



รายงานสหกิจศึกษาฉบับสมบูรณ์

การประเมินหาระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ

อัตโนมัติ

Automated determination of axis of rotation off-center shift of CT

Scan

นางสาวพิชญ์สินี ยูน

ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2562

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการสหกิจศึกษา	การประเมินหาระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติ
ชื่อ-สกุล นักศึกษา	นางสาวพิชญ์สินี ยูน รหัสนักศึกษา 59010961
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์
ภาควิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ชื่อ-สกุล อาจารย์นิเทศ	ดร.ตรีสุคนธ์ ตรีบุพชาติสกุล
ชื่อ-สกุล ผู้นิเทศงาน	ดร.เสาวภาคย์ ธงวิจิตรมณี นางสาวชาลินี ธนทรัพย์สมบัติ
สถานประกอบการ	สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ

บทคัดย่อ

ในรายงานฉบับนี้ได้นำเสนอ การประเมินหาระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติ โดยใช้ Modulation Transfer Function (MTF) ในการวัดความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ และนำมาประเมินหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่สูงที่สุดแบบอัตโนมัติ เพื่อนำไปชดเชยตำแหน่งของอุปกรณ์ในการถ่ายภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่เลื่อนออกจากแนวเดียวกัน ณ ตำแหน่งกึ่งกลาง ซึ่งการศึกษานี้พัฒนาบนโปรแกรม MATLAB รุ่น R2017a โดยใช้เครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0, ชุด TurntableCT และหุ่นจำลอง SedentexCT IQ กับ QRM Cone-beam ในการถ่ายภาพและคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวางด้วยวิธี Convolution filtered back-projection แบบ Fan-beamจากการพัฒนาโปรแกรม แสดงให้เห็นว่าโปรแกรมให้ผลที่ถูกต้องและเที่ยงตรงกว่า เมื่อใช้การประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ Edge Spread Function จาก SedentexCT IQ Phantom โดยค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาสามารถนำไปสร้างภาพที่มีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพได้ดีกว่าภาพที่สร้างจากค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ได้จากการสอบเทียบมาตรฐานเชิงเรขาคณิต (Geometry calibration) และความสามารถใกล้เคียงกับภาพสร้างจากค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ได้จากการสอบเทียบมาตรฐานเชิงเรขาคณิตและผ่านการปรับจูน

Cooperative Title	Automated determination of axis of rotation off-center shift of CT Scan
Student Intern name	Ms. Pitsinee Yuen Student ID 59010961
Faculty	Engineering
Department	Biomedical engineering
Adviser name	Dr. Treesukon Treebupachatsakul
Mentor name	Dr. Saowapak S. Thongvigitmanee Ms. Chalinee Thanasupsombat
Company	National Science and Technology Development Agency

ABSTRACT

This thesis represents an automated determination of axis of rotation off-center shift of CT Scan by using Modulation Transfer Function (MTF) for measuring spatial resolution and automatically evaluating the axis of rotation off-center shift. This method gives the greatest MTF and corrects the mechanical misalignment of CT scan. This study is developed using Matlab version R2017a with DentiiScan version 2.0, TurntableCT scanner, SedentexCT IQ phantom and QRM Cone-beam phantom. The data are reconstructed by Convolution filtered back-projection algorithm for a Fan-beam geometry. The result shows that the program works more accurately and precisely when finding MTF with Edge Spread Function method and SedentexCT IQ Phantom. The images reconstructed by the axis of rotation off-center shift from this program exhibit better spatial resolution than those from Geometry calibration and close to those from Geometry calibration and adjustment.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างดี โดยความช่วยเหลือจาก ดร.เสาวภาคย์ ธงวิจิตรมณีและนางสาวชาลี รัตนทรัพย์สมบัติ ซึ่งเป็นผู้นิเทศงาน รวมถึงพี่ๆทุกคนในทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์ สวทช. และ ดร.ตรีสุคนธ์ ตรีบุพชาติสกุล ซึ่งเป็นอาจารย์นิเทศ ที่ให้ความช่วยเหลือ ตลอดจนให้ความรู้เรื่องต่างๆตลอดการทำสหกิจศึกษาในครั้งนี้ ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากทุกท่านและขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของข้าพเจ้าที่เป็นกำลังใจ และให้การสนับสนุนในทุกๆ เรื่อง ทำให้ข้าพเจ้าสามารถทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดีคุณค่าและประโยชน์อันพึงมาจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

นางสาวพิชญ์สินี ยูณ

สารบัญ

บทคัดย่อ.....	I
ABSTRACT.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูป.....	VIII
บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ.....	2
1.4 ลำดับขั้นตอนการดำเนินงาน.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
แนวคิด ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computerized Tomography).....	4
2.1.1 หลักการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	4
2.1.2 องค์ประกอบของการได้มาของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	4
2.1.3 เทคนิคการเก็บข้อมูลโปรไฟล์.....	6
2.1.4 การคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี.....	7
2.1.6 ระยะเวลาเลื่อนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	9
2.2 คุณภาพของภาพที่ใช้ในงานวิจัย.....	10
2.2.1 ความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution).....	10
2.2.2 ฟังก์ชันความเปรียบต่าง (Modulation Transfer Function : MTF).....	13
2.2.3 ความสามารถในการแยกแยะโทนสี (contrast resolution).....	15
2.4 วิธีการหา MTF ด้วยเทคนิค slanted-edge.....	16
วิธีดำเนินการวิจัย.....	18
3.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย.....	18
3.1.1 เครื่อง DentiiScan.....	18
3.1.2 เครื่อง Turntable CT.....	20
3.1.3 หุ่นจำลอง (Phantom).....	20
3.2 การประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function.....	22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและ IV ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 การสร้างภาพตัดขวาง	22
3.2.2 การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Point Spread Function	23
3.2.3 การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Edge Spread Function.....	26
3.3 การประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ.....	31
ผลการวิจัยและอภิปรายผล	34
4.1 การทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function	34
4.1.1 การเปรียบเทียบผลกับค่า Modulation Transfer Function ที่คำนวณได้จากภาพ Linepair และโปรแกรมจากที่มีวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์.....	34
4.1.2 การทดสอบโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function เมื่อเปลี่ยนระยะเลื่อนของแกนหมุน	38
4.2 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function	41
4.2.1 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 ...	41
4.2.2 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 3 ...	46
4.2.3 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับภาพตัดขวางชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom.....	51
4.3 การทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ	55
4.4 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ	57
4.4.1 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 ...	57
4.4.2 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 3 ...	58
4.4.3 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมเมื่อปรับเปลี่ยนตำแหน่งการวางวัตถุ.....	60
4.4.4 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมถ่ายด้วยความละเอียด 0.1 mm/pixel.....	63
สรุปผลการพัฒนาและข้อเสนอแนะ	67
5.1 สรุปผลการทดสอบ.....	67
5.2 ปัญหาที่พบ	68
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	68
เอกสารอ้างอิง	69

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 ลำดับขั้นตอนการทำงาน.....	2
3.1 แสดงคุณสมบัติของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0.....	19
3.2 แสดงคุณสมบัติของเครื่อง Turntable CT.....	20
3.3 แสดงพารามิเตอร์ที่ต้องกำหนดในการสร้างภาพของโปรแกรม.....	22
4.1 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1.....	34
4.2 แสดงค่า MTF ที่คำนวณได้จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX=-1.76.....	36
4.3 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76.....	39
4.4 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76.....	40
4.5 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	41
4.6 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	44
4.7 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	45
4.8 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	46
4.9 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	49
4.10 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	50
4.11 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5.....	54
4.12 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง Turntable CT.....	63

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและ/หรือต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



สารบัญรูป

ตารางที่	หน้า
2.1 ลักษณะรูปทรงลำรังสีเอกซ์ (A)รูปตัด (B)รูปกรวย.....	5
2.2 แสดงลักษณะของจุดภาพหรือจุดที่เล็กที่สุดรวมตัวกันเป็นภาพ เพื่อใช้ในการสร้างภาพ สองมิติ(A) และลักษณะของปริมาตรที่เล็กที่สุดที่รวมตัวกันเป็นภาพ เพื่อใช้ในการสร้างภาพ สามมิติ(B).....	5
2.3 ระนาบร่างกาย(A) และภาพตัดขวางทั้ง 3 ระนาบ(B).....	6
2.4 การเก็บข้อมูลโพรไฟล์.....	7
2.5 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประมวลผลแบบรูปทรงเรขาคณิต 3 มิติ(a) อธิบายด้วย โคออร์ดิเนต (X, Y, Z) โดย (x, y, z) สำหรับส่วนการประมวลผลภาพและ (x', y', z') สำหรับส่วนภาพโทโมกราฟี.....	9
2.6 แสดงวิธีการหมุนของจุดศูนย์กลางมวล.....	10
2.7 เปรียบเทียบภาพที่มี Spatial resolution ต่ำ(A) และ Spatial resolution สูง(B).....	10
2.8 ภาพอินพุตและกราฟ PSF ของภาพจุดที่ไม่เบลอ(a) และภาพจุดที่เบลอ(b).....	11
2.9 วิธีการถ่ายภาพ LSF จะใช้แผ่นโลหะกันรังสีทำเป็นร่องเส้นยาวเพื่อจำกัดรังสีให้ฉายไปในรูปลิ้น (a) หรือใช้แผ่นโลหะมาถ่ายเป็นภาพตัดขวาง(b) และเก็บโพรไฟล์ในทิศตั้งฉากกับเส้น(c) จะได้ กราฟ LSF(d)	12
2.10 ภาพอินพุต(a)และกราฟ ESF(b).....	12
2.11 A. อินพุตในรูปสัญญาณไซน์ที่ความถี่ 3 ความถี่(ซ้าย) และสัญญาณเมื่อผ่านระบบสร้างภาพ (ขวา) พบว่าสัญญาณมีความถี่เดียวกันแต่แอมพลิจูดลดลง และพบว่าเมื่อความถี่ของอินพุต สูงขึ้น แอมพลิจูดยิ่งลดน้อยลง ซึ่งส่งผลต่อรายละเอียดภาพด้วย B. เปรียบเทียบการลดลง ของแอมพลิจูดจาก A. ในรูปความถี่กับความถี่ของสัญญาณไซน์.....	14
2.12 เปรียบเทียบภาพที่มี contrast resolution ต่ำ(A) และ contrast resolution สูง(B).....	15
2.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของมุมของขอบบนวัตถุและค่า MTF ที่ 50%.....	16
2.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของอัตราส่วนของโทนสีและค่า MTF ที่ 50% เมื่อไม่มี noise บนภาพ (A) และมี noise บนภาพ(B).....	17
3.1 เครื่อง DentiiScan.....	18
3.2 ภาพที่เครื่อง DentiiScan สร้าง.....	19
3.3 หุ่นจำลองและภาพตัดขวางของ PSF (ซ้าย), LSF (กลาง), Spatial resolution (ขวา).....	21
3.4 หุ่นจำลองและภาพตัดขวางของ QRM Cone-beam Phantom ชั้น MTF Edge (ซ้าย) และ Spatial resolution (ขวา).....	21
3.5 ลำดับขั้นตอนการทำงานของการทำงานของการหา MTF แบบ Point Spread Function.....	23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา VIII ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6	ภาพ PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ออฟโหลด(ซ้าย) และหลังตัดขอบ ภาพ(ขวา).....	24
3.7	กราฟ PSF ก่อน interpolation(วงกลม) และหลัง interpolation(จุด).....	24
3.8	กราฟ PSF ก่อน Curve fitting (จุด) และหลัง Curve fitting (เส้น).....	25
3.9	กราฟ MTF.....	25
3.10	ลำดับขั้นตอนการทำงาน ของการหา MTF แบบ Edge Spread Function (ESF).....	26
3.11	ภาพ ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ออฟโหลด(ซ้าย) และหลังตัดขอบ ภาพ(ขวา).....	27
3.12	ขอบของวัตถุบนภาพที่แสดง.....	27
3.13	ภาพหลังหาตำแหน่งของขอบของวัตถุบนภาพ แทนเส้นที่ยาวที่สุดด้วยเส้นสีฟ้า.....	28
3.14	ภาพก่อนหมุนภาพ พบว่าขอบวัตถุเป็นแนวอนน(ซ้าย) และหลังหมุนภาพ(ขวา).....	28
3.15	ภาพหลังจัดเรียงขอบของวัตถุบนภาพใหม่.....	28
3.16	กราฟ ESF.....	29
3.17	กราฟ LSF.....	29
3.18	กราฟก่อน(จุด) และหลัง Curve fitting และ Normalize(เส้น).....	30
3.19	กราฟ MTF.....	30
3.20	ลำดับขั้นตอนการทำงานของการหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุด แบบอัตโนมัติ.....	31
4.1	Linepair insert ของ SedentexCT IQ phantom.....	35
4.2	วาดเส้นเพื่อสร้างกราฟค่าความเข้มสี.....	35
4.3	กราฟค่าความเข้มสีของภาพ Linepair.....	35
4.4	เปรียบเทียบค่า MTF จาก PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จาก โปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1.....	37
4.5	เปรียบเทียบค่า MTF จาก ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จาก โปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1.....	37
4.6	กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76.....	38
4.7	กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76.....	39

4.8	ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดบนภาพ.....	40
4.9	ภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76 ตามลำดับ.....	41
4.10	เปรียบเทียบค่า MTF จาก PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	42
4.11	เปรียบเทียบค่า MTF จาก ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	43
4.12	กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	44
4.13	กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	45
4.14	ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดบนภาพ.....	46
4.15	เปรียบเทียบค่า MTF จาก PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	47
4.16	เปรียบเทียบค่า MTF จาก ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	48
4.17	กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	49
4.18	กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	50

4.19 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ	51
4.20 เปรียบเทียบค่า MTF ชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom (เส้น) กับค่า MTF จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom (จุด).....	52
4.21 กราฟ ESF ที่เกิดความแปรปรวน.....	52
4.22 กราฟก่อน(จุด) และหลัง Curve fitting และ Normalize(เส้น) ที่เกิดความแปรปรวน.....	53
4.23 เปรียบเทียบค่า MTF ชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom (เส้น) กับค่า MTF จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom (จุด) เมื่อทำการแก้ไขปัญหา noise ที่เกิดขึ้น.....	53
4.24 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5.....	54
4.25 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ.....	55
4.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1.....	56
4.27 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -1.76(A) และ -1.96(B) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ.....	56
4.28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2.....	57
4.29 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.07(A), 0.43(B) และ 0.33(C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ.....	58
4.30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3.....	59
4.31 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.85(A), -0.5(B) และ -0.55(C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ.....	59
4.32 ภาพถ่ายรังสีของ ESF insert ของ SedentexCT IQ phantom กรณีอยู่ที่จุดกึ่งกลางของลำรังสี(A), กรณีเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm(B), กรณีเลื่อนขึ้นทางแกน Z(C) และกรณีเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm กับเลื่อนขึ้นทางแกน Z(D).....	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา XI ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.33	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 เมื่อเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm.....	61
4.34	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 เมื่อเลื่อนขึ้นทางแกน Z.....	61
4.35	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 เมื่อเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cmและเลื่อนขึ้นทางแกน Z.....	62
4.36	ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.07(A), 0.43(B), 0.53(C) และ 0.63(D) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดบนภาพ.....	62
4.37	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของชุด Turntable CT ที่ความละเอียด 0.1 mm/pixel.....	64
4.38	ภาพจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 12(A), 11(B) และ 11.3(C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ.....	64
4.39	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของชุด Turntable CT ที่ความละเอียด 0.25 mm/pixel.....	65
4.40	ภาพจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 6(A), 5.5(B) และ 5.7(C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ.....	66

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ปัจจุบันการตรวจวินิจฉัยโรคด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT Scan หรือ Computed Tomography Scan) เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากภาพที่ได้เป็นภาพตัดขวางสามมิติซึ่งทำให้สามารถเห็นรายละเอียดภายในของอวัยวะได้โดยไม่มีการซ้อนทับกัน โดยแพทย์จะฉายรังสีเอกซ์ผ่านร่างกายบริเวณที่ต้องการตรวจในหลายๆมุม แล้วใช้คอมพิวเตอร์คำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวาง เพื่อประกอบการวินิจฉัยใช้ในทางการแพทย์ต่อไป ซึ่งในทางทฤษฎี การคำนวณสร้างภาพตัดขวางของการถ่ายภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะคำนวณด้วยระบบอวกาศมิติ กล่าวคือแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์, แนวแกนหมุนของระบบ และตัววัดรังสีเอกซ์อยู่ในแนวเดียวกัน ณ ตำแหน่งกึ่งกลาง แต่ในทางปฏิบัติการจัดการอุปกรณ์ทั้งหมดให้อยู่ในแนวเดียวกัน ณ ตำแหน่งกึ่งกลางเป็นไปได้ยาก จึงใช้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน (Axis of rotation off-center shift) มาคำนวณชดเชยตำแหน่งของอุปกรณ์ที่เลื่อนแทน โดยสามารถหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนได้จากการสอบเทียบมาตรฐานเชิงเรขาคณิต (Geometry calibration) แต่อย่างไรก็ตามค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ได้ อาจไม่แม่นยำพอ ส่งผลให้ภาพตัดขวางที่ได้มีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution) ลดลงจากที่ควรเป็น

ด้วยเหตุนี้ผู้จัดทำจึงทำการหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนโดยใช้ Modulation Transfer Function (MTF) ซึ่งเป็นการวัดรายละเอียดของภาพวิธีหนึ่ง โดยนำข้อมูลภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มาคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวางด้วยวิธี Convolution filtered back-projection แบบ Fan-beam ด้วยค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่แตกต่างกันเพื่อพิจารณาว่าภาพตัดขวางที่สร้างด้วยค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนค่าใดที่ให้ค่า MTF ที่ดีที่สุดซึ่งก็คือภาพที่มีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพสูงสุด โดยกระบวนการข้างต้นทั้งหมดจะทำงานแบบอัตโนมัติ

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาวิธีการวัดความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพโดยใช้ Modulation Transfer Function (MTF)
2. เพื่อพัฒนาโปรแกรมสำหรับประเมินหาค่าระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติโดยพิจารณาจากค่า MTF

1.3 ขอบเขตของโครงการงาน

1. ศึกษาวิธีการวัดความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพตัดขวางโดยใช้ MTF ในแพนทอมแบบต่าง ๆ
2. ศึกษาความเป็นไปได้ในการนำค่า MTF มาใช้ประเมินหาค่าระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
3. นำผลการศึกษาที่ได้มาใช้ในการประเมินหาค่าระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติ

1.4 ลำดับขั้นตอนการดำเนินงาน

ตารางที่ 1.1 ลำดับขั้นตอนการดำเนินงาน

หัวข้อ	มิ.ย.				ก.ค.				ส.ค.				ก.ย.				ต.ค.				พ.ย.			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1. ศึกษาข้อมูล	↕																							
2. เขียนโปรแกรมหา MTF แบบ Point Spread Function			↕																					
3. ตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมหา MTF แบบ Point Spread Function และแก้ไขปรับปรุง				↕																				
4. เขียนโปรแกรมหา MTF แบบ Edge Spread Function								↕																
5. ตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมหา MTF แบบ Edge Spread Function และแก้ไขปรับปรุง												↕												
6. ตรวจสอบความแม่นยำของโปรแกรมหา MTF และแก้ไขปรับปรุง																↕								
7. เขียนโปรแกรมหา Axis of rotation off-center shift																				↕				
8. ทดสอบความแม่นยำและความถูกต้องของโปรแกรมหา Axis of rotation off-center shift																								↕
9. สรุปและอภิปรายผล																								↕

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. โปรแกรมประเมินหาค่าระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติ
ที่ให้ผลแม่นยำและสามารถนำมาใช้งานได้จริง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาแล3ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

แนวคิด ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computerized Tomography)

เป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับตรวจดูอวัยวะส่วนที่เป็นปัญหาภายในร่างกายโดยการใช้อนุรังสีเอกซ์ถ่ายภาพบริเวณที่ต้องการตรวจในมุมที่แตกต่างกันออกมาเป็นชุด (series) แล้วใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการประมวลผลภาพเหล่านั้นเข้าด้วยกันให้เป็นภาพตัดขวาง (Tomography) หรือภาพสามมิติของอวัยวะภายในและโครงสร้างของร่างกายเพื่อให้แพทย์หรือนักรังสีวิทยาใช้วินิจฉัยอาการ [1]

2.1.1 หลักการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำงานโดยใช้หลักการส่งรังสีเอกซ์จากหลอดเอกซเรย์ (X-ray tube) ไปยังตัววัดรังสี (Detector) ที่อยู่ตรงข้ามโดยจะติดบนแกนหมุนที่จะหมุนรอบผ่านอวัยวะที่ต้องการตรวจ 360 องศาแล้วใช้ตัววัดรังสีตรวจจับปริมาณรังสีที่ผ่านตัวผู้ป่วยออกมา ซึ่งจะได้เป็นภาพที่ถ่ายจากมุมต่างๆ รอบผู้ป่วย จากนั้นนำไปประมวลผล (Reconstruction) ด้วยวิธีต่างๆ เพื่อให้ได้เป็นภาพตัดขวางหรือภาพสามมิติ

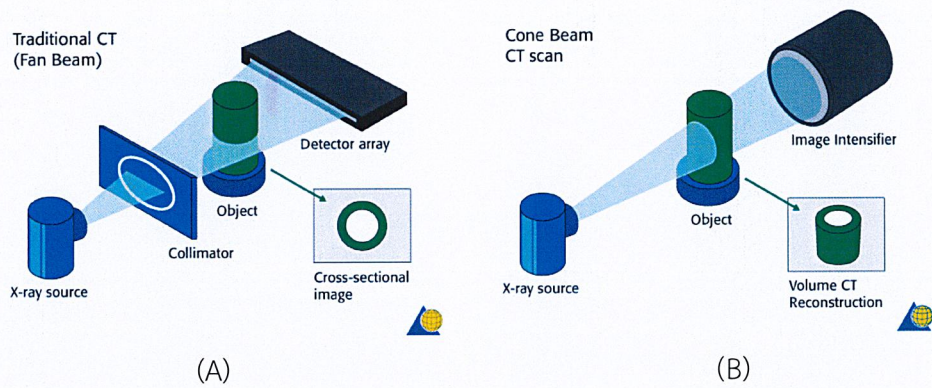
2.1.2 องค์ประกอบของการได้มาของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

1. แหล่งกำเนิดรังสี (x-ray generation)

1.1. เครื่องกำเนิดรังสี (x-ray generator) รังสีเอกซ์เกิดจากการหน่วงอิเล็กตรอนด้วยทังสเตน ทำให้อิเล็กตรอนคายพลังงานจลน์ (kinetic energy) และเปลี่ยนรูปไปเป็นพลังงานใหม่อีก 2 รูป คือ ความร้อน (มากกว่า 99%) และรังสีเอกซ์ (น้อยกว่า 1%) หรือเกิดจากการที่อิเล็กตรอนกระโดดจากวงเว็วรอบนิวเคลียสของอะตอมหนึ่งที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปสู่วงอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะคายพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์ โดยแหล่งกำเนิดรังสีจะยิงรังสีขณะหมุนรอบอวัยวะ ทำให้ได้ข้อมูลดิบเป็นชุดภาพ โดยสามารถจำแนกตามลักษณะรูปทรงลำรังสีได้เป็น 2 ชนิด คือ

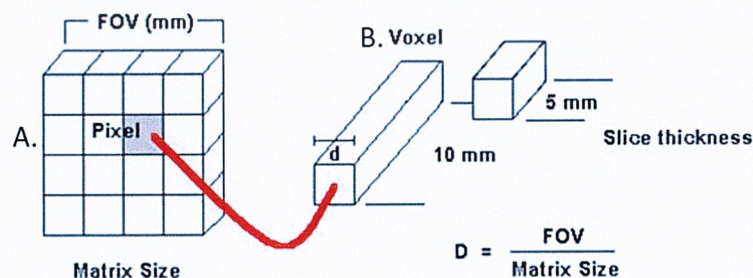
1.1.1. ลำรังสีรูปพัด (Fan beam) ลำรังสีเอกซ์ออกจากแหล่งกำเนิดรังสีในรูปทรงพัดไปที่ตัววัดรังสี

