนวนหินปูนมากกว่า 5 เม็ดใน 1 ตารางเซนติเมตร ซึ่งรังสีแพทย์ต้องให้ความสนใจเป็นพิเศษเพราะบ่งถึงมีรอยโรคเกิดขึ้นเฉพาะที่และมีสาเหตุเกิดจากมะเร็งเต้านมได้ กลุ่มกระจุกหินปูนนี้จะกระจายตัวเมื่อถ่ายภาพ DBT โดยจะเห็นว่า มีจำนวนหินปูนน้อยกว่า 5 เม็ดใน 1 ตารางเซนติเมตร ด้วยเหตุผลนี้จึงจำเป็นที่รังสีแพทย์ต้องได้รับการฝึกอบรมเพื่อให้สามารถแปลผลจากภาพถ่ายรังสีของเต้านมได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้ เนื่องจากเวลาที่ใช้ในการถ่ายภาพค่อนข้างนานเพราะต้องถ่ายภาพในหลายมุมมอง ทำให้ได้ภาพที่ไม่ชัดเจนได้ เนื่องจากผู้ป่วยอาจมีการขยับระหว่างการถ่ายภาพ อีกทั้งเวลาที่ใช้ในการแปลผลของรังสีแพทย์ ขึ้นอยู่กับจำนวนภาพที่ได้ ยิ่งจำนวนภาพมาก เวลาที่ใช้ในการแปลผลย่อมมากตาม สามารถสรุปความเหมือนและความแตกต่างระหว่างภาพแมมโมแกรมและภาพ

DBT ได้ดังตารางที่ 2-2



ตารางที่ 2-2 เปรียบเทียบภาพถ่ายรังสีเต้านมระหว่างภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT

	ภาพแมมโมแกรม	ภาพ DBT	
		ภาพโปรเจคชัน	ภาพตัดขวาง
1. ตำแหน่งของหลอดเอ็กซเรย์ขณะทำการถ่ายภาพ	หลอดเอ็กซเรย์อยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี	หลอดเอ็กซเรย์ทำมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี	ภาพที่ได้ไม่ได้เกิดจากการถ่ายภาพโดยตรง แต่ได้จากการนำภาพโปรเจคชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพใหม่ (Reconstruction)
2. ลักษณะภาพ	2 มิติ	2 มิติ	2 มิติ
3. จำนวนภาพในการถ่ายภาพ 1 ท่า	1 ภาพ	จำนวนภาพขึ้นกับช่วงความกว้างของมุมการถ่าย และระยะห่างองศาของตำแหน่งหลอดเอ็กซเรย์ในการถ่ายภาพแต่ละครั้ง	จำนวนภาพขึ้นกับความหนาของเต้านมที่ถูกกดขณะทำการถ่ายภาพ
4. ลักษณะที่เห็นในภาพ	เห็นโครงสร้างต่าง ๆ ของเต้านมประกอบด้วย ต่อม น้ำนม ท่อน้ำนม ไขมัน หลอดเลือด ต่อม น้ำเหลือง และชั้นของผิวหนัง	เห็นโครงสร้างต่าง ๆ ของเต้านมเช่นเดียวกับภาพแมมโมแกรม แต่ภาพที่ได้มีความละเอียดต่ำกว่า เนื่องจากใช้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่าในการถ่ายภาพ	เห็นโครงสร้างของเต้านมในแต่ละชั้นความลึกของเต้านม

2.1.3 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง (Super Resolution)

การประยุกต์ใช้การถ่ายภาพในด้านต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นภาพถ่ายทางการแพทย์ (Medical imaging) ภาพถ่ายดาวเทียม (Satellite imaging) การรับรู้จากระยะไกล (Remote sensing) หรือในด้านความปลอดภัย (Surveillance) ล้วนแต่ต้องการภาพที่มีความละเอียดสูง (High Resolution; HR) ซึ่งภาพที่มีความละเอียดสูง คือ ภาพที่มีจำนวนจุดภาพหรือพิกเซล (Pixel) ต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่มาก ทั้งนี้เพราะภาพที่มีความละเอียดสูงสามารถให้ข้อมูลหรือรายละเอียดต่าง ๆ ของภาพมากขึ้น [11], [12], [13] ความละเอียดของภาพนั้นขึ้นอยู่กับความละเอียดของระบบถ่ายภาพ การเพิ่มความละเอียดของภาพสามารถทำได้ทั้งทางตรง โดยปรับปรุงความละเอียดของระบบถ่ายภาพเอง หรือทางอ้อมโดยการประมวลผลภาพ (Image processing)

การเพิ่มความละเอียดของภาพโดยการปรับปรุงระบบถ่ายภาพนั้นสามารถทำได้โดยเพิ่มจำนวนพิกเซลต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ด้วยการลดขนาดของพิกเซลลง วิธีนี้มีผลทำให้ปริมาณแสงหรือสัญญาณภาพที่ตกกระทบตัวรับภาพ (Detector) ลดลง ในขณะที่สัญญาณรบกวน (Noise) คงเดิม ทำให้อัตราส่วนของสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio; SNR) ลดลง คุณภาพของภาพแย่ลง อีกทางเลือกหนึ่ง คือการเพิ่มขนาดของชิป (Chip) หรือหน่วยความจำ แต่วิธีนี้ทำให้อุปกรณ์มีราคาค่อนข้างสูง ซึ่งเป็นสิ่งที่ต้องคำนึงเมื่อนำไปประยุกต์ใช้งานในแต่ละด้าน [13], [14]

การประมวลผลภาพเป็นแนวทางหนึ่งที่สามารถเพิ่มความละเอียดของภาพได้ วิธีนี้ราคาต่ำ และสามารถประยุกต์ใช้กับระบบถ่ายภาพที่มีอยู่ได้ เทคนิคดังกล่าวคือ การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง (Super Resolution; SR)

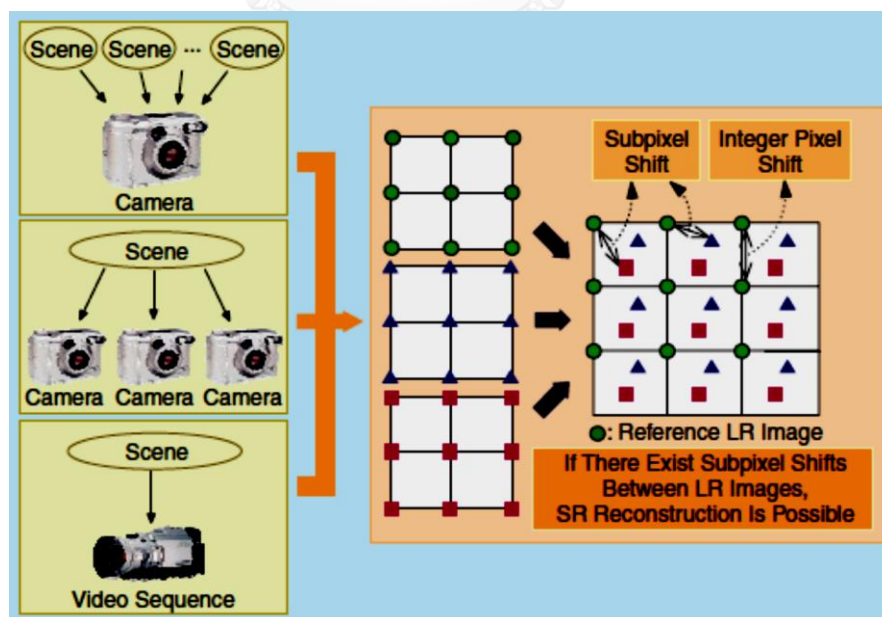
การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งเป็นกระบวนการสร้างภาพที่มีความละเอียดสูงจากภาพที่มีความละเอียดต่ำ เพื่อชดเชยหรือแก้ไขข้อจำกัดของระบบการถ่ายภาพที่ทำให้ได้ภาพที่มีความละเอียดต่ำ

2.1.3.1 วัตถุประสงค์ของการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง มีวัตถุประสงค์เพื่อแก้ไขข้อจำกัดของระบบถ่ายภาพ ตลอดจนสถานะในการถ่ายภาพที่ทำให้ภาพที่ได้มีความละเอียดต่ำ โดยการสร้างภาพความละเอียดสูงจากภาพความละเอียดต่ำของวัตถุเดียวกันจำนวนหนึ่งภาพ (Single image SR) หรือหลายภาพ (Multiple image SR) เพื่อให้สามารถมองเห็นภาพได้ถูกต้องชัดเจน และให้รายละเอียดต่าง ๆ ของภาพเพิ่มเติม ซึ่งอำนวยความสะดวกเมื่อนำมาประยุกต์ใช้ในด้านต่าง ๆ เช่น ด้านความปลอดภัย ภูมิศาสตร์ ตลอดจนงานด้านการแพทย์ เพื่อช่วยให้รังสีแพทย์สามารถตรวจพบรอยโรคต่างๆ และวินิจฉัยได้ถูกต้อง [15], [16]

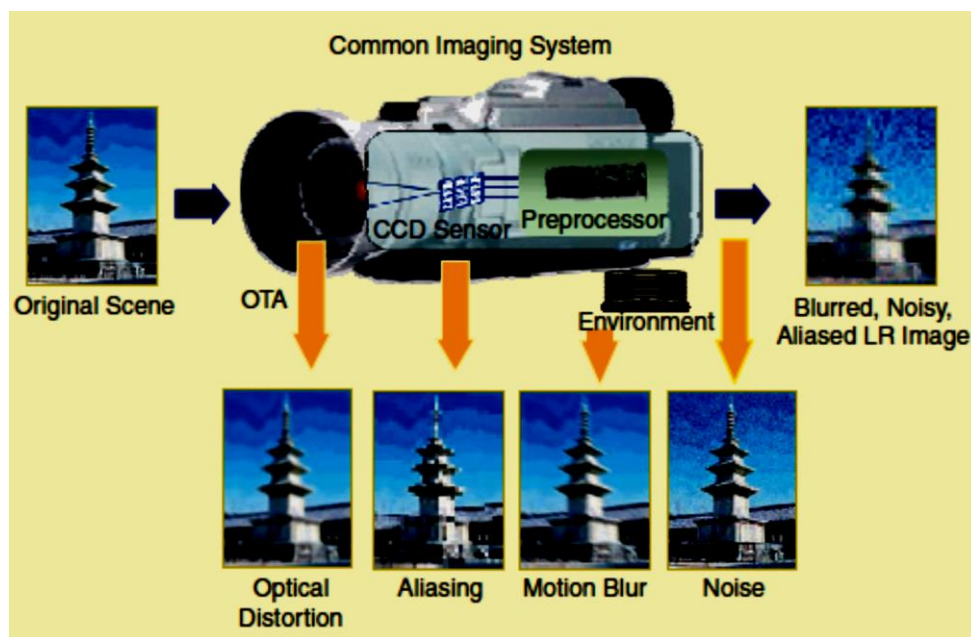
2.1.3.2 หลักการพื้นฐานของการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง สามารถสร้างได้จากภาพความละเอียดต่ำของวัตถุเดียวกันจำนวนหนึ่งภาพหรือหลาย ๆ ภาพ สำหรับการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง จากภาพความละเอียดต่ำเพียงภาพเดียว ข้อมูลภาพที่หายไประหว่างกระบวนการถ่ายภาพจะถูกประมาณค่า (Interpolation) หรือทำการเทียบภาพความละเอียดต่ำที่มีกับคู่ภาพความละเอียดต่ำและความละเอียดสูงในฐานข้อมูลภาพ แล้วประมาณภาพความละเอียดสูงออกมา [15], [16] ส่วนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง จากภาพความละเอียดต่ำหลาย ๆ ภาพนั้น ภาพความละเอียดต่ำแต่ละภาพจะให้รายละเอียดที่แตกต่างกัน ซึ่งภาพความละเอียดต่ำสามารถมาจากการถ่ายภาพได้หลายวิธี ได้แก่ การถ่ายภาพวัตถุเดียวกัน ด้วยกล้องถ่ายภาพเดียวกัน ทำการถ่ายภาพวัตถุนั้นหลาย ๆ ครั้งในหลายมุมมอง หรือการถ่ายภาพวัตถุเดียวกัน ด้วยกล้องถ่ายภาพหลายตัวที่ตำแหน่งแตกต่างกัน หรืออาจถ่ายภาพวัตถุเป็นแบบภาพต่อเนื่อง ดังรูปที่ 2-9 ถ้าภาพความละเอียดต่ำแต่ละภาพมีการเลื่อนตำแหน่งแบบเต็มพิกเซล (Integer Pixel Shift) เช่น แต่ละภาพมีการเลื่อนตำแหน่งที่ละพิกเซลสองพิกเซล หรือสี่พิกเซล นั่นคือ แต่ละภาพประกอบด้วยข้อมูลเดียวกัน ดังนั้น จึงไม่มีข้อมูลใหม่ที่จะนำมาใช้ในการสร้างภาพความละเอียดสูงได้ ในทางตรงกันข้าม ถ้าภาพความละเอียดต่ำแต่ละภาพมีการเลื่อนตำแหน่งแบบไม่เต็มจำนวนพิกเซล (Subpixel Shift) ที่แตกต่างกัน ดังนั้น ข้อมูลในแต่ละภาพจะแตกต่างกัน สามารถนำมาใช้ในการสร้างภาพความละเอียดสูงได้ [14]



รูปที่ 2-9 ภาพความละเอียดต่ำที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยวิธีต่างกัน ซึ่งแต่ละภาพจะมีการเลื่อนตำแหน่งของพิกเซลที่แตกต่างกัน [14]

โดยทั่วไปแล้ว การถ่ายภาพแบบดิจิทัลจะมีการสูญเสียความละเอียดของภาพ อันเนื่องมาจากการบิดเบือนของแสง (Optical distortion) ซึ่งเกิดจากโฟกัสไม่เหมาะสม (Out of focus) หรือเลนส์ (Diffraction limit) ทำให้มีการรวมแสงหรือการกระจายของแสงเปลี่ยนไป การเบลอหรือไม่คมชัดของภาพเนื่องจากการเคลื่อนไหว (Motion blur) มีสาเหตุมาจากความเร็วของชัตเตอร์ช้า (Shutter speed) นอกจากนี้การสูญเสียความละเอียดของภาพยังเกิดได้จากสัญญาณรบกวน (Noise) และความหนาแน่นของตัวรับภาพน้อย (Sensor density) ดังรูปที่ 2-10



รูปที่ 2-10 การสูญเสียความละเอียดของภาพในการถ่ายภาพแบบดิจิทัล ทำให้ภาพที่ถ่ายได้มีความละเอียดต่ำ [14]

2.1.3.3 Observation Model

Observation model แสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาพความละเอียดสูงกับภาพความละเอียดต่ำ ซึ่งประกอบด้วย 4 ตัวแปร คือ การเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต (Geometric Transformation) ความไม่คมชัด (Blurring) การลดอัตราสุ่มตัวอย่าง (Down sampling) และสัญญาณรบกวน (Noise) สมมติว่ามีภาพความละเอียดต่ำจำนวน N ภาพ

$$y_k = DB_k M_k x + n_k \quad (2.1)$$

โดยที่ $k = 1, 2, 3, \dots, N$

จากสมการ (2.1)

x	คือ	ภาพความละเอียดสูง
y_k	คือ	ภาพความละเอียดต่ำ
D	คือ	เมตริกการลดอัตราสุ่มตัวอย่าง
B_k	คือ	เมตริกความไม่คมชัด
M_k	คือ	เมตริกการเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต
n_k	คือ	เวกเตอร์สัญญาณรบกวน

สามารถแสดง Observation Model ได้ดังรูปที่ 2-11 และจากสมการ (2.1) สามารถทำให้อยู่ในรูปอย่างง่ายโดยรวม 3 ตัวแปรเข้าด้วยกัน คือ เมตริกการเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต (M) เมตริกความไม่คมชัด (B) และเมตริกการลดอัตราสุ่มตัวอย่าง (D) ดังสมการ (2.2)

$$y_k = H_k x + n_k \quad (2.2)$$

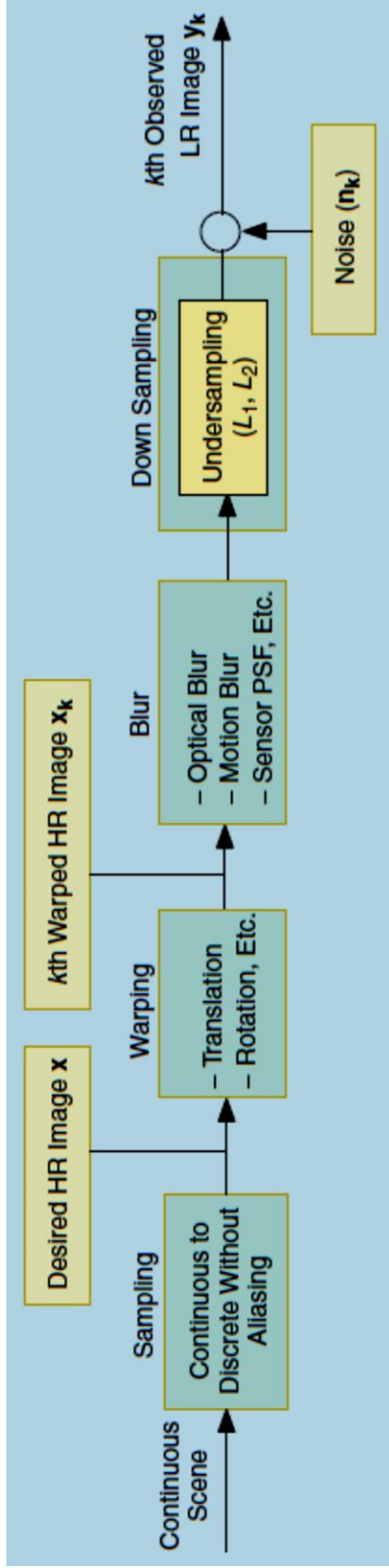
กระบวนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง จะประมาณหา H ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ทำให้ได้มาซึ่งภาพความละเอียดต่ำ (Degradation function) และใช้ H ที่ประมาณได้ในการกู้ภาพความละเอียดสูงกลับคืนมา Observation Model อาจมีความแตกต่างกันไปในแต่ละวรรณกรรม ดังนั้น ในการกำหนดโมเดลทางคณิตศาสตร์ที่นำมาคำนวณเพื่อการสร้างภาพความละเอียดสูงควรสัมพันธ์กับฟิสิกส์ของการถ่ายภาพ

2.1.3.4 เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งสามารถแบ่งได้หลายวิธีแตกต่างกันในแต่ละวรรณกรรม โดยวรรณกรรมที่ได้นำมาอ้างอิงนี้ ได้แบ่งเทคนิควิธีการสร้างภาพความละเอียดสูงเป็น 4 หมวด [13], [16] ได้แก่

- Frequency Domain Based Approach

โดยการเปลี่ยนภาพความละเอียดต่ำในโดเมนเชิงพื้นที่ (Spatial Domain) ให้อยู่ในโดเมนเชิงความถี่ (Frequency Domain) หาความสัมพันธ์ระหว่างภาพความละเอียดต่ำและภาพความละเอียดสูงแต่ละภาพ และทำการรวมภาพความละเอียดต่ำตามความสัมพันธ์ระหว่างที่หาได้ จากนั้นเปลี่ยนผลลัพธ์ที่ได้กลับมาอยู่ในโดเมนเชิงพื้นที่เช่นเดิม ภาพที่ได้จะมีความละเอียดสูงกว่าภาพเริ่มต้น (input image)



รูปที่ 2-11 แผนภาพแสดง Observation model ของการถ่ายภาพดิจิทัล แสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาพความละเอียดต่ำและความละเอียดสูง [14]

- interpolation Based Approach

วิธีนี้ประกอบด้วย 3 ขั้นตอน คือ การหาความสัมพันธ์ของการเลื่อนตำแหน่งของภาพความละเอียดต่ำแต่ละภาพกับภาพอ้างอิง (Image registration) ไม่ว่าจะเป็นการเลื่อนตำแหน่งในแนวตั้ง (Vertical shift) การเลื่อนตำแหน่งในแนวนอน (Horizontal shift) หรือการหมุน (Rotation) ซึ่งทำได้ทั้งในโดเมนเชิงพื้นที่และโดเมนเชิงความถี่ หลังจากนั้นข้อมูลของภาพความละเอียดต่ำจะถูกรวมเข้าด้วยกันเพื่อสร้างภาพความละเอียดสูง (Image interpolation) ขั้นตอนนี้แต่ละพิกเซลจะถูกเฉลี่ยตามเทคนิคที่ใช้ ซึ่งจะทำให้ภาพที่ได้ไม่คมชัด ขั้นตอนที่สามเป็นกระบวนการทำให้ภาพคมชัดขึ้น (Deblurring) และกำจัดสัญญาณรบกวน (Denoising) ทั้ง 3 ขั้นตอนนี้สามารถทำวนซ้ำ เพื่อให้ค่าความผิดพลาด (Error) น้อยลง เรียกวิธีการวนซ้ำนี้ว่า Iterative Back Projection (IBP)

- Regularized Based Approach

เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพในการรวมข้อมูลจากภาพความละเอียดต่ำแต่ละภาพ เนื่องจากกระบวนการสร้างภาพความละเอียดสูงยังสามารถให้ภาพผลลัพธ์ได้หลากหลาย (Ill-posed problem) ดังนั้น วิธีนี้จึงถูกใช้เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว โดยอาศัยข้อมูลของภาพความละเอียดต่ำที่เกี่ยวข้องกับภาพความละเอียดสูง (Prior knowledge) เช่น smoothness, Tikhonov least square estimator เป็นต้น

- Learning Based Approach

วิธีการสร้างภาพความละเอียดสูงวิธีนี้จะต้องมีภาพที่เป็นฐานข้อมูลสำหรับการสอนให้มีการเรียนรู้ โดยภาพในฐานข้อมูล (Training set) นี้จะประกอบด้วยคู่ภาพความละเอียดต่ำและภาพความละเอียดสูง (LR patches และ HR patches) ภาพความละเอียดต่ำที่เราต้องการเพิ่มความละเอียด (Observed LR image) จะถูกเปรียบเทียบกับภาพความละเอียดต่ำในฐานข้อมูล โดยเลือกภาพจากฐานข้อมูลที่มีความเหมือนกันมากที่สุดตามเกณฑ์ที่ตั้งไว้ เมื่อได้คู่ภาพความละเอียดต่ำที่เหมือนกันแล้ว ก็จะได้คู่ภาพความละเอียดสูง

จากเทคนิคข้างต้น สามารถสรุปข้อดีข้อเสียของแต่ละวิธีได้ดังตารางที่ 2-3

ตารางที่ 2-3 เปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงแต่ละวิธี [13], [16]

Technique	Advantage	Disadvantage
Frequency Domain Based Approach	<ul style="list-style-type: none"> • Low computational complexity • Intuitive method • Easier to describe shifting, rotation and aliasing of low resolution images than spatial domain 	<ul style="list-style-type: none"> • Global translational motion and linear space-invariant blur of Low Resolution images
Interpolation Based Approach	<ul style="list-style-type: none"> • Simple technique • Low computational load, suitable for real-time application 	<ul style="list-style-type: none"> • Blurred edge • Having the same noise and blur in every Low Resolution image
Regularized Based Approach	<ul style="list-style-type: none"> • Noise elimination • Sharp edge 	<ul style="list-style-type: none"> • Signal to Noise Ratio (SNR) of High Resolution image upon to the initial approximation image
Learning Based Approach	<ul style="list-style-type: none"> • Suitable for insufficient Low Resolution image 	<ul style="list-style-type: none"> • High computational complexity • Long processing time • Blurred edge

2.1.3.5 การประยุกต์ใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งทางการแพทย์

เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานต่าง ๆ ได้หลากหลาย เช่น ภาพถ่ายดาวเทียม การรับรู้ระยะไกล หรือในด้านความปลอดภัย ดังที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้น ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้จะขอกล่าวเฉพาะการประยุกต์ใช้ทางการแพทย์เท่านั้น

ภาพที่มีความละเอียดสูงเป็นหัวใจสำคัญในการถ่ายภาพทางการแพทย์ เพื่อให้สามารถตรวจวินิจฉัยโรคได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว พบสัญญาณของรอยโรคต่าง ๆ ตั้งแต่ยังไม่แสดงอาการ ตลอดจนสามารถประเมินขนาดหรือรูปร่างของรอยโรคได้อย่างถูกต้อง

การถ่ายภาพทางการแพทย์ เช่น การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) การสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging; MRI) การถ่ายภาพรังสี (X-ray) การถ่ายภาพด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง (Ultrasound) เป็นต้น เป็นผลมาจากปฏิกิริยาระหว่างเนื้อเยื่อที่ต้องการถ่ายภาพกับอนุภาคไอออน (Ion) หรือคลื่น (Wave) การสูญเสียความละเอียดของภาพเกิดจากสาเหตุหลัก 2 ประการ ได้แก่ สาเหตุภายใน (Intrinsic resolution limitation) อันเกิดจากปฏิกิริยาระหว่างเนื้อเยื่อกับอนุภาคไอออนหรือคลื่น ซึ่งอนุภาคไอออนหรือคลื่นเหล่านี้จะผ่านตัวกลาง เช่น กระดูก ผิวหนัง และเลือด ก่อนที่จะถึงอวัยวะที่ต้องการและเกิดปฏิกิริยาขึ้น ทำให้เกิดการกระเจิง (Scattering) และการลดทอน (Attenuation) ของอนุภาคและคลื่นดังกล่าว ตลอดจนคุณสมบัติของตัวรับสัญญาณ เช่น ช่วงความยาวคลื่นที่รับได้ และระยะห่างระหว่างตัวรับสัญญาณ เป็นต้น นอกจากนี้ การถ่ายภาพทางการแพทย์ โดยเฉพาะการถ่ายภาพโดยใช้อนุภาคไอออน ได้แก่ รังสีต่าง ๆ ต้องใช้ปริมาณที่จำกัดเพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นต่อเนื้อเยื่อเหล่านั้นได้ ทำให้อัตราส่วนสัญญาณที่ใช้ในการสร้างภาพต่อสัญญาณรบกวนต่ำ (Signal to Noise Ratio; SNR) ส่วนสาเหตุภายนอก (Extrinsic resolution limitation) เกิดจากการรบกวนการบันทึกภาพ ได้แก่ การเคลื่อนไหวของอวัยวะหรือผู้ป่วยขณะทำการถ่ายภาพ เช่น การเคลื่อนไหวของผู้ป่วย การเต้นของหัวใจ หรือการหายใจ เป็นต้น ดังนั้น ความไวในการถ่ายภาพจึงเป็นสิ่งสำคัญ [17]

ความท้าทายของการประมวลผลภาพทางการแพทย์ ได้แก่ การเกิดความมัวบนภาพเนื่องจากเนื้อเยื่อต่างชนิดกันมีความหนาแน่นแตกต่างกันมาก (Partial Volume Effect) โดยเฉพาะตรงรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อสองชนิดที่อยู่ภายในวอกเซล (Voxel) เดียวกัน ปัญหาดังกล่าวทำให้ขอบรอยต่อของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดไม่คมชัด ทำให้ไม่สามารถแยกคุณลักษณะของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดได้ดี [18]

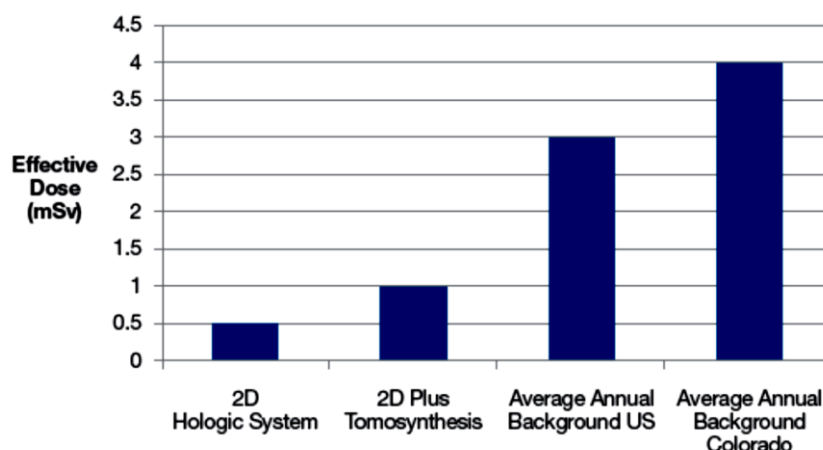
การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งทางการแพทย์มีวัตถุประสงค์เพื่อแก้ไขข้อจำกัดจากสาเหตุดังกล่าว โดยอาศัยข้อมูลจากภาพความละเอียดต่ำมาประมาณและสร้างภาพ

ความละเอียดสูงได้อย่างถูกต้องใกล้เคียงกับอวัยวะที่ทำการถ่ายภาพมากที่สุดเท่าที่เป็นไปได้ ในขณะที่ที่สัญญาณรบกวนถูกกำจัดไป และสงวนไว้ซึ่งข้อมูลของภาพที่สำคัญ การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งนอกจากจะช่วยแก้ปัญหาดังกล่าวแล้ว ยังช่วยให้การวินิจฉัยถูกต้อง แพทย์สามารถเห็นรายละเอียดเล็ก ๆ ได้ชัดเจนขึ้น การวัดขนาดของรอยโรคถูกต้องแม่นยำยิ่งขึ้น เพราะสามารถเห็นขอบเขตของรอยโรคได้ชัดเจน อีกทั้งยังช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลงได้

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปริมาณรังสีที่เต้านมได้รับนั้นแตกต่างกันขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ความหนาของเต้านม ความหนาแน่นของเนื้อเยื่อเต้านม และตัวกรองพลังงานรังสี (Filter) เป็นต้น [19] หลายงานวิจัยได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่เต้านมได้รับระหว่างการถ่ายภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT เช่น งานวิจัยของ Teertstra และคณะ [20], Feng และ Sechopoulos [21] และ Taglifico และคณะ [22] ซึ่งชี้ให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่เต้านมได้รับจากการถ่ายภาพรังสีเต้านมทั้งสองแบบอยู่ในระดับที่ใกล้เคียงกัน

ในทางปฏิบัติของการตรวจเต้านมด้วยการถ่ายภาพรังสี ควรตรวจด้วย 2 วิธีดังกล่าวร่วมกัน ดังการศึกษาของ Nicklason และคณะ [23], Poplack และคณะ [24], Good และคณะ [25], Gur และคณะ [26] และ Hakim และคณะ [27] เนื่องจากรอยโรคแต่ละชนิดเห็นได้ดีแตกต่างกันในแต่ละวิธีการตรวจ การถ่ายภาพ DBT จะช่วยให้เห็นขอบเขตของก้อนได้ชัดเจน ทำให้สามารถแยกความแตกต่างระหว่างก้อนเนื้อปกติกับก้อนเนื้อที่เป็นมะเร็งออกจากกันได้ เพิ่มความถูกต้องในการวินิจฉัยได้ดียิ่งขึ้น ทำให้อัตราการตรวจซ้ำหรือตรวจเพิ่มเติมด้วยวิธีอื่นลดลง เนื่องจากการถ่ายภาพ DBT มีความจำเพาะเจาะจงสูง แต่การถ่ายภาพด้วยวิธีนี้ใช้เวลาในการถ่ายภาพค่อนข้างนานทำให้เกิดภาพไม่คมชัดเนื่องจากมีการเคลื่อนไหวของผู้เข้ารับการตรวจได้ ในขณะที่การถ่ายภาพแมมโมแกรมให้รายละเอียดของหินปูนได้ดีกว่า สามารถดูการกระจายตัวของหินปูนซึ่งเป็นตัวบ่งชี้อย่างหนึ่งของมะเร็งเต้านมว่ามีการกระจายตัวในลักษณะที่เป็นมะเร็งหรือไม่ ซึ่งการตรวจโดยใช้ 2 วิธีดังกล่าวร่วมกันจะช่วยเพิ่มความถูกต้องในการวินิจฉัย และโอกาสในการตรวจพบมะเร็งตั้งแต่ระยะเริ่มแรกมากขึ้น แต่รังสีแพทย์จะใช้เวลาในการวินิจฉัยโรคเต้านมมากขึ้นตามจำนวนภาพที่ถ่ายได้ ดังนั้น เมื่อถ่ายภาพด้วย 2 วิธีดังกล่าวร่วมกัน จะทำให้ได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นประมาณ 2 เท่า ดังรูปที่ 2-12 แต่ปริมาณรังสีรวมยังคงอยู่ในช่วงที่องค์การอาหารและยาประเทศสหรัฐอเมริกา กำหนดไว้ คือ ไม่ควรเกิน 3 มิลลิเกรย์ต่อการถ่ายหนึ่งครั้ง [28] ถึงแม้ว่ายังไม่มีหน่วยงานใดยืนยันว่าปริมาณรังสีระดับใดที่สามารถชักนำให้เกิดมะเร็งเต้านมได้ แต่เนื่องจากการตรวจเกี่ยวข้องกับรังสี การตระหนักถึงประโยชน์และอันตรายจากรังสีจึงเป็นเรื่องที่สำคัญ ดังนั้นเพื่อความปลอดภัยจากรังสี การได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดเท่าที่เป็นไปได้แต่ยังผลประโยชน์สูงสุดจึงเป็นสิ่งที่ควรคำนึง



รูปที่ 2-12 กราฟเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพรังสีเทียบกับรังสีที่ได้รับจากธรรมชาติเฉลี่ยต่อปี พบว่าใน 1 ปี การถ่ายภาพแมมโมแกรมรวมกับการถ่ายภาพ DBT จะได้รับปริมาณรังสีมากกว่าการถ่ายภาพแมมโมแกรมเพียงอย่างเดียวประมาณ 2 เท่า แต่ปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพรังสีเต้านมทั้ง 2 ภาพน้อยกว่าปริมาณรังสีที่เราได้รับจากธรรมชาติ [29]

จากรูปที่ 2-12 แสดงปริมาณรังสีรวมจากการถ่ายเต้านม 2 ข้างใน 2 ท่ามาตรฐาน เป็นปริมาณรังสีที่เต้านมได้รับ โดยคำนึงถึงผลทางชีววิทยาของรังสีแต่ละชนิดและของเนื้อเยื่อ ซึ่งปริมาณรังสีดังกล่าว เรียกว่า Effective dose ซึ่งเป็นผลคูณของปริมาณรังสีที่ดูดกลืนโดยเนื้อเยื่อนั้นกับค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดรังสี (Radiation weighting factor) และค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดเนื้อเยื่อ (Tissue weighting factor) จากรูปพบว่า ปริมาณรังสีที่เต้านมได้รับต่อการถ่าย 1 ครั้ง เท่ากับ 1.04 มิลลิเกรย์ และ 2.08 มิลลิเกรย์ สำหรับการถ่ายภาพแมมโมแกรมเพียงอย่างเดียว และการถ่ายภาพแมมโมแกรมรวมกับการถ่ายภาพ DBT ตามลำดับ โดยค่าถ่วงน้ำหนักของรังสีเอ็กซ์ คือ 1 และค่าถ่วงน้ำหนักของเนื้อเยื่อเต้านมเท่ากับ 0.12 ซึ่งรายละเอียดเกี่ยวกับหน่วยปริมาณรังสีที่ได้รับ จะกล่าวในภาคผนวก ก

ทางเลือกหนึ่งในการลดปริมาณรังสีให้กับผู้ที่เข้ารับการตรวจทางรังสีของเต้านมโดยใช้ภาพแมมโมแกรมร่วมกับภาพ DBT คือ การถ่ายเฉพาะภาพ DBT เพียงแบบเดียว แต่ได้ข้อมูลภาพทั้ง 2 แบบ ซึ่งจะทำให้สามารถลดปริมาณรังสีที่ได้รับลงประมาณ 50% ดังเช่นการศึกษาของ

- Vecchio และคณะ [30] ได้นำเสนอวิธีการลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพแมมโมแกรมรวมกับการถ่ายภาพ DBT โดยการถ่ายภาพเฉพาะภาพ DBT แต่ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพโปรเจกชันแต่ละครั้งเป็นอัตราส่วนแตกต่างกันในแต่ละมุม โดยให้ปริมาณรังสีที่ 0 องศา (Central Slice Projection) มีอัตราส่วนมากกว่ามุมอื่น ๆ ทำการถ่ายภาพหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม

ด้วยวิธีการดังกล่าว แล้วนำมาเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมกับภาพโปรเจกชันเฉพาะมุม 0 องศา พบว่า คุณภาพของภาพแมมโมแกรมดีกว่า ซึ่งสามารถเห็นจำนวนของก้อนเนื้อ (Masses), เส้นใยไฟบรัส (Fibers) และ กลุ่มหินปูนขนาดเล็ก (Microcalcifications) ที่อยู่ในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเหมือนกันทั้งสองภาพ โดยสามารถเห็นกลุ่มหินปูนขนาดเล็กได้ชัดเจนกว่ารอยโรคอื่น ๆ

- Gur และคณะ [31] ได้ทำการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม (synthesized 2D Mammogram) อาศัยข้อมูลจากภาพ DBT โดยใช้ภาพตัดขวางมาสร้างภาพด้วยวิธีการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม ที่นำเสนอโดย Ruth, Smith และ Stein [32] ซึ่งใช้เทคนิค Maximum Intensity Projection (MIP) ซึ่งค่าความเข้มสี (Intensity) ของภาพผลลัพธ์แต่ละพิกเซลคือค่าความเข้มสีสูงสุดที่ได้จากการเปรียบเทียบภาพตัดขวางแต่ละภาพ ที่ละพิกเซล นำภาพผลลัพธ์ซึ่งก็คือภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นมาเปรียบเทียบความไวในการตรวจหารอยโรค และความจำเพาะเจาะจงระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงร่วมกับภาพ DBT กับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นร่วมกับการถ่ายภาพ DBT พบว่าความไวในการตรวจหารอยโรคลดลงอย่างมีนัยสำคัญ โดยความไวในการตรวจด้วยภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงร่วมกับภาพ DBT คิดเป็น 82.6% และความไวในการตรวจด้วยภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นร่วมกับภาพ DBT ลดลงเหลือเพียง 77.2% ในขณะที่ความจำเพาะเจาะจงใกล้เคียงกัน คือ 29.8% และ 29.7% สำหรับการตรวจด้วยภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงร่วมกับภาพ DBT และการตรวจด้วยภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นร่วมกับภาพ DBT ตามลำดับ ซึ่งปัจจุบันเทคนิคดังกล่าวได้รับการพัฒนาและนำมาใช้จริงแล้วในปัจจุบัน ในโปรแกรมที่เรียกว่า C-View

- Schie และคณะ [33] ได้สังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพตัดขวางที่ได้จากระบบถ่ายภาพ DBT เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Gur และคณะ [31] โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในการตรวจหารอยโรคของมะเร็งเต้านม (Computer-Aided Detection; CAD) เป็นตัวช่วยในการกำหนดตำแหน่งของรอยโรคในแต่ละภาพของภาพตัดขวาง และให้แน่ใจว่าบริเวณดังกล่าวจะปรากฏในภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วย ซึ่งกำหนดให้ตำแหน่งดังกล่าวเป็นจุดสนใจ จากนั้นใช้เทคนิค Thin Plate Spline (TPS) เพื่อเลือกจุดสนใจเฉพาะจุดที่สำคัญ ซึ่งจุดสนใจแต่ละจุดที่เลือกมาอาจอยู่คนละตำแหน่งในแนวแกน z หรือที่ระดับความลึกของเต้านมที่ต่างกัน จึงต้องมีการถ่วงน้ำหนักในแนวแกน z (Weighting function) ด้วยฟังก์ชันเกาส์เซียน เพื่อหาค่าความเข้มสีของแต่ละพิกเซลในภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น เปรียบเทียบประสิทธิภาพของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นกับภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง ด้วยกราฟ Receiver Operating Characteristic (ROC) ซึ่งเป็นกราฟระหว่างผลบวกจริง (True positive) กรณีที่วินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งเต้านมจริงทั้งภาพแมมโมแกรมและผลทางพยาธิวิทยา และผลบวกเทียม (False positive) กรณีที่ผลวินิจฉัยภาพแมมโมแกรมระบุว่าป็นมะเร็งเต้านมแต่ผลทางพยาธิวิทยาระบุว่าไม่เป็นมะเร็งเต้านม พบว่า ภาพแมมโมแกรมที่

สิ่งเคราะห์ขึ้นสามารถตรวจหารอยโรคได้ถูกต้องกว่าภาพแมมโมแกรมจริงอย่างไม่มีนัยสำคัญ โดยเฉพาะรอยโรคที่เป็นก้อนเนื้อ (Mass) และการดึงรั้งของเนื้อเยื่อเต้านม (Architecture distortion) โดยมีพื้นที่ใต้กราฟ Receiver Operating Characteristic เท่ากับ 0.85 และ 0.81 สำหรับการตรวจด้วยด้วยภาพแมมโมแกรมที่สิ่งเคราะห์ขึ้นและภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงตามลำดับ ซึ่งงานวิจัยของ Schie และคณะมีข้อจำกัดในการตรวจหารอยโรคที่เป็นหินปูน

จากงานวิจัยข้างต้น แต่ละงานวิจัยได้นำเสนอวิธีที่ต่างกันออกไป แต่ผลลัพธ์ที่ได้ พบว่า ภาพแมมโมแกรมที่สิ่งเคราะห์จากข้อมูลภาพ DBT นั้น มีคุณภาพของภาพดีกว่าภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง โดยเฉพาะในการตรวจหาหินปูน แม้ว่าจะสามารถวินิจฉัยรอยโรคต่าง ๆ ได้ ดังนั้นจึงควรหาวิธีในการเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีดังกล่าวให้ดีขึ้น เพื่อให้สามารถนำมาใช้ได้จริงทางคลินิก ซึ่งจะมีประโยชน์ต่อผู้เข้ารับการตรวจทั้งในด้านการลดปริมาณรังสีที่ได้รับและเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัย นอกจากนี้จากการสำรวจยังพบว่า การสิ่งเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจะใช้ข้อมูลภาพตัดขวาง ยังไม่มีงานวิจัยใดที่ใช้ภาพโปรเจกชันมาสิ่งเคราะห์ภาพถ่ายรังสีดังกล่าว ดังนั้นภาพโปรเจกชันจึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาศึกษาและทดลองสิ่งเคราะห์ภาพแมมโมแกรมซึ่งอาจใช้วิธีดังกล่าวข้างต้นหรือพัฒนาวิธีใหม่ขึ้นมาก็ได้

วิทยานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสิ่งเคราะห์ภาพแมมโมแกรมโดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง ซึ่งเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งนี้ได้รับความสนใจเป็นอย่างมาก ในปัจจุบันมีนักวิจัยจำนวนมากได้พัฒนาขั้นตอนวิธีในการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งและนำมาประยุกต์ในด้านต่าง ๆ สำหรับทางด้านการแพทย์นั้น จากการศึกษาพบว่าการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งถูกนำมาใช้กับการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) การสร้างภาพด้วยเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging: MRI) และโพซิตรอนอิมิตชันโทโมกราฟี (Positron Emission Tomography: PET) [18], [34] ตัวอย่างงานวิจัยที่นำเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งมาใช้ในทางการแพทย์ เช่น Kennedy และคณะ [35], [36] และ Chang และคณะ [37] ได้นำเทคนิคของ Irani และ Peleg [38] มาใช้ในการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งของภาพโพซิตรอนอิมิตชันโทโมกราฟี เพื่อให้สามารถเห็นรอยโรคต่าง ๆ ได้ชัดเจนขึ้น

สำหรับในภาพ DBT นั้น จากการสำรวจพบว่าเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง ถูกนำมาใช้ในขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางซึ่งเป็นภาพที่รังสีแพทย์ใช้ในการวินิจฉัยโรคเต้านม เพื่อให้ได้ภาพที่เห็นรายละเอียดต่าง ๆ ของเต้านมได้ดีขึ้น ตัวอย่างงานวิจัย เช่น งานวิจัยของ Acciavatti, Mein และ Maidment [39], [40], [41], [42] นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยของ Robinson และคณะ [43], [44], [45] ได้นำเสนอการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งของภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมโดยใช้ภาพโปรเจกชัน Robinson และคณะได้สมมติให้มีการเลื่อนตำแหน่ง 2 วิธีคือ การใช้มือเลื่อนวัตถุที่ทำการถ่ายภาพ และการเอียงหลอดเอ็กซเรย์เป็นมุม ± 1 องศา ซึ่งเมื่อเทียบกับระบบถ่ายภาพ

DBT จริงที่หลอดเอ็กซ์เรย์เอียงมุมอยู่ในช่วง 10-50 องศา ทำให้ภาพโปรเจกชันในงานวิจัยของ Robinson และคณะ มีการเลื่อนตำแหน่งที่น้อยมากเมื่อเทียบกับระบบถ่ายภาพจริง ซึ่งวิธีที่ Robinson และคณะนำเสนอสามารถเพิ่มความละเอียดของภาพและลดสัญญาณรบกวน ทำให้เห็นรายละเอียดเล็ก ๆ โดยเฉพาะกลุ่มหินปูนเล็ก ๆ ได้ชัดเจนขึ้น

จากข้างต้นจะเห็นได้ว่า ในทางการแพทย์นั้น ภาพที่มีความละเอียดสูงจะทำให้สามารถเห็นรายละเอียดเล็ก ๆ ได้เพิ่มขึ้น ซึ่งมีความสำคัญมากในการวินิจฉัยหารอยโรคต่าง ๆ เพราะหากรายละเอียดเล็ก ๆ ดังกล่าว คือรอยโรค ย่อมเป็นผลดีต่อตัวผู้ป่วยในการตรวจพบเจอตั้งแต่รอยโรคนั้นยังมีขนาดเล็ก และเป็นผลดีต่อการรักษาให้หายขาดได้ สำหรับการประยุกต์ใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งในภาพ DBT ยังมีงานวิจัยในด้านนี้ค่อนข้างน้อย และยังไม่เคยมีงานวิจัยใดนำเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง มาประยุกต์ใช้ในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมโดยใช้ข้อมูลภาพ DBT เทคนิคนี้จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่จะนำมาประยุกต์ใช้ นอกเหนือจากวิธีดังกล่าวข้างต้นในการลดปริมาณรังสีให้กับผู้เข้ารับการตรวจ

บทที่ 3

วิธีที่นำเสนอ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพโปรเจกชันที่ได้จากระบบการถ่ายภาพ DBT จำนวน 15 ภาพในหลายมุมมอง โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งเพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้เข้ารับการตรวจทางรังสีของเต้านมได้รับ ซึ่งเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่นำมาใช้วิทยานิพนธ์นี้ เป็นการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งจากภาพความละเอียดต่ำจำนวนหนึ่งภาพ (Single Image Super Resolution) โดยภาพความละเอียดต่ำที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้เกิดจากการรวมข้อมูลจากหลายภาพโปรเจกชันไว้ในหนึ่งภาพ เนื่องจากภาพโปรเจกชันเป็นภาพถ่ายรังสีเมื่อหลอดเอ็กซเรย์เอียงทำมุมต่าง ๆ กับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี ทำให้ภาพโปรเจกชันแต่ละภาพในแต่ละมุมมองมีข้อมูลภาพที่แตกต่างกัน ดังได้กล่าวไว้ข้างต้นในบทที่ 2 เพื่อเป็นการรวมข้อมูลภาพในแต่ละภาพโปรเจกชัน จึงต้องทำการหาความสัมพันธ์ของแต่ละพิกเซลในแต่ละภาพเทียบกับภาพอ้างอิงและแปลงให้มาอยู่ในระบบพิกัดเดียวกัน จากนั้นจึงทำการรวมข้อมูลในแต่ละภาพโปรเจกชัน ก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งต่อไป ซึ่งการหาความสัมพันธ์ระหว่างภาพและแปลงให้มาอยู่ระบบพิกัดเดียวกัน การรวมข้อมูลในแต่ละภาพโปรเจกชัน ตลอดจนเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่นำมาใช้ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวไว้ในหัวข้อ 3.1-3.3

3.1 Image Registration

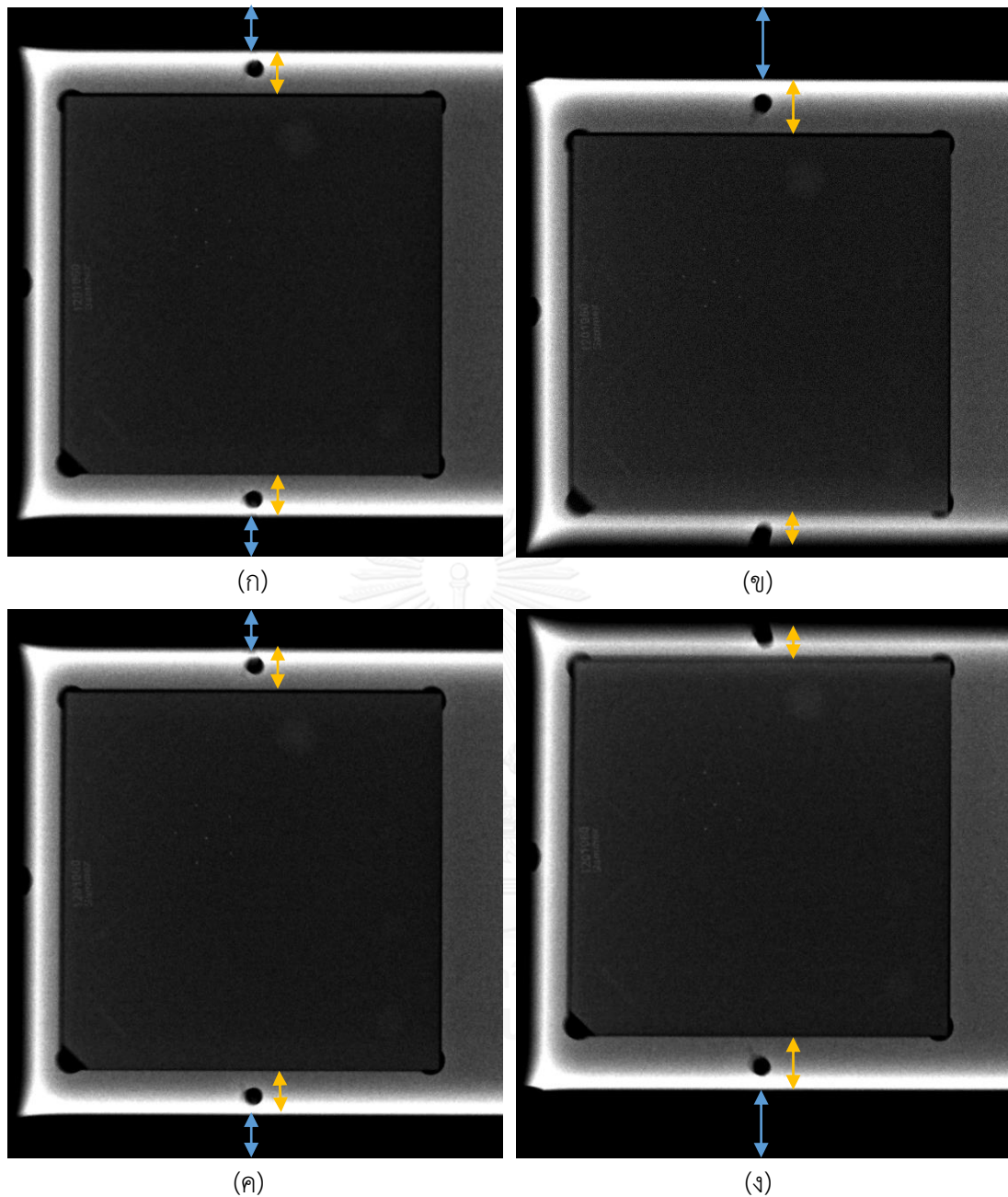
Image Registration คือ กระบวนการหาความสัมพันธ์ระหว่างภาพตั้งแต่ 2 ภาพขึ้นไป ภาพดังกล่าวเป็นภาพของวัตถุหรือฉากเดียวกันที่ถ่ายต่างเวลา ต่างมุมมอง และ/หรือใช้อุปกรณ์ถ่ายภาพต่างกัน แปลงให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกัน กระบวนการนี้ประกอบด้วยภาพ 2 ชุด คือ ภาพอ้างอิงและภาพที่ต้องการแปลงให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง

ในการถ่ายภาพรังสีของระบบถ่ายภาพ DBT ขณะที่ทำการถ่ายภาพหลอดเอ็กซเรย์จะมีการเคลื่อนที่เป็นมุมต่าง ๆ ซึ่งการเคลื่อนที่ของหลอดเอ็กซเรย์นี้เอง ทำให้ข้อมูลในแต่ละภาพโปรเจกชันมีความแตกต่างกัน แต่ละภาพโปรเจกชันที่ได้จะมีการเลื่อนตำแหน่งแบบไม่เต็มพิกเซลหรือที่เรียกว่า subpixel shift อีกทั้งภาพถ่ายรังสีเป็นผลรวมของรังสีที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อเต้านมไปยังฉากรับภาพ ทำให้เห็นโครงสร้างภายในของวัตถุนั้น ๆ ซึ่งต่างจากการถ่ายภาพทั่วไป ทำให้ภาพโปรเจกชันที่ได้มีการเลื่อนตำแหน่งของโครงสร้างภายในของวัตถุนั้น ๆ ด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งวัตถุที่อยู่ต่างระดับความลึก

ยิ่งมุมของหลอดเอ็กซ์เรย์ห่างกันมาก ในแต่ละภาพโปรเจคชันก็จะเห็นความแตกต่างของการเลื่อนตำแหน่งของวัตถุได้อย่างชัดเจน ซึ่งได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อ 2.1.2.1 หลักการถ่ายภาพ DBT

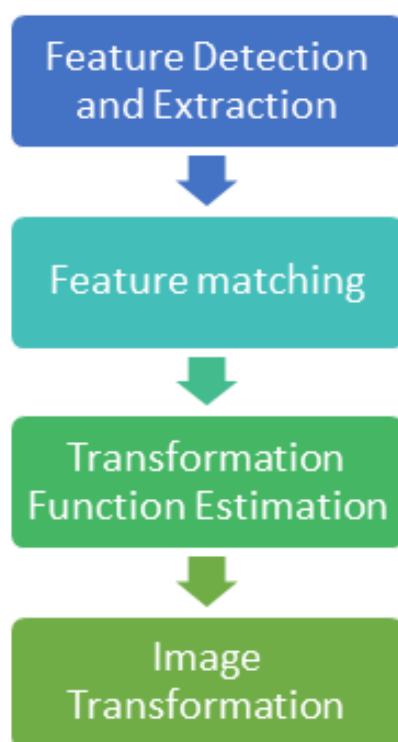
ในการถ่ายภาพโปรเจคชันแต่ละภาพ ภาพของวัตถุที่ได้จะมีการเลื่อนไปจากเดิมในแนวแกน y ของภาพหรือในแนวที่ขนานกับหน้าอกเมื่อเทียบกับผู้เข้ารับการตรวจ จากรูปที่ 3-1 เป็นตัวอย่างภาพโปรเจคชันที่ใช้ในงานวิจัยนี้ รูปที่ 3-1 (ก) เป็นภาพโปรเจคชันที่ 0° ซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกับการถ่ายภาพแมมโมแกรม เมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์เคลื่อนที่ไปทางซ้าย ดังรูปที่ 3-1 (ค) และรูปที่ 3-1 (ง) ภาพของวัตถุที่ได้จะมีการเลื่อนขึ้นในแนวแกน y ของภาพเมื่อเทียบกับภาพโปรเจคชันที่ 0° ในทำนองเดียวกันถ้าหลอดเอ็กซ์เรย์เคลื่อนที่ไปทางขวา ดังรูปที่ 3-1 (ข) ภาพของวัตถุที่ได้ก็จะมีการเลื่อนลงในแนวแกน y ของภาพ รูปที่ 3-1 (ค) เป็นภาพโปรเจคชันที่ถ่ายเมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์เคลื่อนที่ไปทางซ้าย ทำมุมกับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี 1.08° ภาพโปรเจคชันดังกล่าวจะมีการเลื่อนขึ้นในแนวแกน y ของภาพ แต่เนื่องจากมุมที่ทำการถ่ายภาพห่างกันเพียงเล็กน้อย จึงทำให้เห็นการเลื่อนไม่ชัดเจนเมื่อเทียบกับรูปที่ 3-1 (ง) ที่เป็นภาพโปรเจคชันที่ถ่ายเมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์เคลื่อนที่ไปทางซ้ายทำมุมกับแนวตั้งฉากของฉากรับรังสี 7.56° สังเกตได้จากระยะตั้งแต่ขอบล่างของวัตถุถึงขอบภาพด้านล่างจะมากขึ้น เมื่อมุมที่หลอดเอ็กซ์เรย์เอียงไปมากขึ้น (ลูกศรสีฟ้า) ไม่เพียงแต่การเลื่อนของวัตถุทั้งก้อนเท่านั้น โครงสร้างภายในของวัตถุนั้น ๆ ยังมีการเลื่อนตำแหน่งด้วย ยิ่งมุมที่หลอดเอ็กซ์เรย์เอียงไปมากขึ้น การเลื่อนของวัตถุก็มากขึ้นตาม สังเกตได้จากระยะตั้งแต่ขอบนอกของวัตถุถึงขอบบนหรือขอบล่างของรูปสี่เหลี่ยมที่อยู่ข้างในวัตถุ (ลูกศรสีเหลือง) หากไม่มีการเลื่อนของโครงสร้างภายในของวัตถุเลย ภาพของวัตถุที่ได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 3-1 (ก) แต่จะมีการเลื่อนขึ้น-ลงในแนวแกน y ของภาพเท่านั้น แต่เนื่องจากภาพโปรเจคชันมีการเลื่อนของโครงสร้างภายในด้วย ทำให้ภาพโปรเจคชันที่ได้เห็นภาพของวัตถุที่ไม่เหมือนกันดังรูปที่ 3-1 (ค) และรูปที่ 3-1 (ง)

ซึ่งในงานวิจัยก่อนหน้านี้ [46] แสดงให้เห็นว่าวิธี Registration ส่วนใหญ่ ไม่สามารถใช้ได้ดีกับภาพโปรเจคชันที่ได้จากระบบถ่ายภาพจริงได้ เนื่องจากในการหาความสัมพันธ์ของการเลื่อนตำแหน่งของแต่ละภาพจะคำนึงเฉพาะขอบของวัตถุเท่านั้น เพราะถือว่าวัตถุทั้งก้อนมีการเลื่อนตำแหน่งแบบเดียวกัน เนื่องจากภาพทั่วไปที่ถ่ายออกมาจะ เห็นเฉพาะลักษณะที่เห็นจากภายนอก ไม่เห็นโครงสร้างภายในของวัตถุเหมือนภาพถ่ายรังสี เมื่อนำวิธีการดังกล่าวมาใช้กับภาพโปรเจคชันจึงไม่ได้ผลดีเท่าที่ควร เมื่อแปลงแต่ละภาพให้มาอยู่ในระบบพิกัดเดียวกับภาพอ้างอิง เฉพาะขอบของวัตถุเท่านั้นที่อยู่ในระบบพิกัดเดียวกัน นอกจากนี้วิธีการดังกล่าวเหมาะสมกับภาพที่มีการเลื่อนตำแหน่งเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ดังนั้น Registration ด้วยวิธีการหาความสัมพันธ์ของลักษณะเด่นของภาพสองภาพหรือ Feature Based Registration จึงเหมาะสมกับภาพโปรเจคชันที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ เพราะเป็นอาศัยลักษณะเด่นที่เหมือนกันในแต่ละภาพ



รูปที่ 3-1 ตัวอย่างภาพโปรเจคชันที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ (ก) ภาพโปรเจคชันที่ 0° ซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกันกับการถ่ายภาพแมมโมแกรม (ข) ภาพโปรเจคชันที่ถ่ายขณะหลอดเอกซเรย์เอียงไปทางขวาทำมุม 7.56° (ค) ภาพโปรเจคชันที่ถ่ายขณะหลอดเอกซเรย์เอียงไปทางซ้ายทำมุมประมาณ 1.08° และ (ง) ภาพโปรเจคชันที่ถ่ายขณะหลอดเอกซเรย์เอียงไปทางซ้ายทำมุมประมาณ 7.56° จะเห็นได้ว่าเมื่อหลอดเอกซเรย์เอียงทำมุมมากขึ้น จะมีการเลื่อนตำแหน่งของวัตถุมากขึ้น (สังเกตได้จากระยะลูกศรสีฟ้า) ไม่เพียงแต่การเลื่อนของวัตถุทั้งก้อนเท่านั้น โครงสร้างภายในก็มีการเลื่อนตำแหน่งด้วย (สังเกตได้จากระยะลูกศรสีเหลือง)

Feature Based Registration เป็นวิธีการหาความสัมพันธ์ระหว่างภาพสองภาพ โดยอาศัยลักษณะเด่นที่มีในแต่ละภาพ เพื่อแปลงภาพให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกัน ประกอบด้วย 4 ขั้นตอนหลัก ดังรูปที่ 3-2



รูปที่ 3-2 สรุปขั้นตอนหลักของ Feature Based Registration

Feature detection and extraction เป็นการหาลักษณะเด่น (Feature) ในแต่ละภาพ และการสกัดลักษณะเด่นนั้น ๆ ออกมา ลักษณะเด่นอาจเป็น มุม (Corner) ขอบ (Edge) เส้น (Line) หรือพื้นที่ (Region) เป็นต้น ซึ่งลักษณะเด่นดังกล่าวต้องมีทั้งในภาพอ้างอิงและภาพที่ต้องการแปลงให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง วิธีที่ใช้ในการหาลักษณะเด่นในภาพ เรียกว่า Detector ส่วนวิธีที่ใช้ในการสกัดและอธิบายลักษณะเด่นที่หามาได้นั้น เรียกว่า Descriptor สำหรับในวิทยานิพนธ์นี้ จะใช้ Speeded Up Robust Feature (SURF) [47] เป็น Detector และ Descriptor ซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป

Feature matching ขั้นตอนนี้จะเปรียบเทียบลักษณะเด่นที่ได้ของภาพสองภาพ เพื่อหาจุดที่สัมพันธ์กันระหว่างสองภาพ หรือจุดที่ถือว่าเป็นจุดเดียวกันในแต่ละภาพ

Transformation function estimation คือ การหาฟังก์ชันความสัมพันธ์ของสองภาพ โดยหาจากจุดที่ได้จากขั้นตอน Feature Matching

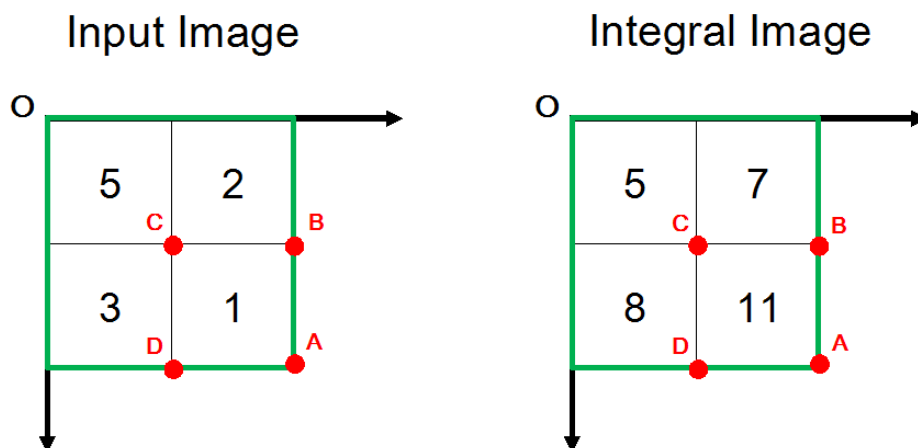
Image Transformation เป็นการแปลงภาพสองภาพให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกันโดยใช้ฟังก์ชันความสัมพันธ์ที่ได้

3.1.1 Speeded Up Robust Feature (SURF)

วิธีนี้นำเสนอโดย Bay และคณะ [47] เป็นวิธีประมวลผลภาพที่เร็วและมีประสิทธิภาพที่ใช้ในการหาลักษณะเด่นและสกัดลักษณะเด่นในแต่ละภาพ เพื่อหาจุดที่ตรงกันระหว่างภาพที่ต้องการและภาพอ้างอิง แม้ว่าภาพจะมีการเปลี่ยนแปลงขนาดและการหมุนก็ตาม สาเหตุที่ทำให้ SURF ทำงานได้เร็วกว่าเนื่องมาจากการใช้ประโยชน์ของภาพอินทิกรัล (Integral Image)

ค่าของภาพอินทิกรัล (Integral Image) $I_I(x)$ ที่จุด $x = (x, y)$ คือ ผลรวมของทุกพิกเซลในภาพนำเข้า I (Input Image) ที่อยู่ภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมที่เกิดจากจุดกำเนิดและจุด x

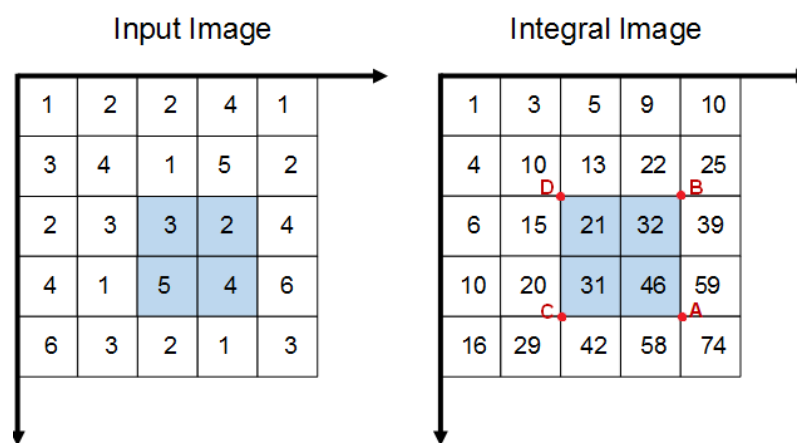
$$I_I(x) = \sum_{i=0}^{i \leq x} \sum_{j=0}^{j \leq y} I(i, j) \quad (3.1)$$



รูปที่ 3-3 ตัวอย่างการคำนวณภาพอินทิกรัลที่จุดใด ๆ ซึ่งเกิดจากผลรวมของทุกพิกเซลในภาพนำเข้าที่อยู่ภายในพื้นที่สี่เหลี่ยมที่เกิดจากจุดกำเนิดและจุดนั้น ๆ เช่น ค่าที่จุด A ในภาพอินทิกรัลเกิดจากผลรวมของทุกพิกเซลตั้งแต่จุดกำเนิดจนถึงจุด A (กรอบสีเขียว) = $5+2+3+1 = 11$ ในทำนองเดียวกันค่าที่จุด B ในภาพอินทิกรัล = $5+2 = 7$ ค่าที่จุด C ในภาพอินทิกรัล = 5 และค่าที่จุด D ในภาพอินทิกรัล = $5+3 = 8$

เมื่อคำนวณค่าของภาพอินทิกรัลทุกพิกเซลแล้ว เมื่อนำภาพอินทิกรัลไปใช้จะคำนวณหาค่าผลรวมของพิกเซลในพื้นที่สี่เหลี่ยมที่ต้องการได้ ดังสมการ (3.2) ซึ่งเวลาที่ใช้ในการคำนวณไม่ขึ้นกับขนาดของพื้นที่นั้น ๆ เนื่องจากใช้เพียง 4 ค่าในการคำนวณเท่านั้น แม้พื้นที่จะมีขนาดใหญ่ขึ้นก็ตาม ซึ่งต่างจากการคำนวณที่ภาพนำเข้าโดยตรง เมื่อพื้นที่ใหญ่ขึ้นจำนวนตัวเลขที่ใช้ในการคำนวณก็จะมากขึ้นตาม

$$\Sigma = A - B - C + D \quad (3.2)$$



รูปที่ 3-4 การใช้ภาพอินทิกรัลหากต้องการหาค่าผลรวมของพิกเซลในพื้นที่สี่เหลี่ยม สามารถคำนวณได้จากภาพอินทิกรัล ดังสมการ (3.2) จะได้ $\Sigma = 46 - 22 - 20 + 10 = 14$

3.1.1.1 SURF Detector

ในการหาลักษณะเด่นหรือจุดสนใจ (key point) ในภาพแต่ละภาพ วิธีที่นี้จะใช้ Hessian matrix เนื่องจากมีคุณสมบัติที่เรียกว่า Repeatability คือ สามารถหาจุดสนใจเดียวกันในภาพที่ต่างสภาวะกัน เช่น ขนาดและการหมุนที่แตกต่างกัน ซึ่งเป็นคุณสมบัติหนึ่งของ Detector ที่ดี

Hessian matrix ที่จุด $\mathbf{x} = (x, y)$ ในภาพ I ที่สเกล σ สามารถหาได้จากสมการต่อไปนี้

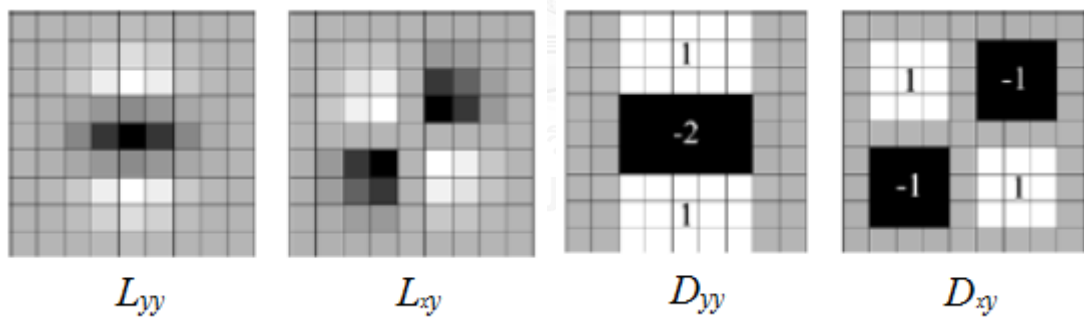
$$\mathcal{H}(\mathbf{x}, \sigma) = \begin{bmatrix} L_{xx}(\mathbf{x}, \sigma) & L_{xy}(\mathbf{x}, \sigma) \\ L_{xy}(\mathbf{x}, \sigma) & L_{yy}(\mathbf{x}, \sigma) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

โดยที่ $L_{xx}(\mathbf{x}, \sigma)$, $L_{yy}(\mathbf{x}, \sigma)$ และ $L_{xy}(\mathbf{x}, \sigma)$ คือ อนุพันธ์อันดับที่สองของเกาส์เซียน (Gaussian second order derivative) ที่จุด \mathbf{x} ในแนวแกน x , y และ x - y ตามลำดับ ซึ่งทำให้คุณสมบัติ repeatability ลดลงเมื่อภาพมีการหมุน และเพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพให้ดียิ่งขึ้น โดยการประมาณ Hessian matrix ด้วยตัวกรองแบบ box filter ซึ่งเป็นการประมาณอนุพันธ์อันดับที่สองของเกาส์เซียน ทำให้ใช้เวลาในการประมาณมวลผลน้อยลงเนื่องจากตัวกรองดังกล่าวใช้ภาพอินทิกรัลทำให้เวลาที่ใช้ไม่ขึ้นกับขนาดของตัวกรอง

จากนั้นจะคำนวณหา determinant ของ Hessian matrix ซึ่งค่าที่คำนวณได้นั้นเรียกว่า Blob response ที่จุด \mathbf{x} โดยคำนวณได้จากสมการ (3.4) ค่าเหล่านี้จะถูกเก็บไว้ใน Blob response map ของแต่ละสเกล เพื่อใช้หาจุดที่มีค่า determinant สูงสุด ซึ่งก็คือจุดสนใจ

$$\det(\mathcal{H}_{approx}) = D_{xx}D_{yy} - (wD_{xy})^2 \quad (3.4)$$

โดยที่ D_{xx} , D_{yy} และ D_{xy} คือ การประมาณอนุพันธ์อันดับที่สองของเกาส์เซียน และ w เป็นค่าที่ใช้ปรับสมดุล determinant ของ Hessian matrix มีค่าประมาณ 0.9 ตัวกรองขนาด 9×9 ที่สเกล $\sigma = 1.2$ แสดงดังรูปที่ 3-5