1.1.2. ลำรังสีรูปกรวย (Cone beam) ลำรังสีเอกซ์ออกจากแหล่งกำเนิดรังสีในรูปทรงกรวยไปที่ตัววัดรังสี ซึ่งจะครอบคลุมบริเวณได้มากในการหมุนครั้งเดียว [2]



รูปที่ 2.1 ลักษณะรูปทรงลำรังสีเอกซ์ (A)รูปพัด (B)รูปกรวย [3]

- 1.2. ปริมาตรการกวาดสัญญาณ (Scan volume) ปริมาตรการกวาดสัญญาณหรือขอบเขตของบริเวณที่มองเห็น (field of view) ต้องกำหนดให้ครอบคลุมบริเวณที่ต้องการทั้งหมด ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับขนาดและรูปร่างของตัวตรวจจับ รูปทรงลำรังสี และความสามารถในการทำให้แหล่งกำเนิดรังสียิงรังสีตรงไปที่ตัวตรวจจับ
- 1.3. ปัจจัยการกวาดสัญญาณ (Scan factors) การปรับตั้งความเร็วในการถ่ายหรือที่เรียกว่า frame rate มีหน่วยเป็นจำนวนภาพต่อวินาที
2. ระบบรับภาพ (Image detection system) ระบบรับภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบ่งออกเป็น 2 กลุ่มตามชนิดของตัวตรวจจับ คือ ระบบ image intensifier tube หรือ charge-coupled device combination และอีกระบบที่นิยมในปัจจุบันคือ ระบบ flat-panel imager ระบบรับภาพจะทำหน้าที่ตรวจจับปริมาณรังสีและเปลี่ยนเป็นข้อมูลอิเล็กทรอนิกส์ส่งไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์
- 2.1. ขนาดที่เล็กที่สุดที่รวมตัวกันเป็นภาพ ในการบันทึกภาพ ภาพหนึ่งภาพประกอบด้วยหลายๆหน่วยประกอบกัน 1 หน่วย (unit) หรือ 1 จุดภาพ (pixel) 1 หน่วยของวัตถุสามมิติ เรียกว่า วอกเซล (voxel) ขนาดของจุดภาพยิ่งเล็กลงเท่าไร คุณภาพของภาพยิ่งมีความละเอียดมากขึ้นตามลำดับ



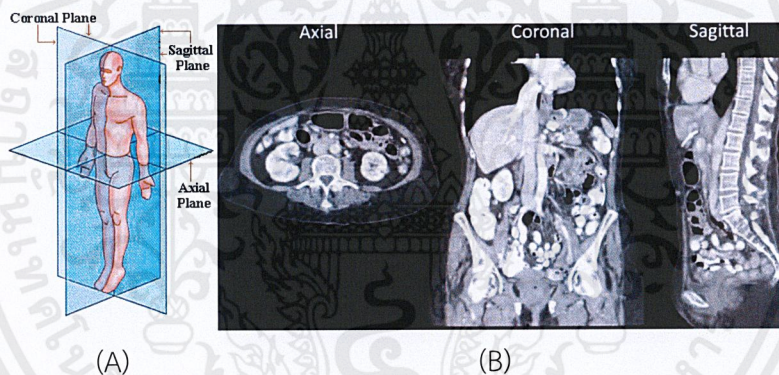
รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะของจุดภาพหรือจุดที่เล็กที่สุดรวมตัวกันเป็นภาพ เพื่อใช้ในการสร้างภาพสองมิติ(A) และลักษณะของปริมาตรที่เล็กที่สุดที่รวมตัวกันเป็นภาพ เพื่อใช้ในการสร้างภาพสามมิติ(B)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2. ความหนาแน่นของวัตถุ (Density) เนื้อเยื่อหรืออวัยวะต่างๆของร่างกายแต่ละชนิดมีความหนาแน่น (Tissue density) ที่แตกต่างกัน หากความหนาแน่นมาก รังสีเอกซ์ก็สามารถทะลุไปยังตัววัตถุรังสีได้น้อย หากความหนาแน่นน้อย รังสีเอกซ์ก็สามารถทะลุไปยังตัววัตถุรังสีได้มาก โดยจะแสดงในรูปแบบระดับความเข้มสีเทา (Grayscale) หากตัววัตถุรังสีตรวจพบรังสีมาก ความเข้มของสีเทาก็จะเข้มมากเช่นกัน

3. การสร้างภาพ (Image reconstruction) เป็นกระบวนการเปลี่ยนแปลงข้อมูลจากภาพถ่ายรังสีให้เป็นข้อมูลแบบปริมาตรหรือภาพตัดขวาง ระยะเวลาขึ้นกับขนาดของหน่วยย่อยภาพ ขนาดของบริเวณที่ต้องการถ่ายภาพ จำนวนของการฉายภาพ ความเร็วการประมวลผล ปริมาณข้อมูลที่ประมวลผลพร้อมกันในช่วงเวลาหนึ่งของเครื่องคอมพิวเตอร์ และคำสั่งที่สร้าง

4. การแสดงภาพ (Image display) ข้อมูลที่ได้จะแสดงให้เห็นบนจอภาพเป็นภาพใน 3 ระนาบตามความหนาที่กำหนดไว้ได้แก่ ระนาบตามแกน (Axial plane) ระนาบแบ่งซ้ายขวา (Sagittal plane) และระนาบแบ่งหน้าหลัง (Coronal plane) [4]



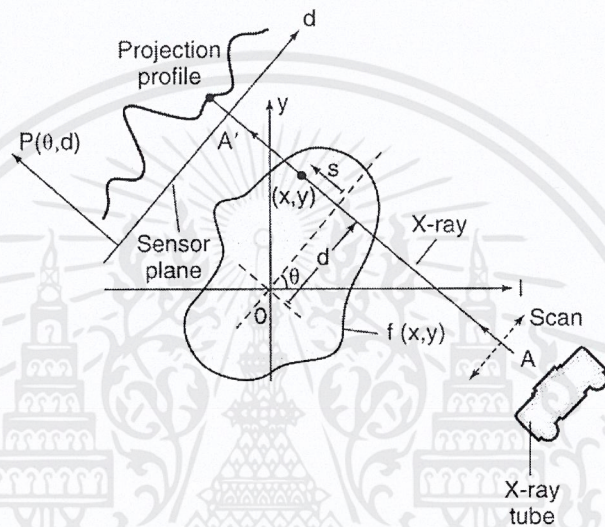
รูปที่ 2.3 ระนาบร่างกาย(A) และภาพตัดขวางทั้ง 3 ระนาบ(B)

2.1.3 เทคนิคการเก็บข้อมูลโพรไฟล์

การเก็บข้อมูลโพรไฟล์ (Profile data) หรือข้อมูลโปรเจกชัน (Projection data) คือให้รังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านวัตถุในแนวราบตกกระทบตัววัตถุรังสีในด้านตรงข้าม และตัววัตถุรังสีจะทำการเก็บข้อมูลปริมาณความเข้มรังสีเพื่อนำไปคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี วิธีการสแกนนี้สามารถออกแบบเป็น 2 แบบคือ

1. ให้วัตถุเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรงหรือหมุนตัดลำรังสี
2. ให้ตัววัตถุรังสีเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรงหรือหมุน ไปพร้อมกับแหล่งกำเนิดรังสีโดยวัตถุที่ต้องการตรวจสอบจะอยู่กับที่

การเคลื่อนที่ของวัตถุหรือตัววัตถุและแหล่งกำเนิดรังสีที่ละจุดนี้เรียกว่า การสแกน ระยะทางที่ได้จากการเคลื่อนที่แต่ละจุด จะเท่ากับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของช่องรับรังสีของตัววัตถุนั้น ข้อมูลแต่ละจุดเรียกว่า เรย์ซัม (Raysum) สำหรับการสแกนด้วยลำรังสีรูปพัด เมื่อสิ้นสุดการสแกน 1 ครั้งจะได้ข้อมูลหลายเรย์ซัมมา 1 แถว ซึ่งเรียกว่าข้อมูลโพรไฟล์ หรือข้อมูลโปรเจกชัน และหมุนไปเป็นมุมเล็กๆทีละองศาหรือมากกว่า สแกนจนได้ข้อมูลโพรไฟล์ครบ 180 องศา แต่การสแกนด้วยลำรังสีรูปกรวย จะได้ข้อมูลโพรไฟล์ทั้งในแถวแนวตั้งและแถวแนวนอน (2 มิติ)



รูปที่ 2.4 การเก็บข้อมูลโพรไฟล์

2.1.4 การคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี

ในการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟีนั้นมีหลากหลายวิธี ต่างกันที่ที่มาของข้อมูลโพรไฟล์ที่นำมาคำนวณว่ามาจากการสแกนด้วยลำรังสีชนิดใด ข้อมูลโพรไฟล์ทั้งหมดจะถูกนำไปคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี โดยนำมาวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ขั้นสูงซึ่งมีหลากหลายวิธีได้แก่ วิธีแบคโปรเจกชัน (Back-projection) วิธีอิทเทอเรชัน (Iteration) และวิธีคอนโวลูชันฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน (Convolution filtered back-projection) เป็นต้น โดยงานวิจัยนี้ใช้วิธีคอนโวลูชันฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน ซึ่งเป็นการสร้างภาพคล้ายการสร้างภาพแบบแบคโปรเจกชัน แต่จะทำการกรองข้อมูลโพรไฟล์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ก่อนทำการแบคโปรเจกชัน จะสามารถแก้ปัญหาภาพเบลอหรือมีเส้นสีขาวในภาพได้

หลักการสร้างภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะศึกษาจากลำรังสีแบบขนาน ซึ่งเป็นลำรังสีพื้นฐาน โดยหลักการคือการหาสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) ของตัวกลางที่รังสีเคลื่อนที่ผ่าน ซึ่งสามารถหาได้จากกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ (Lambert-Beer law) ดังสมการที่ (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

- เมื่อ I คือ ความเข้มของรังสีเมื่อผ่านตัวกลาง
 I_0 คือ ความเข้มของรังสีก่อนผ่านตัวกลาง
 μ คือ สัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) ของรังสีเอกซ์
 e คือ ค่าคงตัวยูเลอร์ (Euler's constant) มีค่าเท่ากับ 2.781
 x คือ ความหนาของตัวกลาง

จากสมการจะเห็นได้ว่า เมื่อ μ มีค่าสูง ตัวกลางนั้นจะสามารถดูดกลืนรังสีเอกซ์ไว้ได้มากและรังสีเอกซ์สามารถทะลุผ่านออกมาได้น้อย โดยค่า μ จะขึ้นอยู่กับค่าพลังงานของเอกซเรย์และเลขอะตอมซึ่งแปรผันตรงตามค่า μ [5]

ร่างกายของมนุษย์ประกอบด้วยเนื้อเยื่อหลายชนิด เมื่อรังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อเหล่านี้ จึงต้องพิจารณาเนื้อเยื่อต่าง ๆ ของมนุษย์ออกเป็นชั้นเล็ก ๆ ตามเส้นทางที่รังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่าน รังสีเอกซ์ลำขนานออกจากแหล่งกำเนิดรังสีผ่านวัตถุถึงตัววัดรังสีด้วยระยะทาง s โดยสมมติให้ตัวกลางชนิดเดียวกันมีค่า μ เท่ากัน แต่เนื้อเยื่อที่ใกล้เคียงกันไม่จำเป็นต้องมีค่า μ เท่ากัน ดังนั้นจากกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ สามารถแก้ไขเป็น

$$I = I_0 e^{-\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) ds} \quad (2)$$

เมื่อ $f(x,y)$ คือสัมประสิทธิ์การลดทอนของรังสีเอกซ์ต่อวัตถุ ณ ตำแหน่งต่างๆ บนระนาบ (x,y) และจากสมการที่ (2) สามารถจัดรูปสมการใหม่ได้เป็น

$$P(\theta, X) = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) ds \quad (3)$$

โดย $P(\theta, X)$ คือข้อมูลโพรไฟล์ที่มุมใดๆซึ่งข้อมูลแต่ละจุดบนแนวแกน X ของวัตถุที่เกิดจากการที่รังสีตัดผ่าน แล้วจึงนำข้อมูลโพรไฟล์ที่ได้มาประยุกต์กับทฤษฎีของการแปลงฟูเรียร์ (Fourier Transform) และการคอนโวลูชัน (convolution) จากสมการที่ (3) เขียนรูปสมการใหม่ได้เป็นสมการที่ (4)

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} P'(\theta, X) \cdot H(X - X') dX' d\theta \quad (4)$$

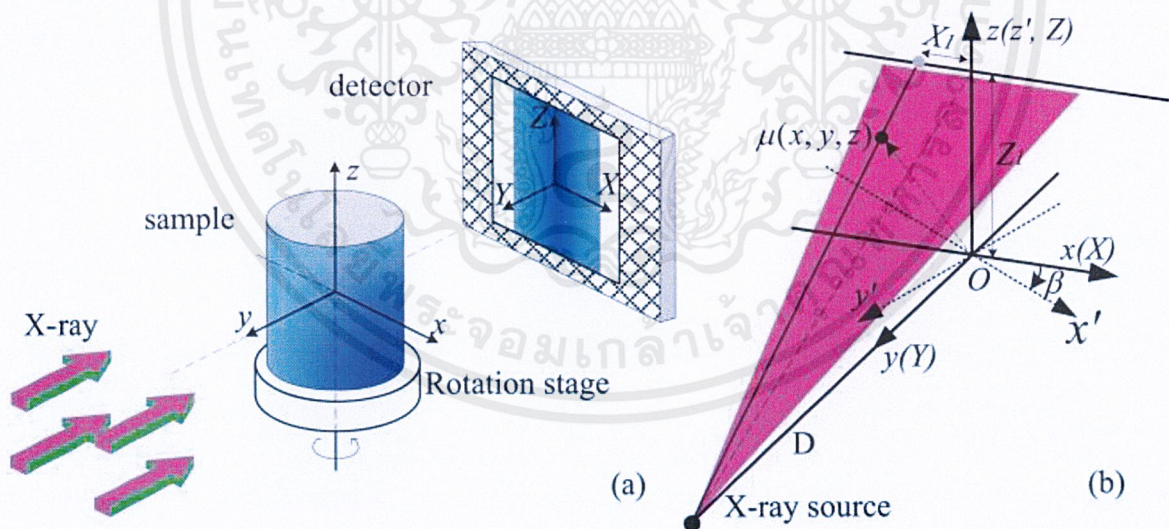
โดยฟังก์ชัน $H(X)$ คือฟิลเตอร์ (filter function) ในที่นี้ใช้ฟังก์ชัน Shepp&Logan ดังสมการที่ (5)

$$H(X) = 2/[\pi^2 d(1 - 4X^2)] \quad (5)$$

เมื่อ d คือระยะห่างระหว่างเรย์ซัม และ X คือเลขจำนวนเต็ม [6]

2.1.6 ระยะเลื่อนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

จากการสร้างภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ข้างต้น เมื่อรังสีเอกซ์พุ่งออกจากแหล่งกำเนิดรังสีแล้วทะลุผ่านวัตถุไปยังตัววัดรังสี หากลำรังสีเป็นรูปพัด ตัววัดรังสีจะสามารถตรวจวัดปริมาณรังสีได้เป็นข้อมูลโปรไฟล์ 1 มิติ และหากเป็นรูปกรวย ตัววัดรังสีจะสามารถตรวจวัดปริมาณรังสีได้เป็นข้อมูลโปรไฟล์ 2 มิติ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก็จะประมวลผลออกมาแบบรูปทรงเรขาคณิต 3 มิติดังรูปที่ 2.5

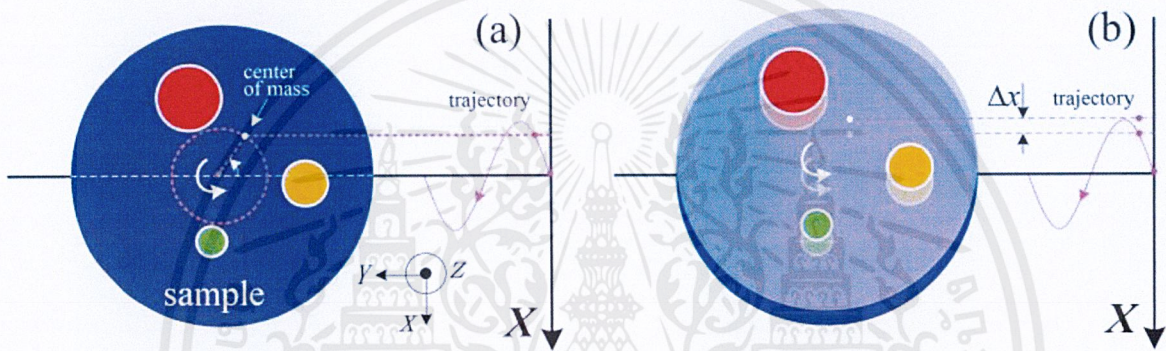


รูปที่ 2.5 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประมวลผลแบบรูปทรงเรขาคณิต 3 มิติ(a) อธิบายด้วยโคออร์ดิเนต (X, Y, Z) โดย (x, y, z) สำหรับส่วนการประมวลผลภาพและ (x', y', z') สำหรับส่วนภาพโทโมกราฟี

สำหรับการสแกนของลำรังสีรูปพัด สามารถมองเป็นการสแกนของรูปแบบกรวยที่ทำมุมเล็กๆได้ ทำให้แนวตั้งจะไม่ผลกระทบใดต่อวิธีนี้ ซึ่งหากแหล่งกำเนิดรังสี วัตถุ และตัววัดรังสีไม่ได้อยู่ในแนวเดียวกัน ณ จุดกึ่งกลาง จะทำให้ภาพที่ได้เบลอลหรือรายละเอียดบนภาพทับซ้อนกันเกิดขึ้น ซึ่งทำให้ได้ข้อมูลที่ผิดพลาด เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือข้อมูลบางส่วนสูญหายไป ความผิดพลาดจากระยะเลื่อนที่ส่งผลต่อภาพที่ได้คือระยะเลื่อนแนวตั้ง (shift on axis Z : shiftZ) และระยะเลื่อนในแกนหมุน (shift on axis X : shiftX) แต่เนื่องจากในงานวิจัยนี้ ศึกษาเฉพาะการคำนวณสร้างภาพตัดขวางแบบลำรังสีรูปพัด ในการพิจารณาจึงละผลของระยะเลื่อนแนวตั้งออกไป และเน้นเฉพาะส่วนของระยะเลื่อนในแกนหมุนเป็นหลัก

ความเป็นจริงแล้วในการหมุน 1 ครั้ง หากไม่เกิดความคลาดเคลื่อนแล้ว จุดศูนย์กลางมวลจะมีวิถีการหมุนเป็นรูปคลื่นไซน์ดังรูปที่ 2.6(a) แต่เมื่อเกิดระยะเลื่อนในแกนหมุน จะทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนที่วิถีการหมุนของจุดศูนย์กลางมวล รวมถึงทำให้ภาพเบลอลดด้วย ดังรูปที่ 2.6(b) การแก้ไขเมื่อเกิดความคลาดเคลื่อนในแกนหมุนคือการชดเชยด้วยค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนเข้าไปในทุกองศาของการสแกน [7]

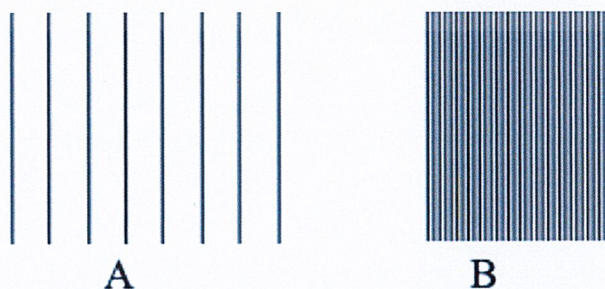


รูปที่ 2.6 แสดงวิถีการหมุนของจุดศูนย์กลางมวล

2.2 คุณภาพของภาพที่ใช้ในงานวิจัย

2.2.1 ความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution)

ความคมชัด ระดับความเบลอ หรือความละเอียดของภาพ ซึ่งสามารถแยกแยะรายละเอียดจุดหรือวัตถุเล็กๆ สองจุดแยกออกจากกัน ดังรูปที่ 2.7 ซึ่งการบันทึกภาพด้วยรังสี หากใช้รังสีที่มีความเข้มสูง ก็จะทำให้ภาพมีความสามารถดังกล่าวสูงขึ้นด้วย

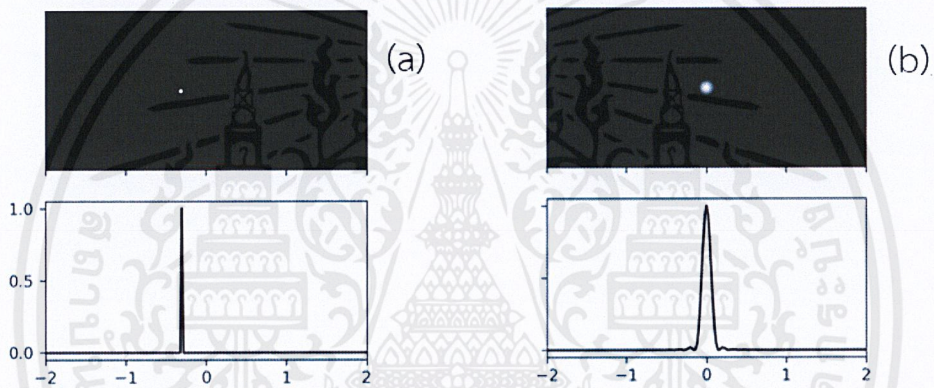


รูปที่ 2.7 เปรียบเทียบภาพที่มี Spatial resolution ต่ำ(A) และ Spatial resolution สูง(B) [8]

ภาพที่ถูกสร้างมานั้นจะอยู่ในรูปแบบ Spatial Domain หรือที่ตั้งหรือระนาบของ pixel ที่ประกอบขึ้นมาเป็นภาพโดยสามารถแทนตำแหน่ง pixel ได้เป็นระนาบ (x, y) วิธีการวัดความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution) ในรูปแบบ Spatial Domain มีดังนี้

1. ฟังก์ชันการกระจายของจุด (Point Spread Function : PSF)

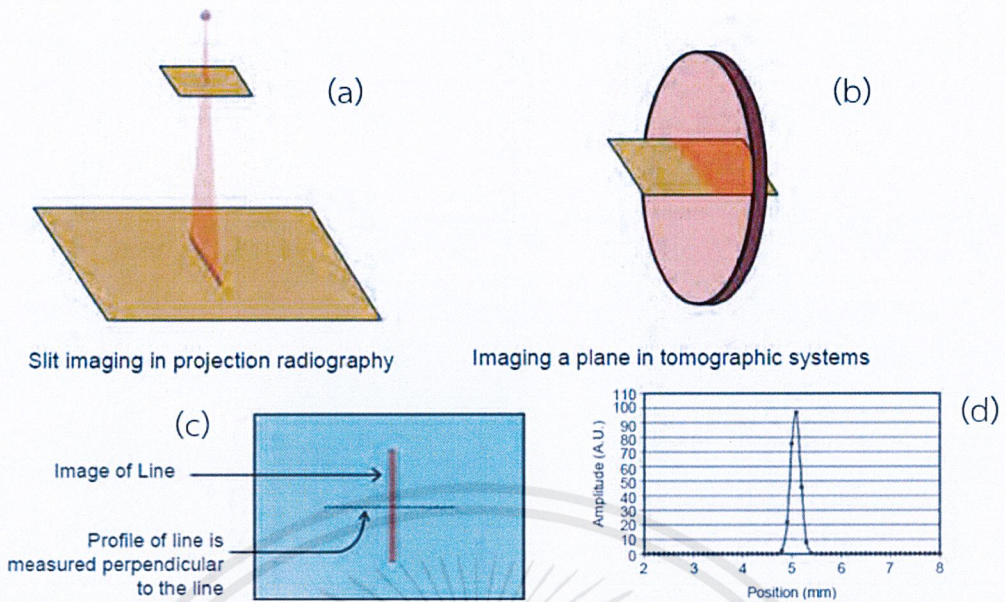
Point Spread Function คือปริมาณรายละเอียดที่บันทึกจากภาพจุด เป็นวิธีพื้นฐานและใช้งานง่ายที่สุด โดยการบันทึกภาพด้วยรังสี จะใช้แผ่นโลหะกันรังสี เช่น ตะกั่ว ที่เจาะรูเล็กๆไว้มาครอบตัววัดรังสี เมื่อยังรังสีมา ตัววัดรังสีจะวัดปริมาณรังสีได้เฉพาะที่ผ่านรูเล็กๆมาเท่านั้น หรือใช้หลอดโลหะมาถ่ายภาพตัดขวาง PSF สามารถใช้อธิบายขอบเขตการเบลอที่เกิดจากกระบวนการถ่ายภาพหรือการสร้างภาพ หากจุดมีความเบลอมาก ความกว้างของกราฟ PSF ก็มากเช่นกัน ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ภาพอินพุตและกราฟ PSF ของภาพจุดที่ไม่เบลอ(a) และภาพจุดที่เบลอ(b)

2. ฟังก์ชันการกระจายของเส้น (Line Spread Function : LSF)

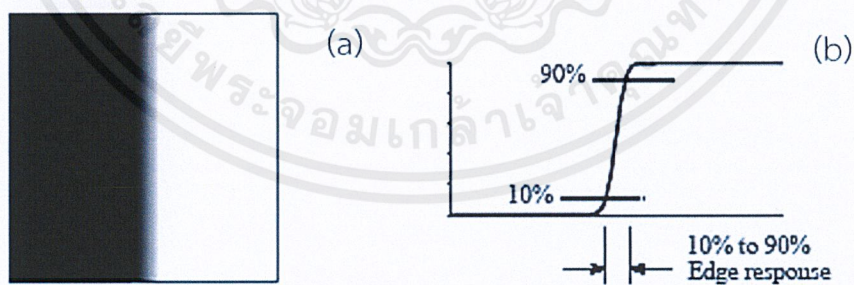
Line Spread Function คือปริมาณรายละเอียดที่บันทึกจากภาพเส้น โดยการบันทึกภาพด้วยรังสี จะใช้แผ่นโลหะกันรังสีทำเป็นร่องเส้นยาวเพื่อจำกัดรังสีให้เข้าไปในรูเป็นเส้น ดังรูปที่ 2.9(a) หรือใช้แผ่นโลหะมาถ่ายเป็นภาพตัดขวาง ดังรูปที่ 2.9(b) จะได้ภาพเป็นเส้น จากนั้นสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับรังสีเอกซ์ ก็สามารถทำการเก็บข้อมูลโปรไฟล์ที่ติดตั้งฉากกับเส้นโดยไม่ต้องปรับแต่งภาพก่อน จะได้เป็นกราฟ LSF หากภาพมีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพดี กราฟ LSF จะแคบ



รูปที่ 2.9 วิธีการถ่ายภาพ LSF จะใช้แผ่นโลหะกันรังสีทำเป็นร่องเส้นยาวเพื่อกำจัดรังสีให้ฉายไปในรูปเส้น(a) หรือใช้แผ่นโลหะมาถ่ายเป็นภาพตัดขวาง(b) และเก็บโปรไฟล์ในทิศตั้งฉากกับเส้น(c) จะได้กราฟ LSF(d)

3. ฟังก์ชันการกระจายของขอบ (Edge Spread Function : ESF)

Edge Spread Function คือปริมาณรายละเอียดที่บันทึกจากภาพขอบ วิธีนี้เหมาะกับการเอกซเรย์ที่เกิดการกระเจิงของรังสี ที่ทำให้เกิดแสงสีขาวบนภาพ เนื่องจากใช้พื้นที่ในการคำนวณเยอะกว่าแบบ PSF และ LSF ทำให้สามารถเก็บข้อมูลได้ครบถ้วนกว่า 2 วิธีข้างต้น



รูปที่ 2.10 ภาพอินพุต(a)และกราฟ ESF(b)

4. ความสัมพันธ์ของ Spatial domain spread Function

PSF, LSF และ ESF มีความสัมพันธ์เชิงคณิตศาสตร์ ทำให้เมื่อหาค่าใดค่าหนึ่งได้ ก็สามารถคำนวณทางคณิตศาสตร์หาค่าอื่นต่อไปได้ โดย LSF จะสัมพันธ์กับ PSF แบบสมการคอนวอลชัน ดังสมการที่ (6)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$LSF(x) = PSF(x, y) \otimes LINE(y) \quad (6)$$

ถ้า $LINE(y)$ เป็นฟังก์ชัน 1 มิติ สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (7)

$$LSF(x) = \int_{y=-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy \quad (7)$$

และ ESF จะสัมพันธ์กับ PSF แบบสมการคอนโวนชัน ดังสมการที่ (8)

$$ESF(x) = PSF(x, y) \otimes EDGE(y) \quad (8)$$

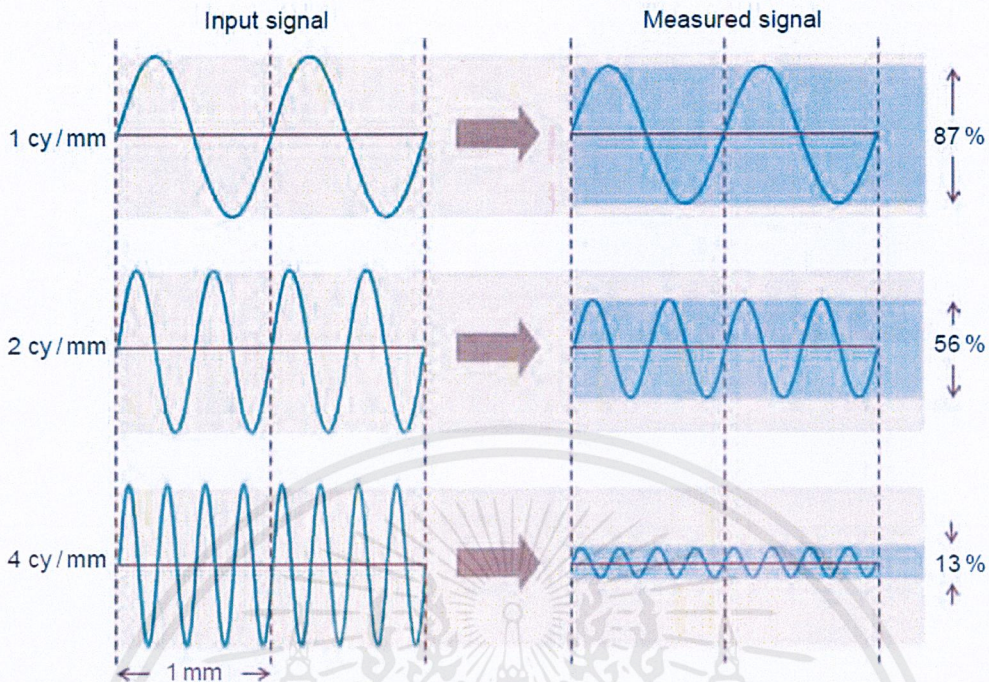
ความสัมพันธ์ของ LSF และ ESF จะอยู่ในรูปแบบปริพันธ์ โดย ESF มีค่าเท่ากับปริพันธ์ของ LSF ดังนั้น LSF จึงมีค่าเท่ากับอนุพันธ์ของ ESF เช่นกัน ดังสมการที่ (9)

$$ESF(x) = \int_{x'=-\infty}^x LSF(x') dx' \quad (9)$$

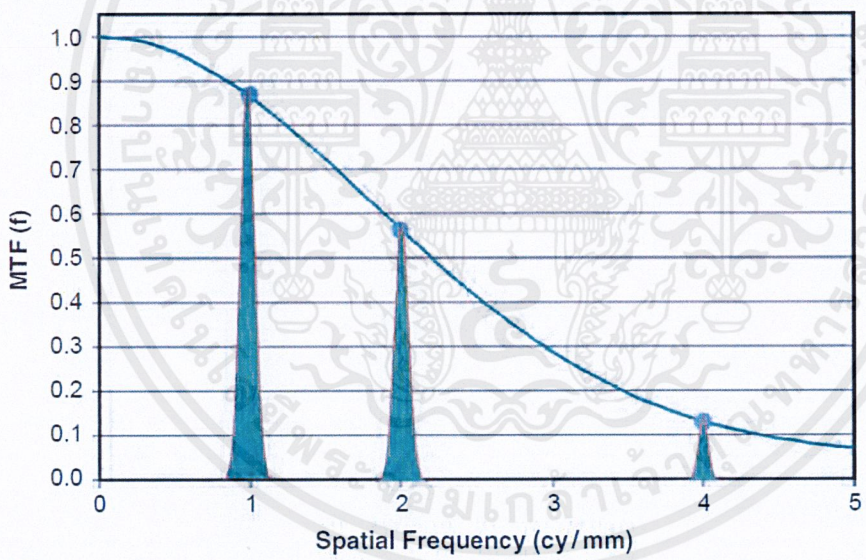
2.2.2 ฟังก์ชันความเปรียบต่าง (Modulation Transfer Function : MTF)

จากหัวข้อข้างต้น PSF , LSF และ ESF เป็นวิธีการวัดความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution) ในรูปแบบ Spatial Domain จึงมีวิธีวัดในรูปแบบ Frequency Domain หรือ ระนาบความถี่ โดยใช้ตำแหน่งของจุดต่างๆจัดรูปใหม่ให้อยู่ในรูปความถี่ (cycle/mm) ด้วยวิธีการ Fourier transform วิธีนี้คือการหาฟังก์ชันความเปรียบต่าง (Modulation Transfer Function : MTF) พบว่าเมื่อระบบสร้างภาพได้รับข้อมูลภาพในรูปความถี่ที่ไม่เกินความถี่ในควิสต์ (Nyquist) ดังรูปที่ 2.11(A) ด้านซ้าย ระบบจะสร้างภาพที่ความถี่เดียวกันแต่แอมพลิจูดลดลงดังรูปที่ 2.11(A) ด้านขวา การลดลงของแอมพลิจูดเนื่องจากระบบการสร้างภาพทำให้ความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพลดลงเช่นกัน จากรูปที่ 2.11 ทำการใส่สัญญาณรูปไซน์ 3 ความถี่คือ 1, 2 และ 4 cycles/mm แต่ระบบสร้างภาพสามารถวัดสัญญาณรูปไซน์ที่แอมพลิจูดได้เพียง 87%, 56% และ 13% ตามลำดับ หากนำสัญญาณรูปไซน์นี้ไปทำการ Fourier transform เปรียบเทียบกับความถี่ของสัญญาณไซน์จะพบว่าได้ดังรูปที่ 2.11(B)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 13 ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



A



B

รูปที่ 2.11 A. อินพุตในรูปสัญญาณไซน์ที่ความถี่ 3 ความถี่(ซ้าย) และสัญญาณเมื่อผ่านระบบสร้างภาพ (ขวา) พบว่าสัญญาณมีความถี่เดียวกันแต่แอมพลิจูดลดลง และพบว่าเมื่อความถี่ของอินพุตสูงขึ้น แอมพลิจูดยิ่งลดน้อยลง ซึ่งส่งผลต่อรายละเอียดภาพด้วย B. เปรียบเทียบการลดลงของแอมพลิจูดจาก A. ในรูปความถี่กับความถี่ของสัญญาณไซน์

เมื่อเพิ่มความถี่ของสัญญาณไซน์มากกว่า 1, 2 และ 4 cycles/mm และนำแอมพลิจูดที่ได้มา Fourier transform พบว่าค่าที่ได้จะอยู่ในแนวโน้มดังรูปที่ 2.11(B) ซึ่งก็คือ MTF แต่ในทางปฏิบัติแล้วไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและนำออกจากรายชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถสร้างสัญญาณไซน์ดังที่กล่าวข้างต้นได้ จึงต้องใช้ LSF มาหา MTF โดยจัดให้อยู่ในรูปความถี่ด้วย Fourier transform เริ่มจากการนำข้อมูลที่นำมาทำให้เป็นบรรทัดฐาน (Normalization) ดังสมการที่ (10)

$$\int_{x=-\infty}^{\infty} LSF(x) dx = 1 \quad (10)$$

และนำมา Fourier transform และหาค่าสัมบูรณ์ ดังสมการที่ (11) [9]

$$MTF(f) = \left| \int_{x=-\infty}^{\infty} LSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right| \quad (11)$$

2.2.3 ความสามารถในการแยกแยะโทนสี (contrast resolution)

ความสามารถในการแยกรายละเอียดที่เล็กที่สุดบนภาพในความเข้มภาพสีเทา (grayscale) เมื่อความแตกต่างความขาวดำ (contrast) ระหว่างวัตถุและบริเวณรอบวัตถุมีสิ่งรบกวน (noise) ที่มีความแตกต่างกันน้อยมาก จากรูปที่ 2.12 ในสีเหลี่ยมผืนผ้าจะมีสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่มีค่าโทนสีเทาใกล้เคียงกับค่าของสีเหลี่ยมผืนผ้า ถ้ามี contrast resolution สูงก็จะสามารถแยกแยะสี่เหลี่ยมทั้ง 2 รูปได้อย่างชัดเจน [8]



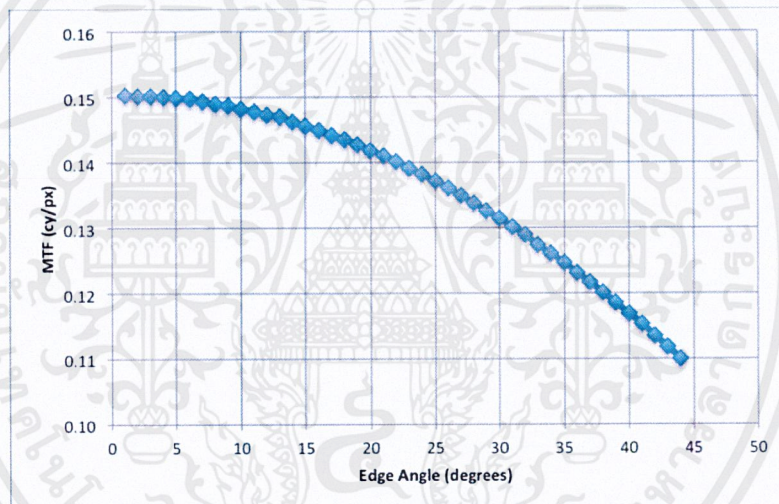
รูปที่ 2.12 เปรียบเทียบภาพที่มี contrast resolution ต่ำ(A) และ contrast resolution สูง(B)

2.4 วิธีการหา MTF ด้วยเทคนิค slanted-edge

วิธีการหา MTF ด้วยเทคนิค slanted-edge เป็นวิธีการทดสอบคุณภาพของภาพที่รู้จักกันดีและใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยวิธีนี้ได้รับการรับรองโดยมาตรฐานสากลหลายแห่งรวมถึง ISO และ IEEE แต่ก็มีปัจจัยบางอย่างที่ส่งผลต่อความแม่นยำของผลลัพธ์ที่ได้ จึงต้องมีการปรับปรุงและแก้ไขสาเหตุที่ทำให้ผลไม่แม่นยำ โดยปัจจัยที่ส่งผลมีดังนี้

1. มุมของขอบบนวัตถุ

การการเก็บข้อมูลจากขอบบนวัตถุ คือการหาความแตกต่างของขอบบนวัตถุ ซึ่งต้องมีจำนวนข้อมูลมากเพียงพอต่อการคำนวณ และความถี่มากกว่าหรือเท่ากับความถี่ Nyquist โดยขอบบนวัตถุควรละเอียดมากกว่าขนาด pixel ของภาพหรือประมาณ 5 องศา ในงานวิจัยที่อ้างอิงได้มีการทดสอบว่ามุมของขอบภาพส่งผลต่อค่า MTF ที่คำนวณออกมาได้ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของมุมของขอบบนวัตถุและค่า MTF ที่ 50%

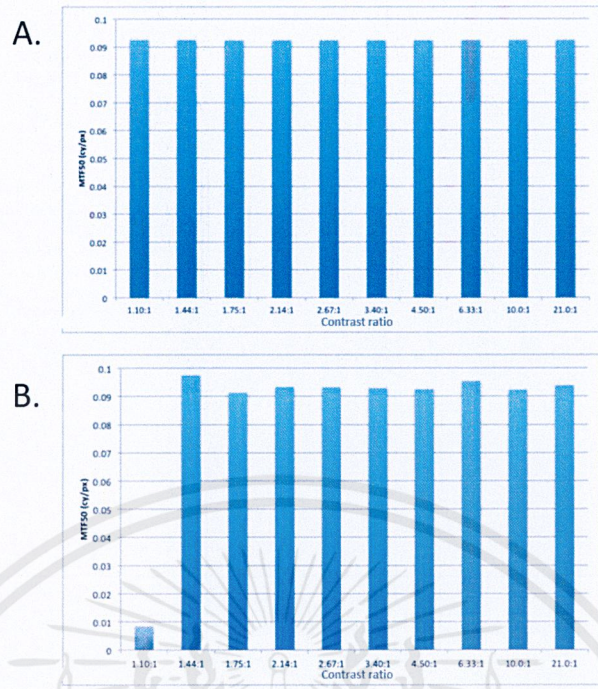
พบว่าค่า MTF ที่ 50% มีการเปลี่ยนแปลงเมื่อปรับมุมของขอบบนวัตถุ ซึ่งมีการแตกต่างของค่า MTF ที่ 50% ที่มุมของขอบวัตถุเท่ากับ 0 องศา กับ 44 องศา มีค่าถึง 37% ซึ่งสามารถเห็นได้อย่างชัดเจนว่ามุมของขอบบนวัตถุส่งผลต่อค่า MTF

2. ความแตกต่างของโทนสีของภาพ

โทนสีของภาพ (contrast) เป็นหนึ่งในปัจจัยที่เป็นต้นแบบแนวคิดเทคนิค slanted-edge โดยความแตกต่างของโทนสีของทั้งสองด้านบนภาพจะไม่ส่งผลต่อการคำนวณหา MTF ด้วยเทคนิค slanted-edge แต่ถ้าหากว่ามีสิ่งรบกวนมาเกี่ยวข้องด้วย จะทำให้ความแตกต่างของโทนสีของทั้งสองด้านบนภาพจะส่งผลต่อการคำนวณหา MTF ด้วยเทคนิค slanted-edge อย่างมาก ดังรูปที่

2.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของอัตราส่วนของโทนสีและค่า MTF ที่ 50% เมื่อไม่มี noise บนภาพ(A) และมี noise บนภาพ(B)

แสดงให้เห็นว่าค่า MTF ที่ 50% มีค่าคงที่เมื่ออัตราส่วนของโทนสีเปลี่ยนแปลงไปและไม่มี noise บนภาพ แต่มีค่าน้อยลงอย่างเห็นได้ชัดเมื่ออัตราส่วนของโทนสีน้อย (1.1:1) และภาพมี noise [10]

บทที่ 3

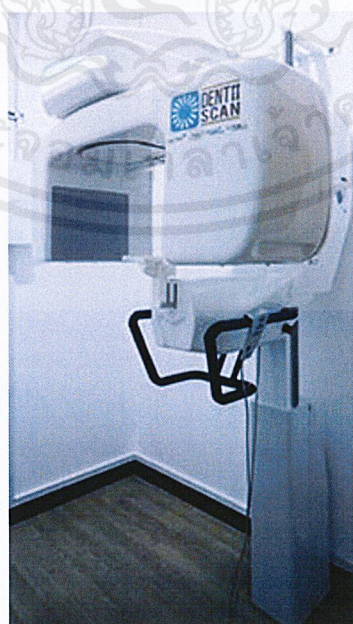
วิธีดำเนินงานการวิจัย

ในการศึกษาและพัฒนาโปรแกรมสำหรับประเมินค่าระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติ สำหรับการศึกษานี้จะใช้โปรแกรม MATLAB เวอร์ชัน R2017a, เครื่อง DentiiScan, ชุด Turntable CT และหุ่นจำลอง SedentexCT IQ และ QRM Cone-beam โดยการศึกษาแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนการประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function (MTF) และส่วนของการประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ

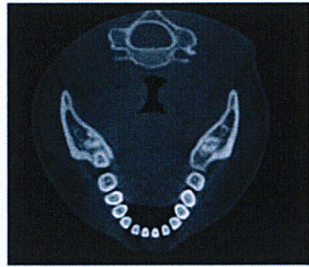
3.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

3.1.1 เครื่อง DentiiScan

เครื่อง DentiiScan คือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำแสงทรงกรวยสำหรับงานทันตกรรมและศัลยกรรมบริเวณช่องปากและใบหน้าพัฒนาโดยศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC) และศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC) ภายใต้สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.) สามารถเก็บข้อมูลดิบได้ใน 18 วินาทีและนำมาสร้างเป็นภาพตัดขวางแบบสามมิติบริเวณช่องปากและขากรรไกรของผู้ป่วยดังรูปที่ 3.2 [11] ซึ่งในการศึกษานี้ใช้เครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0



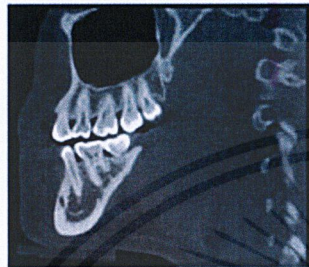
รูปที่ 3.1 เครื่อง DentiiScan



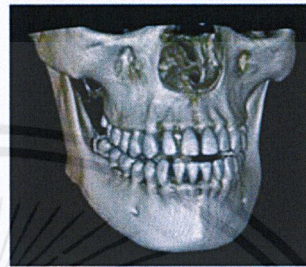
ภาพตัดขวางในมุมมอง Axial



ภาพตัดขวางในมุมมอง Coronal



ภาพตัดขวางในมุมมอง Sagittal



การขึ้นรูปสามมิติแบบปริมาตร

รูปที่ 3.2 ภาพที่เครื่อง DentiiScan สร้าง

ตารางที่ 3.1 แสดงคุณสมบัติของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0

Detector Type	Amorphous Silicon Flat Panel
Detector Size (mm)	20 cm x 25 cm
Tube Voltage	90 kVp
Tube Current	6 mA, 9 mA
Focal Spot	0.5 mm
Scan Time	18 sec
FOV (Diameter x Height)	16 cm (D) x 13 cm (H), 15 cm (D) x 10.5 cm (H), 12 cm (D) x 6 cm (H), 8 cm (D) x 8 cm (H)
Voxel Size	0.2, 0.25, 0.4 mm
Patient Position	Standing / Sitting / Wheelchair

3.1.2 เครื่อง Turntable CT

ชุดสำหรับการทดลองโดยจำลองระบบ CT ตามเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จริง ประกอบด้วย แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์, จานหมุนสำหรับวางวัตถุถ่ายภาพ และตัววัดรังสีเอกซ์ ในการใช้งานจานหมุนจะ หมุนวัตถุพร้อมๆกับการฉายรังสีเอกซ์และบันทึกภาพในแต่ละมุม

ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติของเครื่อง Turntable CT

Detector Size (mm)	15 cm x 15 cm
Tube Voltage	90 kVp
Tube Current	2-9 mA

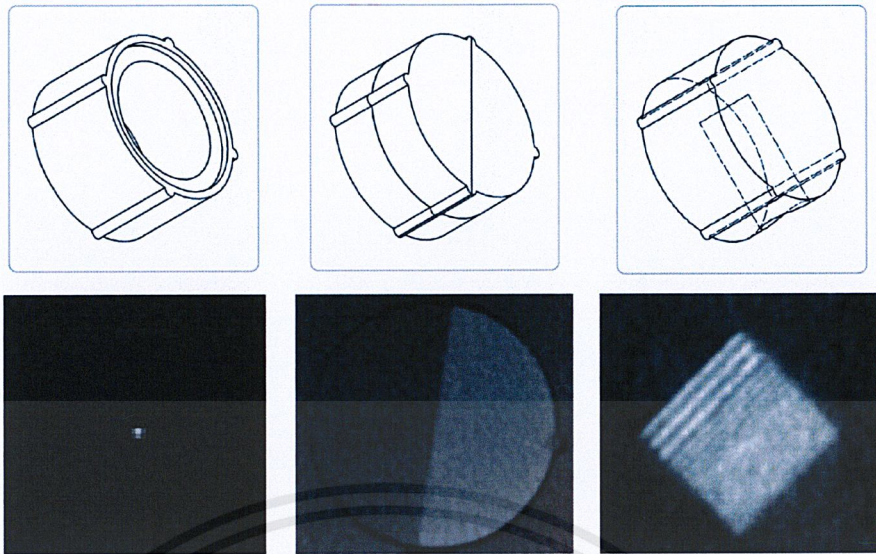
3.1.3 หุ่นจำลอง (Phantom)

การทดสอบคุณภาพของภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นไม่สามารถใช้ผู้ป่วยจริงได้ เนื่องจากอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเกินความจำเป็น อย่างไรก็ตามหากไม่ได้ทำการทดสอบอาจเกิด ข้อผิดพลาดซึ่งส่งผลต่อการวางแผนการรักษาผู้ป่วยได้ จึงต้องมีการใช้หุ่นจำลองที่สร้างจากวัสดุที่มีความหนาแน่นและการดูดกลืนปริมาณรังสีใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจริง เพื่อใช้ในการทดสอบคุณภาพของเครื่องก่อน สำหรับงานวิจัยนี้ใช้หุ่นจำลอง 2 ยี่ห้อ ดังนี้

1. SedentexCT IQ

หุ่นจำลองทำขึ้นจากโพลีเมทธีนเมตาอะครีเลต (Polymethylmethacrylate : PMMA) หรือ เรียกว่า อะคริลิก หรืออะคริลิกแก้ว รูปทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 160 มิลลิเมตร มีช่อง สำหรับใส่ตัวอย่าง (insert) โดยในงานวิจัยนี้จะนำเฉพาะส่วน insert ของหุ่นจำลองดังกล่าวมาใช้งาน ซึ่ง insert ที่ใช้มีดังนี้

- Line Spread Function (LSF) ประกอบด้วยอะคริลิกและพลาสติกเทฟลอน (PTFE) ประกบกัน
- Point Spread Function (PSF) ประกอบด้วยสวตสแตนเลส ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.25 มิลลิเมตร ตั้งอยู่กลางอากาศ
- Spatial resolution ประกอบด้วยกลุ่มคู่เส้น (Linepair) อะลูมิเนียมและโพลีเมอร์เรียงสลับกัน โดยแต่ละกลุ่มมีระยะห่าง 1.0, 1.7, 2.0, 2.5, 2.8, 4.0 และ 5.0 lp/mm

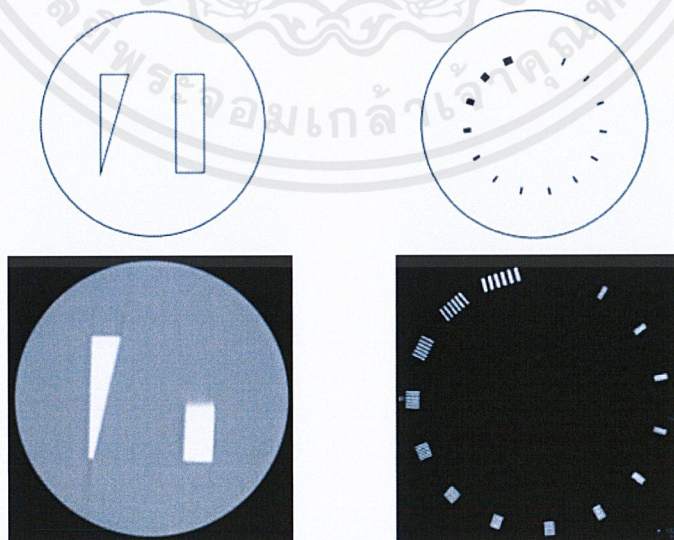


รูปที่ 3.3 หุ่นจำลองและภาพตัดขวางของ PSF (ซ้าย), LSF (กลาง), Spatial resolution (ขวา) [12]

2. QRM Cone-beam Phantom

เป็นหุ่นจำลองทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 160 mm ทำจากวัสดุที่มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อ ประกอบด้วยชั้นต่าง ๆ สำหรับวัดคุณภาพของภาพตัดขวางโดยแต่ละชั้นมีความสูงประมาณ 2 mm ซึ่งในงานวิจัยนี้จะศึกษาเฉพาะชั้นของหุ่นจำลองดังนี้

- ชั้น MTF Edge ประกอบด้วยแท่งเทฟลอนทรงปริซึมฐานสี่เหลี่ยมและทรงปริซึมฐานสามเหลี่ยม
- ชั้น Spatial resolution (หรือชั้น Linepair) ประกอบด้วยกลุ่ม Linepair เรียงเป็นวงกลม แต่ละกลุ่มมีระยะห่างตั้งแต่ 0.4 ถึง 3 lp/mm โดยระยะห่างเพิ่มขึ้นทีละ 0.2 lp/mm



รูปที่ 3.4 หุ่นจำลองและภาพตัดขวางของ QRM Cone-beam Phantom ชั้น MTF Edge (ซ้าย) และ Spatial resolution (ขวา) [13]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ

Modulation Transfer Function

ผู้จัดทำหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function โดยใช้ 2 วิธีคือ การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Point Spread Function (PSF) และการหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Edge Spread Function (ESF) ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

3.2.1 การสร้างภาพตัดขวาง

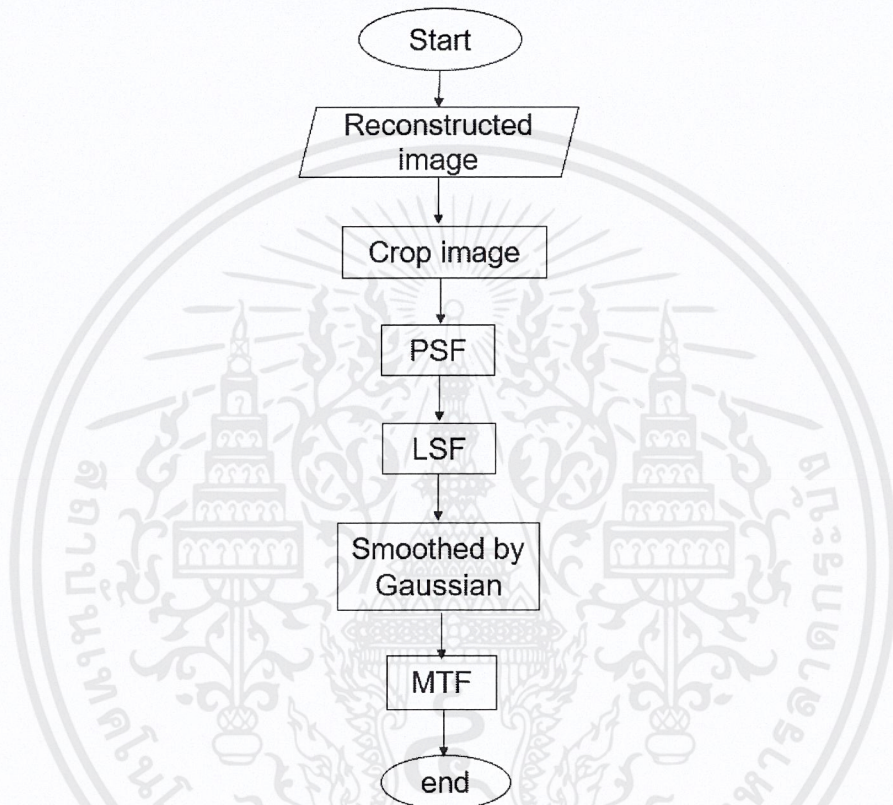
ในงานวิจัยนี้จะสร้างภาพตัดขวาง โดยใช้โปรแกรมสร้างภาพตัดขวางในโปรแกรม MATLAB ที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์พัฒนาขึ้น ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้เทคนิคคอนโวลูชันฟิลเตอร์แบบโปรเจกชัน สำหรับลำรังสีแบบทรงพัด (Fan-beam filtered-backprojection) ในการสร้างภาพตัดขวาง เนื่องจากข้อมูลภาพ projection ที่ถ่ายด้วยเครื่อง DentiiScan เป็นเครื่องที่ฉายรังสีแบบ Cone beam แต่ในงานวิจัยนี้ศึกษาแบบ Fan-beam จึงใช้การเลือกข้อมูลภาพถ่ายรังสีเพียงแถวเดียวมาใช้งาน โดยเลือกแถวที่ตรงกับแนวกลางลำรังสี โดยมีค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ต้องกำหนดดังนี้

ตารางที่ 3.3 แสดงพารามิเตอร์ที่ต้องกำหนดในการสร้างภาพของโปรแกรม

ชื่อค่าพารามิเตอร์	ความหมาย
Distance Source to Object : DSO (mm)	ระยะทางจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงวัตถุที่ถ่าย
Distance Source to Detector : DSD (mm)	ระยะทางจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงฉากรับรังสี
FOV_width (pixel)	พื้นที่ในการถ่ายภาพ
imgpixelSize (mm/pixel)	ขนาด voxel ของภาพตัดขวาง
detectorpixelSize (mm/pixel)	ขนาด pixel ของภาพถ่ายรังสี
shiftX (pixel)	ระยะเลื่อนของแกนหมุน
filter_type	ชนิดของฟิลเตอร์ในการสร้างภาพ
cutoff	ค่าตัดฟิลเตอร์
centerRay	ตำแหน่งความสูงของแนวกลางลำรังสี

3.2.2 การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Point Spread Function

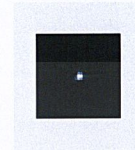
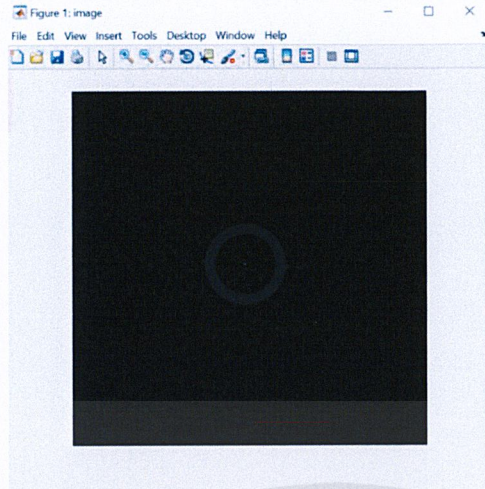
การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function (MTF) แบบ Point Spread Function (PSF) ในการวิจัยนี้จะทดสอบกับภาพตัดขวางของ PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยมีขั้นตอนดังนี้



รูปที่ 3.5 ลำดับขั้นตอนการทำงานของการทำงานของการหา MTF แบบ Point Spread Function

1. อัฟโพลดภาพ Fan-beamreconstruction และตัดขอบภาพ

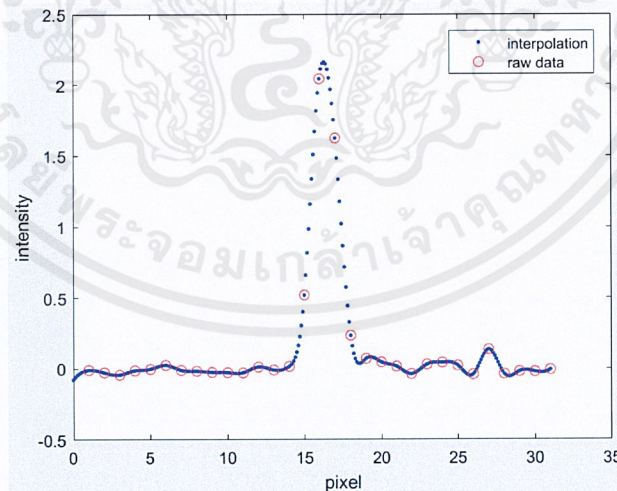
อัฟโพลดภาพตัดขวางที่สร้างจากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์พัฒนา ตัดให้เหลือเฉพาะบริเวณที่สนใจ (region of interest: ROI) ซึ่งในที่นี้จะตัดให้เหลือเฉพาะส่วนจุดตรงกลาง โดยเลือกใช้ขนาดภาพ 30x30 pixel และปรับภาพให้อยู่ในระดับความเข้มภาพสีเทา จะได้ผลดังรูป 3.6



รูปที่ 3.6 ภาพ PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ออฟโฟลด์(ซ้าย) และหลังตัดขอบภาพ (ขวา)

2. หากราฟ PSF

หาผลรวมของภาพที่ตัดขอบแล้ว โดยบวกตามแนวตั้ง (column) และปรับเลื้อน background ของข้อมูล เพื่อให้ค่าใกล้เคียง 0 มากที่สุด โดยลบด้วยค่าเฉลี่ยจากขอบกราฟทั้ง 2 ด้าน จากนั้นทำการ interpolation โดยเพิ่มจำนวนข้อมูลเป็นขนาด 10 เท่าจากเดิม เพื่อให้ได้ข้อมูลที่มีความละเอียดมากขึ้นและเป็นการทำให้กราฟเรียบมากขึ้น จะได้กราฟ PSF ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 กราฟ PSF ก่อน interpolation(วงกลม) และหลัง interpolation(จุด)

3. ปรับปรุงชุดข้อมูล

นำข้อมูลที่ได้มาทำให้เป็นบรรทัดฐาน (Normalization) โดยนำข้อมูลจากกราฟ PSF มาหาร ด้วยผลรวมของข้อมูลทั้งหมด จะพบว่าผลรวมของกราฟทั้งหมดมีค่าเท่ากับ 1

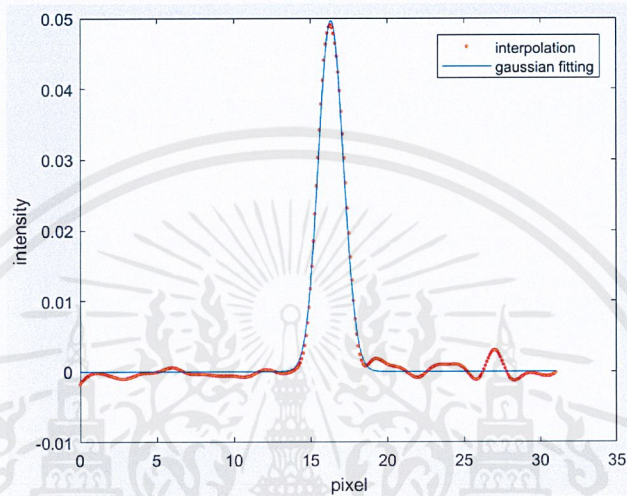
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาหรืออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. การปรับเส้นโค้ง (Curve fitting) ด้วยฟังก์ชัน Gaussian

ปรับเส้นโค้งของข้อมูล PSF เพื่อให้ได้กราฟที่เรียบขึ้นโดยใช้ฟังก์ชัน Gaussian ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้ฟังก์ชัน gaussfit (Gaussian fit version 1.5.0.0 :

<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35122-gaussian-fit>) และนำ

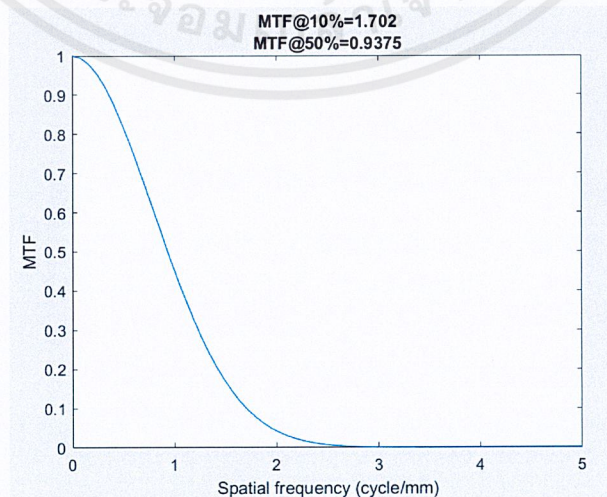
ข้อมูลที่ได้มาทำให้เป็นบรรทัดฐานอีกครั้ง



รูปที่ 3.8 กราฟ PSF ก่อน Curve fitting (จุด) และหลัง Curve fitting (เส้น)

5. ทหากราฟ MTF

ขยายขนาดของข้อมูล PSF โดยเพิ่มค่า 0 ต่อท้ายจนข้อมูลมีขนาด 512 ข้อมูลซึ่งให้ความละเอียดเพียงพอทำให้กราฟเรียบ ก่อนนำไปทำ Fourier Transform ได้เป็นค่า MTF และคำนวณเปลี่ยนค่าแกน x ให้อยู่ในรูปความถี่ จะได้กราฟ MTF ดังรูปที่ 3.9

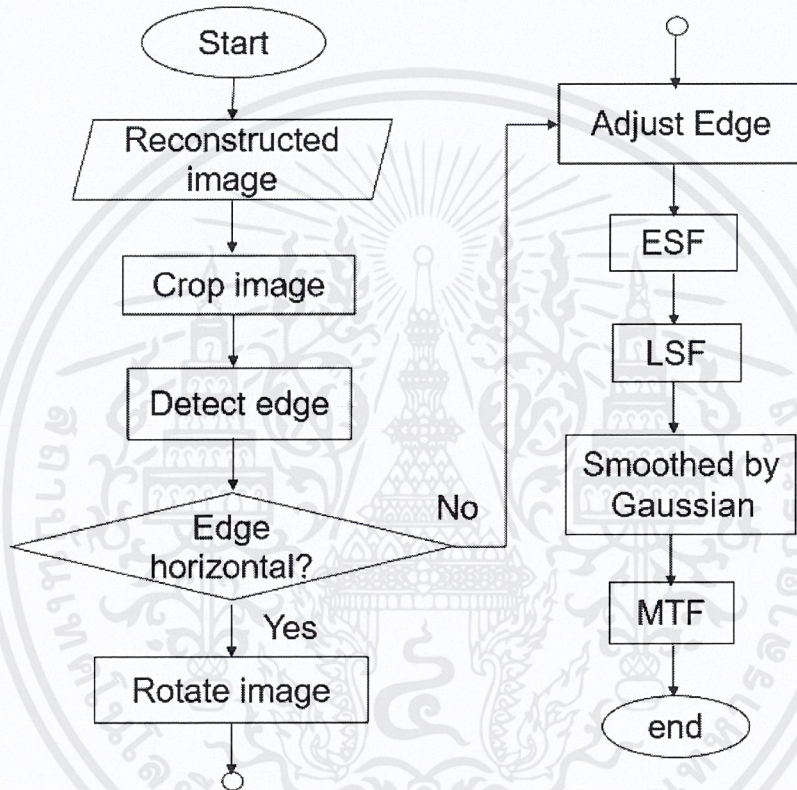


รูปที่ 3.9 กราฟ MTF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและข้อมูลอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3 การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Edge Spread Function

การหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function (MTF) แบบ Edge Spread Function (ESF) ในการวิจัยนี้จะทดสอบกับภาพตัดขวางของ ESF insert ของ SedentexCT IQ phantom และชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom โดยมีขั้นตอนดังนี้

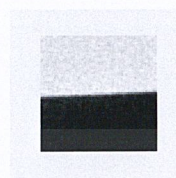
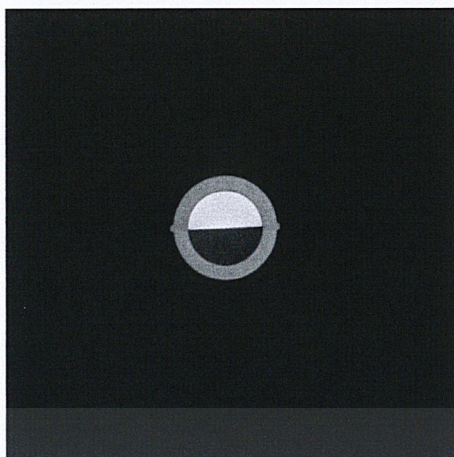


รูปที่ 3.10 ลำดับขั้นตอนการทำงาน ของการหา MTF แบบ Edge Spread Function (ESF)

1. อัปเดตภาพ Fan-beam reconstruction และตัดขอบภาพ

อัปเดตภาพตัดขวางที่สร้างจากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์พัฒนา ตัดให้เหลือเฉพาะบริเวณที่สนใจ โดยเลือกตัดให้ได้สัดส่วนของพื้นที่สีขาวและสีดำมีค่าเท่าๆกัน โดยเลือกใช้ขนาดภาพ 60x60 pixels และปรับภาพให้อยู่ในระดับความเข้มภาพสีเทา จะได้ผลดังรูป

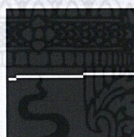
3.11



รูปที่ 3.11 ภาพ ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่อัฟโหลด(ซ้าย) และหลังตัดขอบภาพ(ขวา)

2. หาขอบของวัตถุบนภาพ

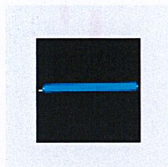
หาค่าความเข้มสีของภาพที่เหมาะสม เพื่อใช้ในการหาขอบของวัตถุบนภาพในรูป และค้นหาขอบภาพ ซึ่งได้ผลลัพธ์ดังรูปที่ 3.12 โดยจากรูปบริเวณขอบวัตถุจะแสดงผลเป็นสีขาว และพื้นหลังสีดำ



รูปที่ 3.12 ขอบของวัตถุบนภาพที่แสดง

3. หาดำแหน่งของขอบวัตถุ

เมื่อได้ภาพที่มีบริเวณขอบของวัตถุบนภาพจะแสดงผลเป็นสีขาวและพื้นหลังสีดำ ก็นำมาหาดำแหน่งของขอบของวัตถุบนภาพ โดยหาดำแหน่งของจุดสีขาว และสร้างเป็นเส้นในรูปแบบของสมการพหุนามอันดับที่ 1 ในกรณีนี้ที่ขั้นตอนการหาขอบของวัตถุบนภาพ เกิดขอบของวัตถุบนภาพหลายเส้น เนื่องจากภาพมีความละเอียดต่ำ จะใช้เส้นที่มีความยาวสุดเป็นขอบของวัตถุบนภาพที่นำมาคำนวณต่อไป



รูปที่ 3.13 ภาพหลังหาตำแหน่งของขอบของวัตถุบนภาพ แทนเส้นที่ยาวที่สุดด้วยเส้นสีฟ้า

4. หมุนภาพ หากขอบของวัตถุบนภาพเป็นแนวนอน

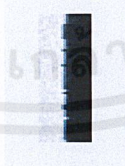
เมื่อได้เส้นขอบวัตถุแล้ว นำมาหามุมของขอบวัตถุ หากมุมของขอบของวัตถุบนภาพมีค่าน้อยกว่า 45 องศา จะทำการหมุนรูป 90 องศา



รูปที่ 3.14 ภาพก่อนหมุนภาพ พบว่าขอบวัตถุเป็นแนวนอน(ซ้าย) และหลังหมุนภาพ(ขวา)

5. จัดเรียงขอบของวัตถุบนภาพใหม่

เนื่องจากขอบวัตถุที่ได้อาจมีความเอียงอยู่เล็กน้อยขึ้นอยู่กับการจัดวางตอนถ่ายภาพ จึงทำการเรียงขอบวัตถุใหม่ เพื่อให้ได้ขอบวัตถุในแต่ละแถวที่เรียงตรงกันมากขึ้น โดยหาตำแหน่งของขอบวัตถุทีละแถว ด้วยวิธีการหาผลต่างระหว่างค่าที่ติดกัน คู่ที่ผลต่างมากที่สุดถือว่าเป็นตำแหน่งขอบวัตถุ และจัดเรียงข้อมูลใหม่ให้ตำแหน่งขอบของวัตถุบนภาพอยู่ตรงกลางเท่ากันทั้งภาพ