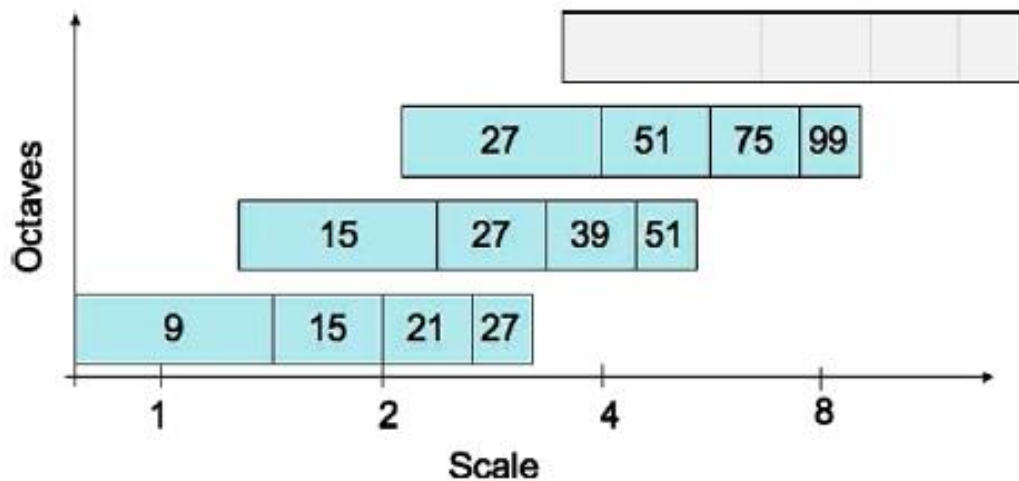
(ก)

(ข)

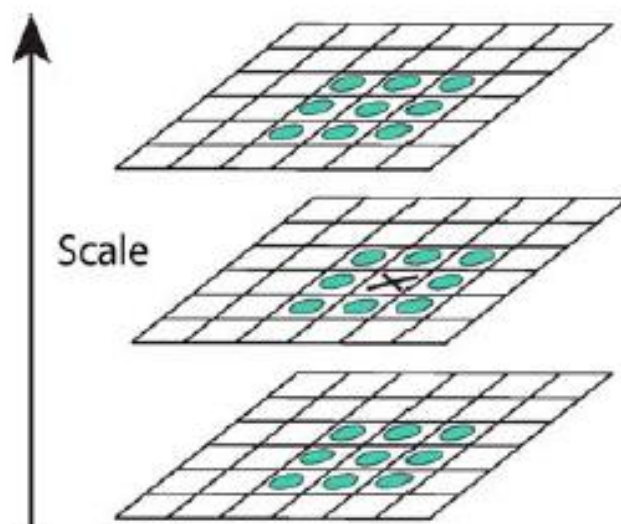
รูปที่ 3-5 ตัวกรองขนาด 9×9 (ก) อนุพันธ์อันดับที่สองของเกาส์เซียนในแนวแกน y (L_{yy}) และ x - y (L_{xy}) ตามลำดับ และ (ข) การประมาณอนุพันธ์อันดับที่สองของเกาส์เซียนที่ใช้ใน SURF ในแนวแกน y (D_{yy}) และ x - y (D_{xy}) ตามลำดับ [47]

เพื่อให้สามารถหาจุดสนใจในภาพนั้น ๆ ได้เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงขนาดของภาพไป (Scale invariant) วิธีนี้จะทำโดยการวนซ้ำการเพิ่มขนาดของตัวกรองแทนการลดขนาดของภาพซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้โดยทั่วไป (Scale space representation) นอกจากจะช่วยให้การคำนวณทำได้เร็วแล้วยังไม่ทำให้เกิด aliasing อันเนื่องมาจากการลดขนาดของภาพอีกด้วย โดยจะแบ่งออกเป็น

octave ที่ขนาดตัวกรองต่างกัน แต่ละ octave แบ่งออกเป็น 4 scale level ตามขนาดของตัวกรอง ดังแสดงในรูปที่ 3-6



รูปที่ 3-6 ตัวอย่าง 3 octave ที่ต่างกัน สำหรับ octave แรกจะเริ่มต้นที่ตัวกรองขนาด 9x9 และขนาดของตัวกรองจะเพิ่มขึ้นใน octave ถัดไป นอกจากนี้ภายใน octave เดียวกันจะแบ่งออกเป็น 4 scale level ซึ่งขนาดของตัวกรองก็เพิ่มขึ้นใน scale level ถัดไป [47]



รูปที่ 3-7 การหาค่า blob response สูงสุด ให้ x เป็นพิกเซลที่กำลังพิจารณา โดยเปรียบเทียบค่ากับพิกเซลรอบข้าง ใน blob response map เดียวกัน และ ที่ตำแหน่งเดียวกันใน blob response map ที่สูงกว่าและต่ำกว่า หากพิกเซลนั้นมีค่าสูงสุด ถือเป็นจุด key point [48]

สำหรับการกำหนดจุดสนใจจะทำได้โดยการใช้วิธี non-maximum suppression โดยหา Blob response สูงสุด ทำที่ละพิกเซลเปรียบเทียบกับพิกเซลรอบข้าง (neighbor) ใน blob response map เดียวกัน และที่จุดเดียวกันใน blob response map ที่สูงกว่า และต่ำกว่า ดังรูปที่ 3-7 ถ้าจุดนั้นมีค่าสูงสุด ถือได้ว่าเป็นจุดสนใจ

3.1.1.2 SURF Descriptor

ในขั้นตอนนี้ Haar Wavelet ถูกนำมาใช้ และเพื่อให้ประสิทธิภาพของวิธีการนี้ไม่เปลี่ยนแปลงตามการหมุนของภาพ (rotation invariant) โดยทำการกำหนดทิศทางของจุดสนใจที่หาได้ เริ่มจากคำนวณ Haar Wavelet ในแนวแกน x และ y ในพื้นที่รัศมี $6s$ รอบจุดสนใจนั้น โดยที่ s คือ สเกลที่พบจุดสนใจนั้น ๆ และเพื่อความเร็วในการคำนวณภาพอินทิกรัลจึงถูกนำมาใช้ในขั้นตอนนี้ด้วย Haar Wavelet Filter ที่นำมาใช้ในการคำนวณหา Haar Wavelet แสดงดังรูปที่ 3-8



รูปที่ 3-8 Haar Wavelet Filter ที่ใช้ในการคำนวณหา Haar Wavelet response ในแนวแกน x (ซ้าย) และแนวแกน y (ขวา) [47]

ทำการถ่วงน้ำหนักค่า Haar Wavelet ด้วยเกาส์เซียน จากนั้นสร้างพื้นที่ขนาด $\frac{\pi}{3}$ และคำนวณหาผลรวมของค่า Haar Wavelet ในพื้นที่นั้น ๆ ผลรวมทั้งในแนวแกน x และ y จะเป็นเวกเตอร์แสดงทิศทาง โดยเวกเตอร์ที่ยาวที่สุดถือเป็นทิศทางของจุดสนใจนั้น ๆ

เพื่อหาเวกเตอร์ที่ใช้อธิบายจุดสนใจนั้น (Descriptor) ซึ่งจะอธิบายถึงการกระจายตัวของค่าระดับขาว-ดำ (Intensity) ของพิกเซลใกล้เคียง ทำได้โดยการสร้างพื้นที่สี่เหลี่ยมขนาด $20s$ จุดกึ่งกลางอยู่ที่จุดสนใจและมีทิศทางเดียวกับจุดสนใจนั้น จากนั้นแบ่งพื้นที่ดังกล่าวออกเป็นพื้นที่ย่อยขนาด 4×4 แต่ละพื้นที่ย่อยคำนวณหา Haar Wavelet ในแนวแกน x (d_x) และแนวแกน y (d_y) หาผลรวมของ Haar Wavelet ในแต่ละพื้นที่ย่อย ซึ่งจะได้เวกเตอร์ในแต่ละพื้นที่

ย่อย $v = (\sum d_x, \sum d_y, \sum |d_x|, \sum |d_y|)$ เมื่อรวมทุกพื้นที่ย่อยทั้งหมดก็จะได้เวกเตอร์ที่อธิบายจุดสนใจนั้น ความยาวเท่ากับ 64 ซึ่งเวกเตอร์นี้จะถูกนำไปใช้ต่อไปในการจับคู่กับภาพอ้างอิง

3.2 Image Fusion

Image Fusion เป็นการรวมข้อมูลของภาพตั้งแต่ 2 ภาพขึ้นไปไว้ในหนึ่งภาพ ซึ่งภาพผลลัพธ์ที่ได้จะมีข้อมูลภายในภาพมากกว่าภาพตั้งต้น โดยในงานวิทยานิพนธ์นี้จะใช้วิธีการ Fusion แบบง่ายคือการหาภาพเฉลี่ยของภาพสองภาพ

ให้ภาพ C เป็นภาพผลลัพธ์ จากการรวมข้อมูลภาพของภาพ A และภาพ B

$$C = \frac{(A + B)}{2} \quad (3.5)$$

3.3 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ [46], [49] แสดงให้เห็นว่าเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งจากภาพความละเอียดต่ำหลายภาพและจากภาพความละเอียดต่ำเพียงหนึ่งภาพ ตามลำดับ สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมได้ แต่วิธีที่นำเสนอในงานวิจัยดังกล่าวไม่เหมาะสมที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในการใช้งานจริงในการถ่ายภาพรังสีและตรวจวินิจฉัยเต้านม เนื่องจากวิธีนี้ใช้เวลาในการประมวลผลภาพค่อนข้างนาน และบางวิธีไม่ได้เป็นวิธีอัตโนมัติ จำเป็นต้องให้ผู้ปฏิบัติงานเลือกตำแหน่งที่สนใจ (Region of interest) เพื่อ Registration ภาพโปรเจกชันแต่ละภาพกับภาพอ้างอิง เมื่อนำมาใช้งานจริงจึงไม่เหมาะสมกับการปฏิบัติงานที่ต้องการความรวดเร็วเพื่อให้ได้ภาพสำหรับการวินิจฉัยโรคของรังสีแพทย์ และรองรับจำนวนผู้เข้ารับการตรวจในแต่ละวันได้

เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่นำมาประยุกต์ใช้ คือ Iterative Back Projection (IBP) ถูกพัฒนาโดย Irani และ Peleg [50] ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้ในงานทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพ ในการสร้างภาพความละเอียดสูงของภาพโพสตรอนอิมิสชันโทโมกราฟีเพื่อให้สามารถเห็นรอยโรคต่าง ๆ ได้ชัดเจนขึ้น ซึ่งเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงจากภาพความละเอียดต่ำหลายภาพ

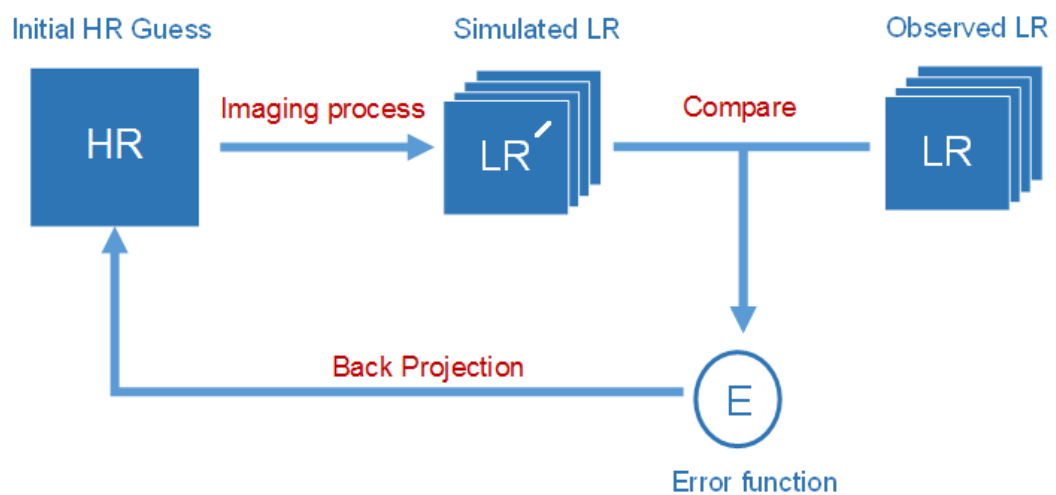
3.3.1 Iterative Back Projection

เทคนิคนี้เป็นการสร้างภาพความละเอียดสูงจากภาพความละเอียดต่ำในหลายมุมมอง Registration ภาพความละเอียดต่ำแต่ละภาพกับภาพอ้างอิงที่ถูกต้อง จะช่วยเพิ่ม

ประสิทธิภาพของเทคนิคนี้ โดยพิจารณาจากความสัมพันธ์ระหว่างภาพความละเอียดต่ำที่ได้จากการถ่ายภาพและภาพความละเอียดสูง ดังสมการ (3.6)

$$g_k = (T_k(f) * h) \downarrow s + \eta_k \quad (3.6)$$

เมื่อ	g_k	คือ	ภาพความละเอียดต่ำที่ k
	f	คือ	ภาพความละเอียดสูง
	T_k	คือ	การเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต
	h	คือ	ความไม่คมชัด
	$\downarrow s$	คือ	การลดการสุ่มตัวอย่าง
	η_k	คือ	สัญญาณรบกวน



รูปที่ 3-9 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยเทคนิค Iterative Back Projection (IBP) สำหรับภาพความละเอียดต่ำหลายภาพ

เทคนิคนี้มีขั้นตอนดังสรุปได้ดังรูปที่ 3-9 กระบวนการเริ่มต้นจากการประมาณภาพความละเอียดสูงเริ่มต้น $f^{(0)}$ (Initial HR guess) จากภาพความละเอียดต่ำ g_k ซึ่งอาจทำได้โดยการหาภาพเฉลี่ยของภาพความละเอียดต่ำทั้งหมด หรือการเลือกจากภาพความละเอียดต่ำรูปใดรูปหนึ่งเลย สำหรับวิธีการของ Irani และ Peleg [50] ทำโดยการหาภาพเฉลี่ยของภาพความละเอียดต่ำ ซึ่งภาพความเฉลี่ยต่ำแต่ละภาพต้องผ่านขั้นตอน Registration เทียบกับภาพอ้างอิง เพื่อให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกันก่อน จึงจะสามารถหาภาพเฉลี่ยได้ เมื่อได้ภาพความละเอียดสูงเริ่มต้นแล้ว จะนำมาผ่าน

กระบวนการต่าง ๆ เพื่อให้ได้มาซึ่งภาพความละเอียดต่ำ $g_k^{(0)}$ (Simulated LR images) ภาพดังกล่าว จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับภาพความละเอียดต่ำ g_k (Observed LR images) ที่มี เพื่อหาความแตกต่างระหว่างสองภาพนี้ และนำความแตกต่างนี้ไปแก้ไขภาพความละเอียดสูงเริ่มต้น ทำการวนซ้ำ ขั้นตอนดังกล่าวจนค่าความต่างมีค่าน้อยที่สุด หรือเข้าใกล้ 0 ค่าความต่างของระหว่างภาพความละเอียดต่ำ $g_k^{(0)}$ และ g_k หาได้จากสมการ (3.7)

$$e^{(n)} = \sqrt{\sum_k \sum_{(x,y)} (g_k(x,y) - g_k^{(n)}(x,y))^2} \quad (3.7)$$

สำหรับการหาภาพความละเอียดสูงด้วยวิธีการวนซ้ำ แสดงได้ดังสมการ (3.8)

$$f^{(n+1)} = f^{(n)} + \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K T_k^{-1}(((g_k - g_k^{(n)}) \uparrow s) * p) \quad (3.8)$$

โดย K คือ จำนวนภาพความละเอียดต่ำ
 T_k^{-1} คือ กระบวนการย้อนกลับของการเปลี่ยนแปลงทางเรขาคณิต
 $\uparrow s$ คือ การเพิ่มการซูมตัวอย่าง
 p คือ ตัวกรองภาพให้คมชัด

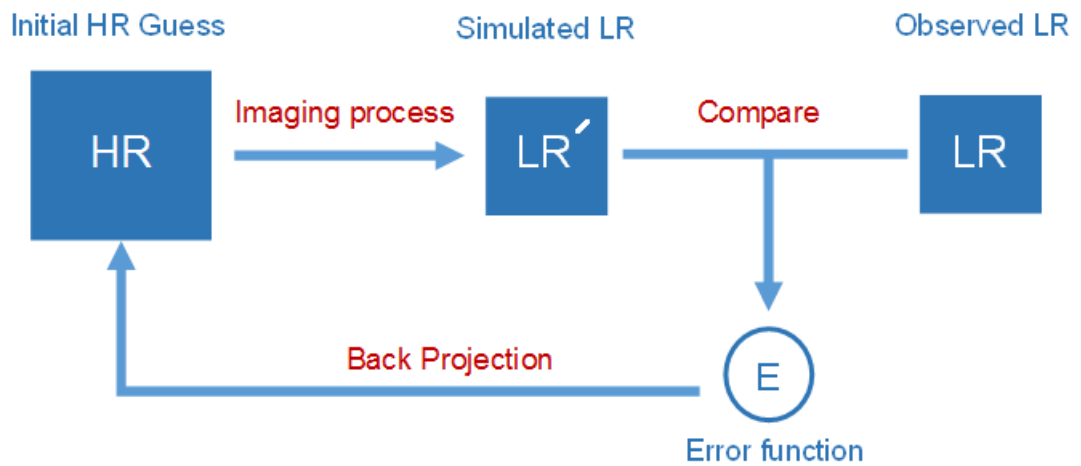
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากข้างต้นเป็นการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งจากภาพความละเอียดต่ำหลายภาพ เมื่อนำวิธีดังกล่าวมาประยุกต์ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ ซึ่งนำเสนอเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงจากภาพความละเอียดต่ำหนึ่งภาพ ความสัมพันธ์ระหว่างภาพความละเอียดสูง f และภาพความละเอียดต่ำ g จึงเหลือเพียงการลดการซูม $\downarrow s$ และความไม่คมชัด h ซึ่งจะรวมสองตัวแปรดังกล่าวอยู่ในฟังก์ชันของ H ฟังก์ชันที่ทำให้ได้มาซึ่งภาพความละเอียดต่ำ (Degradation function) ดังสมการ (3.9) โดยที่ η คือสัญญาณรบกวน

$$g = Hf + \eta \quad (3.9)$$

ในการสร้างภาพความละเอียดสูงจะใช้หลักการเช่นเดียวกับข้างต้น คือ หาภาพความละเอียดสูงเริ่มต้น $f^{(0)}$ จากภาพความละเอียดต่ำที่มีโดยการเพิ่มการซูมตัวอย่าง นำมาผ่านกระบวนการได้มาซึ่งภาพความละเอียดต่ำ $g^{(0)}$ จากนั้นเปรียบเทียบความแตกต่างกับภาพความละเอียดต่ำ g ที่มี นำ

ความแตกต่างกลับไปแก้ไขภาพความละเอียดสูงเริ่มต้น แล้วนำเข้าสู่กระบวนการวนซ้ำ เพื่อให้ค่าความต่างมีค่าน้อยที่สุด ดังรูปที่ 3-10



รูปที่ 3-10 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยเทคนิค Iterative Back Projection สำหรับภาพความละเอียดต่ำหนึ่งภาพ



บทที่ 4

วิธีดำเนินงานวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ และวิธีการดำเนินงานวิจัยโดยเริ่มจากการเก็บข้อมูลภาพทั้งภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากข้อมูลภาพ DBT โดยใช้วิธีที่นำเสนอไปในบทที่ 3 และการประเมินผลภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นทั้งการประเมินเชิงปริมาณและเชิงจิตวิสัย

4.1 เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้

4.1.1 เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม



รูปที่ 4-1 เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม Hologic Selenia Dimensions Breast Tomosynthesis System ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมที่ใช้ในงานวิจัยนี้ คือ Hologic Selenia Dimensions Breast Tomosynthesis system ของบริษัท Hologic ประเทศสหรัฐอเมริกา มีระบบถ่ายภาพทั้งหมด 3 แบบ ได้แก่

- ระบบถ่ายภาพแมมโมแกรม
- ระบบถ่ายภาพ DBT
- ระบบถ่ายภาพแมมโมแกรมร่วมกับระบบถ่ายภาพ DBT (Combo Mode)

การถ่ายภาพแมมโมแกรม หลอดเอ็กซเรย์จะอยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี สำหรับการถ่ายภาพ DBT นั้น จะถ่ายภาพแมมโมแกรมในหลายมุมมองทั้งหมด 15 ภาพหรือโปรเจกชัน โดยในแต่ละโปรเจกชันจะใช้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่าแมมโมแกรม เพื่อให้ปริมาณรังสีรวมไม่เกินกว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพแมมโมแกรม ซึ่งแต่ละโปรเจกชัน หลอดเอ็กซเรย์ทำมุมห่างกันประมาณ 1 องศา จากนั้นภาพโปรเจกชันจะผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวาง โดยใช้เทคนิค Iterative Filter Back Projection จำนวนภาพขึ้นกับความหนาของวัตถุหรือเต้านมที่ถูกกดไว้ขณะทำการถ่ายภาพ

ในการถ่ายภาพด้วยโหมดคอมโบ (Combo mode) จะทำการถ่ายภาพ DBT ก่อน ขณะถ่ายภาพหลอดเอ็กซเรย์จะเคลื่อนจากทางด้านซ้ายมาทางด้านขวา เพื่อถ่ายภาพโปรเจกชันที่ละภาพ จนครบ 15 ภาพ จากนั้นหลอดเอ็กซเรย์จะเคลื่อนที่มาอยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี แล้วจึงถ่ายภาพแมมโมแกรม ขณะที่ถ่ายภาพเต้านมจะถูกกดไว้ ไม่ให้มีการเคลื่อนที่จนกว่าจะถ่ายภาพทั้งสองแบบเสร็จ ดังนั้น ในการถ่ายภาพด้วยระบบนี้ 1 ครั้ง จะได้ข้อมูลภาพทั้งหมด 3 ชุด ได้แก่

- ภาพแมมโมแกรม 1 ภาพ
- ภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ
- ภาพตัดขวางจำนวนภาพตามความหนาของเต้านมที่ถูกกดขณะถ่ายภาพ

4.1.2 หุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม

หุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมที่ใช้ในงานวิจัยนี้ คือ Mammographic Accreditation Phantom Model 156 ยี่ห้อ Gammex ประเทศสหรัฐอเมริกา ดังรูปที่ 4-2 ซึ่งใช้ในการควบคุมคุณภาพของเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม มีขนาดกว้าง 10.2 เซนติเมตร ยาว 10.8 เซนติเมตร และสูง 4.5 เซนติเมตร ภายในประกอบด้วยวัตถุจำลองชนิดต่าง ๆ ที่มีขนาดแตกต่างกัน ได้แก่

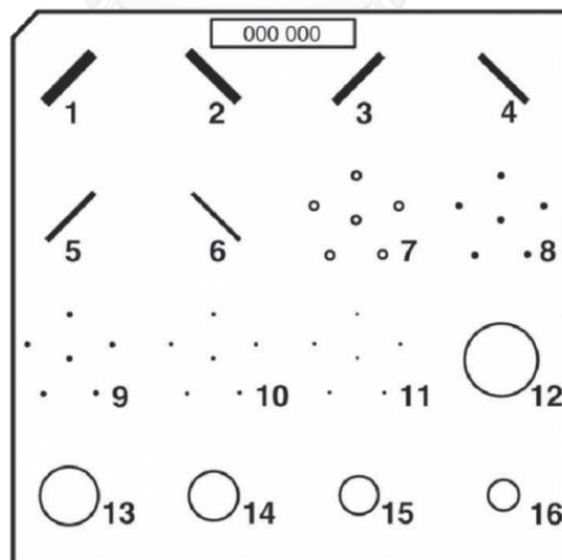
- วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์ (Fibers) ขนาด 1.56, 1.12, 0.89, 0.75, 0.54 และ 0.40 มิลลิเมตร
- วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก (Microcalcifications) มีขนาด 0.54, 0.40, 0.32, 0.24 และ 0.16 มิลลิเมตร

- วัตถุจำลองก้อนเนื้อ (Masses) ขนาด 2.00, 1.00, 0.75, 0.50 และ 0.25 มิลลิเมตร

โดยตำแหน่งการจัดวางวัตถุจำลองแต่ละชนิดแสดงไว้ดังรูปที่ 4-3



รูปที่ 4-2 หุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม Gammex Mammographic Accreditation Phantom Model 156



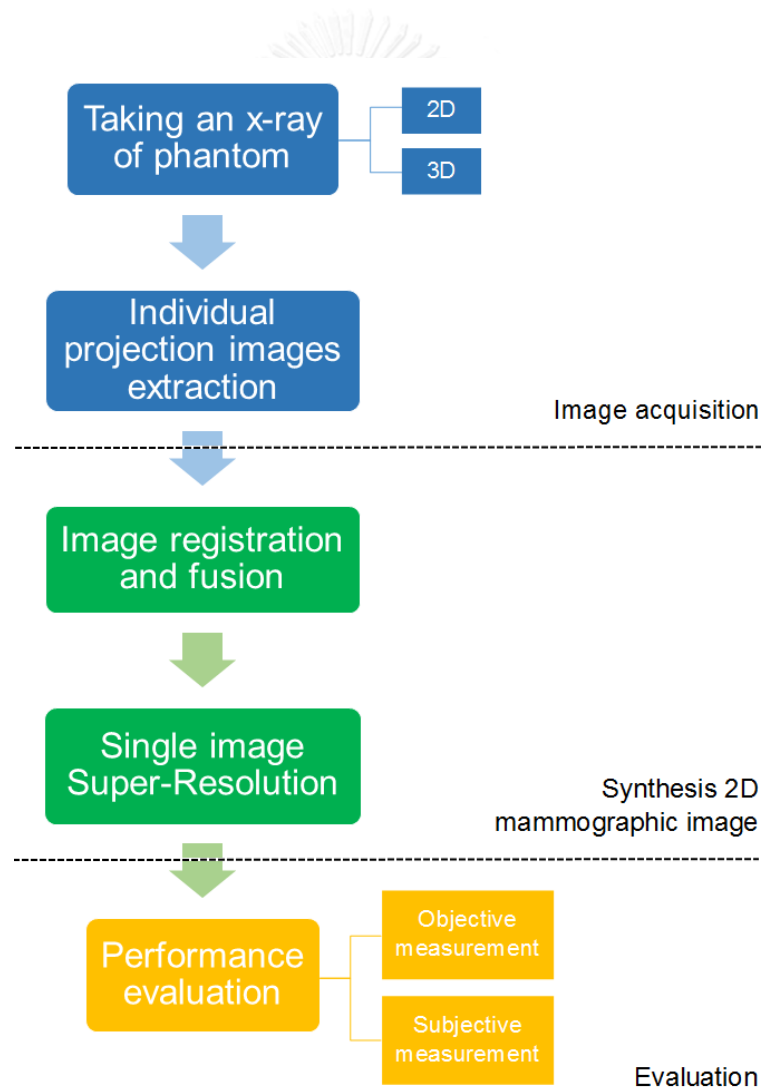
รูปที่ 4-3 ลักษณะภายในของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมที่ประกอบด้วยวัตถุจำลองชนิดต่าง ๆ ที่มีขนาดแตกต่างกัน หมายเลข 1-6 แสดงวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส, หมายเลข 7-11 แสดงวัตถุจำลองกลุ่มหिनปูนขนาดเล็ก และหมายเลข 12-16 แสดงวัตถุจำลองก้อนเนื้อ [51]

4.1.3 เครื่องคอมพิวเตอร์

เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นคอมพิวเตอร์แล็ปท็อป (Laptop) 2.6 GHz Intel Core i5 หน่วยความจำ 4 GB ระบบปฏิบัติการ Windows 8.1 และใช้โปรแกรม MATLAB R2014a ในการประมวลผลภาพ

4.2 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ มีขั้นตอนในการทำงานวิจัยโดยแบ่งเป็น 3 ขั้นตอนหลัก ได้แก่ การถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม และการประเมินคุณภาพของภาพผลลัพธ์ ซึ่งสามารถสรุปได้ดังรูปที่ 4-4



รูปที่ 4-4 สรุปขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

ขั้นตอนที่ 1 การถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม (Image acquisition) ขั้นตอนนี้จะเป็นการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมทั้งภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT โดยใช้เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมที่สามารถให้ข้อมูลภาพทั้งสองแบบในการถ่ายวัตถุหนึ่งครั้งโดยที่มีการไม่เคลื่อนไหววัตถุเลย เพื่อควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหววัตถุ ภาพแมมโมแกรมและภาพโปรเจกชันจะถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ ซึ่งภาพโปรเจกชันที่ได้จะถูกนำมาแยกออกเป็น 15 ภาพ โดยใช้โปรแกรมเฉพาะ เนื่องจากไฟล์ภาพโปรเจกชันทั้ง 15 ภาพที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีจะถูกบีบอัดให้อยู่ใน 1 ภาพ รายละเอียดและวิธีการถ่ายภาพจะกล่าวต่อไปในหัวข้อ 4.3

ขั้นตอนที่ 2 การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม (Synthesis 2D mammographic image) ในขั้นตอนนี้จะทำการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง ซึ่งวิธีที่นำเสนอนี้เป็นการใช้เทคนิคการรวมข้อมูลภาพในแต่ละมุมมองร่วมกับเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงจากภาพความละเอียดต่ำเพียงภาพเดียว (Single image Super Resolution) ซึ่งรายละเอียดของวิธีที่นำเสนอได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 ซึ่งลำดับขั้นตอนในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจะกล่าวในหัวข้อ 4.4

ขั้นตอนที่ 3 การประเมินคุณภาพของภาพผลลัพธ์ (Evaluation) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจะถูกนำมาประเมินคุณภาพของภาพ โดยแบ่งการประเมินออกเป็นการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณและการประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัย รายละเอียดของวิธีการประเมินในแต่ละวิธีจะกล่าวในหัวข้อ 4.5

4.3 การถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม

ขั้นตอนนี้เป็นการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมทั้งภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT โดยใช้เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมถ่ายภาพในโหมดคอมโบที่สามารถให้ข้อมูลภาพทั้งสองแบบในการถ่ายวัตถุหนึ่งครั้งโดยที่มีการไม่เคลื่อนไหววัตถุเลย เพื่อควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหววัตถุ

เทคนิคการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม เป็นไปตามข้อกำหนดสำหรับการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเพื่อทดสอบคุณภาพของเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม มีขั้นตอนดังนี้

1. การจัดวางตัวเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมและหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม ให้จัดในท่ามาตรฐานแบบ CC View โดยวางหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมตรงกึ่งกลางฉากรับรังสีและวางชิดขอบด้านนอก ให้ขอบด้านที่มีรอยตัดอยู่ทางด้านซ้ายมือเมื่อเทียบกับตัวผู้เข้ารับการตรวจ ดังรูปที่ 4-5

2. เปิดพื้นที่แสงหรือพื้นที่รังสี (Collimator) ให้มีขนาดกว้างที่สุด

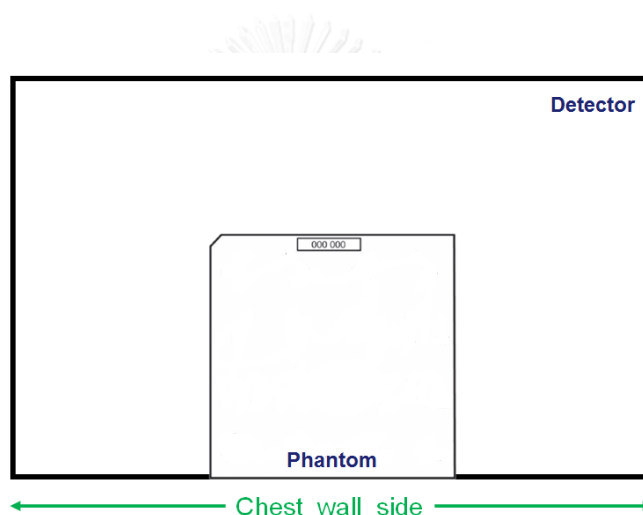
3. ใช้แผ่นกดเต้านม (Compression paddle) กดหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมให้ได้ ความหนา 4.2 เซนติเมตร

4. เลือกระบบถ่ายภาพโหมดคอมโบ

5. การตั้งค่าเทคนิคในการถ่ายภาพรังสีใช้ระบบอัตโนมัติ โดยเลือก Auto-Filter Mode และปรับตำแหน่งเซนเซอร์ (Auto Exposure Control Sensor) มาอยู่ระดับที่ 2

6. ทำการถ่ายภาพรังสี

เนื่องจากภาพโปรเจกชันที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมจะถูกบีบอัดไว้ในภาพเดียว จึงต้องนำมาผ่านโปรแกรม gexpand.exe ซึ่งเป็นโปรแกรมเฉพาะเพื่อแยกภาพโปรเจกชันออกเป็น 15 ภาพ



รูปที่ 4-5 การจัดวางหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเพื่อทำการถ่ายภาพรังสี

4.4 การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม

ขั้นตอนนี้จะนำภาพโปรเจกชันจำนวน 15 ภาพ มาสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม โดยใช้เทคนิคการสังเคราะห์ภาพที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 ซึ่งในงานวิจัยนี้จะใช้ข้อมูลภาพจำนวน 2 ชุด คือ

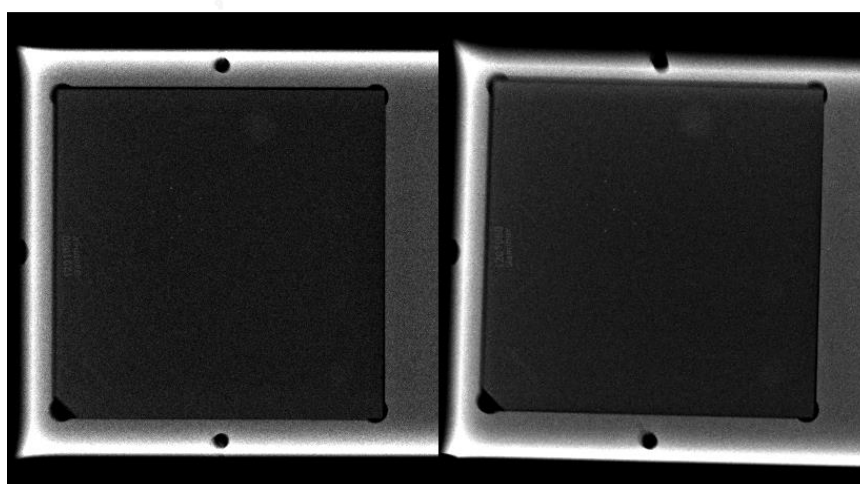
- ภาพแมมโมแกรม
- ภาพโปรเจกชัน

สำหรับภาพแมมโมแกรมนั้น จะใช้เป็นภาพอ้างอิงเพื่อเปรียบเทียบกับภาพแมมโมแกรมที่สร้างขึ้นด้วยวิธีที่นำเสนอ ส่วนภาพโปรเจกชันจำนวน 15 ภาพ จะใช้เป็นภาพนำเข้าในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม

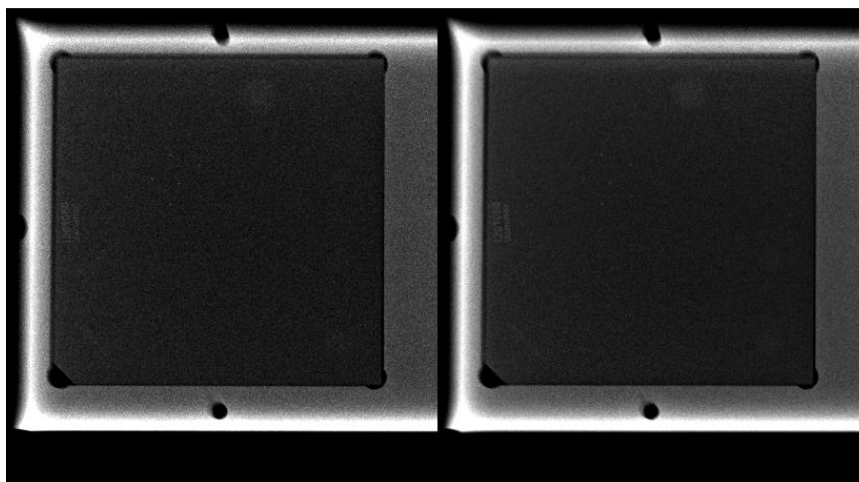
ในขั้นตอนการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมนั้นจะแบ่งออกเป็น 2 ขั้นตอนหลัก ขั้นตอนแรกคือ ขั้นตอน Registration และ Fusion เป็นการแปลงแต่ละภาพโปรเจกชันให้มาอยู่ในระบบพิกัดเดียวกันและรวมข้อมูลภาพในแต่ละภาพโปรเจกชัน ภาพผลลัพธ์ที่ได้ในขั้นตอนนี้จะถูกนำไปใช้ในขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งเพื่อสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม

4.4.1 Registration และ Fusion

ในขั้นตอนนี้เป็นการรวมข้อมูลภาพโปรเจกชันแต่ละภาพ ซึ่งการจะรวมข้อมูลภาพได้นั้นแต่ละภาพต้องอยู่ในระบบพิกัดเดียวกันก่อน ดังนั้น จึงต้อง Registration ภาพโปรเจกชันก่อน แต่เนื่องจากวิธี Registration ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้ อาศัย Integral image ซึ่งเกี่ยวข้องกับค่าความเข้มสี (Intensity) ของแต่ละพิกเซล ดังนั้น Registration ภาพที่โปรเจกชันต่าง ๆ กับภาพโปรเจกชันที่ 0° อาจทำให้ได้ผลไม่ดีเท่าที่ควร เนื่องจากภาพถ่ายรังสีเป็นผลรวมของรังสีที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อเต้านมไปยังฉากรับรังสี ซึ่งความเข้มของรังสี (Radiation intensity) ที่ตกกระทบกับฉากรับรังสีจะขึ้นกับระยะทางที่รังสีผ่าน ตามหลัก Inverse Square Law นอกจากนี้ยังขึ้นอยู่กับการดูดกลืนรังสี (Radiation absorption) และการลดทอนรังสี (Radiation attenuation) ของแต่ละเนื้อเยื่อด้วย ซึ่งมีผลต่อความเข้มสีของแต่ละพิกเซลในภาพ ดังนั้น ที่โปรเจกชันอื่นระยะทางที่รังสีผ่านจะมากกว่าโปรเจกชันที่ 0° ค่าความเข้มสีของภาพโปรเจกชันอื่นที่พิกเซลเดียวกันกับภาพโปรเจกชันที่ 0° วิธี Registration ที่ใช้ ซึ่งก็คือ SURF อาจมองเป็นคนละจุดกัน ทำให้ผลลัพธ์ที่ได้ไม่ถูกต้อง โดยเฉพาะอย่างยิ่งภาพโปรเจกชันที่ห่างจากมุม 0° มาก ๆ ดังรูปที่ 4-6 และรูปที่ 4-7



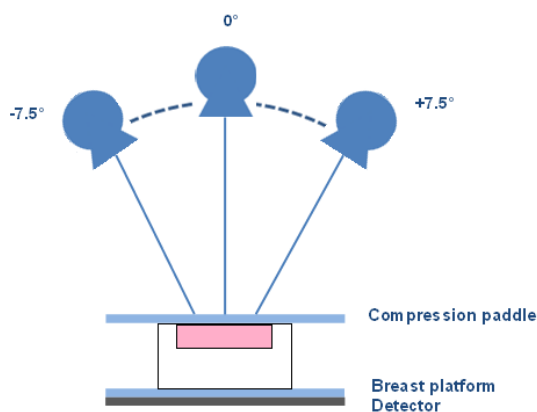
รูปที่ 4-6 Registration ระหว่างภาพอ้างอิง (ซ้าย) กับภาพโปรเจกชันที่ห่างจากมุม 0° มาก ๆ (-7.56°) พบว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้ (ขวา) มีการบิดเบือนไปจากภาพอ้างอิง



รูปที่ 4-7 Registration ระหว่างภาพอ้างอิง (ซ้าย) กับภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกัน พบว่าภาพผลลัพธ์ที่ได้ (ขวา) อยู่ในระบบเดียวกันกับภาพอ้างอิง โดยไม่มีการบิดเบือนไปเหมือนในรูปที่ 4-6

ในงานวิจัยนี้จึงแก้ไขโดย Registration และ Fusion ภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกัน เนื่องจากระยะที่รังสีผ่านไม่ต่างกันมากเมื่อเทียบกับโปรเจกชันที่ 0° โดยจะแบ่งภาพออกเป็น 3 กลุ่มคือ

- ภาพโปรเจกชันมุมลบ คือ ภาพโปรเจกชันที่ได้จากการถ่ายภาพเมื่อหลอดเอ็กซเรย์เอียงไปทางซ้ายมือ จำนวน 7 ภาพ
- ภาพโปรเจกชันที่ 0° คือ ภาพโปรเจกชันที่ได้จากการถ่ายภาพเมื่อหลอดเอ็กซเรย์อยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี จำนวน 1 ภาพ
- ภาพโปรเจกชันมุมบวก คือ ภาพโปรเจกชันที่ได้จากการถ่ายภาพเมื่อหลอดเอ็กซเรย์เอียงไปทางขวามือ จำนวน 7 ภาพ



รูปที่ 4-8 ภาพโปรเจกชันเมื่อหลอดเอ็กซเรย์เอียงทำมุมต่างๆ

วิธี Registration และ Fusion ทำได้ ดังนี้

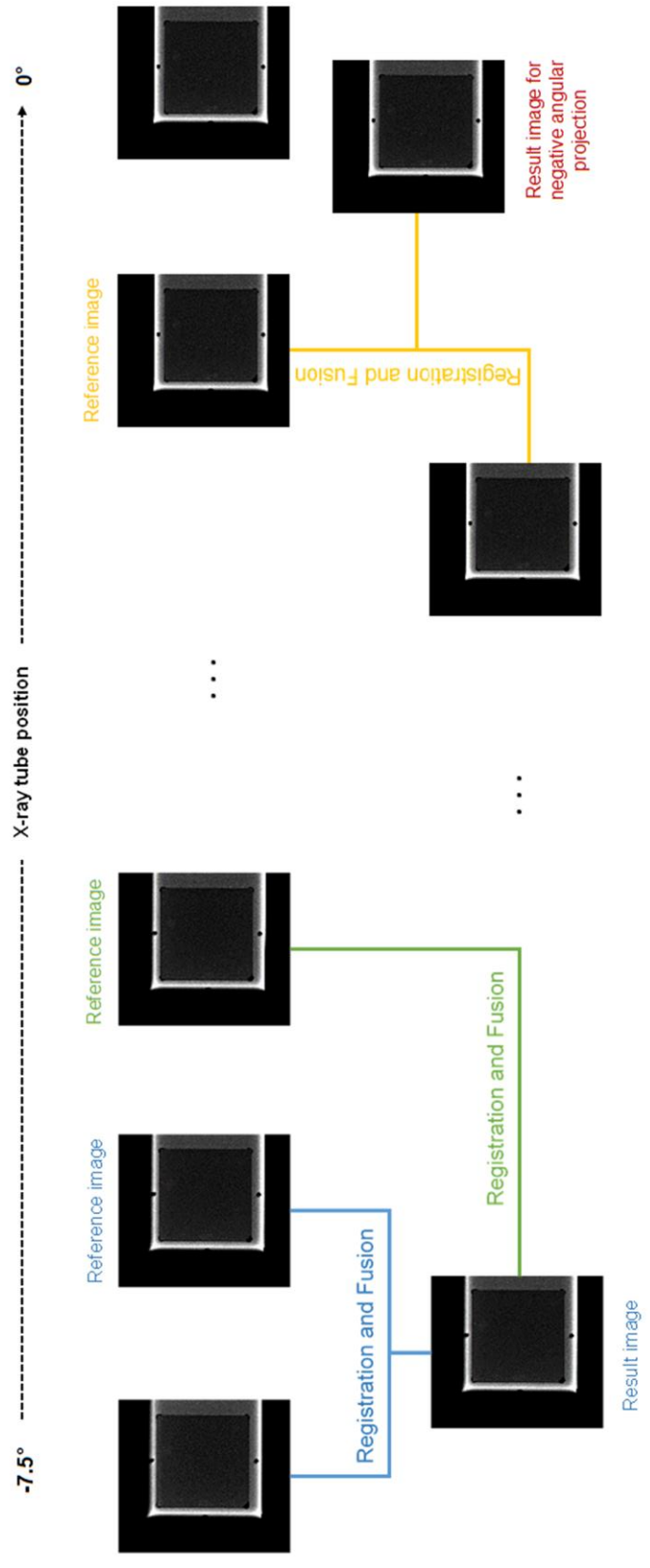
1. Registration ภาพโปรเจกชันมุมลบด้วยวิธีที่นำเสนอในหัวข้อ 3.1.1 โดยเริ่มจากโปรเจกชันที่ห่างจากมุม 0° มากที่สุดก่อน Registration กับภาพโปรเจกชันที่ติดกัน โดยให้ภาพโปรเจกชันที่ใกล้มุม 0° มากกว่าเป็นภาพอ้างอิง เมื่อภาพสองภาพอยู่ในพิกัดเดียวกันแล้วจึง Fusion ทั้งสองภาพ โดยในงานวิจัยนี้จะใช้ภาพเฉลี่ยของทั้งสองภาพ ภาพผลลัพธ์ที่ได้ (ภาพเฉลี่ย) จะถูกนำไป Registration และ Fusion กับโปรเจกชันถัดไป ตัวอย่างเช่น เริ่มจากภาพโปรเจกชันที่ -7.56° ซึ่งเป็นภาพโปรเจกชันที่ห่างจาก 0° มากที่สุด นำมา Registration กับภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกัน ซึ่งก็คือภาพโปรเจกชันที่ -6.48° และใช้ภาพนี้ที่อยู่ใกล้ 0° มากกว่าเป็นภาพอ้างอิง หลังจากแปลงให้ทั้งสองภาพอยู่ในระบบพิกัดเดียวกันแล้ว ก็จะหาภาพเฉลี่ยของทั้งสองภาพ และนำภาพเฉลี่ยนั้นไป Registration และ Fusion กับภาพโปรเจกชันที่ -5.40° ทำต่อไปจนครบทุกภาพของภาพโปรเจกชันมุมลบ จะได้ภาพผลลัพธ์สุดท้ายหนึ่งภาพ ดังรูปที่ 4-9

2. Registration ภาพโปรเจกชันมุมบวก ด้วยวิธีและขั้นตอนเดียวกับข้อ 1. ทำจนครบทุกภาพของภาพโปรเจกชันมุมบวก จะได้ภาพผลลัพธ์สุดท้ายหนึ่งภาพ ดังรูปที่ 4-10

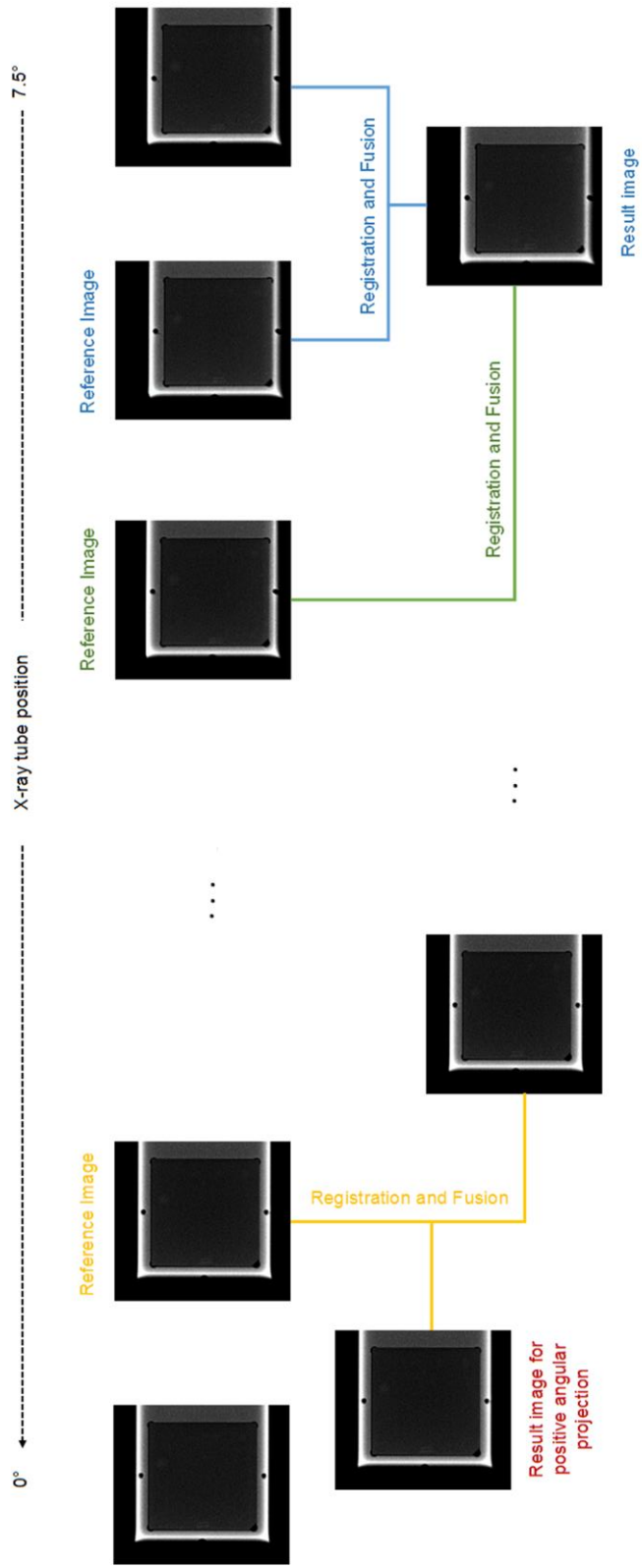
3. นำภาพผลลัพธ์ที่ได้จากข้อ 1. และข้อ 2. มา Registration กับภาพโปรเจกชันที่ 0° โดยให้ภาพโปรเจกชันที่ 0° เป็นภาพอ้างอิง ดังรูปที่ 4-11 เนื่องจากเป็นตำแหน่งเดียวกันกับการถ่ายภาพแมมโมแกรม เมื่อแปลงภาพทั้งสองภาพให้อยู่ในระบบพิกัดเดียวกันกับภาพโปรเจกชันที่ 0° ก็ จะทำการหาภาพเฉลี่ย ซึ่งภาพเฉลี่ยนี้เองจะถูกนำไปใช้ในขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งต่อไป

4.4.2 การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

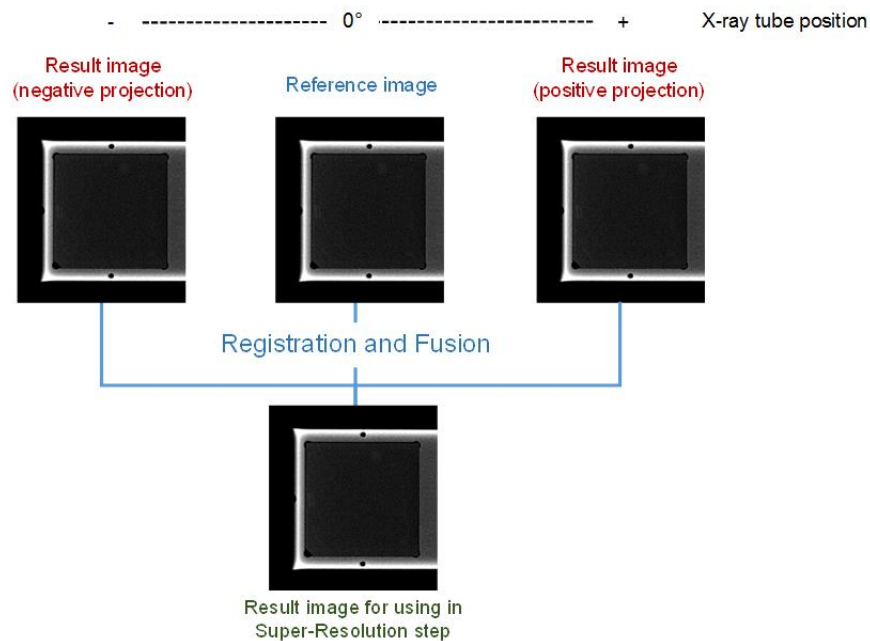
หลังจากขั้นตอน Registration และ Fusion ซึ่งเป็นการรวมข้อมูลภาพในแต่ละภาพโปรเจกชันแล้ว จะได้ภาพผลลัพธ์จำนวนหนึ่งภาพ ภาพผลลัพธ์ดังกล่าว จะถูกนำไปสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมโดยใช้กระบวนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยวิธีที่นำเสนอในหัวข้อ 3.3 ซึ่งเป็นเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งจากภาพความละเอียดต่ำเพียงหนึ่งภาพ โดยภาพผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้จะถือเป็นภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น และนำไปใช้ในขั้นตอนการประเมินผลภาพต่อไป



รูปที่ 4-9 วิธี Registration และ Fusion ภาพโปรเจคชันมุมลบ



รูปที่ 4-10 วิธี Registration และ Fusion ภาพโปรเจคชันมุมบวก



รูปที่ 4-11 Registration และ Fusion ภาพผลลัพธ์จาก Registration และ Fusion ของภาพโปรเจกชันมุมลบและมุมบวก โดยใช้ภาพโปรเจกชันที่ 0° เป็นภาพอ้างอิง ผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้จะนำไปใช้ในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมในขั้นตอนของการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง

4.5 การประเมินคุณภาพของภาพผลลัพธ์

การประเมินคุณภาพของภาพผลลัพธ์ โดยแบ่งการประเมินออกเป็นการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณและการประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัย

4.5.1 การประเมินคุณภาพเชิงปริมาณ (Objective Measurement)

การประเมินคุณภาพเชิงปริมาณจะใช้วิธีการประเมิน 2 วิธี แต่ละวิธีจะใช้ภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงเป็นภาพอ้างอิง

- Peak Signal to Noise Ratio (PSNR)
สามารถคำนวณได้จากสมการ (4.1)

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{R^2}{MSE} \right) \quad (4.1)$$

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [I_1(m,n) - I_2(m,n)]^2 \quad (4.2)$$

เมื่อ	MSE	คือ	ค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (Mean Square Error)
	R	คือ	ค่าพิกเซลสูงสุดของภาพซึ่งขึ้นกับภาพแต่ละชนิด เช่น ถ้าภาพเป็นภาพ 8 bits ดังนั้น R มีค่าเท่ากับ 255
	I_1	คือ	ภาพอ้างอิง
	I_2	คือ	ภาพที่ต้องการเปรียบเทียบ
	M	คือ	จำนวนแถวของภาพ
	N	คือ	จำนวนคอลัมน์ของภาพ

- Mean Structure Similarity Index (MSSIM)

ในการประเมินคุณภาพของภาพส่วนใหญ่นิยมประเมินด้วย PSNR แต่ค่าที่ได้มักไม่สัมพันธ์กับการประเมินจากสายตา Wang และคณะ [52] จึงได้นำเสนอการวัด Mean Structure Similarity Index (MSSIM) ซึ่งเป็นวิธีประเมินคุณภาพของภาพซึ่งสัมพันธ์กับการมองเห็น โดยการเปรียบเทียบความเหมือนระหว่างภาพสองภาพในเทอมของความสว่าง (Luminance), ความเปรียบต่าง (Contrast) และโครงสร้างหรือส่วนประกอบต่างๆของภาพ (Structure) สามารถหาได้จากสมการดังต่อไปนี้

สมมติให้ X และ Y เป็นภาพสองภาพที่ต้องการเปรียบเทียบ วิธีการนี้จะทำการเปรียบเทียบความสว่าง, ความเปรียบต่าง และโครงสร้างของภาพในเทอมของค่าความเข้มสีเฉลี่ย (μ) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) และความสัมพันธ์ระหว่างภาพสองภาพ (σ_{xy}) เมื่อ w_i คือ weighting function

$$\mu_x = \sum_{i=1}^N w_i x_i \quad (4.3)$$

$$\sigma_x = \left(\sum_{i=1}^N w_i (x_i - \mu_x)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.4)$$

$$\sigma_{xy} = \sum_{i=1}^N w_i (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y) \quad (4.5)$$

เมื่อกำหนดให้ C_1 และ C_2 เป็นค่าคงที่ และ L คือ ค่าความเข้มสีสูงสุดของภาพ ($L = 255$ สำหรับภาพ 8 bits)

$$C_1 = (0.01 * L)^2 \quad (4.6)$$

$$C_2 = (0.03 * L)^2 \quad (4.7)$$

ในการหา SSIM จะหาได้จากสมการ (4.8) โดยคำนวณใน window ขนาด 8x8 พิกเซล ทำการเลื่อน window ดังกล่าวทีละพิกเซลและคำนวณ SSIM จนครบทั้งภาพ ค่า MSSIM ได้จากค่าเฉลี่ยของ SSIM ที่คำนวณได้ในแต่ละ window ซึ่งค่า MSSIM คำนวณได้ดังสมการ (4.9) เมื่อ M คือจำนวน window ทั้งหมด

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (4.8)$$

$$MSSIM(X, Y) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M SSIM(x_j, y_j) \quad (4.9)$$

4.5.2 การประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัย (Subjective Measurement)

การประเมินคุณภาพด้วยวิธีนี้จะใช้เกณฑ์การให้คะแนนตามที่องค์การอาหารและยา ประเทศสหรัฐอเมริกา กำหนด เรียกว่า Phantom passing score ทำได้โดยการนับจำนวนวัตถุที่ปรากฏในภาพแยกตามชนิดและให้คะแนน ซึ่งในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมนั้น ประกอบด้วยวัตถุจำลอง 3 ชนิด ได้แก่ วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบร๊อส 6 เส้น, วัตถุจำลองกลุ่มหีนปุ่นขนาดเล็ก 5 กลุ่ม และ

วัตถุจำลองก้อนเนื้อ 5 ก้อน มีขนาดและตำแหน่งแตกต่างกัน ดังรูปที่ 4-3 โดยประเมินเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงซึ่งใช้เป็นภาพอ้างอิง และภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น

4.5.2.1 คุณสมบัติของผู้ประเมิน

ผู้ทำการประเมิน ต้องมีคุณสมบัติดังนี้

- ผู้ประเมินเป็นรังสีแพทย์ที่เชี่ยวชาญเฉพาะทางด้านการวินิจฉัยภาพถ่ายรังสีเต้านม หรือเป็นนักรังสีการแพทย์ที่เชี่ยวชาญทางด้านการถ่ายภาพรังสีเต้านม
- มีประสบการณ์ในการทำงานอย่างน้อย 5 ปี

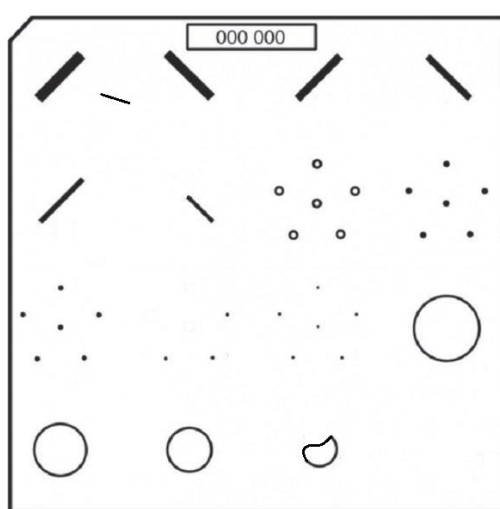
4.5.2.2 วิธีการประเมินโดยใช้ Phantom passing score

วิธีการนับและให้คะแนน สามารถทำได้โดยการนับจำนวนวัตถุที่ปรากฏในภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม โดยเริ่มนับจากวัตถุที่มีขนาดใหญ่ที่สุดไปหาวัตถุที่มีขนาดเล็กที่สุดที่ปรากฏบนภาพถ่ายรังสี ให้คะแนน 1, 0.5 และ 0 โดยหยุดนับเมื่อให้คะแนน 0.5 หรือ 0 ในกรณีให้เห็นสิ่งแปลกปลอม (artifact) ที่มีลักษณะคล้ายวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์ส, วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก หรือวัตถุจำลองก้อนเนื้อ ให้ทำการลบออกจากคะแนนที่ให้ วิธีการนับและให้คะแนนวัตถุจำลองแต่ละชนิดสรุปได้ ดังนี้

- วิธีการนับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์ส นับจำนวนวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สที่เส้นที่เห็นในภาพถ่ายรังสีจากขนาดใหญ่ที่สุดไปเล็กที่สุดให้คะแนน 1 เมื่อเห็นวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สครบและในตำแหน่งที่ถูกต้อง 0.5 เมื่อเห็นวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สบางส่วนเกินกว่าครึ่งหนึ่งและในตำแหน่งที่ถูกต้อง และ 0 เมื่อเห็นเส้นใยน้อยกว่าครึ่งหนึ่งหรือไม่เห็นเลย
- วิธีการนับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก ให้ขยายภาพ 2.5 เท่าในการนับจำนวน นับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กที่ละกลุ่มจากขนาดใหญ่ที่สุดไปหาเล็กที่สุด และให้คะแนน 1 เมื่อเห็นวัตถุจำลองหินปูนในกลุ่มตั้งแต่ 4 อันขึ้นไป และอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง 0.5 เมื่อเห็นวัตถุจำลองหินปูนในกลุ่ม 2-3 อัน และให้ 0 เมื่อเห็นวัตถุจำลองหินปูนในกลุ่มน้อยกว่า 2 อัน
- วิธีการนับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ นับจำนวนวัตถุจำลองก้อนเนื้อที่เห็นในภาพถ่ายรังสีจากขนาดใหญ่ที่สุดไปหาเล็กที่สุด ให้คะแนน 1 เมื่อเห็นเป็นก้อนกลมชัดเจนหรือมีขนาดมากกว่า 3 ใน 4 ของเส้นรอบรูปและในตำแหน่งที่ถูกต้อง, 0.5 เมื่อขนาดเส้นรอบรูปน้อยกว่า 3 ใน 4 และ 0 เมื่อไม่เห็นก้อนเนื้อ

ตัวอย่างการนับและให้คะแนนภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม แสดงดังรูปที่ 4-12 จากรูป จะเห็นได้ว่าคะแนนของวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์ส คือ 5.5 เนื่องจากวัตถุ

จำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สเส้นสุดท้ายเห็นไม่ครบ แต่ได้คะแนน 5 เนื่องจากมีสิ่งแปลกปลอมคล้ายวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สเกิดขึ้นระหว่างวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สเส้นที่ 1 และ 2 จึงลบออก 0.5 ถ้าหากเห็นสิ่งแปลกปลอมยาวเท่ากับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟเบอร์สจริงให้ลบออกด้วย 1 สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กเริ่มนับตั้งแต่กลุ่มใหญ่ที่สุด จนถึงกลุ่มที่ 4 เห็นเพียงบางส่วน จึงให้คะแนน 0.5 แล้วจึงหยุดนับ คะแนนของวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กจึงเป็น 3.5 แม้ว่าจะเห็นกลุ่มที่ 5 ครบก็ตาม ส่วนวัตถุจำลองก้อนเนื้อได้คะแนน 3.5 เนื่องจาก วัตถุจำลองก้อนเนื้อก้อนที่ 4 เห็นน้อยกว่า 3 ใน 4 ของเส้นรอบวง



รูปที่ 4-12 ตัวอย่างการให้คะแนนภาพถ่ายรังสีหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม 5 สำหรับเนื้อเยื่อไฟเบอร์ส, 3.5 สำหรับกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก และ 3.5 สำหรับก้อนเนื้อ

4.5.2.3 การประเมินความสอดคล้องกัน (Reliability)

ขั้นตอนนี้เป็นการประเมินว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นมีความสอดคล้องกับภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงหรือไม่ สามารถใช้ทดแทนกันได้หรือไม่ เป็นการประเมินทางสถิติ โดยใช้ผลจากการประเมิน Phantom passing score มาคำนวณ แยกตามประเภทของวัตถุแต่ละชนิดในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม ตัวสถิติที่ใช้คือ Kappa Statistic หรือ Cohen's Kappa [53]

ค่าสถิติ Kappa ใช้สำหรับประเมินความสอดคล้องกันระหว่างผู้ประเมิน 2 คน หรือระหว่างเครื่องมือวัด 2 ชนิด โดยข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์ต้องเป็นจำนวนนับ สมมติให้มีการประเมินตัวอย่างทั้งหมด N ตัวอย่าง โดยผู้ประเมิน 2 คน มีเกณฑ์การประเมิน 2 แบบ คือ ผ่านและไม่ผ่าน โดยที่

- จำนวนตัวอย่างที่ผู้ประเมิน 2 คนให้ผ่านเหมือนกันเท่ากับ a ตัวอย่าง
- จำนวนตัวอย่างที่ผู้ประเมิน 2 คนให้ไม่ผ่านเหมือนกันเท่ากับ d ตัวอย่าง
- จำนวนตัวอย่างที่ผู้ประเมินคนที่ 1 ให้ผ่านแต่ผู้ประเมินคนที่ 2 ให้ไม่ผ่านเท่ากับ c ตัวอย่าง
- จำนวนตัวอย่างที่ผู้ประเมินคนที่ 1 ให้ไม่ผ่านแต่ผู้ประเมินคนที่ 2 ให้ผ่านเท่ากับ b ตัวอย่าง

สามารถแจกแจงข้อมูลได้ดังตารางที่ 4-1

ตารางที่ 4-1 ตารางตัวอย่างการแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa

		ผู้ประเมิน 1		
		ผ่าน	ไม่ผ่าน	รวม
ผู้ประเมิน 2	ผ่าน	a	b	$m_1 = a+b$
	ไม่ผ่าน	c	d	$m_2 = c+d$
	รวม	$n_1 = a+c$	$n_2 = b+d$	$N = a+b+c+d = m_1+m_2 = n_1+n_2$

จากตารางที่ 4-1 การคำนวณค่าสถิติ Kappa สามารถคำนวณได้จากความน่าจะเป็นและความถี่ของข้อมูล โดยค่าสถิติ Kappa ที่หาจากความน่าจะเป็นคำนวณได้ดังสมการต่อไปนี้

$$K = \frac{(P_o - P_e)}{(1 - P_e)} \quad (4.10)$$

$$P_o = \frac{(a + d)}{N} \quad (4.11)$$

$$P_e = \left[\left(\frac{n_1}{N} \right) * \left(\frac{m_1}{N} \right) \right] + \left[\left(\frac{n_2}{N} \right) * \left(\frac{m_2}{N} \right) \right] \quad (4.12)$$

โดยที่ P_o คือ ความน่าจะเป็นของความสอดคล้องกันของค่าที่สังเกต

P_e คือ ความน่าจะเป็นของความสอดคล้องกันของค่าคาดหวัง

หรือสามารถคำนวณค่าสถิติ Kappa (K) ได้จากความถี่ของค่าที่ทำการวัด ดังสมการ (4.13)

$$K = \frac{(f_o - f_e)}{(N - f_e)} \quad (4.13)$$

$$f_o = a + d \quad (4.14)$$

$$f_e = \left(\frac{n_1 * m_1}{N} \right) + \left(\frac{n_2 * m_2}{N} \right) \quad (4.15)$$

เมื่อ f_o คือ ความถี่ของค่าที่สังเกต

f_e คือ ความถี่คาดหวังของค่าที่สังเกต

จากข้างต้นเป็นการคำนวณเมื่อมีเกณฑ์การประเมินแค่ 2 เกณฑ์ คือ ผ่านและไม่ผ่าน ถ้าหากมีเกณฑ์การประเมินที่มากกว่า 2 เกณฑ์ ก็สามารถนำสมการข้างต้นไปประยุกต์ใช้ได้ หากค่าที่ประเมินได้ตกอยู่ในช่องสีฟ้าทั้งหมด นั้นแสดงว่าผู้ประเมินหรือเครื่องมือวัดนั้นมีความสอดคล้องกัน

ค่าสถิติ Kappa จะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 และ 1 สำหรับการแปลความหมาย จากค่าสถิติ Kappa แสดงได้ดังตารางที่ 4-2

ตารางที่ 4-2 การแปลผลความสอดคล้องกันจากค่าสถิติ Kappa

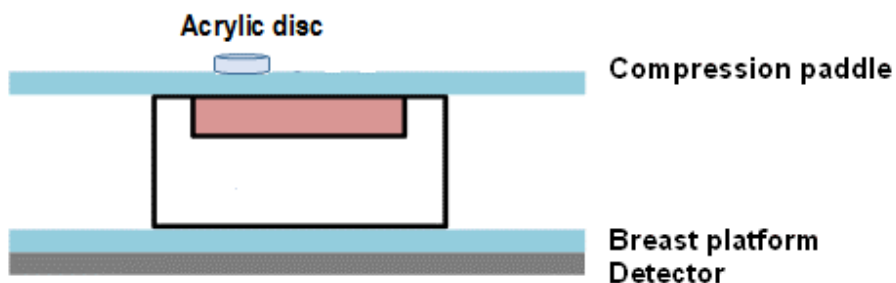
ค่าสถิติ Kappa	ความสอดคล้องกัน
< 0	ไม่สอดคล้องกัน
0.01-0.20	น้อย
0.21-0.40	พอใช้
0.41-0.60	ปานกลาง
0.61-0.80	ดี
0.81-0.99	สอดคล้องกันมาก

บทที่ 5

ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง โดยแบ่งออกเป็น 3 หัวข้อใหญ่ คือ เทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพทั้งภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT เทคนิคดังกล่าวมีผลอย่างไรต่อภาพที่ได้และปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพในแต่ละวิธี หัวข้อต่อมาคือ ขั้นตอน Registration และ Fusion ซึ่งเป็นการรวมข้อมูลในแต่ละภาพโปรเจกชัน โดยจะกล่าวถึงประโยชน์ของขั้นตอนนี้เทียบกับการใช้ภาพโปรเจกชันที่ 0° เพียงภาพเดียว และเหตุผลที่ทำให้ Registration และ Fusion ภาพโปรเจกชันที่ติดกันให้ผลดีกว่า Registration และ Fusion ภาพโปรเจกชันอื่น ๆ กับภาพโปรเจกชันที่ 0° และหัวข้อสุดท้ายคือ ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นและการประเมินคุณภาพ โดยเปรียบเทียบผลระหว่างภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันทั้ง 15 ภาพ และจากภาพโปรเจกชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ซึ่งแต่ละหัวข้อจะกล่าวโดยละเอียดต่อไปในหัวข้อ 5.1, 5.2 และ 5.3 ตามลำดับ

ในการทดลองประกอบด้วยข้อมูลภาพทั้งหมด 5 ชุดภาพ ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเครื่องเดียวกัน และใช้โหมดในการถ่ายภาพเหมือนกัน โดย 3 ชุดจะเป็นการถ่ายภาพรังสีเฉพาะหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม คือ ชุดภาพที่ 1, 3 และ 5 และอีก 2 ชุดภาพที่เหลือจะมีการวางแผ่นอะคริลิก (Acrylic disc) ขนาดกว้าง 1 เซนติเมตรลงบนหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมด้วย โดยวางไว้บนแผ่นกดเต้านม (Compression paddle) ดังรูปที่ 5-1 ซึ่งในทางปฏิบัติแผ่นอะคริลิกดังกล่าวจะใช้ในการทดสอบคุณภาพของเครื่องถ่ายภาพรังสี สำหรับวัดอัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio; SNR)