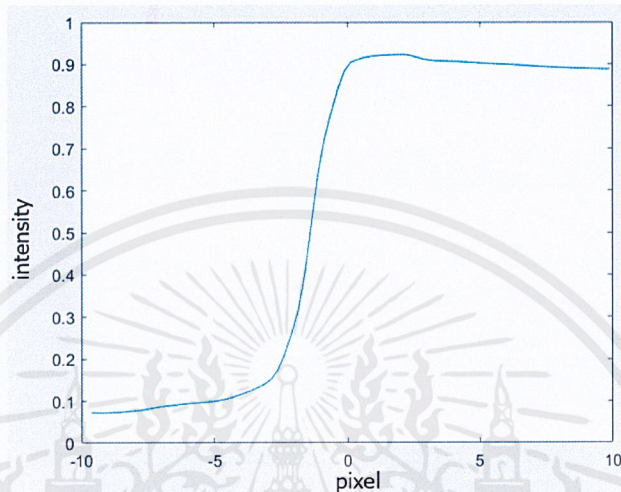
รูปที่ 3.15 ภาพหลังจัดเรียงขอบของวัตถุบนภาพใหม่

6. สร้างชุดข้อมูล

สร้างชุดข้อมูล เพื่อจัดข้อมูลเป็นชุดๆและเฉลี่ยค่าภายในชุดข้อมูล โดยเริ่มจากการสร้างชุดข้อมูลโดยกำหนดขอบเขตของแต่ละชุดไว้ และนำข้อมูลมาจัดให้เข้ากับชุดข้อมูลที่สร้างไว้ จากนั้นนำข้อมูลแต่ละชุดมาหาค่า mean จะได้กราฟ ESF

7. กราฟ ESF

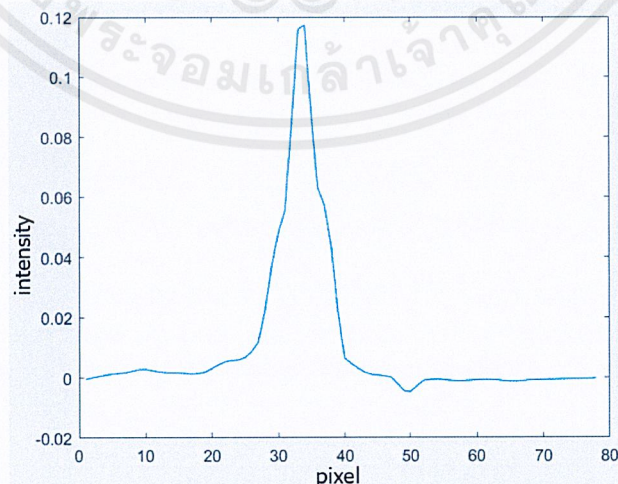
กราฟที่ได้มาจะมีข้อมูลสูญหายไป จึงต้องทำการ interpolation และเพิ่มจำนวนข้อมูลเป็นขนาด 10 เท่าจากเดิม จะได้กราฟ ESF ที่มีข้อมูลครบ มีความละเอียดมากขึ้นและเป็นการทำให้กราฟเรียบมากขึ้น



รูปที่ 3.16 กราฟ ESF

8. หากกราฟ LSF

นำกราฟ ESF มาหาผลต่างระหว่างค่าที่ติดกัน (Differentiation) จะได้กราฟ LSF จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มาทำให้เป็นบรรทัดฐาน โดยนำข้อมูลจากกราฟ LSF มาหารด้วยผลรวมของข้อมูลทั้งหมด จะพบว่าผลรวมกราฟ มีค่าเท่ากับ 1



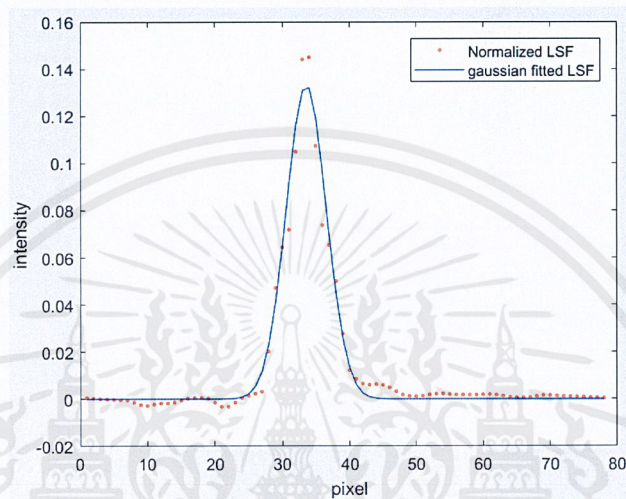
รูปที่ 3.17 กราฟ LSF

9. การปรับเส้นโค้ง (Curve fitting) ด้วยฟังก์ชัน Gaussian

ปรับเส้นโค้งของข้อมูล PSF เพื่อให้ได้กราฟที่เรียบขึ้นโดยใช้ฟังก์ชัน Gaussian ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้ฟังก์ชัน gaussfit (Gaussian fit version 1.5.0.0 :

<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35122-gaussian-fit>) และ นำ

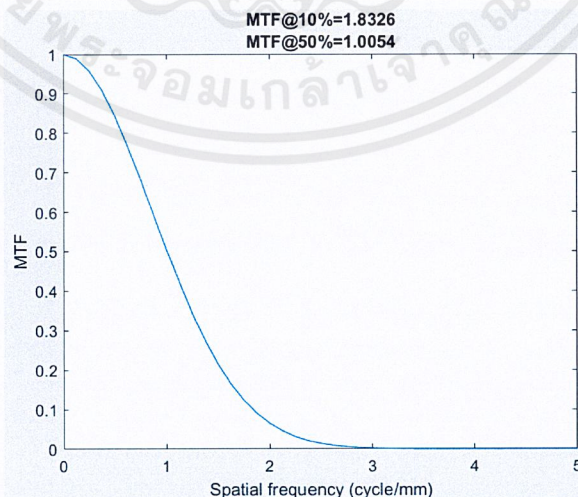
ข้อมูลที่ได้มาทำให้เป็นบรรทัดฐานอีกครั้ง



รูปที่ 3.18 กราฟก่อน(จุด) และหลัง Curve fitting และ Normalize(เส้น)

10. หากราฟ MTF

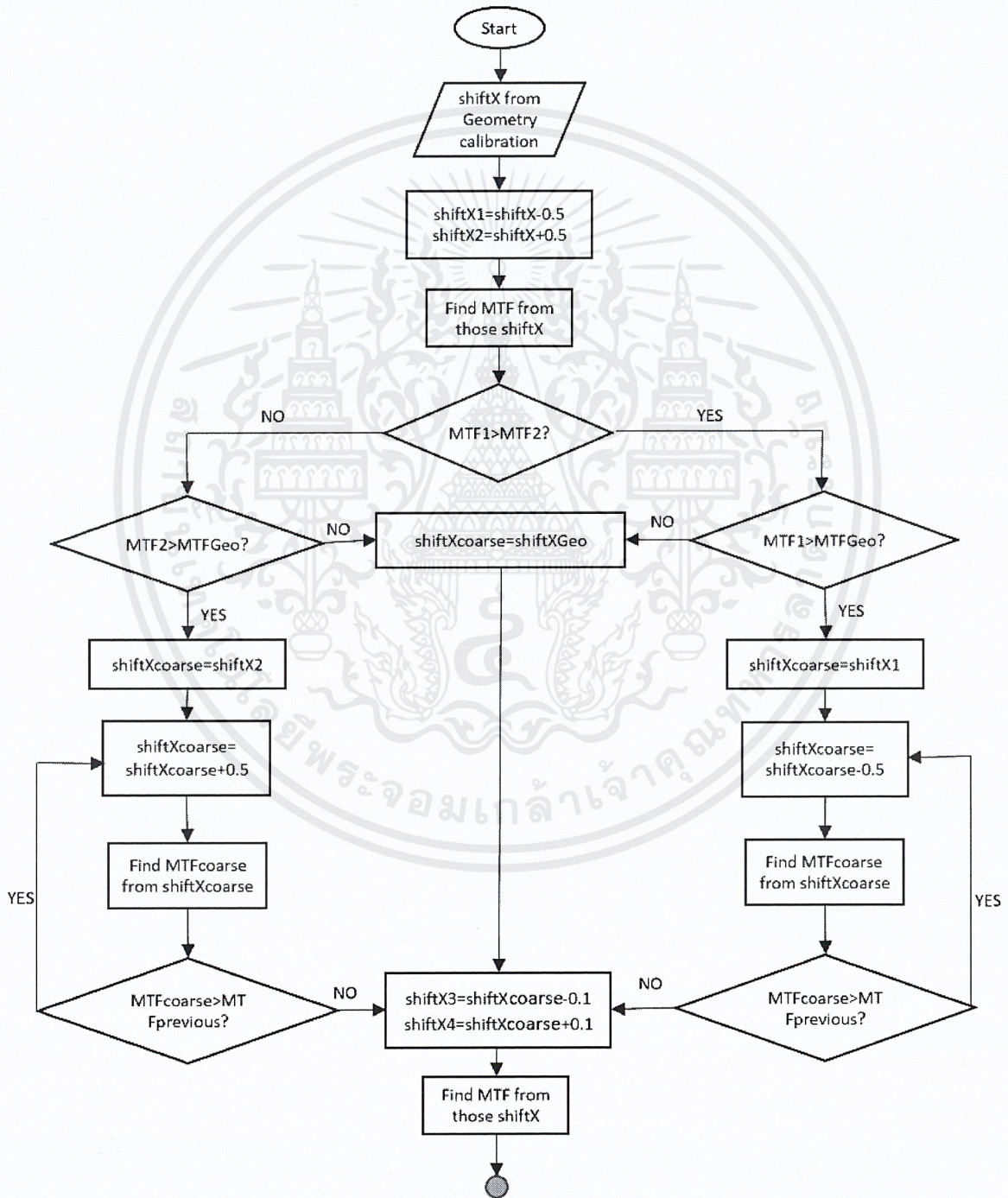
ทำการขยายขนาดของกราฟ LSF โดยเพิ่มค่า 0 ต่อท้ายจนข้อมูลมีขนาด 512 ก่อนนำไป Fourier Transform ได้ค่า MTF และคำนวณเปลี่ยนค่าแกน x ให้อยู่ในรูปความถี่

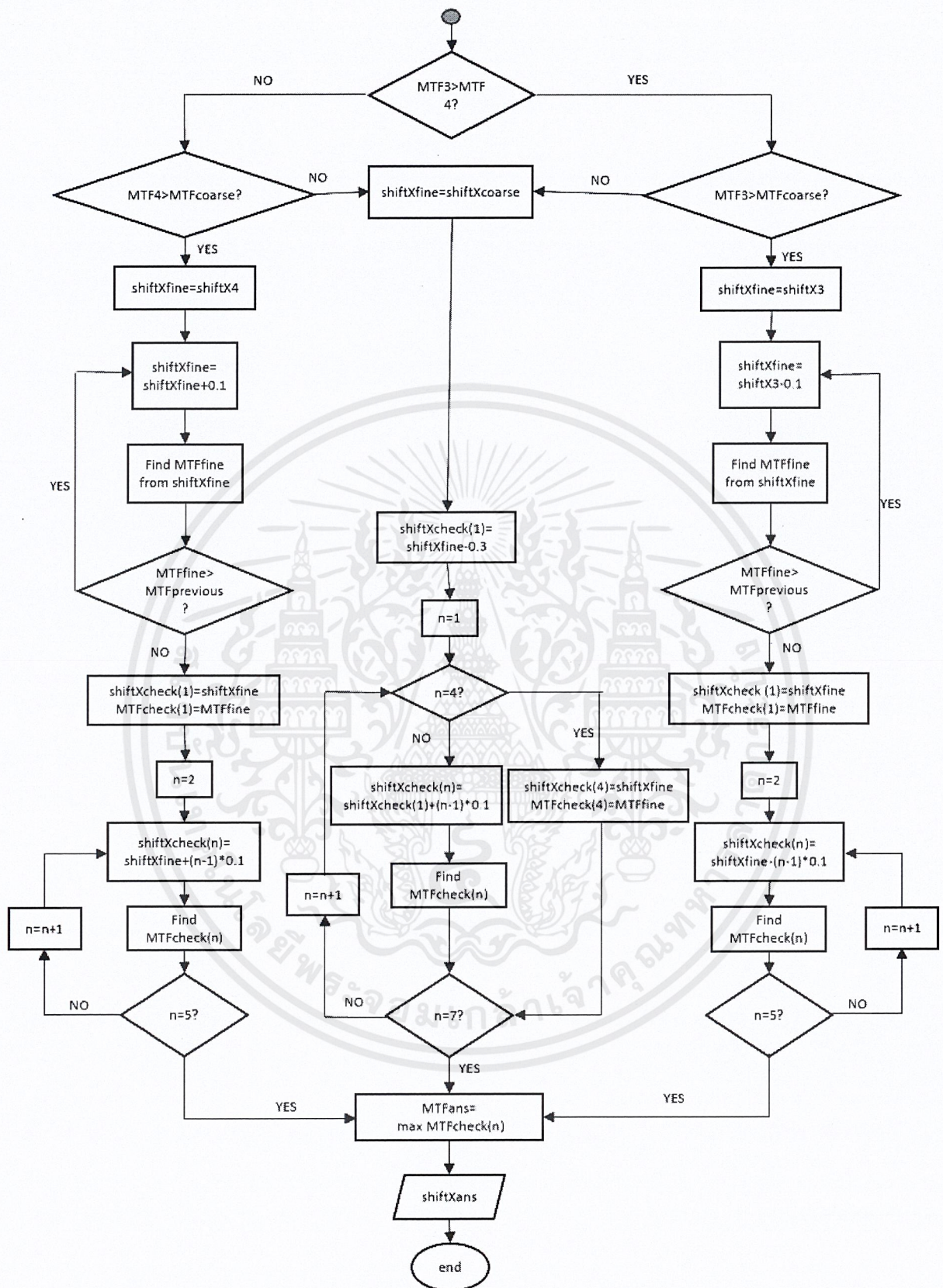


รูปที่ 3.19 กราฟ MTF

3.3 การประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ

จากการประเมินหาความละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF จึงนำเอาส่วนดังกล่าวมาใช้ในการประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนแบบอัตโนมัติ โดยประเมินดูว่าระยะเลื่อนใดที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุด ซึ่งค่า MTF ที่ 10% เป็นค่าที่ตามนุษย์สามารถแยกแยะรายละเอียดของภาพได้ (Limiting spatial resolution) ในส่วนนี้มีการทำงานดังนี้





รูปที่ 3.20 ลำดับขั้นตอนการทำงานของการทำงานของเลนส์ของเลนส์ที่ให้ความคมชัดสูงสุดแบบอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา 32 ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.20 ส่วนของการประเมินหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ เมื่อโปรแกรมได้รับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนเริ่มต้นมาแล้ว จะทำการหาแนวโน้มของค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนว่าค่าที่มากกว่าหรือน้อยกว่าค่าเริ่มต้น จะให้ค่า MTF ที่ 10% มากกว่า เมื่อได้แนวโน้มแล้ว ก็ทำหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนทีละ 0.5 และเมื่อได้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% มากที่สุดในความละเอียด 0.5 แล้ว จึงทำการหาแนวโน้มอีกครั้ง โดยทำการหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนทีละ 0.1 เพื่อให้ได้ค่าที่ละเอียดมากขึ้น และเมื่อได้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% มากที่สุดแล้ว ทำการตรวจสอบเพื่อให้แน่ใจอีกครั้งว่าค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ได้เป็นค่าที่ให้ค่า MTF ที่ 10% มากที่สุดจริงๆ โดยตรวจสอบค่า MTF ที่ 10% ของค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนรอบข้างของค่าที่ได้ล่าสุด



บทที่ 4

ผลการวิจัยและอภิปรายผล

4.1 การทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function

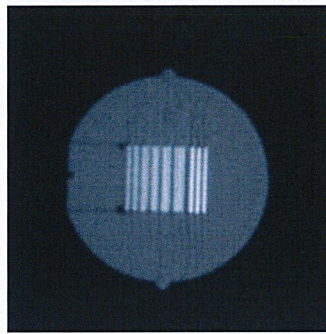
ในส่วนนี้จะทำการทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมส่วนการประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function (MTF) แบบ Point Spread Function (PSF) และ Edge Spread Function (ESF) ที่พัฒนาขึ้น โดยกราฟ MTF ที่ได้จะถูกนำมาเปรียบเทียบผลกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากภาพตัดขวาง Linepair และกราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่ ดร.ณัฐภูมิ สิ้นสืบผล จากทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์เคยพัฒนาขึ้น หลังจากนั้นจะทำการทดสอบการประเมินหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนเพื่อประเมินความเป็นไปได้ในการใช้งาน โดยสร้างภาพตัดขวางด้วยค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนต่าง ๆ กัน จากนั้นพิจารณาความสอดคล้องกันของผลกราฟ MTF ที่ได้เทียบกับการสังเกตภาพตัดขวาง Linepair ด้วยสายตา

4.1.1 การเปรียบเทียบผลกับค่า Modulation Transfer Function ที่คำนวณได้จากภาพ Linepair และโปรแกรมจากทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์

การคำนวณหาค่า MTF จากภาพ Linepair เริ่มจากการสร้างภาพตัดขวาง แบบ Fan-beam จากภาพ Projection ของ Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ถ่ายจากเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1 โดยสร้างภาพตัดขวางด้วยตัวแปรเหมือนกับแบบ PSF และ ESF ดังตารางที่ 4.1

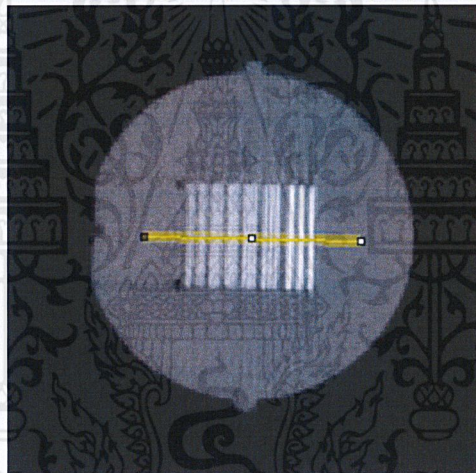
ตารางที่ 4.1 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1

ชื่อค่าพารามิเตอร์	ค่าที่ใช้งาน
Distance Source Object : DSO (mm)	481.965 mm
Distance Source Detector : DSD (mm)	707.002 mm
FOV_width (pixel)	600 pixel
imgpixelSize (mm/pixel)	0.25 mm/pixel
detectorpixelSize (mm/pixel)	0.254 mm/pixel
shiftX (pixel)	-1.76 pixel
filter_type	Shepp-Logan
cutoff	0.7
centerRay	464 pixel

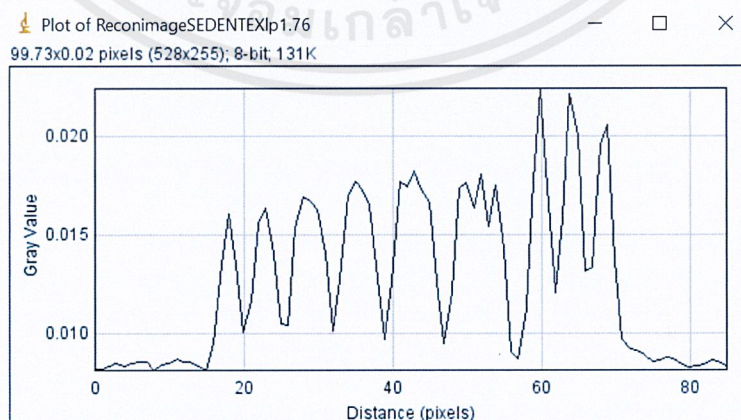


รูปที่ 4.1 Linepair insert ของ SedentexCT IQ phantom

จากนั้นใช้โปรแกรม ImageJ ในการสร้างกราฟค่าความเข้มสี (intensity) บนภาพตัดขวาง Linepair โดยลากเส้นตัดผ่านบริเวณ Linepair บนภาพและเพิ่มขนาดพื้นที่คำนวณจาก 1 เป็น 5 pixel เพื่อเฉลี่ยข้อมูล ได้กราฟดังรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.2 วาดเส้นเพื่อสร้างกราฟค่าความเข้มสี



รูปที่ 4.3 กราฟค่าความเข้มสีของภาพ Linepair

ถัดมาทำการคำนวณค่า MTF โดยวิธีการคำนวณคือนำค่ายอดทั้งหมดมาหาค่าเฉลี่ยยอดและค่าห้อง มาหาค่าเฉลี่ยห้อง และแทนในสมการ (1)

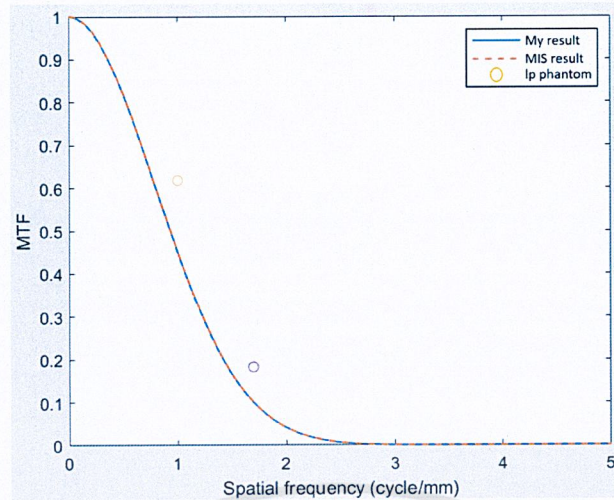
$$MTF = \frac{\text{ค่าเฉลี่ยยอด} - \text{ค่าเฉลี่ยห้อง}}{\text{ค่าเฉลี่ยยอด} - \text{ค่าต่ำสุดของกราฟ}} \quad (1)$$

จากภาพ Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom พบว่าสามารถแยกแยะคู่เส้นได้ถึงกลุ่ม 2 ซึ่งสอดคล้องกับ 1.7 lp/mm โดยผลการคำนวณค่า MTF ของแต่ละกลุ่ม Linepair ที่อ่านได้มีค่าดังนี้

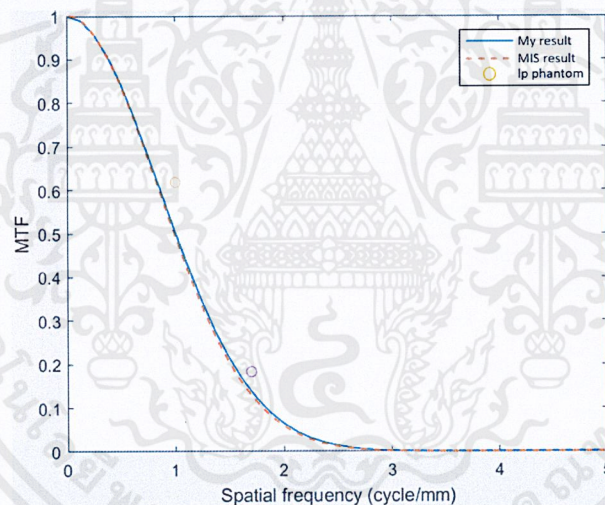
ตารางที่ 4.2 แสดงค่า MTF ที่คำนวณได้จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX= -1.76

lp/mm	MTF
1	0.62
1.7	0.18

นำกราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วย กราฟ MTF แบบ PSF และ ESF ที่คำนวณจากภาพ PSF insert และ ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom เปรียบเทียบกับผลกราฟ MTF จากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์ (MIS) เคย พัฒนาได้ผลดังรูปที่ 4.4 และ 4.5 ตามลำดับ



รูปที่ 4.4 เปรียบเทียบค่า MTF จาก PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1



รูปที่ 4.5 เปรียบเทียบค่า MTF จาก ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1

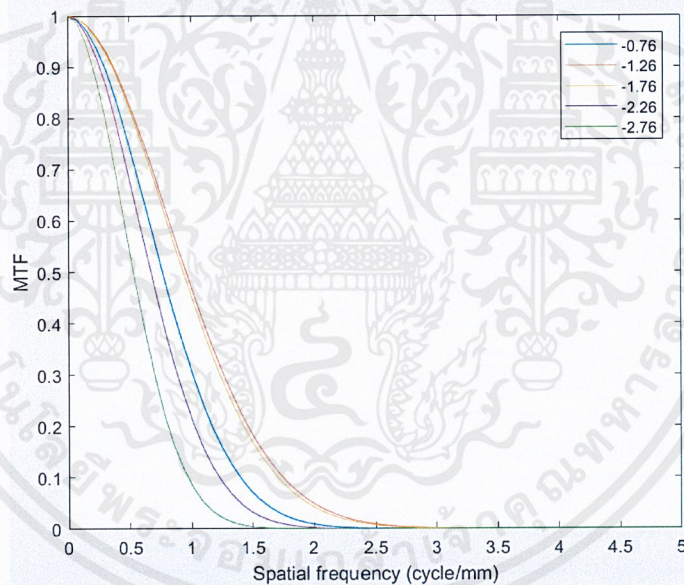
จากการเปรียบเทียบผลโดยใช้ภาพตัดขวางของ PSF และ ESF insert ของ SedentexCT IQ phantom พบว่ากราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นทั้งแบบ PSF และแบบ ESF มีค่าใกล้เคียงกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากภาพตัดขวาง Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยผล MTF จาก Linepair นั้นอาจมีความแตกต่างจากกราฟ MTF ที่ได้เล็กน้อย คาดว่าเกิดจากความแปรปรวนในการวัดค่า แต่อย่างไรก็ตาม พบว่าผลกราฟที่คำนวณได้นั้นมีค่าสอดคล้องกับค่าจากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์เคยพัฒนา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 การทดสอบโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ

Modulation Transfer Function เมื่อเปลี่ยนระยะเลื่อนของแกนหมุน

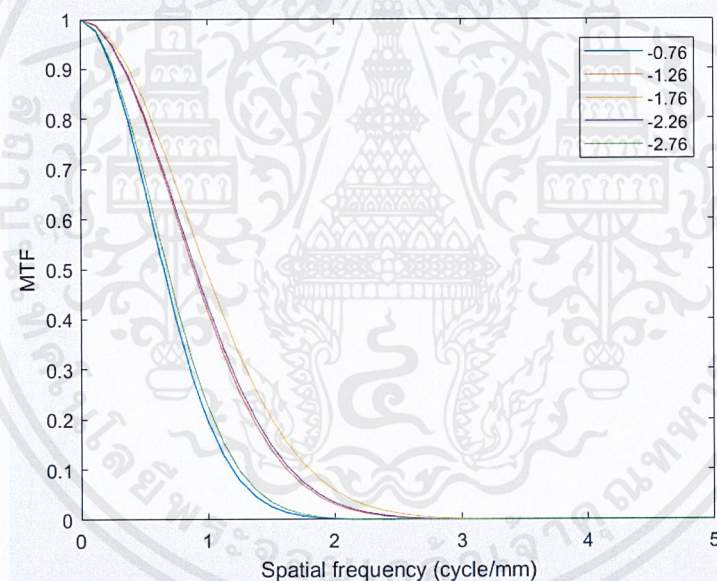
การทดสอบการประเมินหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนโดยใช้กราฟ MTF เพื่อดูว่าผลลัพธ์ที่ได้สอดคล้องกับการพิจารณาภาพตัดขวางของชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ด้วยสายตาหรือไม่ โดยเลือกใช้ QRM Cone-beam Phantom เนื่องจากมีระยะห่างของกลุ่ม Linepair หลากหลายและละเอียดกว่าของ SedentexCT IQ Phantom โดยที่ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ผลกราฟ MTF กว้างที่สุดควรให้ผลภาพตัดขวางของ Linepair ที่สามารถแยกแยะคู่เส้นได้ดีที่สุด ในการทดสอบจะเริ่มจากการสร้างภาพตัดขวางจาก PSF insert และ ESF insert ที่ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน (shiftX) ต่างๆ โดยใช้ค่าเริ่มต้นที่ shiftX เท่ากับ -1.76 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และเลือกใช้ shiftX รอบข้าง (+-0.5) คือ -0.76 , -1.26 , -2.26 และ -2.76 ซึ่งได้ผลกราฟ MTF แบบ PSF และ ESF และผลค่า MTF ที่ 50% และ 10% จากค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนทั้งหมดดังนี้



รูปที่ 4.6 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76 , -1.26 , -1.76 , -2.26 และ -2.76

ตารางที่ 4.3 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
-0.76	0.78	1.39
-1.26	0.96	1.74
-1.76	0.93	1.7
-2.26	0.67	1.22
-2.76	0.54	0.96

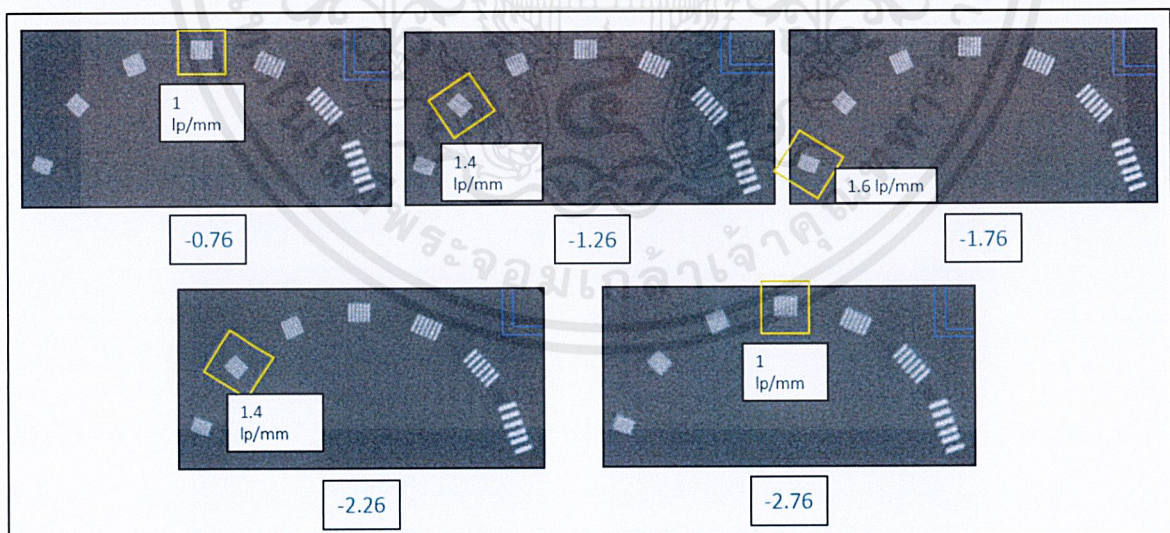


รูปที่ 4.7 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76

ตารางที่ 4.4 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
-0.76	0.63	1.16
-1.26	0.87	1.59
-1.76	1.00	1.83
-2.26	0.91	1.67
-2.76	0.75	1.26

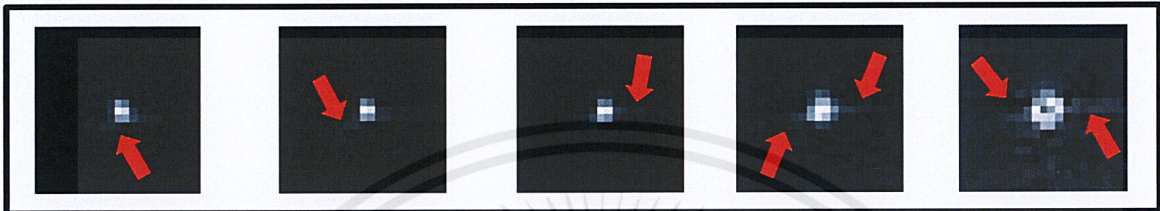
จากผลที่ได้พบว่ากราฟ MTF แบบ PSF ที่ค่า shiftX เท่ากับ -1.26 ให้ค่า MTF สูงสุด และแบบ ESF ที่ค่า shiftX เท่ากับ -1.76 ให้ค่า MTF สูงสุด จึงนำไปเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76 โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.8 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

จากการพิจารณาภาพตัดขวางชั้น Linepair ที่สร้างขึ้นโดยใช้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนต่าง ๆ กัน พบว่าที่ค่า shiftX เท่ากับ -1.76 สามารถแยกแยะ Linepair ด้วยสายตาได้ดีที่สุด ซึ่งผลดังกล่าวนี้สอดคล้องเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและทำซ้ำหรืออ้างถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กันกับผลที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ ESF (รูปที่ 4.7 และตารางที่ 4.4) อย่างไรก็ตามผลที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ PSF (รูปที่ 4.6 และตารางที่ 4.3) มีความไม่สอดคล้องกับผลการพิจารณาภาพ Linepair โดยคาดว่าเกิดจากภาพ PSF insert มีการกระเจิงของรังสีเนื่องจากโลหะ (Metal streak artifact) เกิดขึ้นบนภาพซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อการคำนวณของโปรแกรม ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 ภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.76, -1.26, -1.76, -2.26 และ -2.76 ตามลำดับ

4.2 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function

ผู้จัดทำต้องการตรวจสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function (MTF) โดยนำโปรแกรมห้มาทดสอบซ้ำกับภาพที่ถ่ายด้วยเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องอื่นๆ อีก 2 เครื่อง และทดสอบกับภาพตัดขวางของชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom เพื่อพิจารณาว่ายังคงสามารถใช้งานโปรแกรมได้

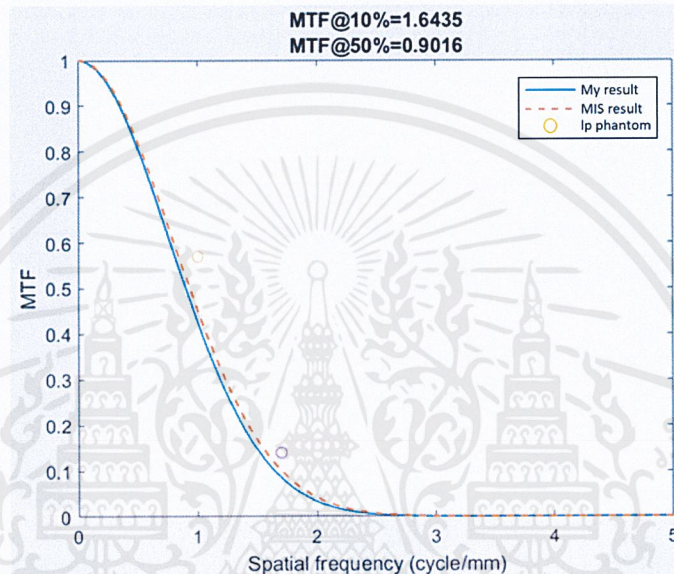
4.2.1 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2

การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 โดยใช้ตัวแปรต่างๆ ดังตารางที่ 4.5 ซึ่งจาก PSF insert จาก SedentexCT IQ phantom ที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ PSF ได้ผลดังนี้

ตารางที่ 4.5 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2

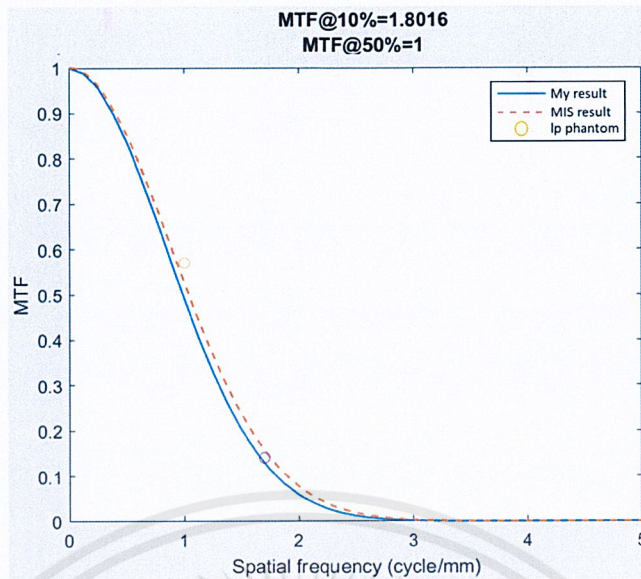
ชื่อค่าพารามิเตอร์	ค่าที่ใช้งาน
Distance Source Object : DSO (mm)	481.981 mm
Distance Source Detector : DSD (mm)	708.057 mm
FOV_width (pixel)	600 pixel

imgpixelSize (mm/pixel)	0.25 mm/pixel
detectorpixelSize (mm/pixel)	0.254 mm/pixel
shiftX (pixel)	0.43 pixel
filter_type	Shepp-Logan
cutoff	0.7
centerRay	464 pixel



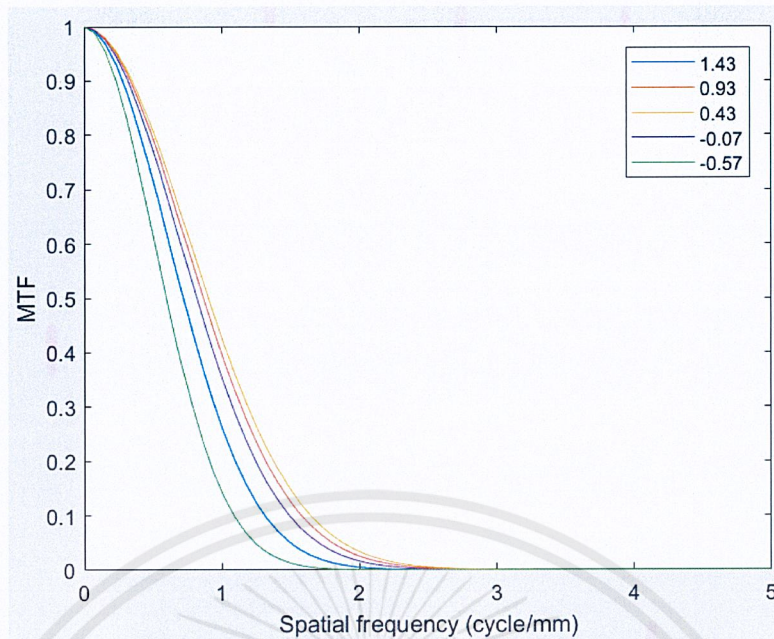
รูปที่ 4.10 เปรียบเทียบค่า MTF จาก PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2

และจาก ESF insert ที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ ESF ได้ผลดังนี้



รูปที่ 4.11 เปรียบเทียบค่า MTF จาก ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2

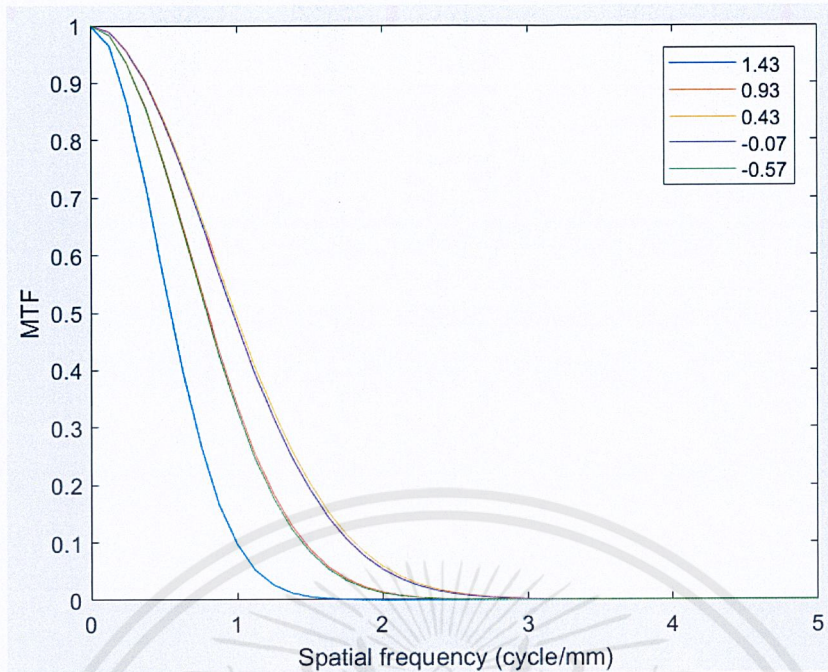
จากการเปรียบเทียบผลโดยใช้ภาพตัดขวางของ PSF และ ESF insert ของ SedentexCT IQ phantom พบว่ากราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นทั้งแบบ PSF และแบบ ESF ที่มีค่าใกล้เคียงกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากภาพ Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom และมีค่าใกล้เคียงกับค่าจากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์เคยพัฒนาดังรูปที่ 4.10 และ 4.11 จึงนำมาประเมินหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนโดยใช้กราฟ Modulation Transfer Function (MTF) เพื่อดูว่าผลลัพธ์ที่ได้สอดคล้องกับการพิจารณาภาพตัดขวางของชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ด้วยสายตาหรือไม่ โดยใช้ค่าเริ่มต้นที่ shiftX เท่ากับ 0.43 ที่ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และเลือกใช้ shiftX รอบข้าง (+-0.5) คือ 1.43, 0.93, -0.07 และ -0.57 ซึ่งได้ผลกราฟ MTF แบบ PSF และ ESF และผลค่า MTF ที่ 50% และ 10% จากค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนทั้งหมดดังนี้



รูปที่ 4.12 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiScan เครื่องที่ 2

ตารางที่ 4.6 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiScan เครื่องที่ 2

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
1.43	0.72	1.31
0.93	0.86	1.57
0.43	0.90	1.64
-0.07	0.81	1.49
-0.57	0.62	1.08

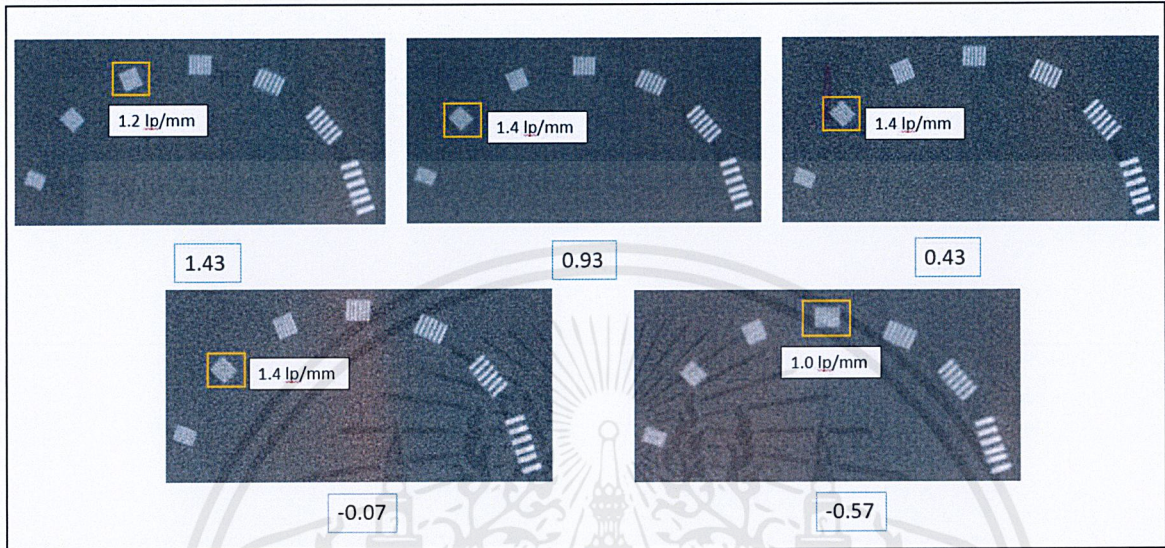


รูปที่ 4.13 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiScan เครื่องที่ 2

ตารางที่ 4.7 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 ของเครื่อง DentiScan เครื่องที่ 2

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
1.43	0.62	0.99
0.93	0.80	1.46
0.43	1.00	1.80
-0.07	1.00	1.77
-0.57	0.79	1.44

จากผลที่ได้พบว่ากราฟ MTF แบบ PSF และแบบ ESF ที่ shiftX เท่ากับ 0.43 ให้ค่า MTF สูงสุด จึงนำไปเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.14 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 1.43, 0.93, 0.43, -0.07 และ -0.57 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดบนภาพ

จากการพิจารณาภาพตัดขวางชั้น Linepair ที่สร้างขึ้นโดยใช้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนต่าง ๆ กัน พบว่าที่ shiftX เท่ากับ -0.07, 0.43 และ 0.93 สามารถมองเห็นกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดกลุ่มเดียวกัน แต่ที่ shiftX เท่ากับ 0.43 กลุ่ม Linepair ที่ 1.4 lp/mm มีความชัดเจนมากกว่าที่ shiftX เท่ากับ -0.07 และ 0.93 ซึ่งผลดังกล่าวสอดคล้องกันกับผลที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ PSF (รูปที่ 4.12 และตารางที่ 4.6) และแบบ ESF (รูปที่ 4.13 และตารางที่ 4.7)

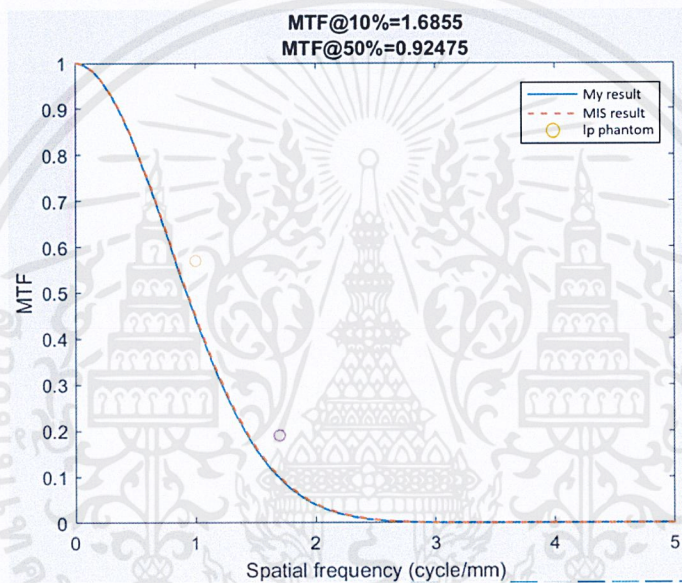
4.2.2 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 3

การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 3 โดยใช้ตัวแปรต่างๆดังตารางที่ 4.8 ซึ่งจาก PSF insert จาก SedentexCT IQ phantom ที่ได้จากโปรแกรมประเมินความละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ PSF ได้ผลดังนี้

ตารางที่ 4.8 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3

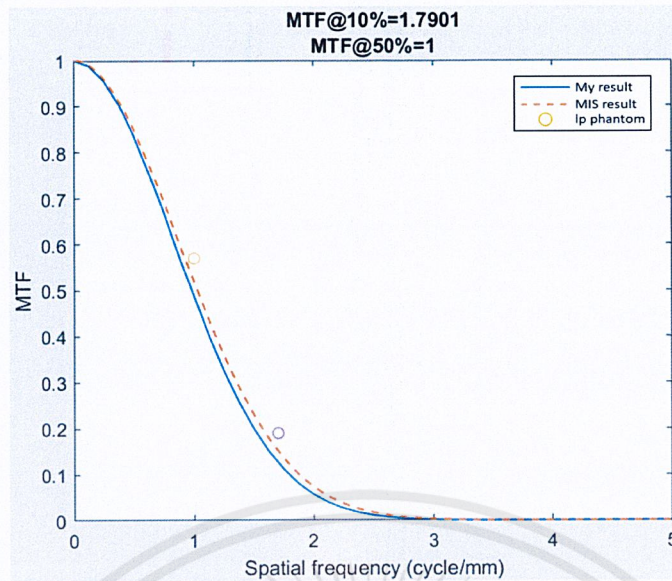
ชื่อค่าพารามิเตอร์	ค่าที่ใช้งาน
Distance Source Object : DSO (mm)	482.064 mm