รูปที่ 5-1 การจัดวางแผ่นอะคริลิกในการถ่ายภาพชุดที่ 2 และ 4 โดยวางไว้บนแผ่นกดเต้านม (Compression paddle)

5.1 เทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพ

ในการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม จะตั้งเทคนิคการถ่ายภาพแบบอัตโนมัติ เพื่อให้เครื่องถ่ายภาพคำนวณปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพเองตามความหนาของวัตถุที่ถูกกดไว้ ขณะทำการถ่ายภาพ โดยเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพแมมโมแกรมและภาพโปรเจคชัน ดังตารางที่ 5-1 ภาพโปรเจคชันแต่ละภาพที่ได้จะถ่ายเมื่อหลอดเอ็กซเรย์เอียงทำมุมห่างกันประมาณ 1.08°

ตารางที่ 5-1 การตั้งค่าเทคนิคและปริมาณรังสีที่ได้รับในการถ่ายภาพหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม

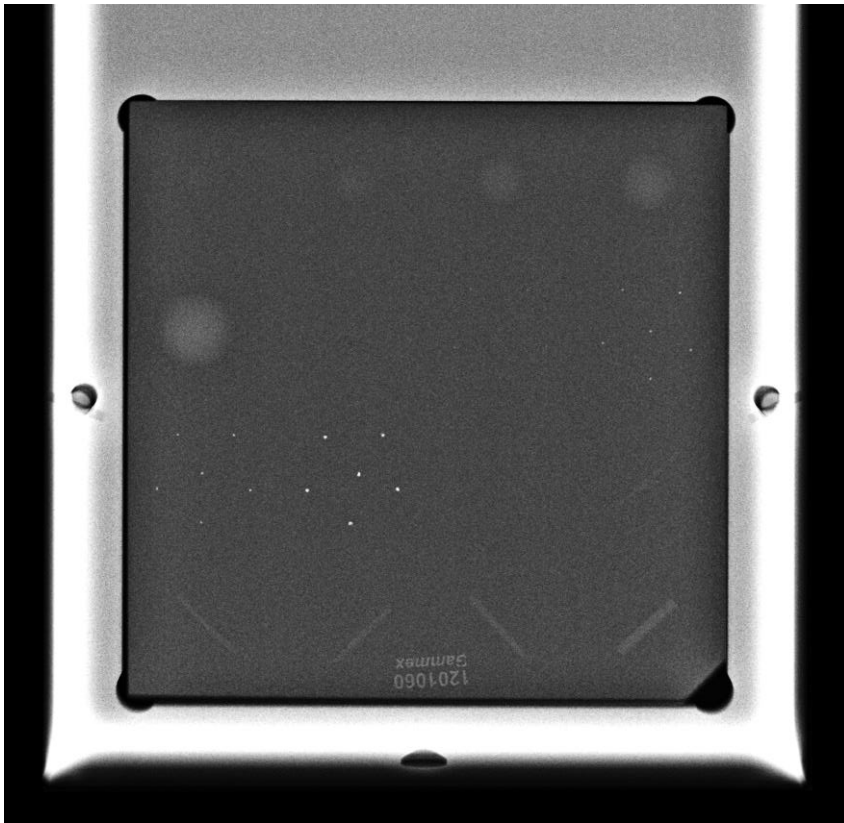
		ความต่างศักย์ไฟฟ้า (kVp)	กระแส-เวลา (mAs)	ปริมาณรังสีรวม (mGy)
ชุดภาพที่ 1	ภาพแมมโมแกรม	28	89.3	1.05
	ภาพโปรเจคชัน	29	52	1.33
ชุดภาพที่ 2 (มีแผ่นอะคลิลิค)	ภาพแมมโมแกรม	28	121.9	1.39
	ภาพโปรเจคชัน	29	59	1.46
ชุดภาพที่ 3	ภาพแมมโมแกรม	28	103.3	1.18
	ภาพโปรเจคชัน	29	60	1.47
ชุดภาพที่ 4 (มีแผ่นอะคลิลิค)	ภาพแมมโมแกรม	28	106.2	1.27
	ภาพโปรเจคชัน	30	50	1.48
ชุดภาพที่ 5	ภาพแมมโมแกรม	28	102.4	1.17
	ภาพโปรเจคชัน	29	50	1.38

โดยหลักการแล้วในการถ่ายภาพรังสีเมื่อความหนาของวัตถุเพิ่มขึ้น ปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพก็จะมากขึ้นตาม เพื่อให้ภาพถ่ายรังสีที่ได้มีค่าความดำ (Optical density) ที่เหมาะสมสำหรับนำไปวินิจฉัย จากตารางที่ 5-1 จะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพแมมโมแกรม 1 ภาพ จะสูงกว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพโปรเจคชัน 1 ภาพ สังเกตได้จากค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า (kVp) และค่ากระแส-เวลา (mAs) ที่ตั้งขณะทำการถ่ายภาพ และจะใช้ปริมาณรังสีเพิ่มมากขึ้น เมื่อความหนาของวัตถุเพิ่มมากขึ้น ดังนั้น ในชุดภาพที่ 2 และ 4 ซึ่งมีการวางแผ่นอะคลิลิคลงไปควรใช้ปริมาณรังสีมากกว่าชุดภาพที่ 1, 3 และ 5 แต่จากตารางที่ 5-1 จะสังเกตเห็นได้ว่าปริมาณรังสีใกล้เคียงกัน ทั้งนี้เนื่องมาจากการตั้งเทคนิคแบบอัตโนมัติเพื่อให้เครื่องถ่ายภาพคำนวณปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพเองตามความหนาของวัตถุที่ถูกกดไว้ขณะทำการถ่ายภาพ โดยความหนาของวัตถุจะวัดตั้งแต่ขอบล่างของแผ่นกดเต้านมไปจนถึงขอบบนของฉากบังรังสี ซึ่งในการถ่ายภาพชุดที่ 2 และ 4 จะวาง

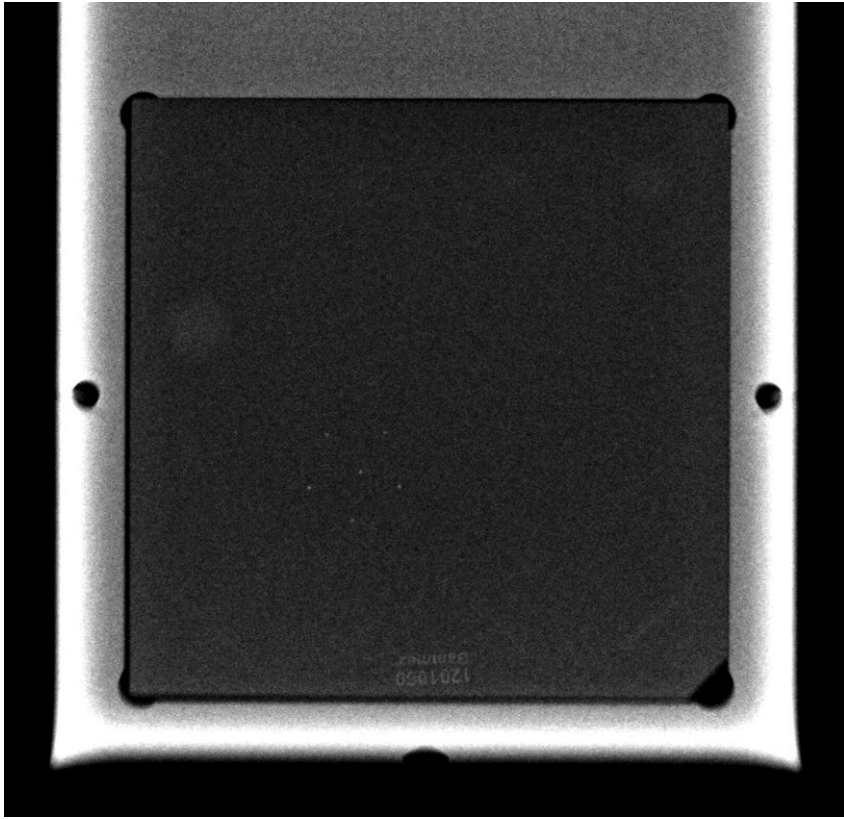
แผ่นอะคริลิกไว้บนแผ่นกดเต้านม ดังรูปที่ 5-1 ทำให้ความหนาของวัตถุที่กดไว้ขณะทำการถ่ายภาพจึงเท่ากันทั้ง 5 ชุดภาพ แต่อาจแตกต่างกันเล็กน้อยอันเนื่องมาจากความคลาดเคลื่อนของเครื่องถ่ายภาพรังสี ทำให้ปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายแต่ละชุดภาพแตกต่างกันได้ นอกจากนี้การตั้งเทคนิคการถ่ายแบบอัตโนมัติอาจมีการชดเชยค่าความดำของภาพถ่ายรังสีที่ได้ให้เหมาะสมกับการนำไปใช้ โดยการปรับตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าและค่ากระแส-เวลา เช่น การปรับให้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นและลดค่ากระแส-เวลาลง หรือการปรับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าลงและเพิ่มค่ากระแส-เวลาให้สูงขึ้นโดยอัตโนมัติ เป็นต้น ทำให้ปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายแต่ละชุดภาพแตกต่างกันได้

ความต่างศักย์ไฟฟ้า (kVp) มีผลต่อพลังงานรังสีหรืออำนาจทะลุทะลวงของรังสีเมื่อผ่านวัตถุไปยังฉากรับรังสี ยิ่งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูง รังสีก็จะมีอำนาจทะลุทะลวงมาก ปริมาณรังสีที่ผ่านวัตถุไปยังฉากรับรังสีก็มากตาม ส่วนค่ากระแส-เวลา (mAs) เป็นค่าที่บอกปริมาณรังสี ซึ่งมีผลโดยตรงต่อค่าความดำของภาพ จากตารางที่ 5-1 จะเห็นว่าภาพถ่ายภาพโปรเจกชันใช้เทคนิค Low exposure คือ ใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูง ค่ากระแส-เวลาต่ำ มีผลทำให้อัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน หรือ SNR ต่ำ เนื่องจากการใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่สูง เป็นการเพิ่มปริมาณรังสีกระเจิง (Scatter radiation) ซึ่งเป็นรังสีที่ไม่ต้องการ เพราะทำให้ปริมาณสัญญาณรบกวนมากและคอนทราสต์ของภาพต่ำ การเพิ่มอัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวนสามารถทำได้โดยการเพิ่มปริมาณรังสี โดยการปรับค่ากระแส-เวลาให้สูงขึ้น แต่มีผลทำให้ปริมาณรังสีที่ได้รับสูงขึ้นตาม เมื่อรวมทั้ง 15 โปรเจกชันจะทำให้ปริมาณรังสีรวมมากกว่าที่องค์กรอาหารและยาของประเทศสหรัฐอเมริกากำหนด คือ ไม่ควรเกิน 3 มิลลิเกรย์ต่อการถ่าย 1 ครั้ง นอกจากนี้สามารถทำได้โดยการใช้แผ่นกริด (Anti-scatter grid) ซึ่งเป็นอุปกรณ์กำจัดรังสีกระเจิง เมื่ออัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวนของภาพโปรเจกชันต่ำกว่าภาพแมมโมแกรม ดังนั้น รายละเอียดต่าง ๆ ในภาพโปรเจกชันจึงเห็นไม่ชัดเจนเท่ากับภาพแมมโมแกรมและเป็นภาพที่มีคอนทราสต์ต่ำ เนื่องจากใช้ค่าความต่างศักย์ที่สูงกว่าและขณะที่ทำการถ่ายภาพโปรเจกชัน ระบบถ่ายภาพจะไม่ใช้แผ่นกริดเหมือนในการถ่ายภาพแมมโมแกรม ทำให้มีปริมาณรังสีกระเจิงมากกว่า ซึ่งเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้ภาพมีคอนทราสต์ต่ำ รายละเอียดเล็ก ๆ เช่น หินปูนขนาดเล็กจึงเห็นไม่ชัดเจนเท่ากับภาพแมมโมแกรม ดังรูปที่ 5-2

จากรูปที่ 5-2 เป็นการเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมและภาพโปรเจกชันที่ 0° ซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกันในการถ่ายภาพ คือ หลอดเอ็กซเรย์อยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสี จะเห็นได้ว่าในภาพแมมโมแกรมสามารถเห็นรายละเอียดต่าง ๆ ของภายในท่อน้ำนมได้ดีกว่า ในขณะที่ภาพโปรเจกชันจะเห็นเฉพาะวัตถุจำลองขนาดใหญ่เท่านั้น



(ก)



(ข)

รูปที่ 5-2 ภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม (ก) ภาพแมมโมแกรม (ข) ภาพโปรเจกชันที่ 0° ซึ่งเป็นตำแหน่งเดียวกับภาพแมมโมแกรม

นอกจากค่ากระแส-เวลาจะมีผลต่ออัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวนและปริมาณรังสีที่วัตถุได้รับแล้ว ยังมีผลต่อเวลาในการถ่ายภาพ เนื่องจากค่ากระแส-เวลาเป็นผลคูณระหว่างค่ากระแสกับเวลา การใช้เวลาน้อยในการถ่ายภาพ ไม่เพียงแต่เป็นการลดปริมาณรังสีที่ได้รับ แต่ยังช่วยลดความไม่คมชัดอันเนื่องมาจากการเลื่อนตำแหน่งของวัตถุที่ทำการถ่ายภาพ ในกรณีที่ใช้หุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม เวลาในการถ่ายภาพไม่มีผลต่อการเคลื่อนที่ของวัตถุที่ทำการถ่ายภาพ แต่หากเป็นผู้เข้ารับการตรวจจริง เวลาที่นานเกินไปอาจทำให้ผู้เข้ารับการตรวจขยับได้ หรือแม้แต่การหายใจซึ่งทำให้มีการเลื่อนชั้นลงของทรวงอกล้วนแต่ส่งผลทำให้เกิดความไม่คมชัดได้ การถ่ายภาพ DBT ต้องถ่ายภาพหลายโปรเจกชัน ดังนั้น เพื่อเป็นการลดปัญหาดังกล่าว จึงต้องใช้เวลาในการถ่ายภาพแต่ละโปรเจกชันให้สั้นลง

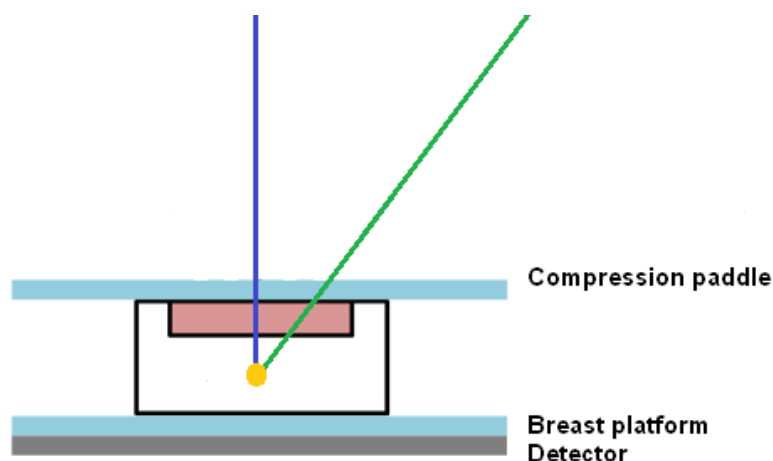
เนื่องจากค่ากระแส-เวลาจะมีผลต่อปริมาณรังสีที่ผู้เข้ารับการตรวจได้รับ ค่ากระแส-เวลามาก ปริมาณรังสีที่ได้รับก็มากตาม ดังนั้น ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพ 1 โปรเจกชันน้อยกว่าการถ่ายภาพแมมโมแกรม แต่ปริมาณรังสีรวมสำหรับ 15 โปรเจกชันนั้นอาจมากกว่าหรือเท่ากับการถ่ายแมมโมแกรม จากการทดลองพบว่า ปริมาณรังสีรวมในการถ่ายภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT ไม่เกินค่าที่องค์การอาหารและยาประเทศสหรัฐอเมริกากำหนด ดังตารางที่ 5-1

5.2 ขั้นตอน Registration และ Fusion

ในขั้นตอน Registration และ Fusion นี้ ภาพผลลัพธ์ที่ได้จะนำไปเป็นภาพนำเข้าไปในขั้นตอนการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งต่อไป ซึ่งภาพดังกล่าวมีผลต่อคุณภาพของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วย ในขั้นตอนนี้จะเป็นการรวมข้อมูลภาพจากแต่ละโปรเจกชัน แทนการใช้ภาพโปรเจกชันที่ 0° เพียงภาพเดียวเป็นภาพนำเข้าไป

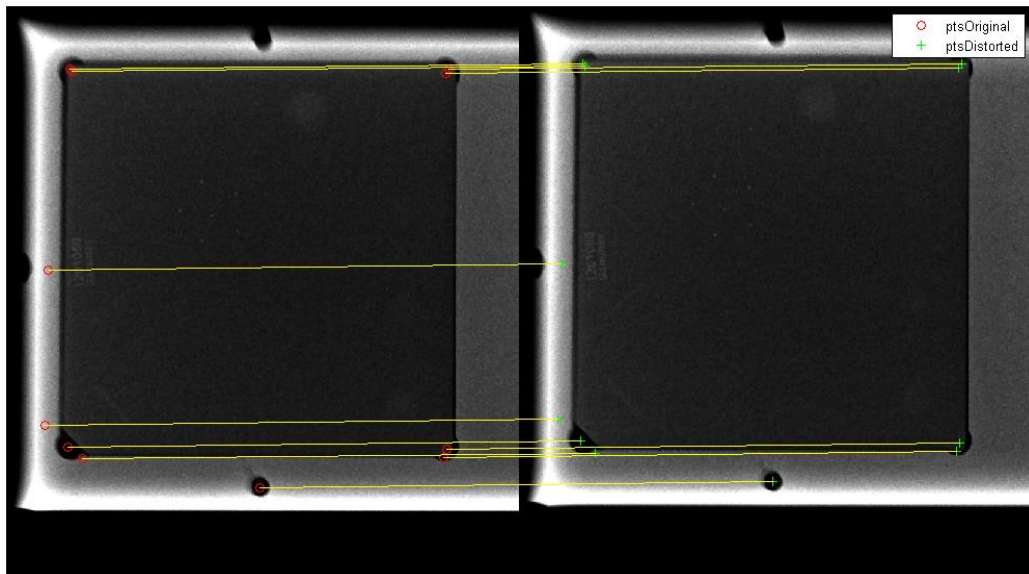
ในการถ่ายภาพรังสี ภาพถ่ายรังสีที่ได้เป็นผลรวมของรังสีที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อเต้านมไปยังฉากรับรังสี ซึ่งความเข้มของรังสี (Radiation intensity) ที่ตกกระทบกับฉากรับรังสีจะขึ้นกับระยะทางที่รังสีผ่าน ตามหลักของ Inverse Square Law นอกจากนี้ยังขึ้นกับการดูดกลืนรังสี (Radiation absorption) และการลดทอนรังสี (Radiation attenuation) ของแต่ละเนื้อเยื่อด้วย ซึ่งมีผลต่อความเข้มสีของแต่ละพิกเซลในภาพ ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 4 วิธี Registration ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้จึงเป็นวิธี Registration ภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกันแทนวิธี Registration ภาพโปรเจกชันอื่น ๆ กับภาพโปรเจกชันที่ 0° เนื่องจากเทคนิค SURF ที่ใช้ในขั้นตอน Registration อาศัยภาพอินทิกรัลซึ่งเกี่ยวข้องกับค่าความเข้มสี (Intensity) ของแต่ละพิกเซล Registration ภาพที่โปรเจกชันอื่น ๆ กับภาพโปรเจกชันที่ 0° อาจทำให้ได้ผลไม่ดีเท่าที่ควร เพราะที่โปรเจกชันอื่นระยะทางที่รังสีผ่านในวัตถุจะมากกว่าที่โปรเจกชันที่ 0° ดังรูปที่ 5-3 ค่าความเข้มสีของภาพโปรเจกชันอื่นที่พิกเซลเดียวกันกับภาพโปรเจกชันที่ 0° เทคนิค SURF อาจมองเป็นคนละจุดกัน เนื่องจากมีค่าความเข้มสีแตกต่างกัน จำนวน

จุดที่สัมพันธ์กันในแต่ละภาพในขั้นตอนของ Feature matching อาจมีน้อยเกินไป ทำให้การหาฟังก์ชันความสัมพันธ์ของสองภาพไม่ถูกต้อง ส่งผลต่อการแปลงภาพให้มาอยู่ในระบบพิกัดเดียวกันไม่ถูกต้องด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งภาพโปรเจกชันที่ห่างจากมุม 0° มาก ๆ

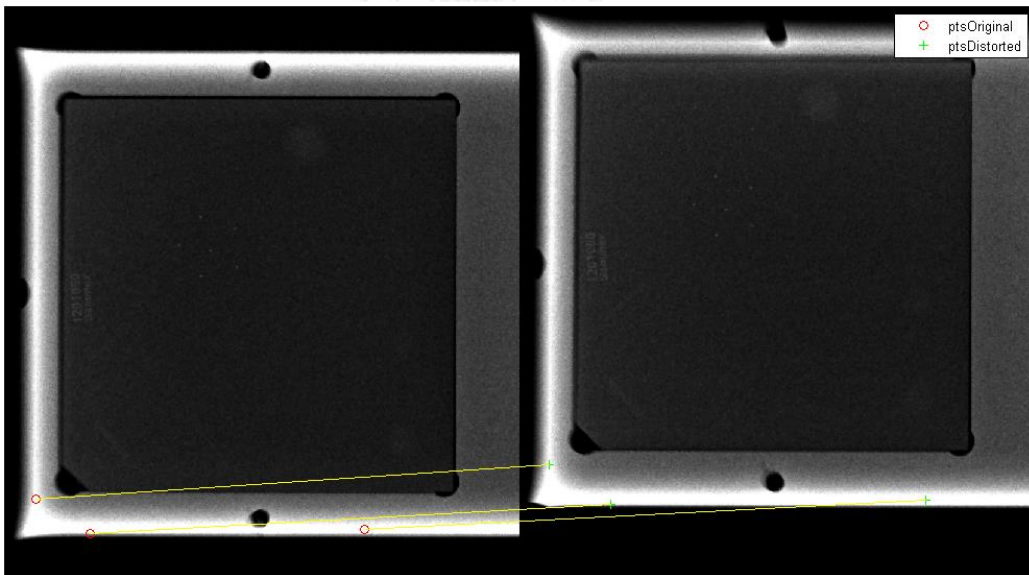


รูปที่ 5-3 ระยะทางที่รังสีผ่านในวัตถุตั้งแต่แผ่นกดเต้านม (Compression paddle) ไปยังจุด ๆ หนึ่งในวัตถุนั้น เส้นสีน้ำเงินแทนระยะทางที่รังสีผ่านเมื่อถ่ายที่โปรเจกชันที่ 0° เส้นสีเขียวแทนระยะทางที่รังสีผ่านเมื่อถ่ายที่โปรเจกชันมุมอื่น ๆ จะเห็นว่าระยะทางที่รังสีผ่านที่โปรเจกชันอื่น ๆ จะมากกว่าที่โปรเจกชันที่ 0°

ในขั้นตอน Feature matching จำนวนจุดที่สัมพันธ์กันระหว่างภาพอ้างอิงและภาพที่ต้องการ Registration เพื่อแปลงให้มาอยู่ในระบบพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง แสดงได้ดังรูปที่ 5-4 และ รูปที่ 5-5 ซึ่งเป็นขั้นตอนจับคู่จุดที่สัมพันธ์กันระหว่างภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกันและระหว่างภาพโปรเจกชันอื่นกับภาพโปรเจกชันที่ 0° ตามลำดับ จากรูปที่ 5-4 จะเห็นได้ว่าจำนวนจุดที่สัมพันธ์กันเมื่อ Registration ภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกันมีจำนวน 11 จุด ในขณะที่รูปที่ 5-5 ซึ่งเป็น Registration ภาพโปรเจกชันที่ -7.56° กับภาพโปรเจกชันที่ 0° จำนวนจุดที่สัมพันธ์กันมีเพียง 3 จุดเท่านั้น ทำให้การหาฟังก์ชันความสัมพันธ์ระหว่างภาพสองภาพได้ผลไม่ดีเท่ากับ Registration ของภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกัน เมื่อแปลงมาอยู่ในระบบพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง อาจทำให้มีการบิดเบือนไปดังได้แสดงไว้ในบทที่ 4 รูปที่ 4-6

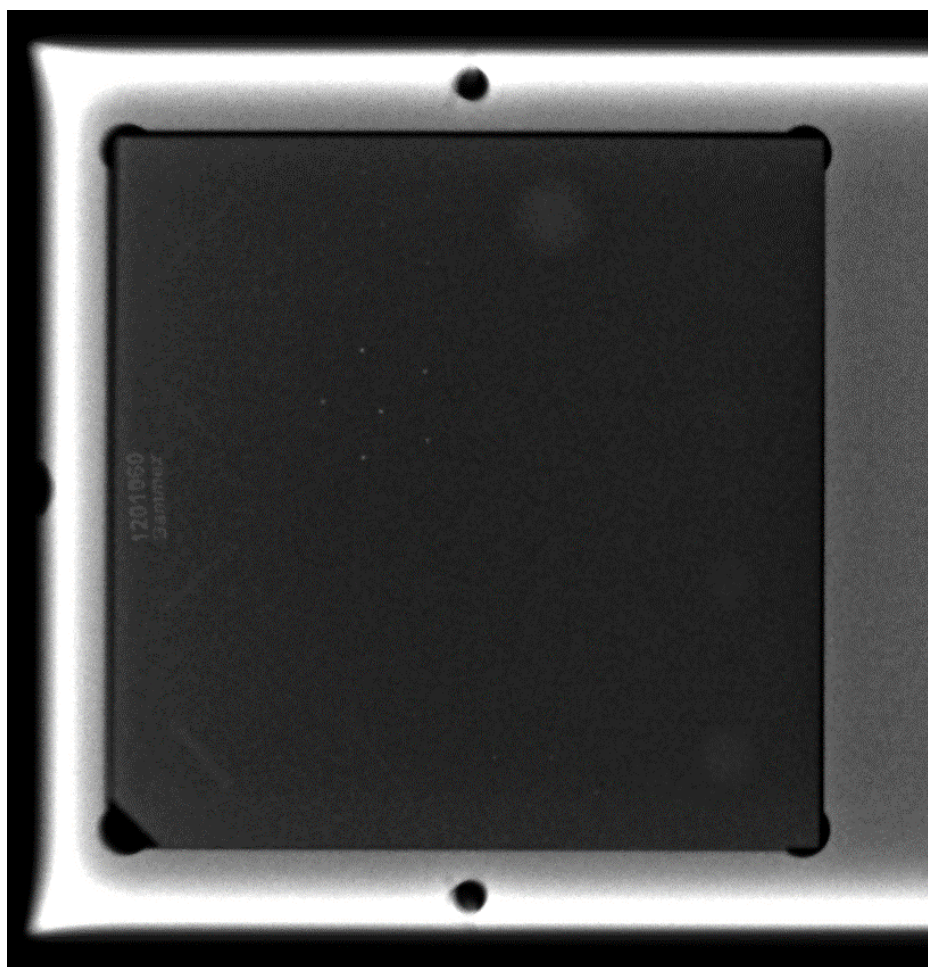


รูปที่ 5-4 จุดที่สัมพันธ์กันในภาพโปรเจกชัน 2 ภาพที่อยู่ติดกัน โดยภาพทางซ้ายมือเป็นเป็นภาพอ้างอิง ส่วนภาพทางขวามือเป็นภาพที่ต้องการแปลงให้มาอยู่ในพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง



รูปที่ 5-5 จุดที่สัมพันธ์กันในภาพโปรเจกชัน 2 ภาพที่ไม่อยู่ติดกัน (ภาพโปรเจกชันที่ 0° กับ ภาพโปรเจกชันที่ -7.56°) โดยภาพทางซ้ายมือเป็นเป็นภาพอ้างอิง (ภาพโปรเจกชันที่ 0°) ส่วนภาพทางขวามือเป็นภาพที่ต้องการแปลงให้มาอยู่ในพิกัดเดียวกันกับภาพอ้างอิง (ภาพโปรเจกชันที่ -7.56°)

สำหรับ Fusion เป็นการรวมข้อมูลภาพในแต่ละภาพโปรเจคชันหลังจากที่ผ่านขั้นตอน Registration ภาพผลลัพธ์ที่ได้ภายหลังจากผ่านขั้นตอน Registration และ Fusion จะมีข้อมูลภายในภาพมากขึ้น เนื่องจากการรวมข้อมูลภาพทั้ง 15 ภาพให้อยู่ในภาพเดียว โดยภาพดังกล่าวจะอยู่ในระบบพิกัดเดียวกับภาพโปรเจคชันที่ 0° ซึ่งเป็นตำแหน่งที่หลอดเอ็กซเรย์อยู่ในแนวตั้งฉากกับฉากรับรังสีเช่นเดียวกับภาพแมมโมแกรม เมื่อเทียบภาพผลลัพธ์กับภาพโปรเจคชันที่ 0° พบว่าเห็นรายละเอียดต่าง ๆ ภายในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเพิ่มขึ้น ดังรูปที่ 5-6



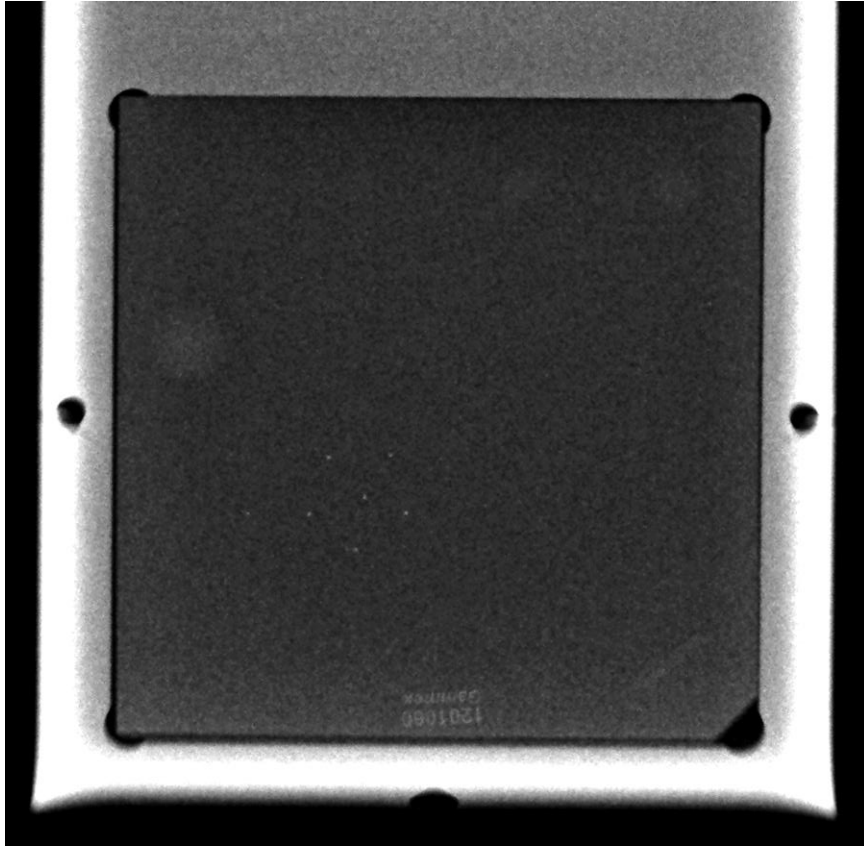
รูปที่ 5-6 ภาพผลลัพธ์จากขั้นตอน Registration และ Fusion โดยจะเห็นรายละเอียดต่าง ๆ ภายในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเพิ่มขึ้น เมื่อเทียบกับภาพโปรเจคชันที่ 0° ในรูปที่ 5-2 (๑)

5.3 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นและการประเมินคุณภาพ

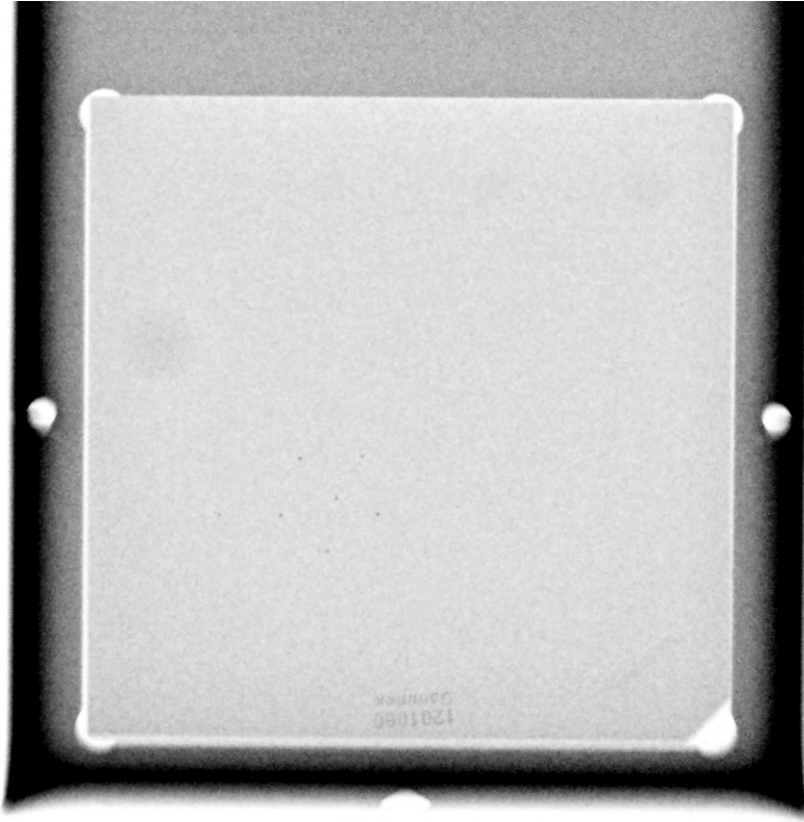
ภาพแมมโมแกรมและภาพโปรเจกชันที่ได้ เกิดจากการถ่ายภาพรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมที่ถูกกดอยู่กับที่ขณะทำการถ่ายภาพ ดังนั้น จึงไม่มีความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเลื่อนของวัตถุเลย อีกทั้งการถ่ายภาพโดยใช้โหมดคอมโบ (Combo mode) ทำให้แน่ใจว่าภาพแมมโมแกรมและภาพโปรเจกชันที่ 0° จะอยู่ในระบบพิกัดเดียวกัน ซึ่งอาจมีความคลาดเคลื่อนเล็กน้อยจากระบบการทำงานของเครื่องในการเลื่อนตำแหน่งของหลอดเอ็กซเรย์ ซึ่งมีค่าน้อยมาก

ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมของข้อมูลภาพทั้ง 5 ชุด โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยวิธี Iterative Back Projection (IBP) ดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น โดยได้ทำการเปรียบเทียบภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจกชันที่ 0° เพียงภาพเดียวกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากการรวมข้อมูลภาพโปรเจกชันทั้ง 15 ภาพ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 5-7 ถึงรูปที่ 5-16 ตามลำดับ

จากการทดลองพบว่าภาพโปรเจกชันสามารถนำมาสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมได้ เช่นเดียวกับภาพตัดขวาง ที่นำเสนอโดย Gur และคณะ [31] และ Schie และคณะ [33] เหตุผลที่ผู้ทำวิจัยเลือกใช้ภาพโปรเจกชัน นอกเหนือจากยังไม่มีการวิจัยใดที่นำเอาภาพโปรเจกชันมาสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมแล้ว คือ ภาพโปรเจกชันเป็นภาพที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีของเครื่องถ่ายภาพรังสีโดยตรง โดยไม่ผ่านกระบวนการหรือขั้นตอนในการประมวลผลภาพอื่น ๆ เลย ผู้วิจัยเชื่อว่าการนำภาพดังกล่าวมาใช้ จะทำให้การสังเคราะห์ภาพมีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้การใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งจะช่วยเพิ่มความละเอียดของภาพจากเดิมเป็น 2 เท่า ในขณะที่วิธีของ Gur และคณะ [31] ซึ่งใช้เทคนิค Maximum Intensity Projection (MIP) แม้จะได้รับการพัฒนาและถูกนำมาใช้งานจริงแล้วทางคลินิก แต่ความละเอียดของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นยังเท่าเดิม คือเท่ากับภาพตัดขวาง

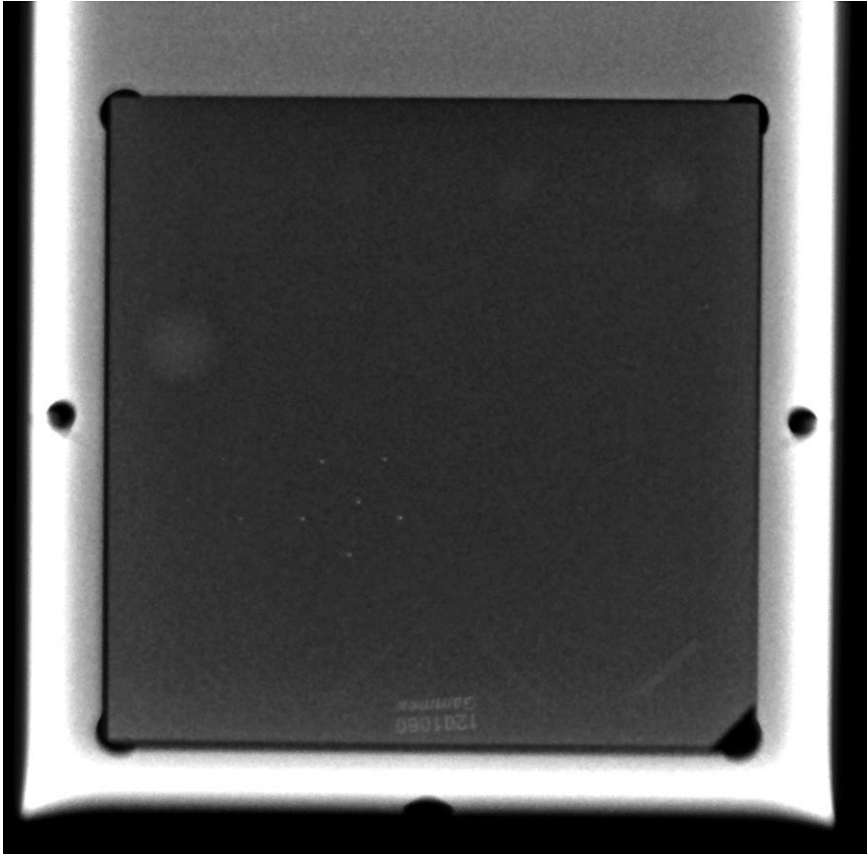


(ก)



(ข)

รูปที่ 5-7 ชุดภาพที่ 1 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพและเฝ้าดูยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

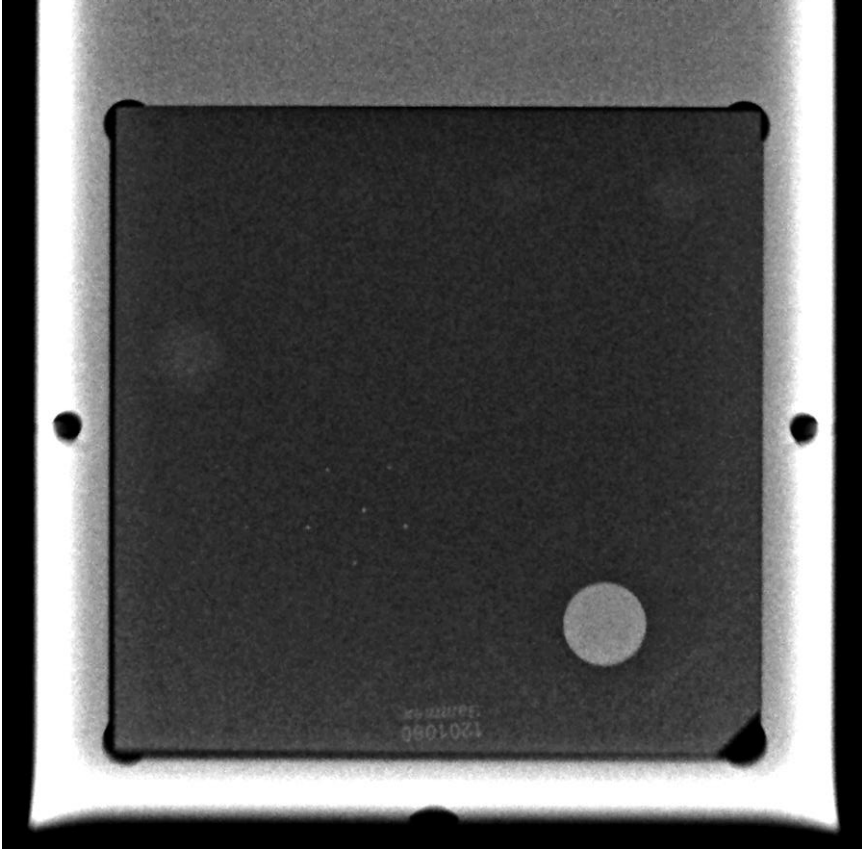


(ก)

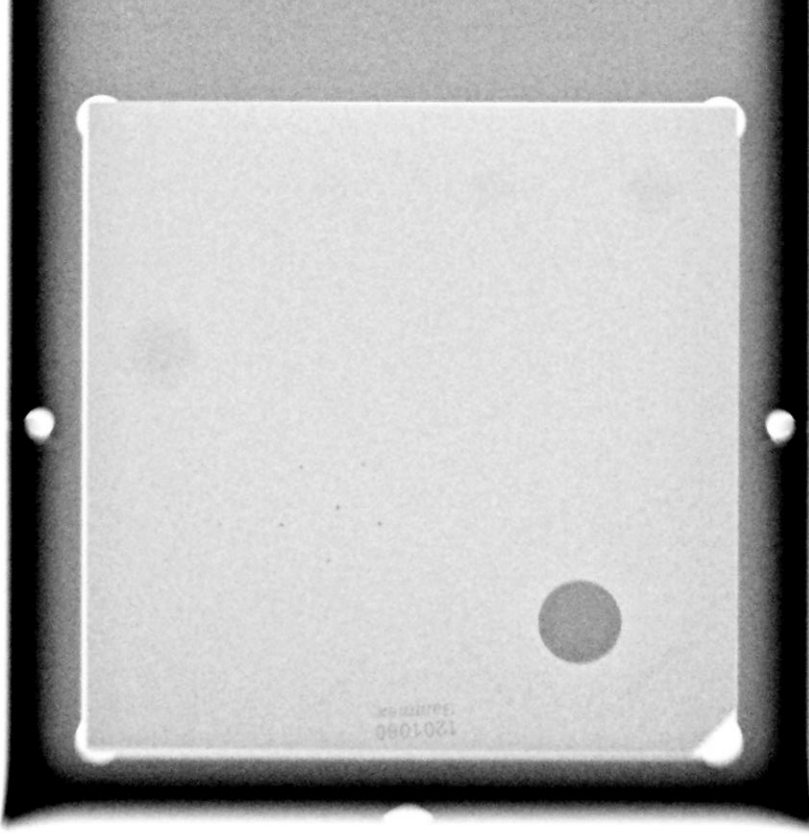


(ข)

รูปที่ 5-8 ชุดภาพที่ 1 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพและเอียงวิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

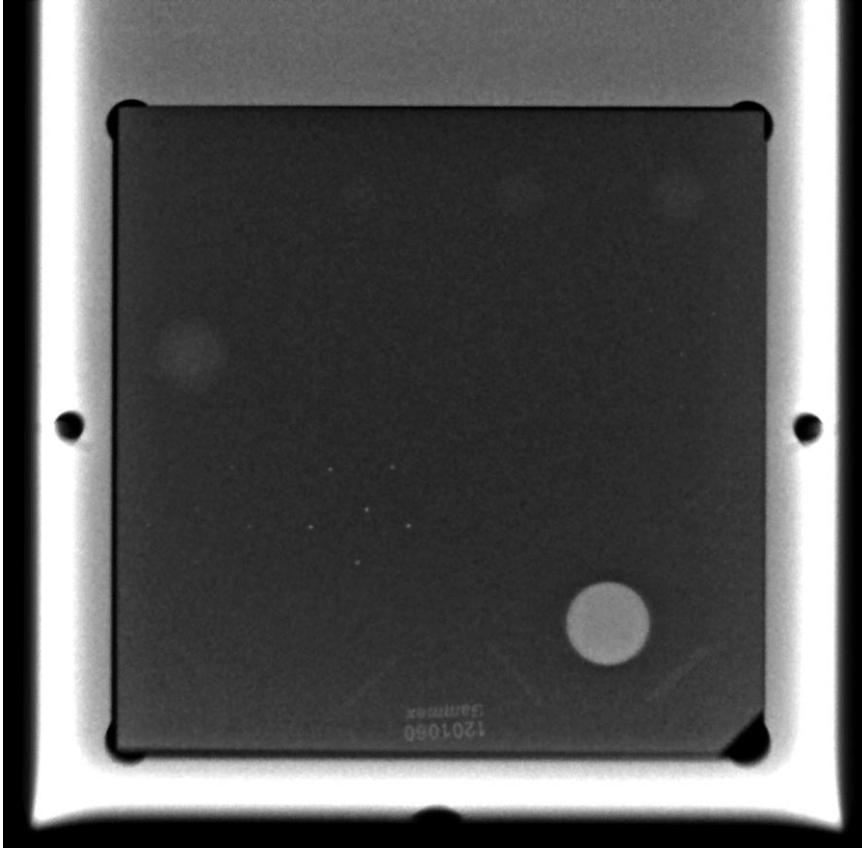


(ก)



(ข)

รูปที่ 5-9 ชุดภาพที่ 2 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)



(ก)



(ข)

รูปที่ 5-10 ชุดภาพที่ 2 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชั่น 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

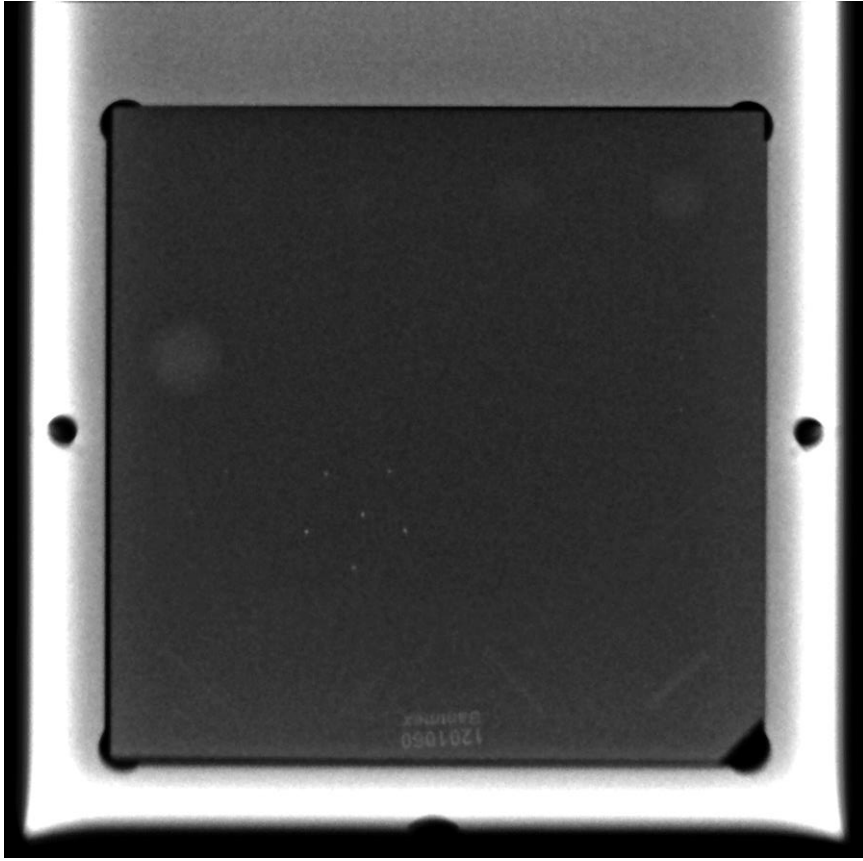


(ก)



(ข)

รูปที่ 5-11 ชุดภาพที่ 3 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

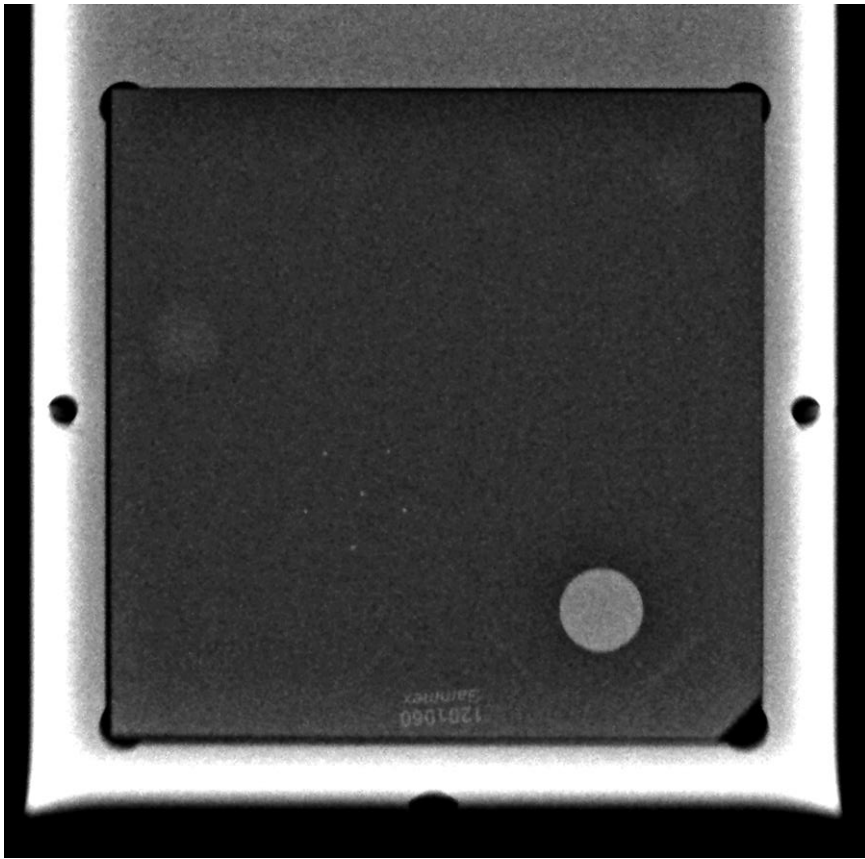


(ก)

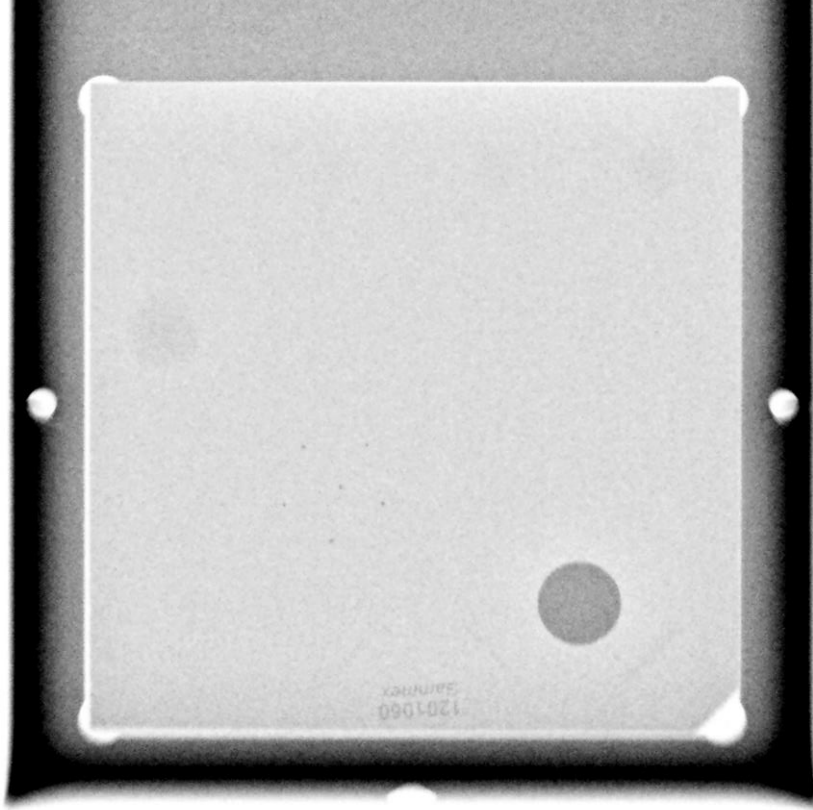


(ข)

รูปที่ 5-12 ชุดภาพที่ 3 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

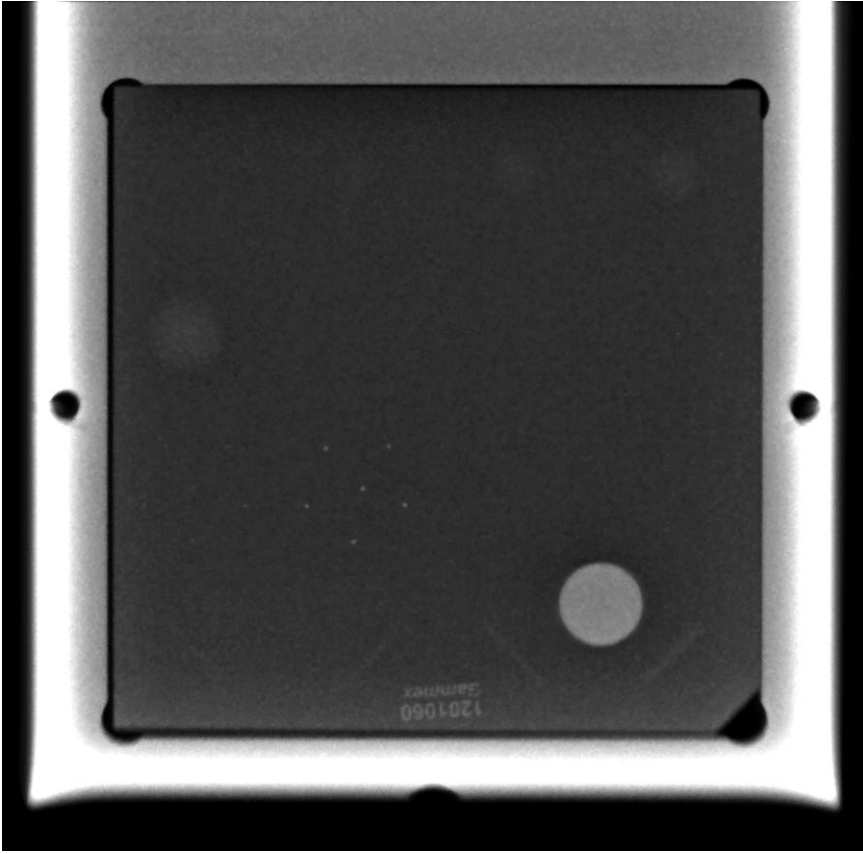


(ก)

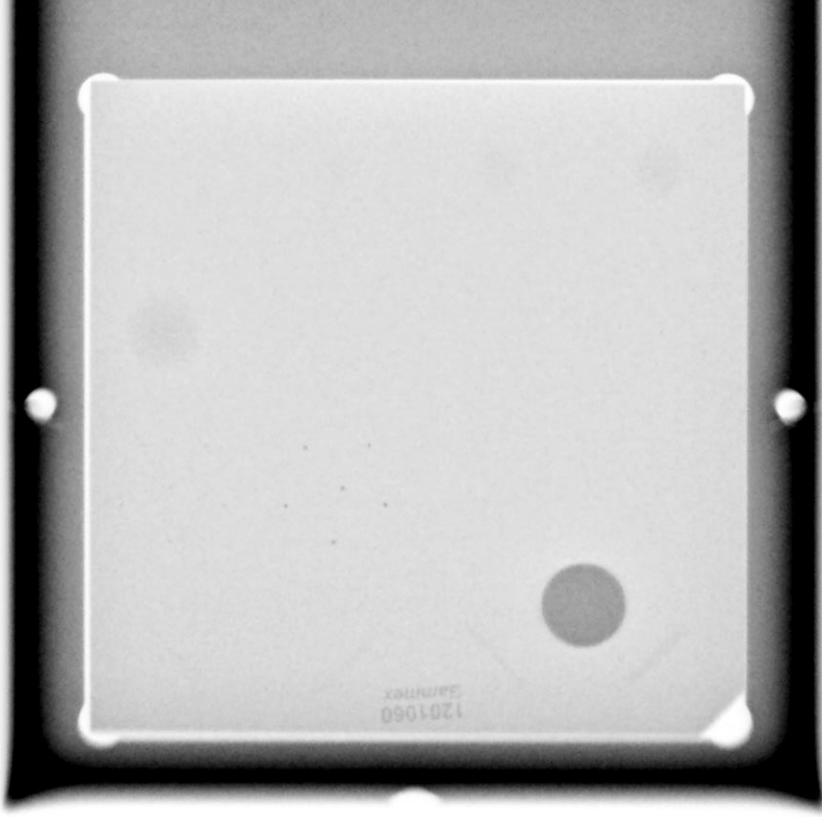


(ข)

รูปที่ 5-13 ชุดภาพที่ 4 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)



(ก)



(ข)

รูปที่ 5-14 ชุดภาพที่ 4 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

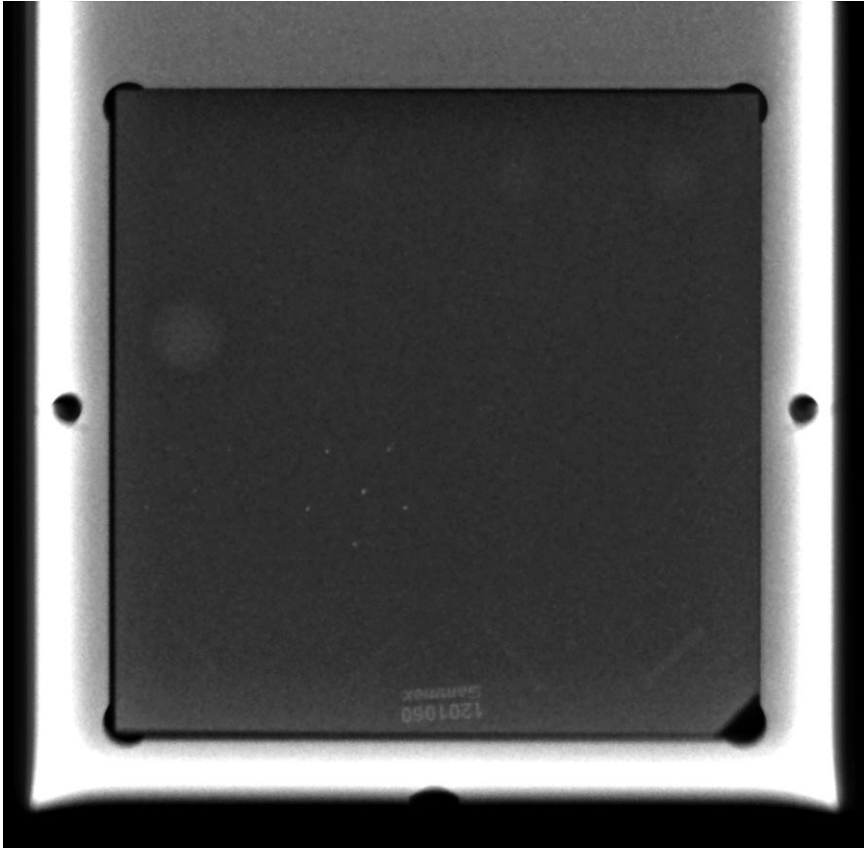


(ก)

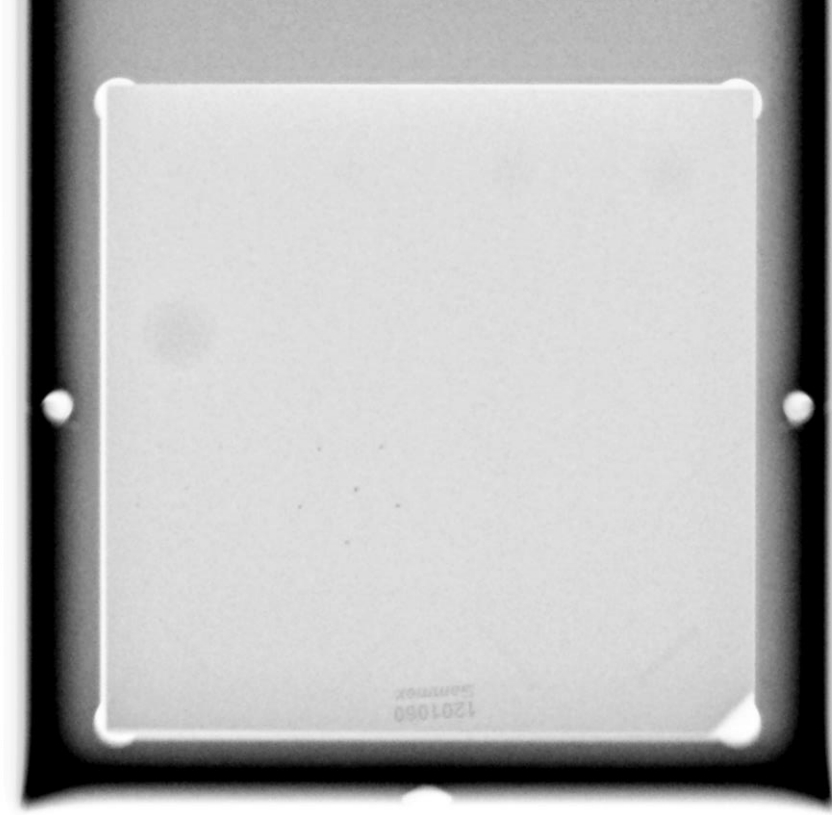


(ข)

รูปที่ 5-15 ชุดภาพที่ 5 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ด้วยเทคนิคการสร้างภาพและเอ็ดจูงอิง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)



(ก)



(ข)

รูปที่ 5-16 ชุดภาพที่ 5 (ก) ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพและเอียงสูงยิ่ง วิธี Iterative Back Projection (IBP) และ (ข) ภาพผกผัน (Inversed image) ของ (ก)

จากการทดลองสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยวิธี Iterative Back Projection พบว่าการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพโปรเจคชันที่ 0° ใช้การวนซ้ำ (Iteration) 4-6 รอบ ค่าความแตกต่างจึงจะน้อยที่สุด ในขณะที่ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพที่รวมข้อมูลทั้ง 15 ภาพโปรเจคชัน ใช้จำนวนการวนซ้ำเพียง 2 รอบ โดยเวลาเฉลี่ยที่ใช้ทั้งหมดในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมตั้งแต่ขั้นตอน Registration และ Fusion ไปจนถึงขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง แสดงได้ดังตารางที่ 5-2 โดยเวลารวมของการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพโปรเจคชันที่ 0° ใช้เวลาน้อยกว่า แม้จะมีรอบการวนซ้ำที่มากกว่า แต่การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพดังกล่าวไม่ต้องผ่านกระบวนการ Registration และ Fusion ทำให้เวลารวมในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจึงเร็วกว่า และเนื่องจากภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° ใช้ข้อมูลภาพเพียงหนึ่งภาพ จึงทำให้รายละเอียดต่าง ๆ ในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเห็นได้ไม่ชัดเจนเท่ากับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากข้อมูลภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ

ตารางที่ 5-2 เวลาเฉลี่ย (วินาที) ที่ใช้ในการประมวลผลภาพแต่ละขั้นตอนของการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ 2.6 GHz Intel Core i5 หน่วยความจำ 4GB โดยใช้ภาพนำเข้าที่เป็นภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียวและภาพที่รวมข้อมูลจากทั้ง 15 ภาพโปรเจคชัน ในแต่ละชุดภาพ

	ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จาก	เวลาที่ใช้ในแต่ละขั้นตอน (วินาที)		เวลารวม (วินาที)
		Registration และ Fusion	การสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง	
ชุดภาพที่ 1	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	-	5.47	5.47
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	19.05	4.30	23.25
ชุดภาพที่ 2	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	-	6.39	6.39
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	20.09	4.35	24.44
ชุดภาพที่ 3	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	-	6.36	6.36
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	20.67	4.35	25.01
ชุดภาพที่ 4	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	-	6.16	6.16
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	18.36	4.35	22.71
ชุดภาพที่ 5	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	-	6.50	6.50
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	20.55	4.31	24.86

ในการประเมินภาพแอมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นนั้นแบ่งการประเมินออกเป็น 2 แบบ คือการประเมินเชิงปริมาณ (Objective measurement) และการประเมินเชิงจิตวิสัย (Subjective visual measurement) โดยการประเมินทั้งสองแบบจะเปรียบเทียบกับภาพแอมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง เนื่องจากในวิทยานิพนธ์นี้ทำการศึกษาในภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมซึ่งต่างจากงานวิจัยของ Gur และคณะ [31] และ Schie และคณะ [33] ที่ใช้ภาพถ่ายรังสีเต้านมจริงในการวิจัย และใช้วิธีการประเมินผลภาพแอมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นต่างกัน คือ งานวิจัยของ Gur และคณะ [31] และ Schie และคณะ [33] จะให้รังสีแพทย์เป็นผู้วินิจฉัยผลการตรวจจากภาพแอมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นและภาพแอมโมแกรมจริง แล้วนำมาเปรียบเทียบความถูกต้องกับผลทางพยาธิวิทยา ในงานวิจัยนี้ซึ่งใช้ Phantom Passing Score เป็นเกณฑ์การประเมิน ดังนั้น เนื่องด้วยข้อมูลภาพที่ใช้และวิธีการประเมินที่ต่างกัน จึงไม่สามารถประเมินคุณภาพของภาพแอมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้เปรียบเทียบกับภาพแอมโมแกรมที่สังเคราะห์ด้วยวิธีของ Gur และคณะ [31] และ Schie และคณะ [33] ได้

5.3.1 การประเมินเชิงปริมาณ (Objective measurement)

งานวิจัยนี้ใช้ค่า Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) และ Mean Structure Similarity (MSSIM) เป็นตัวบอกคุณภาพเชิงปริมาณของภาพ ค่า Peak Signal to Noise Ratio ยิ่งมีค่าสูง หมายถึง ภาพผลลัพธ์นั้นมีความคลาดเคลื่อนน้อย ดังนั้น ภาพจะมีคุณภาพใกล้เคียงกับภาพอ้างอิงมากกว่าภาพที่มีค่า Peak Signal to Noise Ratio ต่ำกว่า ในทำนองเดียวกันค่า Mean Structure Similarity จะมีค่าอยู่ระหว่าง 0 และ 1 ยิ่งค่าเข้าใกล้ 1 คุณภาพของภาพยิ่งใกล้เคียงกับภาพอ้างอิง ผลการคำนวณค่า Peak Signal to Noise Ratio และ Mean Structure Similarity ของภาพแอมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นเทียบกับภาพแอมโมแกรมจริง แสดงดังตารางที่ 5-3

การที่ผู้ทำวิจัยประเมินคุณภาพของภาพโดยใช้ทั้งค่า Peak Signal to Noise Ratio และค่า Mean Structure Similarity เนื่องมาจากการใช้ค่า Peak Signal to Noise Ratio เพียงค่าเดียวในการประเมินผลอาจไม่สอดคล้องกับผลการประเมินด้วยสายตาตามมนุษย์ จึงต้องประเมิน Mean Structure Similarity ด้วย เพราะเป็นวิธีประเมินคุณภาพที่เปรียบเทียบความเหมือนระหว่างภาพสองภาพในเทอมของความสว่าง (Luminance) ความเปรียบต่าง (Contrast) และส่วนประกอบต่างๆ ของภาพ (Structure) ซึ่งสัมพันธ์กับการมองเห็นด้วยสายตา

ตารางที่ 5-3 เปรียบเทียบค่า Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) และ Mean Structure Similarity (MSSIM) ระหว่างภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° และภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ในแต่ละชุดภาพ

	ภาพแมมโมแกรมที่ สังเคราะห์จาก	PSNR	MSSIM
ชุดภาพที่ 1	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	20.4854	0.4802
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	21.0736	0.5038
ชุดภาพที่ 2	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	20.2736	0.5193
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	20.9786	0.5547
ชุดภาพที่ 3	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	20.1596	0.4903
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	20.9006	0.5235
ชุดภาพที่ 4	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	19.3788	0.4995
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	19.9406	0.5279
ชุดภาพที่ 5	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	19.3469	0.4941
	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ	19.7835	0.5134

จากตารางที่ 5-3 จะเห็นว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพมีคุณภาพดีกว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว เนื่องจากมีค่า Peak Signal to Noise Ratio และ Mean Structure Similarity ที่สูงกว่า แสดงว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพใกล้เคียงกับภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงมากกว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว แต่เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาทดลองในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมทั้ง 5 ชุดข้อมูลภาพ และในการถ่ายภาพแต่ละครั้งจะตั้งค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ เหมือนกัน ทำให้ค่า Peak Signal to Noise Ratio และ Mean Structure Similarity ในแต่ละชุดภาพใกล้เคียงกัน นอกจากนี้ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ภาพนำเข้าของขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยังเป็นผลจากขั้นตอน Registration และ Fusion โดยเฉพาะในขั้นตอน Fusion ที่เป็นการหาภาพเฉลี่ยของภาพสองภาพ อาจเกิดความคลาดเคลื่อนได้ในขั้นตอนนี้ ในขณะที่ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ภาพนำเข้าในขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงไม่ต้องผ่านขั้นตอน Registration และ Fusion ทำให้ไม่มีความคลาดเคลื่อนจากขั้นตอนนี้เกิดขึ้น เป็นผลให้ค่า Peak

Signal to Noise Ratio และ Mean Structure Similarity ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ แม้จะมีค่าสูงกว่าค่า Peak Signal to Noise Ratio และ Mean Structure Similarity ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว แต่ค่าที่ได้ต่างกันไม่มากนักทั้ง 5 ชุดข้อมูลภาพ เนื่องจากความคาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในขั้นตอน Registration และ Fusion ดังได้กล่าวมาแล้วข้างต้น

5.3.2 การประเมินเชิงจิตวิสัย (Subjective visual measurement)

การประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัยในงานวิทยานิพนธ์นี้จะทำการประเมินโดยใช้ Phantom Passing Score ซึ่งการประเมินคุณภาพของภาพโดยใช้ Phantom Passing Score เป็นการประเมินคุณภาพของเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม โดยมีเกณฑ์มาตรฐานกำหนดโดยองค์การอาหารและยาประเทศสหรัฐอเมริกา นอกจากนี้บางบริษัทผู้ผลิตยังได้ทำการกำหนดเกณฑ์มาตรฐานสำหรับเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมเมื่อใช้เครื่องถ่ายภาพของบริษัทนั้น ๆ สำหรับภาพแต่ละประเภท ได้แก่ ภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT ดังตารางที่ 5-4 โดยคะแนนที่เห็นในตารางดังกล่าวนี้เป็นคะแนนขั้นต่ำ กล่าวคือ เครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมเมื่อถ่ายภาพของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม สามารถเห็นภาพของวัตถุจำลองในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมตามจำนวนที่กำหนดไว้ในตารางที่ 5-4 ขึ้นไป แสดงว่าภาพดังกล่าวมีคุณภาพเหมาะสมในการวินิจฉัยของแพทย์ แต่หากว่ามีคะแนนต่ำกว่า ไม่ว่าจะทั้งหมด หรือแค่วัตถุจำลองบางชนิด ภาพที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีนั้นก็ไม่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย เพราะไม่สามารถเห็นรอยโรคเล็ก ๆ ได้ จำเป็นต้องดำเนินการตรวจสอบและแก้ไขเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมก่อนที่จะนำมาใช้งานต่อไป ผู้วิจัยจึงได้นำการประเมิน Phantom Passing Score มาประยุกต์ใช้ในงานวิทยานิพนธ์นี้ เพื่อประเมินว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นมีคุณภาพต่อการนำไปวินิจฉัยหรือไม่

ผลการประเมินเชิงจิตวิสัยนั้นอาจไม่เหมือนกัน ขึ้นอยู่กับผู้ประเมินแต่ละคน โดยมีหลายปัจจัยเข้ามาเกี่ยวข้อง เช่น ระดับสายตา และประสบการณ์ เป็นต้น ในการทดลองนี้ได้ใช้ผู้ประเมินทั้งหมด 15 คน ประกอบด้วยรังสีแพทย์ที่มีประสบการณ์ในด้านการวินิจฉัยโรคเต้านม 1 คน และนักรังสีการแพทย์ที่มีประสบการณ์ในด้านการถ่ายภาพรังสีเต้านม 14 คน โดยมีประสบการณ์ในด้านดังกล่าวข้างต้นระหว่าง 5 -20 ปี ในการประเมินผู้ประเมินสามารถปรับภาพ ความสว่าง ระดับขาว-ดำ ขยายภาพได้เช่นเดียวกับการอ่านภาพรังสีเต้านมทั่วไป เพื่อให้ใกล้เคียงกับการทำงานจริงมากที่สุด ในการประเมิน Phantom Passing Score จะใช้ข้อมูลภาพเพียงชุดเดียว เนื่องจากภาพที่ใช้ประเมินเป็นภาพของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมเหมือนกันทุกชุดภาพ จึงไม่มีความหลากหลายเหมือนภาพเต้านมจริง และผู้ประเมินมีความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมอยู่แล้ว ผลการ

ประเมินจึงใกล้เคียงกันในการประเมินแต่ละครั้ง ซึ่งผลการประเมินคุณภาพของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นแสดงดังตารางที่ 5-5

ตารางที่ 5-4 ค่า Phantom Passing Score มาตรฐาน สำหรับประเมินคุณภาพของภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT ที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม

วัตถุจำลอง	Phantom Passing Score		
	สำหรับเครื่องของบริษัท Hologic		FDA กำหนด
	ภาพแมมโมแกรม	ภาพ DBT	
เนื้อเยื่อไฟเบอร์ส	5	4	4
กลุ่มหินปูนขนาดเล็ก	4	3	3
ก้อนเนื้อ	4	3	3

ตารางที่ 5-5 เปรียบเทียบผลประเมิน Phantom Passing Score ระหว่างภาพโปรเจคชันที่ 0° ภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° และภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ

วัตถุจำลอง	Phantom Passing Score			
	ภาพโปรเจคชันที่ 0°	ภาพแมมโมแกรมจริง	ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จาก	
			ภาพโปรเจคชันที่ 0°	ภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ
เนื้อเยื่อไฟเบอร์ส	1	5	1	5
กลุ่มหินปูนขนาดเล็ก	1	4	1	2.5
ก้อนเนื้อ	2	4	2.5	3

จากตารางที่ 5-5 เป็นการเปรียบเทียบคุณภาพของภาพระหว่างภาพโปรเจคชันที่ 0° ภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง และภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียวและที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ วัตถุประสงค์ของการทดลองนี้คือเพื่อชี้ให้เห็นประโยชน์ของเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่สามารถเพิ่มรายละเอียดของภาพให้เห็นข้อมูลต่าง ๆ ในภาพได้มากขึ้น จากตารางดังกล่าวจะเห็นได้ว่าภาพแมมโมแกรมที่สร้างขึ้นมี

คุณภาพดีขึ้นจากภาพโปรเจคชันที่ 0° ที่ไม่ได้ผ่านกระบวนการใด ๆ เลย โดยภาพแมมโมแกรมที่สร้างจากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพจะมีคุณภาพของภาพดีกว่าภาพแมมโมแกรมที่สร้างขึ้นจากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ซึ่งสอดคล้องกับการประเมินเชิงปริมาณ ที่ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพมีค่า Peak Signal to Noise Ratio และ Mean Structure Similarity ที่สูงกว่า จากการเปรียบเทียบภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพนำเข้าทั้งสองแบบ แสดงให้เห็นว่าการที่มีข้อมูลภาพจำนวนมากจะช่วยให้เห็นรายละเอียดต่าง ๆ เพิ่มขึ้น เพราะภาพที่ถ่ายต่างมุมมองกัน ย่อมมีข้อมูลในภาพที่แตกต่างกันออกไปในแต่ละภาพ ดังนั้น ภาพที่เป็นการรวมของข้อมูลภาพทั้ง 15 ภาพย่อมมีข้อมูลมากกว่าภาพเพียงภาพเดียว เมื่อนำมาผ่านกระบวนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง ภาพนำเข้าที่เป็นการรวมข้อมูลภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพย่อมมีคุณภาพที่ดีกว่า แต่คุณภาพของภาพยังไม่ดีเท่ากับภาพแมมโมแกรมจริง โดยภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ สามารถเห็นวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัสได้ดีเท่ากับภาพแมมโมแกรมจริง แต่วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กและวัตถุจำลองก้อนเนื้อเห็นได้น้อยกว่าภาพแมมโมแกรมจริง

เมื่อใช้เกณฑ์ Phantom Passing Score มาตรฐานที่กำหนดโดยบริษัท Hologic ซึ่งเป็นบริษัทที่ผลิตเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมที่ใช้ในงานวิจัยนี้สำหรับประเมินผลภาพแมมโมแกรมพบว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ สามารถผ่านเกณฑ์เฉพาะวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส แต่เมื่อใช้เกณฑ์มาตรฐานสำหรับประเมินผลภาพ DBT และเกณฑ์ที่องค์การอาหารและยาประเทศสหรัฐอเมริกา กำหนด พบว่ามีวัตถุจำลองที่ผ่านเกณฑ์เพิ่มขึ้นมาอีกหนึ่งชนิด คือ วัตถุจำลองก้อนเนื้อ อย่างไรก็ตามภาพที่มีคุณภาพเหมาะแก่การนำไปใช้ในการวินิจฉัยได้ต้องเห็นวัตถุจำลองทั้งสามชนิดผ่านเกณฑ์มาตรฐาน จากการทดลองพบว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นสามารถให้รายละเอียดของเนื้อเยื่อไฟบรัสและก้อนเนื้อได้ดี ในขณะที่กลุ่มหินปูนขนาดเล็ก ซึ่งเป็นสัญญาณสำคัญของมะเร็งเต้านม ไม่สามารถให้รายละเอียดได้ โดยเฉพาะกลุ่มหินปูนที่มีขนาดเล็กกว่า 0.32 มิลลิเมตร

ในการประเมินความสอดคล้องกัน (Reliability) ประกอบด้วย การประเมินความสอดคล้องกันของผู้ประเมินเอง (Intra-observer reliability) และการประเมินความสอดคล้องกันระหว่างผู้ประเมิน (Inter-observer reliability) เพื่อทดสอบว่าในการประเมินสิ่ง ๆ เดียวกันผลการประเมินสอดคล้องกันหรือไม่ มีความแม่นยำในการประเมินเพียงใด ในงานวิจัยนี้ ไม่ได้ทำการประเมินทั้ง 2 อย่าง เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาวิจัยในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม ผู้ประเมินมีความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมอยู่แล้วทำให้การประเมินแต่ละครั้งค่าที่ได้จึงใกล้เคียงหรือมีความสอดคล้องกัน ทั้งนี้เพราะหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมนั้น เนื้อเยื่อภายในไม่มีความซับซ้อนหลากหลายเหมือนกับเนื้อเยื่อเต้านมจริง นอกจากนี้การประเมินความสอดคล้องกันระหว่างผู้ประเมิน ต้องใช้ภาพที่นำมาประเมินจำนวนมาก ในงานวิจัยนี้ภาพที่ใช้ในการประเมินเป็นภาพของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม จึงถือ

ว่ามีภาพในการประเมินเพียงแค่ชุดภาพเดียว เพราะเป็นภาพของวัตถุเดียวกันไม่มีความแตกต่างกัน ต่างจากภาพเดียนมจริงที่มีความหลากหลายขึ้นกับผู้เข้ารับการตรวจแต่ละคน จำนวนภาพขึ้นกับจำนวนผู้เข้ารับการตรวจที่เข้าร่วม การประเมินความสอดคล้องระหว่างผู้ประเมินจึงไม่สามารถทำได้ ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงประยุกต์ใช้การประเมินดังกล่าวข้างต้นเป็นการทดสอบความสอดคล้องของภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงและภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการสังเคราะห์แทน (Inter-method reliability) ซึ่งเป็นการประเมินเปรียบเทียบภาพ 2 ภาพโดยใช้ผู้ประเมินหลายคน

เมื่อนำค่า Phantom Passing Score ที่ประเมินได้ มาประเมินความสอดคล้องกันระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ โดยแยกประเมินความสอดคล้องตามชนิดของวัตถุจำลองในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม โดยใช้ค่าสถิติ Kappa เพื่อดูว่าภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นมีความสอดคล้องกันมากน้อยเพียงใด สามารถนำไปใช้ทดแทนกันได้หรือไม่ หากมีความสอดคล้องกันทั้งภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นควรมีค่า Phantom Passing Score ที่เหมือนกัน โดยผลการประเมินแสดงดังตารางที่ 5-6

ตารางที่ 5-6 ผลการประเมินความสอดคล้องระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ

การประเมินความสอดคล้อง	ค่าสถิติ Kappa
วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบร็ส	0.3258
วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก	-0.0193
วัตถุจำลองก้อนเนื้อ	0.0441

ค่าสถิติ Kappa มีค่าไม่เกิน 1 โดยค่าที่เข้าใกล้ 1 ถือว่ามีความสอดคล้องกันมาก และค่าสถิติ Kappa ตั้งแต่ 0 ลงไป ถือว่าไม่มีความสอดคล้องกัน จากตารางที่ 5-6 ในการประเมิน Phantom Passing Score เมื่อนำมาประเมินความสอดคล้อง พบว่า มีความสอดคล้องกันระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ เฉพาะในวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบร็สและวัตถุจำลองก้อนเนื้อเท่านั้น โดยมีค่าสถิติ Kappa เท่ากับ 0.3258 และ 0.0441 ตามลำดับ โดยถือว่ามีความสอดคล้องกันพอใช้และน้อยมากสำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบร็สและวัตถุจำลองก้อนเนื้อตามลำดับ

สำหรับการประเมินความสอดคล้องกันระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นในวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบร็ส แม้ว่าจะมีจำนวนผู้ประเมินที่ให้คะแนน Phantom

Passing Score ในภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นเท่ากันมากถึง 11 คน จากจำนวนผู้ประเมินทั้งหมด 15 คน แต่ค่าสถิติ Kappa กลับมีค่าน้อย ทั้งนี้เนื่องจากมาจากจำนวนผู้ประเมินค่อนข้างน้อย ทำให้จำนวนผู้ประเมินที่ไม่เห็นด้วยหรือให้คะแนนภาพทั้งสองต่างกันมีผลค่อนข้างมากต่อค่าสถิติ Kappa ส่วนการประเมินความสอดคล้องระหว่างภาพดังกล่าวในวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก ไม่มีผู้ประเมินใดให้คะแนน Phantom Passing Score ในภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์เท่ากันเลย ค่า P_e ในสมการ (4.10) จึงมีค่าสูงกว่า P_o ทำให้ค่าสถิติ Kappa มีค่าติดลบ สำหรับการประเมินความสอดคล้องในวัตถุจำลองก้อนเนื้อ มีผู้ประเมินเพียง 2 คนที่ให้คะแนน Phantom Passing Score ภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นคะแนนเท่ากัน จึงทำให้ค่าที่ได้มีน้อยมาก

เมื่อเปรียบเทียบผลการประเมิน Phantom Passing Score และผลการประเมินความสอดคล้องของภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ ให้ผลไปในทำนองเดียวกันคือ ภาพแมมโมแกรมจริงเมื่อประเมิน Phantom Passing Score ได้ 5, 4, 4 สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึส วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก และวัตถุจำลองก้อนเนื้อตามลำดับ ในขณะที่ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพด้วยวิธี Iterative Back Projection ประเมิน Phantom Passing Score ได้ 5, 2.5, 3 สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึส วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก และวัตถุจำลองก้อนเนื้อ ตามลำดับ ถ้าภาพทั้งสองมีความสอดคล้องกัน สามารถใช้แทนกันได้ ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นควรมีค่า Phantom Passing Score ที่เท่ากับภาพแมมโมแกรมจริงในวัตถุจำลองทุกชนิด อย่างไรก็ตาม ถ้าหากว่าภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นมีความสอดคล้องกันในทุกวัตถุจำลอง ไม่ได้หมายความว่านำไปใช้ในการวินิจฉัยได้เลย ต้องดูผลการประเมินคุณภาพร่วมด้วยว่าผ่านเกณฑ์มาตรฐานหรือไม่ แต่จากผลข้างต้นพบว่ามีเพียงวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึสเท่านั้นที่มีค่า Phantom Passing Score ตรงกันทั้งในภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น อย่างไรก็ตามภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นยังไม่สามารถนำไปใช้แทนภาพแมมโมแกรมจริงได้ ทั้งนี้เพราะไม่มีความสอดคล้องกันในบางวัตถุจำลอง และการประเมิน Phantom Passing Score ยังไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐานในวัตถุจำลองบางชนิด โดยเฉพาะอย่างยิ่งในวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก ที่มีค่าความสอดคล้องต่ำมาก และค่า Phantom Passing Score ต่ำกว่าเกณฑ์มาตรฐาน นอกจากนี้จากการสำรวจความคิดเห็นของผู้ประเมิน พบว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นยังขาดความคมชัด กล่าวคือ สามารถเห็นวัตถุจำลองแต่ละชนิดในตำแหน่งที่ถูกต้องได้ และสามารถบอกจำนวนของวัตถุจำลองได้ แต่ภาพของวัตถุจำลองแต่ละชนิดยังมีขอบไม่คมชัดเท่ากับในภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายภาพจริง ดังนั้น จำเป็นต้องมีการพัฒนาปรับปรุงคุณภาพของภาพต่อไปเพื่อให้ได้ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นมีคุณภาพทัดเทียมกับภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการจริง

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการวิจัย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอวิธีการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากข้อมูลภาพโปรเจกชันที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบ 3 มิติ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง ซึ่งต่างจากวิธีการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมที่นำเสนอโดย Gur และคณะ [31] และ Schie และคณะ [33] ที่ใช้ภาพตัดขวางมาสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม ด้วยเทคนิค Maximum Intensity Projection (MIP) และ Thin Plate Spline (TPS) ตามลำดับ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้เข้ารับการตรวจได้รับ เนื่องจากการตรวจวินิจฉัยโรคเต้านมจากภาพแมมโมแกรมหรือภาพ DBT เพียงอย่างเดียว มีข้อดีและข้อเสียแตกต่างกัน การวินิจฉัยโดยใช้ภาพทั้งสองร่วมกันจะช่วยเพิ่มความถูกต้องในการวินิจฉัยได้ แต่ผู้เข้ารับการตรวจจะได้รับปริมาณรังสีเพิ่มเป็น 2 เท่า การสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพ DBT เป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่ช่วยลดปริมาณรังสีลงประมาณ 50% เนื่องจากสามารถถ่ายภาพเฉพาะภาพ DBT เพียงแบบเดียว แต่ยังคงมีข้อมูลภาพสำหรับการวินิจฉัยของรังสีแพทย์ทั้งภาพแมมโมแกรมและภาพ DBT

จากงานวิจัยนี้ แสดงให้เห็นว่าภาพโปรเจกชันที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบ 3 มิติ สามารถนำมาสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมได้เช่นเดียวกับภาพตัดขวาง โดยงานวิจัยนี้ได้สังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมจากภาพโปรเจกชันของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมโดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง และได้ประเมินคุณภาพของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น ทั้งในเชิงปริมาณและเชิงจิตวิสัย โดยใช้ภาพแมมโมแกรมจริงเป็นภาพอ้างอิง ทำการเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันที่ 0° เพียงภาพเดียวกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากการรวมข้อมูลภาพโปรเจกชันทั้ง 15 ภาพ พบว่า ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากการรวมข้อมูลภาพโปรเจกชันทั้ง 15 ภาพ มีคุณภาพดีกว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันที่ 0° เพียงภาพเดียว โดยมีค่า PSNR, MSSIM และ Phantom Passing Score ที่ประเมินได้มีค่าสูงกว่า ถึงแม้ว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ได้นั้นสามารถเห็นเนื้อเยื่อไฟบรัสและก้อนเนื้อได้ดี แต่ยังมีข้อจำกัดในการตรวจหาก้อนหินปูนขนาดเล็ก ซึ่งเป็นสัญญาณสำคัญของมะเร็งเต้านม โดยเฉพาะหินปูนที่มีขนาดเล็กกว่า 0.32 มิลลิเมตร ตลอดจนความคมชัดและความละเอียดของภาพยังไม่ดีเท่ากับภาพแมมโมแกรมจริง

6.2 ข้อเสนอแนะ

สำหรับข้อเสนอแนะเพื่อนำวิทยานิพนธ์นี้ไปพัฒนาต่อในอนาคต มีดังนี้

6.2.1 การพัฒนาขั้นตอนวิธี

จากงานวิจัยนี้พบว่า วิธีที่นำเสนอยังไม่สามารถช่วยให้เห็นกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก ซึ่งเป็นสัญญาณสำคัญของมะเร็งเต้านมได้ชัดเจน ดังนั้น จึงควรพัฒนาขั้นตอนวิธีที่สามารถช่วยให้เห็นกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก ตลอดจนรอยโรคขนาดเล็กอื่น ๆ ได้ และใช้เวลาในการประมวลผลไม่นานเกินไป เนื่องจากในการใช้งานจริงต้องการความรวดเร็วในการได้มาซึ่งภาพเพื่อให้รังสีแพทย์วินิจฉัยและรองรับจำนวนผู้เข้ารับการรักษาในแต่ละวัน นอกจากนี้ความละเอียดและความคมชัดของภาพยังต้องมีการปรับปรุง เพื่อให้สามารถเห็นรายละเอียดเล็ก ๆ ซึ่งอาจเป็นสัญญาณของมะเร็งในระยะเริ่มต้นได้ หากสามารถทราบค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านม จะช่วยให้ขั้นตอน Registration นั้นถูกต้องยิ่งขึ้น ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ได้ก็จะมีคุณภาพดีขึ้น

ในขั้นตอน Registration ในวิทยานิพนธ์นี้ใช้เทคนิค SURF ซึ่งใช้ภาพอินทิกรัล (Integral image) โดยความเข้มสีของแต่ละพิกเซลจะมีผลต่อประสิทธิภาพของเทคนิคดังกล่าว การถ่วงน้ำหนักด้วยค่าความเข้มสีที่เป็นผลมาจากระยะทางที่รังสีผ่านในแต่ละมุม จะทำให้สามารถ Registration ภาพโปรเจกชันที่มุมอื่น ๆ กับภาพโปรเจกชันที่ 0° ได้ โดยไม่ต้อง Registration ภาพโปรเจกชันที่อยู่ติดกันโดยใช้วิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้ ซึ่งจะช่วยลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเฉลี่ยภาพหลาย ๆ ครั้งได้

6.2.2 การประยุกต์ใช้กับภาพเต้านมจริง

เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาทดลองกับหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมซึ่งไม่มีความซับซ้อนเท่ากับเนื้อเยื่อเต้านมจริง ดังนั้น วิธีการบางขั้นตอนอาจจำเป็นต้องปรับให้มีความเหมาะสมเมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับภาพเต้านมจริง ได้แก่

- จริยธรรมในงานวิจัย

ในการประเมินภาพถ่ายรังสีของเต้านมจริง เป็นการทดลองกับผู้ป่วยหรืออาสาสมัครที่เข้าร่วมการทดลอง จำเป็นต้องได้รับความยินยอมจากผู้ป่วยหรืออาสาสมัครดังกล่าวด้วย และต้องผ่านการอนุมัติจริยธรรมในงานวิจัยจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย

- ขั้นตอน Registration

เนื่องจากเต้านมจริงมีความซับซ้อนของเนื้อเยื่อภายในมากกว่าหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม ดังนั้น Registration โดยใช้เทคนิค SURF อาจได้ผลไม่ดีเท่าที่ควร ดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น ว่าภาพถ่ายรังสีที่ได้เป็นผลรวมของรังสีที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อเต้านม ขึ้นกับระยะทางที่รังสีผ่าน การดูคลื่นรังสีของเนื้อเยื่อ การลดทอนรังสีของเนื้อเยื่อที่รังสีผ่าน ซึ่งมีผลต่อความเข้มสีของแต่ละ

ฟิกเซล ประกอบด้วยเทคนิค SURF เป็นการใช้ภาพอินทิกรัลซึ่งขึ้นกับค่าความเข้มสีของแต่ละฟิกเซล ด้วยเช่นกัน ในด้านมจริงการใช้เทคนิค SURF อาจเหมาะสมเฉพาะเต้านมที่มีเนื้อเยื่อไขมันเป็นส่วนประกอบมากกว่า 25 เปอร์เซ็นต์ (Fatty breast) เนื่องจากความซับซ้อนภายในเนื้อเยื่อเต้านมน้อยมาก แต่เมื่อปริมาณเนื้อเยื่อเต้านมเพิ่มมากขึ้น เทคนิค SURF อาจไม่เหมาะสม จึงจำเป็นต้องหาเทคนิค Registration ใหม่หรือพัฒนาเทคนิคเดิม โดยเทคนิค Registration ที่เหมาะสมกับภาพโปรเจกชันจะต้องคำนึงถึงขอบของเต้านมและโครงสร้างภายในด้วย เพื่อให้สามารถ Registration ได้ถูกต้อง

- การประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัย (Subjective Visual Measurement)

เนื่องจากในงานวิจัยนี้เป็นการทดลองกับภาพหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม การประเมินคุณภาพของภาพจึงมีทั้งรังสีแพทย์และนักรังสีการแพทย์เป็นผู้ประเมิน ดังที่ได้กล่าวไปแล้วในบทที่ 5 ในการทดสอบคุณภาพของเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมด้วย Phantom Passing Score นักรังสีการแพทย์จะเป็นผู้ทำการทดสอบและประเมิน จึงมีความเชี่ยวชาญในด้านนี้ แต่เมื่อนำวิธีนี้ไปประยุกต์ใช้กับภาพเต้านมจริง ดังนั้น ผู้ทำการประเมินคุณภาพของภาพจึงควรเป็นรังสีแพทย์เท่านั้น เพราะเป็นผู้ที่เชี่ยวชาญในการวินิจฉัยโรคเต้านม อีกทั้งวิธีที่ใช้ในการประเมินคุณภาพของภาพต้องปรับเปลี่ยนให้เหมาะสมกับภาพที่ประเมินด้วย

จากการศึกษาพบว่า วิธีที่นิยมใช้ในการประเมินภาพถ่ายรังสีเต้านม คือ การวินิจฉัยภาพถ่ายแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายภาพจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น และรายงานผลด้วย Breast Imaging Reporting and Data System (BIRADS) ซึ่งเป็นการรายงานผลการตรวจวินิจฉัยโดยบอกระดับความผิดปกติ จากไม่ผิดปกติเลยไปจนถึงผิดปกติมากน้อยอย่างไร และใช้ผลตรวจทางพยาธิวิทยาเพื่อตรวจสอบความถูกต้องในการประเมินผลภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น โดยที่ผู้ประเมินต้องไม่ทราบมาก่อนว่าภาพที่ประเมินอยู่เป็นภาพชนิดไหน ผู้ป่วยแต่ละคนมาด้วยอาการหรือพยาธิสภาพอย่างไร และไม่มีภาพแมมโมแกรมก่อนหน้านี้มาเปรียบเทียบ ผู้ประเมินต้องทำการประเมินภาพทั้งสองชนิด โดยเว้นระยะห่างในการประเมิน นำผลที่ประเมินได้มาเปรียบเทียบกับผลทางพยาธิวิทยา เพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องในการประเมิน ความไวในการตรวจหารอยโรค และความจำเพาะเจาะจงเมื่อประเมินด้วยภาพแต่ละชนิด

- การประเมินความสอดคล้อง (Reliability)

ในงานวิจัยทั่วไป หากมีผู้ประเมินมากกว่า 1 คนจะต้องทำการทดสอบความสอดคล้องกัน ไม่ว่าจะเป็นตัวผู้ประเมินเอง (Intra-observer reliability) หรือระหว่างผู้ประเมินแต่ละคน (Inter-observer reliability) ว่าในกรณีเดียวกันผลการประเมินสอดคล้องกันหรือไม่ แต่เนื่องจากในงานวิจัยนี้เป็นการทดลองในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม ผู้ประเมินมีความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมอยู่แล้ว จึงไม่จำเป็นต้องทดสอบความสอดคล้องของผู้ประเมิน ว่าการ

ประเมินภาพเดียวกันในแต่ละครั้งให้ผลการประเมินเหมือนกันหรือไม่ ดังนั้น เมื่อเปลี่ยนมาใช้ภาพถ่ายรังสีของเต้านมจริง ซึ่งมีความหลากหลายของเนื้อเยื่อเต้านมมากกว่าหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม จึงจำเป็นต้องทำการทดสอบความสอดคล้องกันของผู้ประเมินด้วย เพื่อทดสอบความแม่นยำของตัวผู้ประเมินเอง

สำหรับการประเมินความสอดคล้องระหว่างผู้ประเมินแต่ละคนในงานวิจัยนี้ ไม่ได้ทำการทดสอบ ตามที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นว่า งานวิจัยนี้เป็นการทดสอบกับหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม ดังนั้น ผู้ประเมินจึงมีความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับหุ่นจำลอง อีกทั้งภาพที่ใช้ประเมินเป็นภาพหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมซึ่งจะถือว่าเป็นภาพเดียว เพราะไม่มีความหลากหลายเหมือนกับภาพเต้านมจริง ผู้ทำวิจัยจึงเปลี่ยนเป็นการทดสอบความสอดคล้องระหว่างเครื่องมือหรือวิธีการ (Inter-method reliability) แทน เพื่อทดสอบว่าภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นกับภาพแมมโมแกรมจริงสอดคล้องกันหรือไม่ สามารถทดแทนกันได้หรือไม่ โดยดูผลจากความสอดคล้องกัน ดังนั้น เมื่อเปลี่ยนมาใช้ภาพถ่ายรังสีของเต้านมจริงจะมีภาพให้ทดสอบจำนวนมากและแต่ละภาพจะมีความหลากหลาย การประเมินความสอดคล้องระหว่างผู้ประเมินแต่ละครั้งจึงจำเป็นต้องทำการทดสอบด้วย เพื่อทดสอบความสอดคล้องของผู้ทำการประเมิน ผลการวิจัยจะได้มีความน่าเชื่อถือยิ่งขึ้น

รายการอ้างอิง

1. กลุ่มภารกิจด้านข้อมูลข่าวสารสุขภาพ สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์ กระทรวงสาธารณสุข. ตาราง 2.3.2 จำนวนและอัตราการตายต่อประชากร 100,000 คน จำแนกตามเพศและสาเหตุตามบัญชีตารางโรคพื้นฐานของบัญชีจำแนกโรกระหว่างประเทศฉบับแก้ไขครั้งที่ 10 พ.ศ. 2550-2554. [cited 17 พ.ศ. จ. ก. ย. น. 2557] ; Available from: <http://bps.ops.moph.go.th/Healthinformation/Death.html>.
2. ภัทรวิมล อัดตะสาระ, รังสิยา บัวส้ม, จิตภา คุ้เคียง, พิมภิกุณร์ ปานแจ่ม, ปิยมณต์ เซาว์ จตุพัฒน์, จิตติมา รักษาราช, เนตรนภา อนันท์สิงห์, ณัฐวุฒิ วงศาโรจน์, ประนอม อ่อนแก้ว, ดรุณี จรจันทรืต, นิสิต สิงห์โฆษิต, และ ผานิต รัตพงษ์ไพศา, ทะเปียนมะเร็งระดับโรงพยาบาล พ.ศ.2555. 2557, กรุงเทพมหานคร: บริษัท โรงพิมพ์ตะวันออก จำกัด (มหาชน).
3. Smith, A. *Fundamentals of Breast Tomosynthesis: Improving the Performance of Mammography*. [online] 2008; Available from: www.hologic.com/data/WP-00007-Tomo-0808.pdf.
4. ดรุณี บุญยีนเวทวัฒน์, ตำราวินิจฉัยโรคเต้านม. 2554, กรุงเทพมหานคร: Focal Image Printing Group Co.ltd. 328.
5. Powell, D.E. and C.B. Stelling, *The Diagnosis and Detection of Breast Disease*. 1994: Mosby.
6. Singh, H. and J. Neutze, *Breast Imaging, in Radiology Fundamentals*, H. Singh and J.A. Neutze, Editors. 2012, Springer New York. p. 111-124.
7. Cavanaugh, B. and S. McNally, *Mammography, in Breast Cancer Risk Reduction and Early Detection*, E.R. Sauter and M.B. Daly, Editors. 2010, Springer US. p. 117-132.
8. Smith, A. *Design Considerations in Optimizing a Breast Tomosynthesis System*. [online]; Available from: http://www.breasttomo.com/sites/default/files/008-%20Design_Considerations_Optimizing_Breast_Tomo.pdf.
9. Park, J.M., E.A. Franken, M. Garg, L.L. Fajardo, and L.T. Niklason, *Breast Tomosynthesis: Present Considerations and Future Applications*. RadioGraphics, 2007. **27**(suppl_1): p. S231-S240.

10. Smith, A., *Full Field Breast Tomosynthesis*. 2005, Hologic, Inc.
11. Patil, V. and D. Bormane, *Interpolation for Super Resolution Imaging*, in *Innovations and Advanced Techniques in Computer and Information Sciences and Engineering*, T. Sobh, Editor. 2007, Springer Netherlands. p. 483-489.
12. Li, X., Y. Hu, X. Gao, D. Tao, and B. Ning, *A multi-frame image super-resolution method*. *Signal Processing*, 2010. **90**(2): p. 405-414.
13. Tian, J. and K.-K. Ma, *A survey on super-resolution imaging*. *Signal, Image and Video Processing*, 2011. **5**(3): p. 329-342.
14. Sung Cheol, P., P. Min Kyu, and K. Moon Gi, *Super-resolution image reconstruction: a technical overview*. *Signal Processing Magazine, IEEE*, 2003. **20**(3): p. 21-36.
15. Qureshi, S.S., L. Xue Ming, and T. Ahmad. *Investigating image super resolution techniques: What to choose?* in *Advanced Communication Technology (ICACT), 2012 14th International Conference on*. 2012.
16. Thapa, D., K. Raahemifar, W.R. Bobier, and V. Lakshminarayanan, *Comparison of super-resolution algorithms applied to retinal images*. *Journal of Biomedical Optics*, 2014. **19**(5): p. 056002-056002.
17. Kouame, D. and M. Ploquin. *Super-resolution in medical imaging : An illustrative approach through ultrasound*. in *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on*. 2009.
18. Greenspan, H., *Super-Resolution in Medical Imaging*. *The Computer Journal*, 2009. **52**(1): p. 43-63.
19. Helvie, M.A., *Digital Mammography Imaging: Breast Tomosynthesis and Advanced Applications*. *Radiologic clinics of North America*, 2010. **48**(5): p. 917-929.
20. Teertstra, H., C. Loo, M.A.J. van den Bosch, H. van Tinteren, E.T. Rutgers, S. Muller, and K.A. Gilhuijs, *Breast tomosynthesis in clinical practice: initial results*. *European Radiology*, 2010. **20**(1): p. 16-24.
21. Feng, S.S.J. and I. Sechopoulos, *Clinical Digital Breast Tomosynthesis System: Dosimetric Characterization*. *Radiology*, 2012. **263**(1): p. 35-42.

22. Tagliafico, A., D. Astengo, F. Cavagnetto, R. Rosasco, G. Rescinito, F. Monetti, and M. Calabrese, *One-to-one comparison between digital spot compression view and digital breast tomosynthesis*. *European Radiology*, 2012. **22**(3): p. 539-544.
23. Niklason, L.T., B.T. Christian, L.E. Niklason, M. Daniel B. Kopans, D.E. Castleberry, B.H. Opsahl-Ong, C.E. Landberg, P.J. Slanetz, A.A. Giardino, R. Moore, D. Albagli, M.C. DeJule, P.F. Fitzgerald, D.F. Fobare, B.W. Giambattista, R.F. Kwasnick, J. Liu, S.J. Lubowski, G.E. Possin, J.F. Richotte, C.-Y. Wei, and R.F. Wirth, *Digital tomosynthesis in breast imaging*. *Radiology*, 1997. **205**(2): p. 399-406.
24. Poplack, S.P., T.D. Tosteson, C.A. Kogel, and H.M. Nagy, *Digital Breast Tomosynthesis: Initial Experience in 98 Women with Abnormal Digital Screening Mammography*. *American Journal of Roentgenology*, 2007. **189**(3): p. 616-623.
25. Good, W.F., G.S. Abrams, V.J. Catullo, D.M. Chough, M.A. Ganott, C.M. Hakim, and D. Gur, *Digital Breast Tomosynthesis: A Pilot Observer Study*. *American Journal of Roentgenology*, 2008. **190**(4): p. 865-869.
26. Gur, D., G.S. Abrams, D.M. Chough, M.A. Ganott, C.M. Hakim, R.L. Perrin, G.Y. Rathfon, J.H. Sumkin, M.L. Zuley, and A.I. Bandos, *Digital Breast Tomosynthesis: Observer Performance Study*. *American Journal of Roentgenology*, 2009. **193**(2): p. 586-591.
27. Hakim, C.M., D.M. Chough, M.A. Ganott, J.H. Sumkin, M.L. Zuley, and D. Gur, *Digital Breast Tomosynthesis in the Diagnostic Environment: A Subjective Side-by-Side Review*. *American Journal of Roentgenology*, 2010. **195**(2): p. W172-W176.
28. *Average Glandular Dose in FDA-approved FFDM System*. [cited 2014 18 November]; Available from: <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/MammographyQualityStandardsActandProgram/FacilityScorecard/ucm113378.htm>.
29. Smith, A. *Breast tomosynthesis: The Use of Breast Tomosynthesis in Clinical Setting*. [online].
30. Vecchio, S., A. Albanese, P. Vignoli, and A. Taibi, *A novel approach to digital breast tomosynthesis for simultaneous acquisition of 2D and 3D images*. *European Radiology*, 2011. **21**(6): p. 1207-1213.

31. Gur, D., M.L. Zuley, M.I. Anello, G.Y. Rathfon, D.M. Chough, M.A. Ganott, C.M. Hakim, L. Wallace, A. Lu, and A.I. Bandos, *Dose Reduction in Digital Breast Tomosynthesis (DBT) Screening using Synthetically Reconstructed Projection Images*. Academic Radiology. **19**(2): p. 166-171.
32. Ruth, C., A. Smith, and J. Stein, *System and method for generating a 2D image from a tomosynthesis data set*. 2010, Google Patents.
33. Schie, G., R. Mann, M. Imhof-Tas, and N. Karssemeijer, *Generating Synthetic Mammograms From Reconstructed Tomosynthesis Volumes*. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 2013. **32**(12): p. 2322-2331.
34. Malczewski, K. *Breaking the Resolution Limit in Medical Image Modalities*. in *The 2012 International Conference on Image Processing, Computer Vision, and Pattern Recognition*. 2012. USA.
35. Kennedy, J.A., O. Israel, A. Frenkel, R. Bar-Shalom, and H. Azhari, *Super-resolution in PET imaging*. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 2006. **25**(2): p. 137-147.
36. Kennedy, J.A., O. Israel, A. Frenkel, R. Bar-Shalom, and H. Azhari, *Improved Image Fusion in PET/CT Using Hybrid Image Reconstruction and Super-Resolution*. International Journal of Biomedical Imaging, 2007. **2007**.
37. Chang, G., T. Pan, F. Qiao, J.W. Clark, Jr., and O.R. Mawlawi, *Comparison between two super-resolution implementations in PET imaging*. Med Phys, 2009. **36**(4): p. 1370-83.
38. Irani, M. and S. Peleg, *Motion Analysis for Image Enhancement: Resolution, Occlusion, and Transparency*. Journal of Visual Communication and Image Representation, 1993. **4**(4): p. 324-335.
39. Acciavatti, R.J. and A.D.A. Maidment. *Investigating the potential for super-resolution in digital breast tomosynthesis*. 2011.
40. Acciavatti, R.J. and A.D. Maidment, *Observation of super-resolution in digital breast tomosynthesis*. Med Phys, 2012. **39**(12): p. 7518-39.

41. Acciavatti, R. and A.A. Maidment, *Proposing an Acquisition Geometry That Optimizes Super-Resolution in Digital Breast Tomosynthesis*, in *Breast Imaging*, A.A. Maidment, P. Bakic, and S. Gavenonis, Editors. 2012, Springer Berlin Heidelberg. p. 386-393.
42. Acciavatti, R., S. Mein, and A.A. Maidment, *Investigating Oblique Reconstructions with Super-Resolution in Digital Breast Tomosynthesis*, in *Breast Imaging*, A.A. Maidment, P. Bakic, and S. Gavenonis, Editors. 2012, Springer Berlin Heidelberg. p. 737-744.
43. Robinson, M.D., S. Farsiu, J.Y. Lo, P. Milanfar, and C.A. Toth. *Efficient Registration of Aliased X-Ray Images*. in *Signals, Systems and Computers, 2007. ACSSC 2007. Conference Record of the Forty-First Asilomar Conference on*. 2007.
44. Robinson, M.D., S. Farsiu, J.Y. Lo, and C.A. Toth. *Efficient restoration and enhancement of super-resolved X-ray images*. in *Image Processing, 2008. ICIP 2008. 15th IEEE International Conference on*. 2008.
45. Robinson, M.D., C.A. Toth, J.Y. Lo, and S. Farsiu, *Efficient Fourier-Wavelet Super-Resolution*. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 2010. **19**(10): p. 2669-2681.
46. Kantharak, S., T.H. Chalidabhongse, and J. Prueksadee. *A comparative study of motion estimations and super resolutions on digital breast tomosynthesis projection images*. in *Computer Science and Engineering Conference (ICSEC), 2014 International*. 2014.
47. Bay, H., A. Ess, T. Tuytelaars, and L.V. Gool, *Speeded-Up Robust Features (SURF)*. *Comput. Vis. Image Underst.*, 2008. **110**(3): p. 346-359.
48. Lowe, D., *Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints*. *International Journal of Computer Vision*, 2004. **60**(2): p. 91-110.
49. Kantharak, S., T. Chalidabhongse, and J. Prueksadee, *A Synthesis of 2D Mammographic Image Using Super-Resolution Technique: A Phantom Study*, in *Information Science and Applications*, K.J. Kim, Editor. 2015, Springer Berlin Heidelberg. p. 295-302.
50. Irani, M. and S. Peleg, *Improving resolution by image registration*. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*, 1991. **53**(3): p. 231-239.

51. *Mammographic Accreditation Phantom Gammex 156 User's Guide*. [online]; Available from: <http://www.gammex.com/n-portfolio/productpage.asp?id=299&category=Mammography&name=Mammographic+Accreditation+Phantom%2C+Gammex+156>.
52. Wang, Z., A.C. Bovik, H.R. Sheikh, and E.P. Simoncelli, *Image quality assessment: from error visibility to structural similarity*. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 2004. **13**(4): p. 600-612.
53. Cohen, J., *A coefficient of agreement for nominal scales*. *Educational and Psychological Measurement*, 1960. **20**: p. 37-46.
54. Wrixon, A.D., *New ICRP recommendations*. *Journal of Radiological Protection*, 2008. **28**(2): p. 161.
55. Xin, L. and M.T. Orchard, *New edge-directed interpolation*. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 2001. **10**(10): p. 1521-1527.
56. Yang, J., J. Wright, T. Huang, and Y. Ma, *Image Super-Resolution Via Sparse Representation*. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 2010. **19**(11): p. 2861-2873.



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก

หน่วยวัดปริมาณรังสีที่ได้รับ

เมื่อรังสีเกิดปฏิกิริยาต่อร่างกายจะถ่ายเทพลังงานให้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย ซึ่งปริมาณรังสีที่ร่างกายได้รับสามารถแสดงได้ในหลายรูปแบบขึ้นอยู่กับประเภทของรังสีและผลของรังสีต่ออวัยวะหรือเนื้อเยื่อแต่ละชนิด

ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน (Absorbed Dose)

ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน คือ ปริมาณพลังงานรังสีต่อน้ำหนักที่อวัยวะหรือเนื้อเยื่อของร่างกายดูดกลืนไว้ มีหน่วยเป็นเกรย์ (Gray; Gy) โดยปริมาณรังสี 1 เกรย์เทียบเท่ากับพลังงานของรังสี 1 จูล (Joule) ที่อวัยวะหรือเนื้อเยื่อของร่างกายน้ำหนัก 1 กิโลกรัมดูดกลืนเอาไว้ หน่วยเก่าของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนไว้แต่ยังคงใช้อยู่ คือ แรต (Rad)

1 Gy	เท่ากับ	1 J/Kg
1 Gy	เท่ากับ	100 rad

ปริมาณรังสีสมมูล (Equivalent dose)

เป็นปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนที่คำนึงถึงผลทางชีววิทยาของรังสีแต่ละชนิด เนื่องจากการได้รับรังสีแต่ละชนิดในปริมาณรังสีเท่ากันผลของรังสีต่อร่างกายต่างกัน มีหน่วยเป็นซีเวิร์ต (Sievert; Sv) มีหน่วยเก่า คือ เรม (Rem)

1 Sv	เท่ากับ	100 rem
------	---------	---------

ปริมาณรังสีสมมูลเป็นผลคูณของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนกับค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดรังสี (Radiation weighting factor; W_R) ซึ่งเป็นค่าเฉพาะของรังสีแต่ละชนิด ดังตารางที่ ก-1

ปริมาณรังสียังผล (Effective dose)

เป็นผลรวมของปริมาณรังสีสมมูลในแต่ละอวัยวะที่รังสีผ่าน มีหน่วยเป็นซีเวิร์ตเช่นเดียวกับรังสีสมมูล คำนึงถึงความไวของอวัยวะหรือเนื้อเยื่อต่อรังสี ซึ่งเกิดความเสียหายไม่เท่ากันแม้จะดูดกลืนรังสีในปริมาณที่เท่ากัน

ปริมาณรังสียังผลหาได้จากผลคูณของปริมาณรังสีสมมูลกับค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดเนื้อเยื่อ (Tissue weighting factor; W_T) ซึ่งเป็นค่าเฉพาะของอวัยวะแต่ละชนิด ดัง

ตารางที่ ก-1 ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของรังสี กำหนดโดย ICRP publication 103 [54]

ชนิดของรังสีและพลังงาน	ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของรังสี (Radiation weighting factor; W_R)
รังสีแกมมา รังสีเอ็กซ์	1
อิเล็กตรอน โฟสตรอน	1
นิวตรอน ที่มีพลังงาน (E)	
<1 MeV	$2.5 + 18.2e^{-[\ln E]^2/6}$
1 MeV ถึง 50 MeV	$5 + 17e^{-[\ln 2E]^2/6}$
>50 MeV	$2.5 + 3.25e^{-[\ln 0.04E]^2/6}$
รังสีอัลฟา	20
โปรตอน	2

ตารางที่ ก-2 ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของเนื้อเยื่อ กำหนดโดย ICRP publication 103 [54]

เนื้อเยื่อหรืออวัยวะ	ค่าถ่วงน้ำหนักตามชนิดของอวัยวะ (Tissue weighting factor; W_T)
ไขกระดูก ลำไส้ ปอด กระเพาะ เต้านม และอวัยวะส่วนอื่น ๆ*	0.12
อวัยวะสืบพันธุ์	0.08
กระเพาะปัสสาวะ หลอดอาหาร ตับ ต่อมไทรอยด์	0.04
ผิวหนัง ไขกระดูก ต่อมไทรอยด์ สมอ	0.01

*อวัยวะส่วนอื่น ๆ ได้แก่ ต่อมหมวกไต ถุงน้ำดี หัวใจ ไต ต่อมไทรอยด์ เชื้อบุช่องปาก ตับอ่อน ต่อมลูกหมาก ลำไส้เล็ก ม้าม มดลูก

ภาคผนวก ข

แบบประเมิน Phantom Passing Score

แบบประเมินนี้เป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์ในหัวข้อ “การสังเคราะห์ภาพรังสีเต้านม 2 มิติ จากภาพโปรเจกชันที่ได้จากระบบถ่ายภาพเต้านม 3 มิติของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม” ภาพแมมโมแกรมนี้สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชัน (Tomosynthesis Projection) โดยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง (Super-Resolution) ซึ่งต่างจากโปรแกรม C-view ที่สังเคราะห์มาจากภาพตัดขวาง (Tomosynthesis Reconstruction) โดยใช้เทคนิค Maximum Intensity Projection (MIP)

วิธีการประเมิน

วิธีการนับและให้คะแนน สามารถทำได้โดยการนับจำนวนวัตถุที่ปรากฏในภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม โดยเริ่มนับจากวัตถุที่มีขนาดใหญ่ที่สุดไปหาวัตถุที่มีขนาดเล็กที่สุดที่ปรากฏบนภาพถ่ายรังสี ให้คะแนน 1, 0.5 และ 0 โดยหยุดนับเมื่อให้คะแนน 0.5 หรือ 0 ในกรณีที่เห็นสิ่งแปลกปลอม (artifact) ที่มีลักษณะคล้ายเนื้อเยื่อไฟบรัส, หินปูนขนาดเล็ก หรือก้อนเนื้อ ให้ทำการลบออกจากคะแนนที่ให้ วิธีการนับและให้คะแนนวัตถุจำลองแต่ละชนิดสรุปได้ ดังนี้

วิธีการนับเนื้อเยื่อไฟบรัส (Fiber)

นับจำนวนเส้นใยที่ละเอียดที่สุดในภาพถ่ายรังสีจากขนาดใหญ่ที่สุดไปเล็กที่สุดให้คะแนน 1 เมื่อเห็นเส้นใยครบและในตำแหน่งที่ถูกต้อง, 0.5 เมื่อเห็นเส้นใยบางส่วนเกินกว่าครึ่งหนึ่งและในตำแหน่งที่ถูกต้อง และ 0 เมื่อเห็นเส้นใยน้อยกว่าครึ่งหนึ่งหรือไม่เห็นเลย

วิธีการนับกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก (Microcalcification)

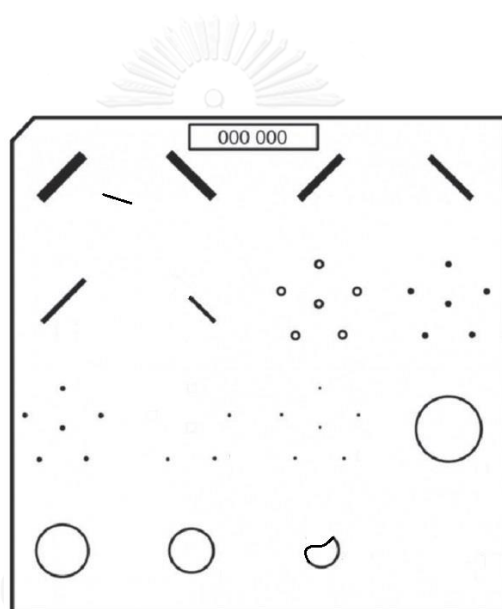
ให้ขยายภาพ 2.5 เท่าในการนับจำนวน นับหินปูนที่ละกลุ่มจากขนาดใหญ่ที่สุดไปหาเล็กที่สุด และให้คะแนน 1 เมื่อเห็นหินปูนในกลุ่มตั้งแต่ 4 อันขึ้นไป และอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง, 0.5 เมื่อเห็นหินปูนในกลุ่ม 2-3 อัน และให้ 0 เมื่อเห็นหินปูนในกลุ่มน้อยกว่า 2 อัน

วิธีการนับก้อนเนื้อ (Mass)

นับจำนวนก้อนเนื้อที่เห็นในภาพถ่ายรังสีจากขนาดใหญ่ที่สุดไปหาเล็กที่สุด ให้คะแนน 1 เมื่อเห็นเป็นก้อนกลมชัดเจนหรือมีขนาดมากกว่า 3 ใน 4 ของเส้นรอบรูปและในตำแหน่งที่ถูกต้อง, 0.5 เมื่อขนาดเส้นรอบรูปน้อยกว่า 3 ใน 4 และ 0 เมื่อไม่เห็นก้อนเนื้อ

ตัวอย่างการประเมิน Phantom Passing Score

ตัวอย่างการนับและให้คะแนนภาพถ่ายรังสีของหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมแสดงดังรูป จะเห็นได้ว่าคะแนนของวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึส คือ 5.5 เนื่องจากวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึสเส้นสุดท้ายเห็นไม่ครบ แต่ได้คะแนน 5 เนื่องจากมีสิ่งแปลกปลอมคล้ายวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึสเกิดขึ้นระหว่างวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึสเส้นที่ 1 และ 2 จึงลบออก 0.5 ถ้าหากเห็นสิ่งแปลกปลอมยาวเท่ากับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรึสจริงให้ลบออกด้วย 1 สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กเริ่มนับตั้งแต่กลุ่มใหญ่ที่สุด จนถึงกลุ่มที่ 4 เห็นเพียงบางส่วน จึงให้คะแนน 0.5 แล้วจึงหยุดนับ คะแนนของวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็กจึงเป็น 3.5 แม้ว่าจะเห็นกลุ่มที่ 5 ครบก็ตาม ส่วนวัตถุจำลองก้อนเนื้อได้คะแนน 3.5 เนื่องจาก วัตถุจำลองก้อนเนื้อก้อนที่ 4 เห็นน้อยกว่า 3 ใน 4 ของเส้นรอบวง



ตัวอย่างการให้คะแนนภาพถ่ายรังสีหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านม 5 สำหรับเนื้อเยื่อไพบรึส, 3.5 สำหรับกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก และ 3.5 สำหรับก้อนเนื้อ

ข้อมูลผู้ประเมิน

ตำแหน่ง รังสีแพทย์ นักรังสีการแพทย์
 ประสบการณ์ปี

ผลการประเมิน

รูปที่ 1

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

.....

รูปที่ 2

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

.....

รูปที่ 3

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

.....

รูปที่ 4

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

.....

รูปที่ 5

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

รูปที่ 6

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

รูปที่ 7

	score
Fiber	
Microcalcification	
mass	

ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

.....



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ค

ผลการประเมิน Phantom Passing Score

ตารางที่ ค-1 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริง

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลอง เนื้อเยื่อไฟบรัส	วัตถุจำลองกลุ่ม หินปูนขนาดเล็ก	วัตถุจำลอง ก้อนเนื้อ
1	5	4	3.5
2	5	4	4
3	5	4	3.5
4	5	4	4
5	5	4	4
6	5	4	4
7	5	4	4
8	5.5	4	4
9	5	3.5	4
10	5	4	4
11	5	4	4
12	5.5	4	4
13	5	4	4
14	4.5	3	4
15	5.5	3	4

ตารางที่ ค-2 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพด้วยวิธี Iterative Back Projection (IBP)

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไขมัน	วัตถุจำลองกลุ่มท่อน้ำนมขนาดเล็ก	วัตถุจำลองก้อนเนื้อ
1	5	2.5	3
2	5	3.5	3
3	5	3.5	3.5
4	5	3	3
5	5	2.5	3
6	5	3	3
7	4.5	2.5	3.5
8	5	3	3
9	5	2.5	3
10	5	2.5	4
11	5	2	3
12	4.5	2.5	3.5
13	5	3	3.5
14	4.5	2.5	3
15	4.5	1.5	3

ตารางที่ ค-3 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ด้วยวิธี Iterative Back Projection (IBP)

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลอง เนื้อเยื่อไขมัน	วัตถุจำลองกลุ่ม หินปูนขนาดเล็ก	วัตถุจำลอง ก้อนเนื้อ
1	1	1.5	2
2	4.5	2.5	3
3	2	1.5	2.5
4	1	2	3
5	1	1	1.5
6	1	1	2
7	2.5	1	2
8	1	1	2.5
9	1	1.5	2
10	2	2	2.5
11	2	1	3
12	1.5	1.5	2.5
13	1	1.5	2.5
14	3	1	2.5
15	1	1	3

ตารางที่ ค-4 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไขมัน	วัตถุจำลองกลุ่มท่อน้ำนมขนาดเล็ก	วัตถุจำลองก้อนเนื้อ
1	4.5	2	2.5
2	4	1.5	3
3	5	2.5	3
4	5	3	3
5	4.5	2.5	3
6	5	3	3
7	4.5	2.5	3.5
8	5	3	3
9	4.5	2.5	3.5
10	5	2.5	3.5
11	5	2	3
12	5	2.5	3
13	4.5	2.5	3
14	5	1.5	2.5
15	4.5	2	4

ตารางที่ ค-5 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไขมัน	วัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก	วัตถุจำลองก้อนเนื้อ
1	0.5	1	1.5
2	1	1.5	3
3	1.5	1.5	2
4	1	2.5	3
5	1	1.5	3.5
6	2	1	2
7	1.5	1.5	2
8	1	1	2.5
9	1	1	2.5
10	2	1	2.5
11	2	1	2
12	1.5	1.5	2.5
13	1.5	1.5	2.5
14	1	1	2
15	3	1	2.5

ตารางที่ ค-6 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพด้วยวิธี Sparse Representation

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไขมัน	วัตถุจำลองกลุ่มท่อน้ำนมขนาดเล็ก	วัตถุจำลองก้อนเนื้อ
1	5	3	3
2	5	2.5	3
3	5	2.5	3
4	4	3	3
5	5	3	3
6	5	3	3
7	5	2.5	3.5
8	5	3	3
9	4.5	2.5	3
10	5	2.5	4
11	5	2	3
12	5	2.5	3.5
13	5	2.5	3
14	4.5	1.5	2.5
15	4.5	2	2

ตารางที่ ค-7 ผลการประเมิน Phantom Passing Score ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียว ด้วยวิธี Sparse Representation

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score		
	วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไขมัน	วัตถุจำลองกลุ่มท่อน้ำนมขนาดเล็ก	วัตถุจำลองก้อนเนื้อ
1	1	1	1.5
2	2	1.5	3
3	1	1.5	2
4	1	2	2
5	1	1.5	2
6	1	2	2
7	2	1	2.5
8	1	1	2.5
9	2	1	2.5
10	1	1	2.5
11	2	1	2.5
12	2	1	2
13	1	1	2.5
14	1	1.5	2.5
15	1.5	1	2

ภาคผนวก ง

การเปรียบเทียบการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมด้วยวิธีที่นำเสนอกับวิธีอื่นๆ

นอกจากการเปรียบเทียบคุณภาพของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง โดยใช้วิธี Iterative Back Projection (IBP) ที่ใช้ภาพนำเข้าแตกต่างกัน ได้แก่ ภาพนำเข้าที่เป็นภาพโปรเจคชันที่ 0° เพียงภาพเดียวกับภาพนำเข้าที่เป็นภาพรวมข้อมูลทั้ง 15 ภาพโปรเจคชัน ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ยังได้เปรียบเทียบคุณภาพของภาพแมมโมแกรมที่สร้างขึ้นโดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งด้วยวิธีอื่นๆ ซึ่งเป็นวิธีการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งจากภาพความละเอียดต่ำหนึ่งภาพ โดยใช้ภาพนำเข้าที่เป็นภาพความละเอียดต่ำที่ได้จากการรวมข้อมูลภาพโปรเจคชันทั้ง 15 ภาพ

โดยเปรียบเทียบคุณภาพของภาพแมมโมแกรมที่สร้างขึ้นทั้งในเชิงปริมาณและเชิงจิตวิสัย ตลอดจนเวลาที่ใช้ในการสังเคราะห์ภาพ ตั้งแต่ขั้นตอนการ Registration และ Fusion ไปจนถึงขั้นตอนการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่ง โดยวิธีที่นำมาเปรียบเทียบ ได้แก่ Iterative Back Projection (IBP) [50], New Edge-Directed Interpolation (NEDI) [55] และ Sparse Representation [56] โดยชุดข้อมูลภาพที่นำมาใช้ในการเปรียบเทียบเป็นข้อมูลภาพชุดที่ 3 ซึ่งผลการทดลองแสดงได้ดังต่อไปนี้

ตารางที่ ง-1 เวลาเฉลี่ย (วินาที) ที่ใช้ในการประมวลผลภาพแต่ละขั้นตอนของการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมโดยใช้ภาพนำเข้าเป็นภาพที่รวมข้อมูลจากทั้ง 15 ภาพโปรเจคชัน โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่แตกต่างกัน

ขั้นตอน	เวลาที่ใช้ในการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรมวิธีต่าง (วินาที)		
	IBP	NEDI	Sparse Representation
การ Registration และการ Fusion	20.67	18.14	18.14
การสร้างภาพ SR	4.34	1471.26	18788.82
เวลารวม (วินาที)	25.01	1489.40	18806.96

ตารางที่ ง-2 เปรียบเทียบค่า Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) และ Mean Structure Similarity (MSSIM) ของภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชัน 15 ภาพ โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่แตกต่างกัน

การประเมินเชิงปริมาณ	วิธีการสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม		
	IBP	NEDI	Sparse Representation
PSNR	20.9006	20.8185	20.6405
MSSIM	0.5235	0.5185	0.4979

ตารางที่ ง-3 เปรียบเทียบผลประเมิน Phantom Passing Score ระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายภาพจริง, ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจกชันทั้ง 15 ภาพ โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งที่แตกต่างกัน

วัตถุจำลอง	Phantom Passing Score			
	ภาพแมมโมแกรมจริง	วิธีสังเคราะห์ภาพแมมโมแกรม		
		IBP	NEDI	Sparse Representation
เนื้อเยื่อไพบรัส	5	5	5	5
กลุ่มหินปูนขนาดเล็ก	4	2.5	2.5	2.5
ก้อนเนื้อ	4	3	3	3

จากตารางที่ ง-1, ตารางที่ ง-2 และตารางที่ ง-3 จะเห็นได้ว่าการประเมินคุณภาพเชิงจิตวิสัยสามารถเห็นจำนวนวัตถุจำลองในหุ่นจำลองเนื้อเยื่อเต้านมได้เท่ากันทั้ง 3 วิธี ซึ่งจำนวนที่เห็นน้อยกว่าภาพแมมโมแกรมจริง สำหรับการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณ ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์ด้วยวิธี Iterative Back Projection ซึ่งเป็นวิธีที่นำเสนอมีค่า PSNR และ MSSIM ที่สูงอีกทั้งเวลาในการประมวลผลภาพยังเร็วกว่าหลายเท่า

ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยเทคนิคการสร้างภาพทั้ง 3 วิธีแสดงได้ดังต่อไปนี้



(ก)



(ข)

รูปที่ ๑-1 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงอิงวิธี Iterative Back Projection (IBP)



(ก)

รูปที่ ๖-2 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชั่น 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งวิธี New Edge-Detected Interpolation (NEDI)



(ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 4-3 ภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์จากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ ด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยั้งวิธี Sparse Representation

ภาคผนวก จ

การประเมินความสอดคล้องกัน (Reliability)

การวัดความสอดคล้องเป็นการวัดค่าความเที่ยงของผู้ประเมินหรือเครื่องมือวัดในการประเมินสิ่งๆเดียวกัน เพื่อพิจารณาว่าสิ่งที่ประเมินที่เป็นสิ่งเดียวกันนั้น ทำการประเมินโดยผู้ประเมินหลายคนหรือเครื่องมือวัดหลายชนิดกัน ให้ผลการวัดสอดคล้องกันหรือไม่

ค่าสถิติ Kappa หรือ Cohen's Kappa [53] ใช้สำหรับประเมินความสอดคล้องกันระหว่างผู้ประเมิน 2 คน หรือระหว่างเครื่องมือวัด 2 ชนิด โดยข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์ต้องเป็นจำนวนนับ

จากการเก็บข้อมูลในการประเมิน Phantom Passing Score ของผู้ทำการประเมินทั้งหมด 15 คน ได้ทำการประเมินเปรียบเทียบภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สร้างขึ้นด้วยเทคนิคการสร้างภาพความละเอียดสูงยิ่งวิธีต่างๆ โดยแบ่งออกเป็น การคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส, วัตถุจำลองกลุ่มทึบขนาดเล็ก และวัตถุจำลองก้อนเนื้อ

ผลการประเมินค่าสถิติ Kappa ของภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นโดยใช้วิธี Iterative Back Projection (IBP), New Edge-Directed Interpolation และ Sparse Representation แสดงดังตารางที่ จ-1

ตารางที่ จ-1 ผลการประเมินความสอดคล้องระหว่างภาพแมมโมแกรมที่ได้จากการถ่ายจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นจากภาพโปรเจคชัน 15 ภาพ โดยใช้ Iterative Back Projection (IBP), New Edge-Directed Interpolation และ Sparse Representation

การประเมินความสอดคล้อง	ค่าสถิติ Kappa		
	IBP	NEDI	Sparse Representation
วัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส	0.3258	-0.2195	0.1668
วัตถุจำลองกลุ่มทึบขนาดเล็ก	-0.0465	-0.0274	-0.0465
วัตถุจำลองก้อนเนื้อ	0.0441	-0.0193	-0.0096

1. การคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส

ตารางที่ จ-2 ผลการประเมิน Phantom Passing Score สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส
เปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น

ผู้ ประเมิน	Phantom Passing Score			
	ภาพแมมโมแกรม จริง	ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์		
		IBP	NEDI	Sparse Representation
1	5	5	4.5	5
2	5	5	4	5
3	5	5	5	5
4	5	5	5	4
5	5	5	4.5	5
6	5	5	5	5
7	5	4.5	4.5	5
8	5.5	5	5	5
9	5	5	4.5	4.5
10	5	5	5	5
11	5	5	5	5
12	5.5	4.5	5	5
13	5	5	4.5	5
14	4.5	4.5	5	4.5
15	5	4.5	4.5	4.5

สามารถแจกแจงข้อมูลและคำนวณค่าสถิติ Kappa ดังนี้

ตารางที่ จ-3 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรุษระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Iterative Back projection (IBP)

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์			
		4.5	5	5.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4.5	1	0	0	1
	5	2	10	0	12
	5.5	1	1	0	2
	รวม	4	11	0	15

สามารถคำนวณหาค่าสถิติ Kappa ได้ดังนี้

$$P_o = \frac{1 + 10}{15} = 0.7333$$

$$P_e = \left[\left(\frac{4}{15} \right) * \left(\frac{1}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{11}{15} \right) * \left(\frac{12}{15} \right) \right] = 0.6044$$

$$K = \frac{(0.7333 - 0.6044)}{(1 - 0.6044)} = 0.3258$$

ตารางที่ จ-4 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไพบรุษระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์				
		4	4.5	5	5.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	0	0	0	0	0
	4.5	0	0	1	0	1
	5	1	6	5	0	12
	5.5	0	0	2	0	2
	รวม	1	6	8	0	15

สามารถคำนวณหาค่าสถิติ Kappa ได้ดังนี้

$$P_o = \frac{5}{15} = 0.3333$$

$$P_e = \left[\left(\frac{6}{15} \right) * \left(\frac{1}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{8}{15} \right) * \left(\frac{12}{15} \right) \right] = 0.4533$$

$$K = \frac{(0.3333 - 0.4533)}{(1 - 0.4533)} = -0.2195$$

ตารางที่ จ-5 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองเนื้อเยื่อไฟบรัส ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Sparse Representation

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์				
		4	4.5	5	5.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	0	0	0	0	0
	4.5	0	1	0	0	1
	5	1	2	9	0	12
	5.5	0	0	2	0	2
	รวม	1	3	11	0	15

สามารถคำนวณหาค่าสถิติ Kappa ได้ดังนี้

$$P_o = \frac{10}{15} = 0.6667$$

$$P_e = \left[\left(\frac{3}{15} \right) * \left(\frac{1}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{11}{15} \right) * \left(\frac{12}{15} \right) \right] = 0.6$$

$$K = \frac{(0.6667 - 0.6)}{(1 - 0.6)} = 0.1668$$

2. การคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก

ตารางที่ จ-6 ผลการประเมิน Phantom Passing Score สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาดเล็ก
เปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น

ผู้ ประเมิน	Phantom Passing Score			
	ภาพแมมโมแกรม จริง	ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์		
		IBP	NEDI	Sparse Representation
1	4	2.5	2	3
2	4	3.5	1.5	2.5
3	4	3.5	2.5	2.5
4	4	3	3	3
5	4	2.5	2.5	3
6	4	3	3	3
7	4	2.5	2.5	2.5
8	4	3	3	3
9	3.5	2.5	2.5	2.5
10	4	2.5	2.5	2.5
11	4	2	2	2
12	4	2.5	2.5	2.5
13	4	3	2.5	2.5
14	3	2.5	1.5	1.5
15	3	1.5	2	2

สามารถแจกแจงข้อมูลและคำนวณค่าสถิติ Kappa ดังนี้

ตารางที่ จ-7 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาด เล็กระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Iterative Back projection (IBP)

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์						
		4	3.5	3	2.5	2	1.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	0	2	4	5	1	0	12
	3.5	0	0	0	1	0	0	1
	3	0	0	0	1	0	1	2
	2.5	0	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0	0
	1.5	0	0	0	0	0	0	0
	รวม	0	2	4	7	1	1	15

สามารถคำนวณหาค่าสถิติ Kappa ได้ ดังนี้

$$P_o = \frac{0}{15} = 0$$

$$P_e = \left[\left(\frac{2}{15} \right) * \left(\frac{1}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{4}{15} \right) * \left(\frac{2}{15} \right) \right] = 0.0444$$

$$K = \frac{(0 - 0.0444)}{(1 - 0.0444)} = -0.0465$$

ตารางที่ จ-8 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาด เล็ก ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์						
		4	3.5	3	2.5	2	1.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	0	0	3	6	2	1	12
	3.5	0	0	0	1	0	0	1
	3	0	0	0	0	1	1	2
	2.5	0	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0	0
	1.5	0	0	0	0	0	0	0
	รวม	0	0	3	7	3	2	15

สามารถคำนวณหาค่าสถิติ Kappa ได้ ดังนี้

$$P_o = \frac{0}{15} = 0$$

$$P_e = \left[\left(\frac{3}{15} \right) * \left(\frac{2}{15} \right) \right] = 0.0267$$

$$K = \frac{(0 - 0.0267)}{(1 - 0.0267)} = -0.0274$$

ตารางที่ จ-9 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองกลุ่มหินปูนขนาด เล็ก ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Sparse Representation

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์						
		4	3.5	3	2.5	2	1.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	0	0	5	6	1	0	12
	3.5	0	0	0	1	0	0	1
	3	0	0	0	0	1	1	2
	2.5	0	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0	0
	1.5	0	0	0	0	0	0	0
	รวม	0	0	5	7	2	1	15

สามารถคำนวณหาค่าสถิติ Kappa ได้ ดังนี้

$$P_o = \frac{0}{15} = 0$$

$$P_e = \left[\left(\frac{5}{15} \right) * \left(\frac{2}{15} \right) \right] = 0.0444$$

$$K = \frac{(0 - 0.0444)}{(1 - 0.0444)} = -0.0465$$

3. การคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ

ตารางที่ จ-10 ผลการประเมิน Phantom Passing Score สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อเปรียบเทียบระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงกับภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้น

ผู้ประเมิน	Phantom Passing Score			
	ภาพแมมโมแกรมจริง	ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์		
		IBP	NEDI	Sparse Representation
1	3.5	3	2.5	3
2	4	3	3	3
3	3.5	3.5	3	3
4	4	3	3	3
5	4	3	3	3
6	4	3	3	3
7	4	3.5	3.5	3.5
8	4	3	3	3
9	4	3	3.5	3
10	4	4	3.5	4
11	4	3	3	3
12	4	3.5	3	3.5
13	4	3.5	3	3
14	4	3	2.5	2.5
15	4	3	4	2

สามารถแจกแจงข้อมูลและคำนวณค่าสถิติ Kappa ดังนี้

ตารางที่ จ-11 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Iterative Back projection (IBP)

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์				
		4	3.5	3	2.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	1	3	9	0	13
	3.5	0	1	1	0	2
	3	0	0	0	0	0
	2.5	0	0	0	0	0
	รวม	1	4	10	0	15

สามารถคำนวณค่าสถิติ Kappa ได้ ดังนี้

$$P_o = \frac{1 + 1}{15} = 0.1333$$

$$P_e = \left[\left(\frac{1}{15} \right) * \left(\frac{13}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{4}{15} \right) * \left(\frac{2}{15} \right) \right] = 0.0933$$

$$K = \frac{(0.1333 - 0.0933)}{(1 - 0.0933)} = 0.0441$$

ตารางที่ จ-12 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี New Edge-Directed Interpolation (NEDI)

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์				
		4	3.5	3	2.5	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	1	3	8	1	13
	3.5	0	0	1	1	2
	3	0	0	0	0	0
	2.5	0	0	0	0	0
	รวม	1	3	9	2	15

สามารถคำนวณค่าสถิติ Kappa ได้ ดังนี้

$$P_o = \frac{1}{15} = 0.0667$$

$$P_e = \left[\left(\frac{1}{15} \right) * \left(\frac{13}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{3}{15} \right) * \left(\frac{2}{15} \right) \right] = 0.0844$$

$$K = \frac{(0.0667 - 0.0844)}{(1 - 0.0844)} = -0.0193$$

ตารางที่ จ-13 ตารางแจกแจงข้อมูลเพื่อคำนวณค่าสถิติ Kappa สำหรับวัตถุจำลองก้อนเนื้อ
ระหว่างภาพแมมโมแกรมจริงและภาพแมมโมแกรมที่สังเคราะห์ขึ้นด้วยวิธี Sparse
Representation

		ภาพแมมโมแกรมสังเคราะห์					
		4	3.5	3	2.5	2	รวม
ภาพแมมโมแกรมจริง	4	1	2	8	1	1	13
	3.5	0	0	2	0	0	2
	3	0	0	0	0	0	0
	2.5	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
	รวม	1	2	10	1	1	15

สามารถคำนวณค่าสถิติ Kappa ได้ ดังนี้

$$P_o = \frac{1}{15} = 0.0667$$

$$P_e = \left[\left(\frac{1}{15} \right) * \left(\frac{13}{15} \right) \right] + \left[\left(\frac{2}{15} \right) * \left(\frac{2}{15} \right) \right] = 0.0756$$

$$K = \frac{(0.0667 - 0.0756)}{(1 - 0.0756)} = -0.0096$$



ภาคผนวก จ

ผลงานตีพิมพ์ที่เป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์นี้

1. Kantharak, S., T.H. Chalidabhongse, and J. Prueksadee. *A comparative study of motion estimations and super resolutions on digital breast tomosynthesis projection images*. in *Computer Science and Engineering Conference (ICSEC), 2014 International*. 2014.
2. Kantharak, S., T. Chalidabhongse, and J. Prueksadee, *A Synthesis of 2D Mammographic Image Using Super- Resolution Technique: A Phantom Study*, in *Information Science and Applications*, K.J. Kim, Editor. 2015, Springer Berlin Heidelberg. p. 295-302.
3. Kantharak, S., T.H. Chalidabhongse, and J. Prueksadee. *Dose Reduction in Breast Imaging: A Phantom Study*. in *International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE 2015)*. 2015. Penang, Malaysia.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวสุรางคณา กันธารักษ์ เกิดวันที่ 12 ธันวาคม 2528 ที่จังหวัดเชียงใหม่ จบการศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาที่โรงเรียนปรินส์รอยแยลส์วิทยาลัย จังหวัดเชียงใหม่ ในปีการศึกษา 2546 และจบการศึกษาระดับปริญญาตรี วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เมื่อปีการศึกษา 2550