Distance Source Detector : DSD (mm)	707.079 mm
FOV_width (pixel)	600 pixel
imgpixelSize (mm/pixel)	0.25 mm/pixel
detectorpixelSize (mm/pixel)	0.254 mm/pixel
shiftX (pixel)	-0.5 pixel
filter_type	Shepp-Logan
cutoff	0.7
centerRay	464 pixel



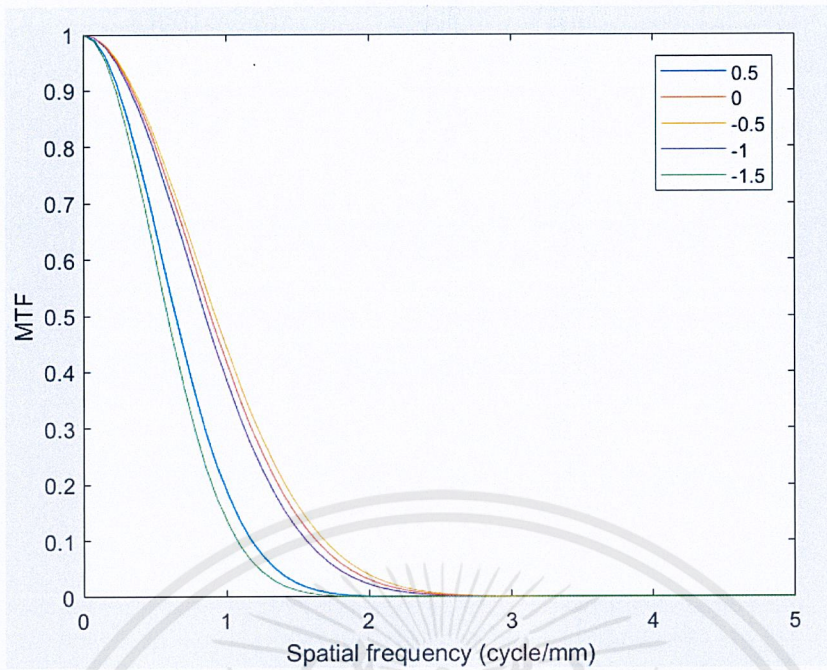
รูปที่ 4.15 เปรียบเทียบค่า MTF จาก PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiScan เครื่องที่ 3

และจาก ESF insert ที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ ESF ได้ผลดังนี้



รูปที่ 4.16 เปรียบเทียบค่า MTF จาก ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom (เส้นทึบ) กับค่า MTF จาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom (จุด) และค่า MTF จากโปรแกรมที่ MIS เคยพัฒนา (เส้นประ) ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3

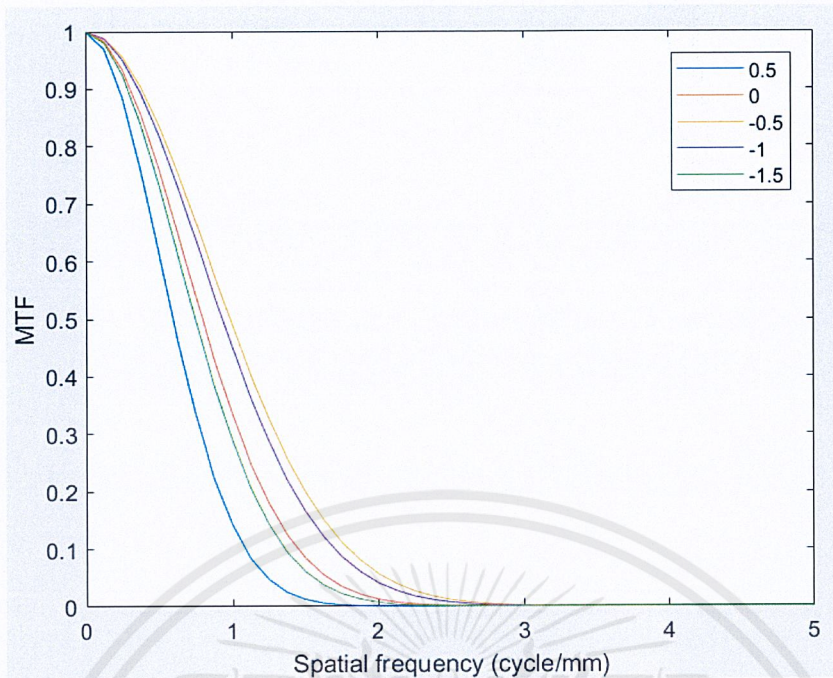
จากการเปรียบเทียบผลโดยใช้ภาพตัดขวางของ PSF และ ESF insert ของ SedentexCT IQ phantom พบว่ากราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นทั้งแบบ PSF และแบบ ESF ที่มีค่าใกล้เคียงกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากภาพ Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom และมีค่าใกล้เคียงกับค่าจากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์เคยพัฒนา จึงนำมาประเมินหาค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนโดยใช้กราฟ MTF เพื่อดูว่าผลลัพธ์ที่ได้สอดคล้องกับการพิจารณาภาพตัดขวางของชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ด้วยสายตาหรือไม่ โดยใช้ค่าเริ่มต้นที่ shiftX เท่ากับ -0.5 ที่ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และเลือกใช้ shiftX รอบข้าง (+-0.5) คือ 0, -0.5, -1 และ -1.5 ซึ่งได้ผลกราฟ MTF แบบ PSF และ ESF และผลค่า MTF ที่ 50% และ 10% จากค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนทั้งหมดดังนี้



รูปที่ 4.17 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3

ตารางที่ 4.9 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง PSF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
0.5	0.64	1.18
0	0.89	1.62
-0.5	0.92	1.68
-1.0	0.86	1.55
-1.5	0.62	1.07



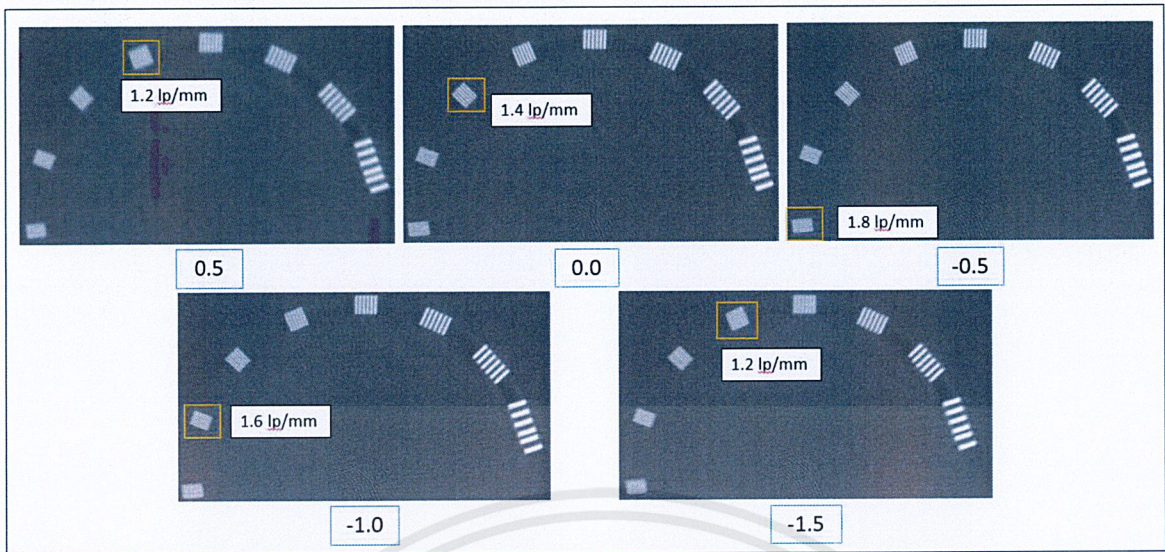
รูปที่ 4.18 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3

ตารางที่ 4.10 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากภาพตัดขวาง ESF insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 ของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
0.5	0.62	1.08
0	0.79	1.44
-0.5	1.00	1.80
-1.0	0.93	1.69
-1.5	0.75	1.36

จากผลที่ได้พบว่ากราฟ MTF แบบ PSF และแบบ ESF ที่ shiftX เท่ากับ -0.5 ให้ค่า MTF สูงสุด จึงนำไปเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

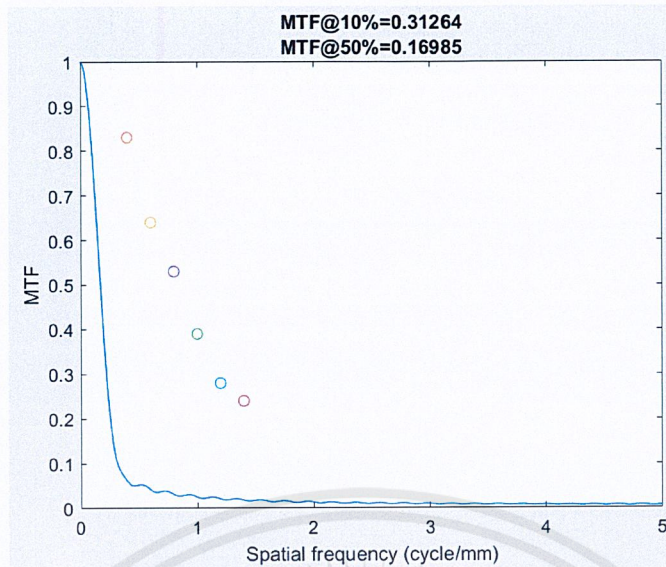


รูปที่ 4.19 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

จากการพิจารณาภาพตัดขวางชั้น Linepair ที่สร้างขึ้นโดยใช้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนต่าง ๆ กัน พบว่าที่ shiftX เท่ากับ -0.5 สามารถแยกแยะ Linepair ด้วยสายตาได้ดีที่สุด ซึ่งผลดังกล่าวสอดคล้องกันกับผลที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ PSF (รูปที่ 4.17 และตารางที่ 4.9) และ แบบ ESF (รูปที่ 4.18 และตารางที่ 4.10)

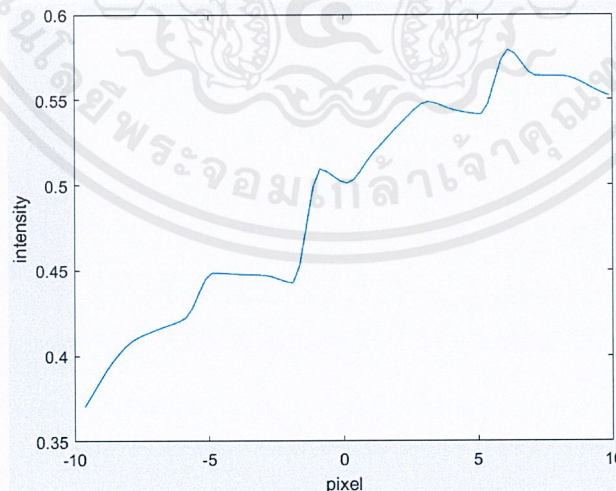
4.2.3 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับภาพตัดขวางชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom

ในส่วนนี้จะทำการทดสอบเพิ่มเติมโดยเปลี่ยนแพนทอมที่ใช้ในการประเมินความละเอียดของภาพ โดยใช้ภาพ QRM Cone-beam phantom ชั้น MTF Edge ที่ถ่ายด้วยเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ ซึ่งได้ผลกราฟ MTF แบบ ESF เทียบกับค่า MTF จากการใช้ Linepair คำนวณดังนี้

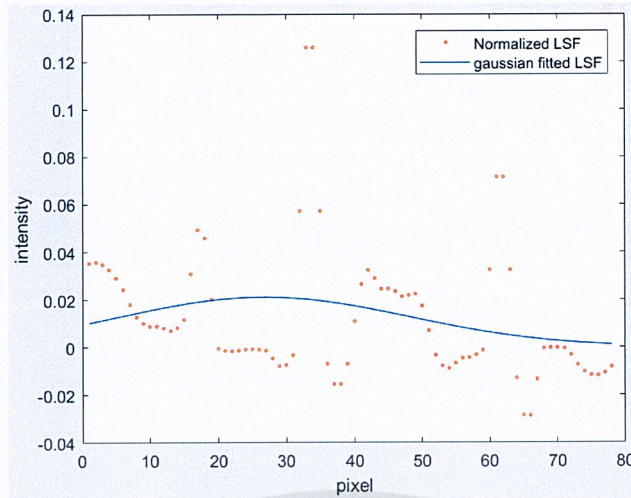


รูปที่ 4.20 เปรียบเทียบค่า MTF ชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom (เส้น) กับค่า MTF จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom (จุด)

จากการเปรียบเทียบโดยใช้ภาพตัดขวางของชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom พบว่ากราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นแบบ ESF มีค่าไม่สอดคล้องกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ซึ่งคาดว่าเนื่องจากแพนทอมมีขนาดใหญ่ทำให้ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นมี noise มาก เมื่อเทียบกับกรณีภาพตัดขวาง insert ของ SedentexCT IQ ทำให้ผลที่ได้เกิดความแปรปรวนดังรูปที่ 4.21-4.22

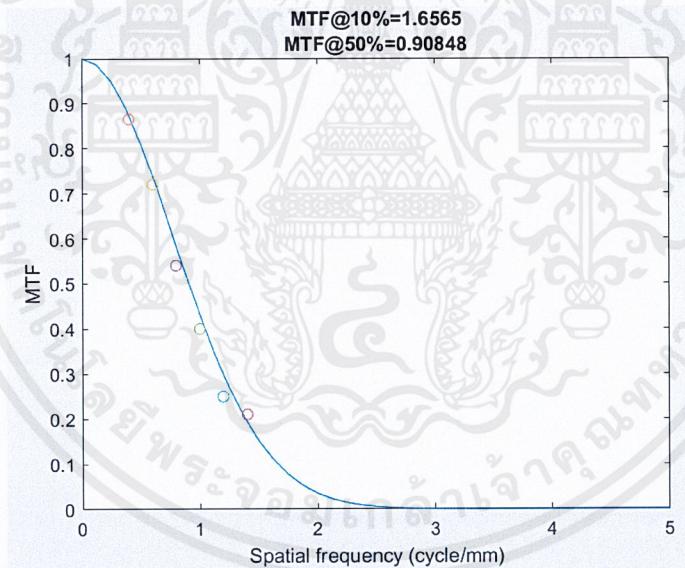


รูปที่ 4.21 กราฟ ESF ที่เกิดความแปรปรวน



รูปที่ 4.22 กราฟก่อน(จุด) และหลัง Curve fitting และ Normalize(เส้น) ที่เกิดความแปรปรวน

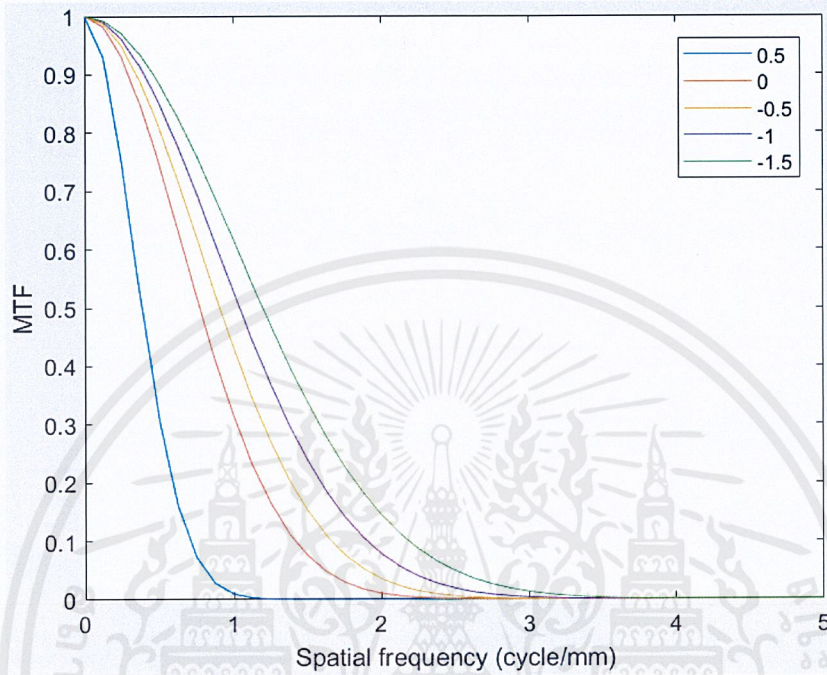
เพื่อให้สามารถทดสอบได้ จึงทำการแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นโดยทำการถ่ายภาพแพนทอมเดิม 10 ครั้ง และนำภาพโพรไฟล์ในแต่ละมุมเดียวกันมาเฉลี่ยกัน ทำให้ภาพมี noise ลดลง ได้ผลกราฟ MTF ดังนี้



รูปที่ 4.23 เปรียบเทียบค่า MTF ชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom (เส้น) กับค่า MTF จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom (จุด) เมื่อทำการแก้ไขปัญหา noise ที่เกิดขึ้น

จากการเปรียบเทียบโดยใช้ภาพตัดขวางของชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ทำการแก้ไขปัญหา noise ที่เกิดขึ้น พบว่ากราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นแบบ ESF ที่มีค่าใกล้เคียงกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom จึงนำมาประเมินค่าระยะเลือนของแกนหมุนโดยใช้กราฟ MTF เพื่อดูว่าผลลัพธ์ที่ได้สอดคล้องกับการพิจารณาภาพตัดขวางของชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ด้วยสายตาหรือไม่ โดยใช้ค่าเริ่มต้นที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและ 53 ข้ออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

shiftX เท่ากับ -0.5 ที่ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และเลือกใช้ shiftX รอบข้าง (+-0.5) คือ 0.5, 0, -1 และ -1.5 ซึ่งได้ผลกราฟ MTF แบบ ESF และผลค่า MTF ที่ 50% และ 10% จากค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนทั้งหมดดังนี้

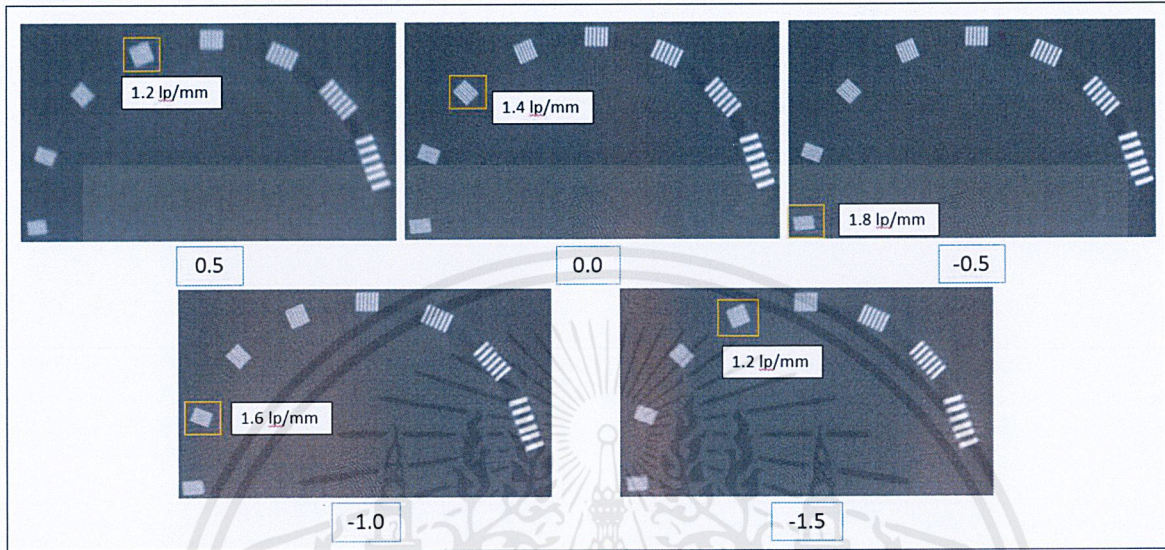


รูปที่ 4.24 กราฟเปรียบเทียบ MTF ที่คำนวณจากชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5

ตารางที่ 4.11 แสดงค่า MTF ที่ 10% และ 50% ที่อ่านได้จากกราฟ MTF ที่คำนวณจากชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5

shiftX	lp/mm	
	MTF= 50%	MTF= 10%
0.5	0.38	0.70
0	0.77	1.41
-0.5	0.91	1.65
-1.0	1.04	1.89
-1.5	1.19	2.18

จากผลที่ได้พบว่ากราฟ MTF แบบ ESF ที่ shiftX เท่ากับ -1.5 ให้ค่า MTF สูงสุด จึงนำไปเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.25 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 0.5, 0, -0.5, -1 และ -1.5 โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดบนภาพ

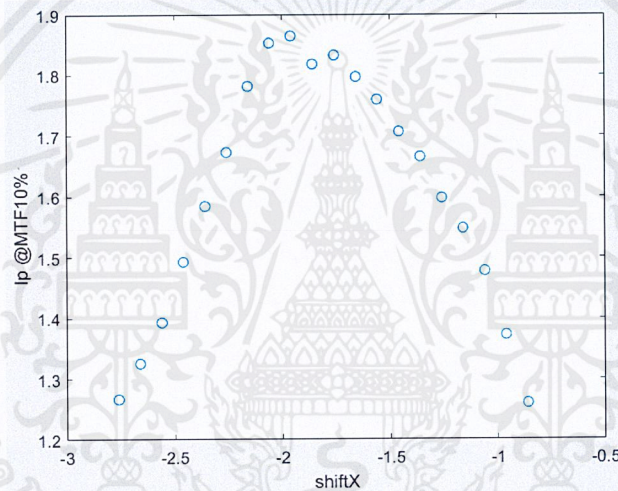
จากการพิจารณาภาพตัดขวางชั้น Linepair ที่สร้างขึ้นโดยใช้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนต่าง ๆ กันพบว่าที่ shiftX เท่ากับ -0.5 สามารถแยกแยะ Linepair ด้วยสายตาได้ดีที่สุด ซึ่งผลดังกล่าวไม่สอดคล้องกันกับผลที่ได้จากโปรแกรมประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ ESF (รูปที่ 4.24 และตารางที่ 4.11) จึงคาดว่าชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom อาจไม่เหมาะสำหรับการคำนวณในส่วนถัดไป

4.3 การทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ

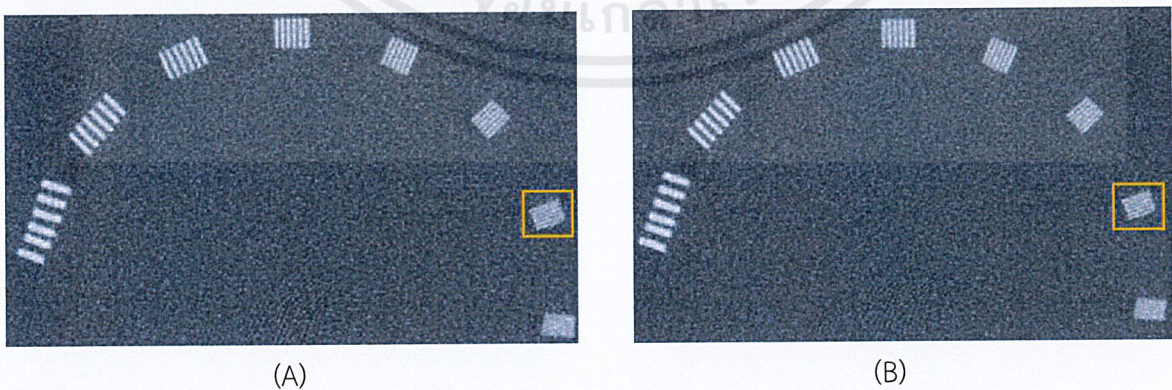
ในการทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติจะใช้วิธีการหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ Modulation Transfer Function แบบ Edge Spread Function (ESF) จาก SedentexCT IQ Phantom เนื่องจากเป็นวิธีที่ให้ผลที่แม่นยำกว่าเมื่อเปลี่ยนระยะเลื่อนของแกนหมุน โดยจะทำการพิจารณาความสอดคล้องของค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน ซึ่งได้จากการนำโปรแกรมส่วนการประเมินหา

ความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพมาหากราฟ MTF ของภาพตัดขวางที่ค่าระยะเลื่อนต่างๆ ที่ละค่า และการสังเกตภาพตัดขวาง Linepair ด้วยสายตา

เมื่อนำข้อมูลของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1 มาคำนวณหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น พบว่าค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดมีค่าเท่ากับ -1.96 จึงนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -1.76 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และเมื่อปรับจูนแล้วก็ได้ค่าเดิม กับที่ shiftX เท่ากับ -1.96 ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.26 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 1



รูปที่ 4.27 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -1.76(A) และ -1.96(B) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

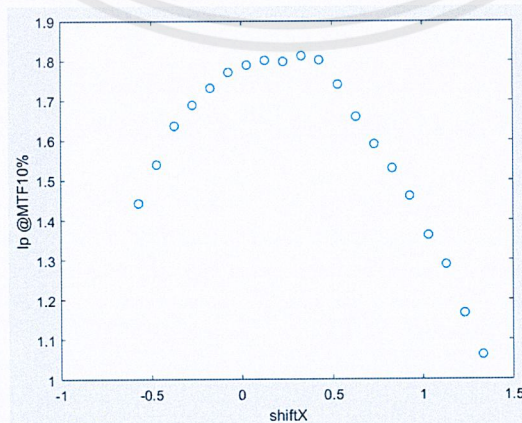
พบว่าจากรูปที่ 4.26 ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุดคือ -1.96 เช่นเดียวกับกับค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -1.76 และ -1.96 พบว่าให้ผลที่ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างด้วยสายตาได้ เนื่องจากมีความใกล้เคียงกันมาก แสดงว่าค่า shiftX ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา แม้ว่าจะมีค่าไม่เท่ากับค่า shiftX ที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว แต่จากภาพตัดขวางที่ได้ก็มีความสามารถในการแยกแยะของภาพใกล้เคียงกัน

4.4 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ

ผู้จัดทำต้องการตรวจสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ โดยนำโปรแกรมดังกล่าวมาวัดผลซ้ำกับภาพที่ถ่ายด้วยเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องอื่น ๆ อีก 2 เครื่อง และทดสอบในเงื่อนไขอื่น ๆ ได้แก่ การปรับเปลี่ยนตำแหน่งการวางวัตถุ และการปรับเปลี่ยนความละเอียดของภาพตัดขวางที่ใช้งาน

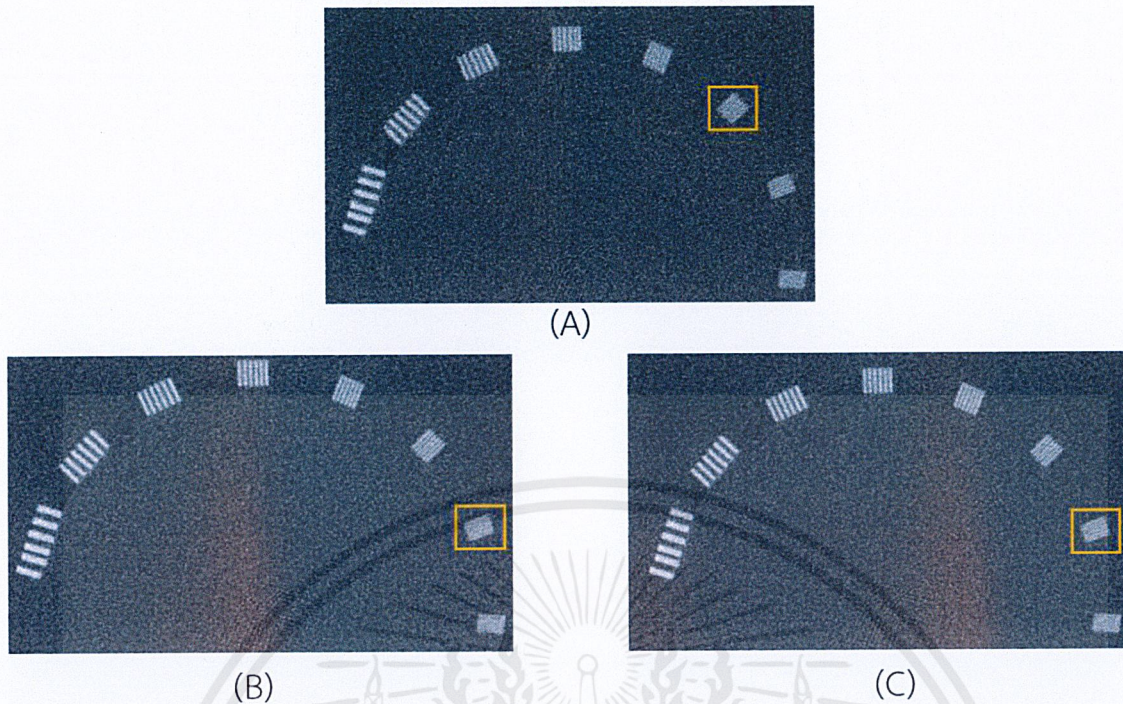
4.4.1 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2

นำข้อมูลของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2 มาคำนวณหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น พบว่าค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดเท่ากับ 0.33 จึงนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.07 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration, shiftX เท่ากับ 0.43 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และ shiftX เท่ากับ 0.33 ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

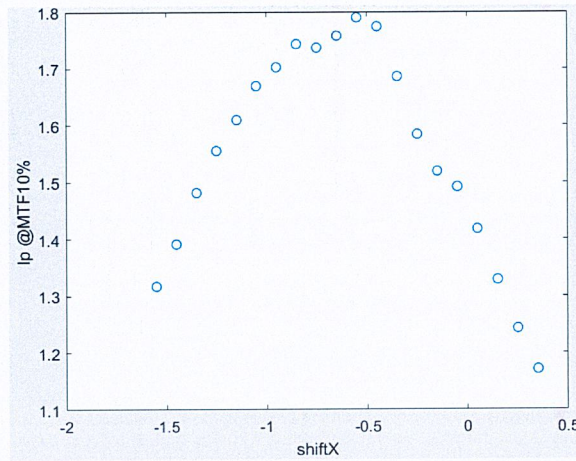


รูปที่ 4.29 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.07 (A), 0.43 (B) และ 0.33 (C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

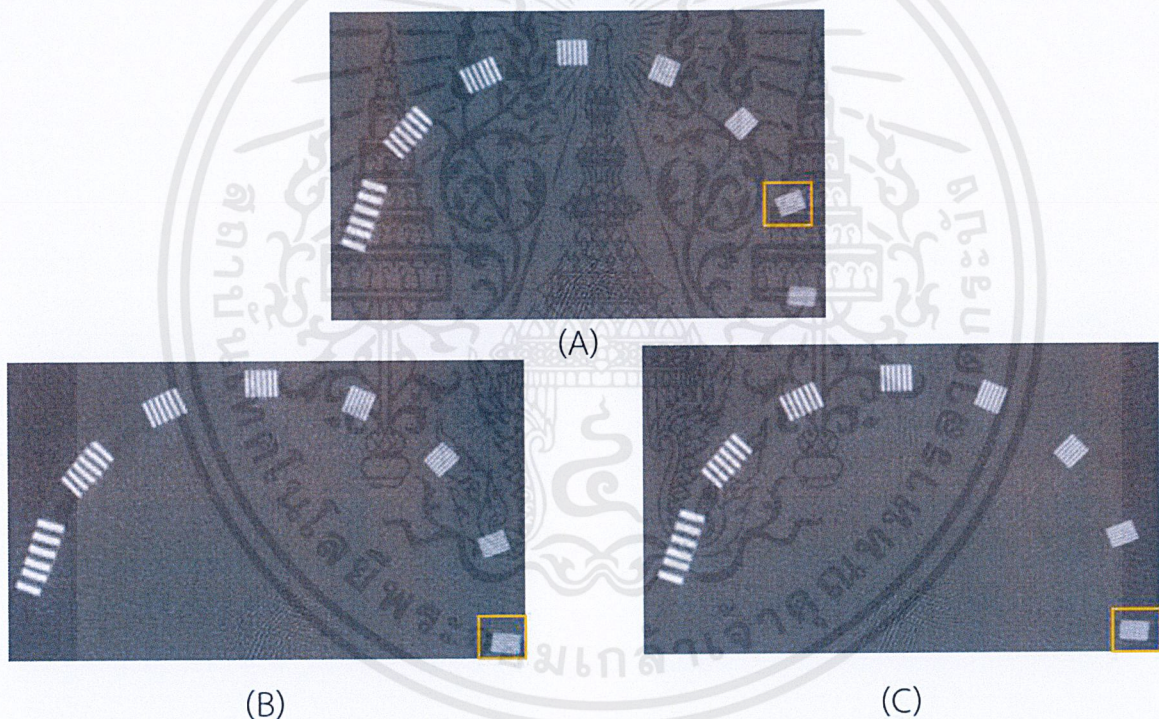
พบว่าจากรูปที่ 4.28 ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุดคือ 0.33 เช่นเดียวกับกับค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.07 , 0.43 และ 0.33 พบว่าที่ -0.07 ให้คุณภาพของภาพที่ละเอียดน้อยกว่าที่ shiftX อื่น และภาพที่ shiftX เท่ากับ 0.43 และ 0.33 ให้ผลที่ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างด้วยสายตาได้ เนื่องจากมีความใกล้เคียงกันมาก แสดงว่าค่า shiftX ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา แม้ว่าจะมีค่าไม่เท่ากับค่า shiftX ที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว แต่จากภาพตัดขวางที่ได้ก็มีความสามารถในการแยกแยะของภาพใกล้เคียงกัน

4.4.2 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมกับเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 3

นำข้อมูลของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3 มาคำนวณหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น พบว่าค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดเท่ากับ -0.55 จึงนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.85 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration, shiftX เท่ากับ -0.5 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และ shiftX เท่ากับ -0.55 ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.30 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan เครื่องที่ 3



รูปที่ 4.31 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.85(A), -0.5(B) และ -0.55(C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

พบว่าจากรูปที่ 4.30 ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุดคือ -0.55 เช่นเดียวกันกับค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.85, -0.5 และ -0.55 พบว่าที่ -0.85 ให้คุณภาพของภาพที่ละเอียดน้อยกว่าที่ shiftX อื่น และที่ shiftX เท่ากับ -0.5 และ -0.55 ให้ผลที่ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างด้วยสายตาได้ เนื่องจากมีความใกล้เคียงกันมาก แสดงว่าค่า shiftX ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา แม้ว่าจะมีค่าไม่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เท่ากับค่า shiftX ที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว แต่จากภาพตัดขวางที่ได้ก็มีความสามารถในการแยกแยะของภาพใกล้เคียงกัน

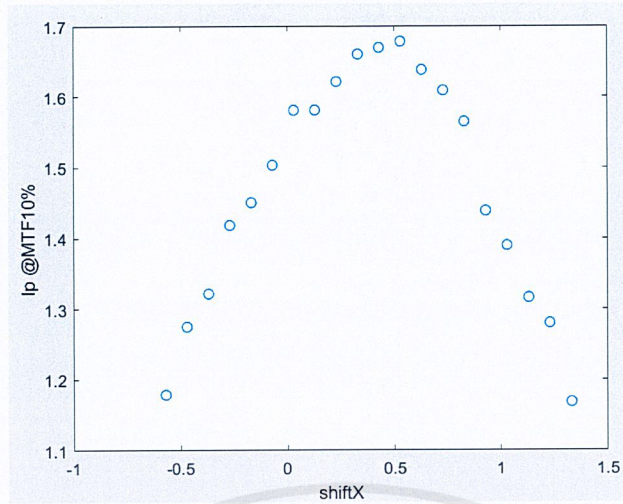
4.4.3 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมเมื่อปรับเปลี่ยนตำแหน่งการวางวัตถุ

จากการทดสอบที่กล่าวมาทั้งหมดนั้น ในการถ่ายภาพได้ใช้การจัดวางวางแพนทอมไว้ที่จุดกึ่งกลางของลำรังสี เพื่อให้ภาพมีความละเอียดสูงสุด แต่ผู้จัดทำต้องการทดสอบว่าหากวัตถุไม่ได้วางที่จุดกึ่งกลางแล้ว โปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติจะสามารถทำงานได้เหมือนเดิมหรือไม่ ซึ่งในการทดสอบนี้จะทดสอบ 3 กรณี คือกรณีเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm, กรณีเลื่อนขึ้นทางแกน Z และกรณีเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm กับเลื่อนขึ้นทางแกน Z โดยถ่ายภาพจากเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2

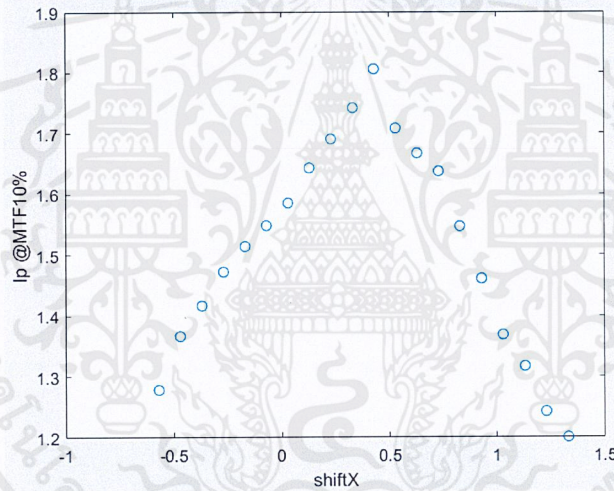


รูปที่ 4.32 ภาพถ่ายรังสีของ ESF insert ของ SedentexCT IQ phantom กรณีอยู่ที่จุดกึ่งกลางของลำรังสี(A), กรณีเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm(B), กรณีเลื่อนขึ้นทางแกน Z(C) และกรณีเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm กับเลื่อนขึ้นทางแกน Z(D)

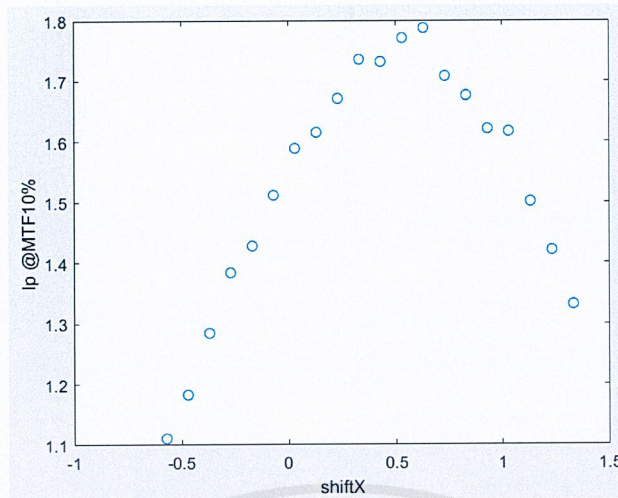
เมื่อนำข้อมูลทั้ง 3 กรณีข้างต้นมาคำนวณหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นพบว่าได้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดเท่ากับ 0.53, 0.43 และ 0.63 ตามลำดับ จึงนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และเปรียบเทียบกับภาพจากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.07 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration, shiftX เท่ากับ 0.43 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และ shiftX เท่ากับ 0.33 ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาซึ่งจัดวาง phantom ไว้ที่จุดกึ่งกลาง โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



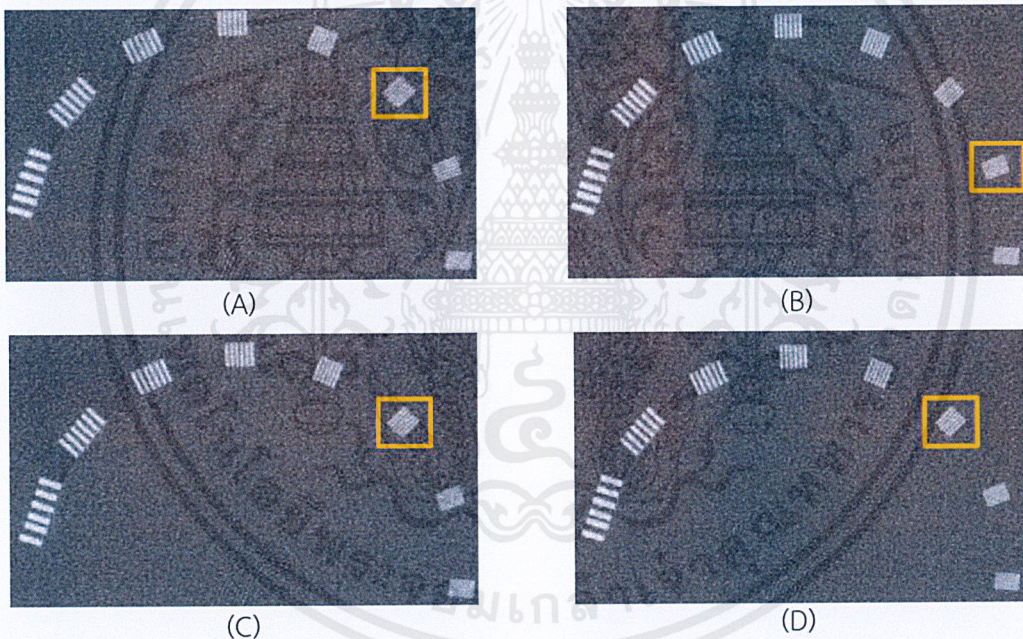
รูปที่ 4.33 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 เมื่อเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm



รูปที่ 4.34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 เมื่อเลื่อนขึ้นทางแกน Z



รูปที่ 4.35 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของเครื่อง DentiiScan รุ่น 2.0 เครื่องที่ 2 เมื่อเลื่อนออกจากจุดกึ่งกลางของการหมุน 4 cm และเลื่อนขึ้นทางแกน Z



รูปที่ 4.36 ภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ -0.07(A), 0.43(B), 0.53(C) และ 0.63(D) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

พบว่าจากรูปที่ 4.33-4.35 ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุดคือ 0.53, 0.43 และ 0.63 เช่นเดียวกับค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ที่ shiftX เท่ากับ -0.07, 0.43, 0.53 และ 0.63 พบว่าที่ -0.07, 0.53 และ 0.63 สามารถมองเห็นกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีที่สุดกลุ่มเดียวกัน แต่ที่ shiftX เท่ากับ -

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

0.07 กลุ่ม Linepair ที่ 1.4 lp/mm มีความสามารถในการแยกแยะของภาพน้อยที่สุด และที่ shiftX เท่ากับ 0.43 มีความละเอียดสูงที่สุด แสดงว่าตำแหน่งของการวางแพนทอมส่งผลต่อการทำงานของโปรแกรมเล็กน้อย โดยค่า shiftX ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนายังคงให้ภาพที่มีความสามารถในการแยกแยะสูงกว่าภาพที่สร้างที่ค่า shiftX ที่ได้จากการทำ Geometry calibration

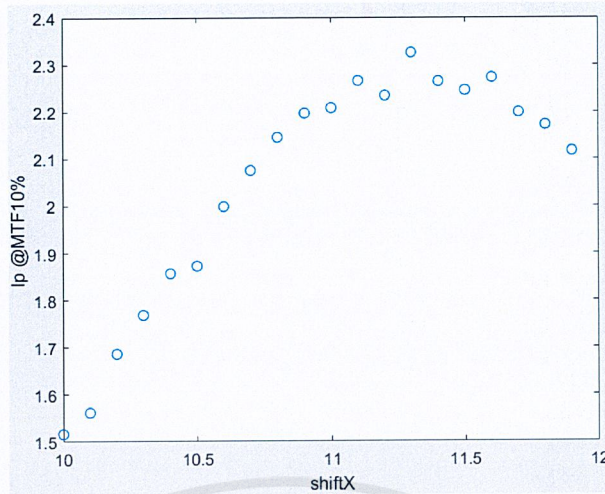
4.4.4 การทดสอบความเที่ยงตรงของโปรแกรมถ่ายด้วยความละเอียด 0.1 mm/pixel

จากการทดสอบที่กล่าวมาทั้งหมด ภาพจะถูกถ่ายด้วยความละเอียด 0.25 mm/pixel ผู้จัดทำต้องการทดสอบว่าหากเปลี่ยนความละเอียดของการถ่ายภาพแล้ว โปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติจะสามารถทำงานได้เหมือนเดิมหรือไม่ จึงทดสอบกับชุด Turntable CT ที่สามารถถ่ายภาพได้ถึงความละเอียด 0.1 mm/pixel โดยเปรียบเทียบที่ความละเอียด 0.1 และ 0.25 mm/pixel สำหรับกรณีความละเอียด 0.1 mm/pixel ใช้ตัวแปรต่างๆดังตารางที่ 4.12

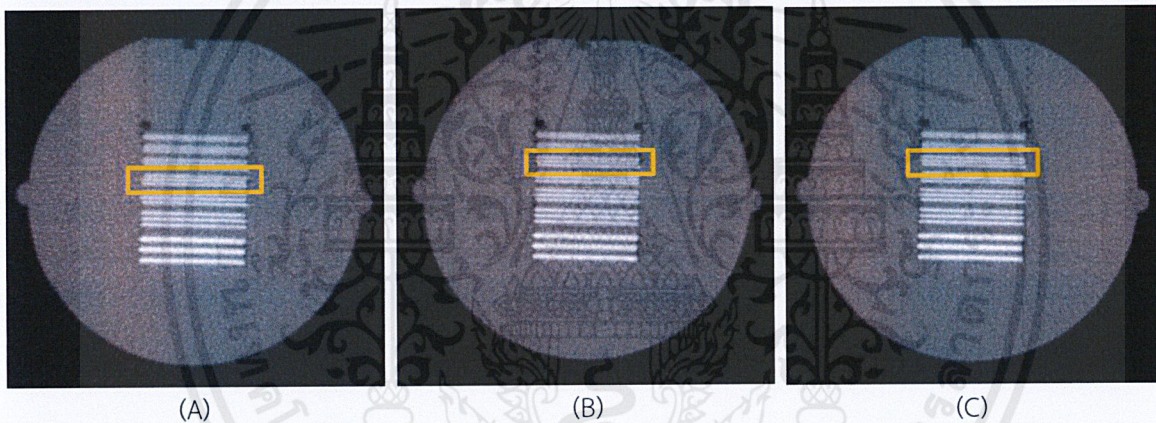
ตารางที่ 4.12 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง Turntable CT

ชื่อค่าพารามิเตอร์	ค่าที่ใช้งาน
Distance Source Object : DSO (mm)	430 mm
Distance Source Detector : DSD (mm)	600 mm
FOV_width (pixel)	500 pixel
imgpixelSize (mm/pixel)	0.1 mm/pixel
detectorpixelSize (mm/pixel)	0.127 mm/pixel
shiftX (pixel)	11 pixel
filter_type	Shepp-Logan
cutoff	0.7
centerRay	870 pixel

นำข้อมูลของชุด Turntable CT ที่ความละเอียด 0.1 mm/pixel มาคำนวณหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น โดยพบว่าได้ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดเท่ากับ 11.3 จึงนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และเปรียบเทียบกับภาพจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 12 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration, shiftX เท่ากับ 11 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และ shiftX เท่ากับ 11.3 ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.37 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของชุด Turntable CT ที่ความละเอียด 0.1 mm/pixel



รูปที่ 4.38 ภาพจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 12(A), 11(B) และ 11.3(C) โดยกรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

พบว่าจากรูปที่ 4.37 ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุดคือ 11.3 เช่นเดียวกับกับค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 12, 11 และ 11.3 พบว่าที่ shiftX เท่ากับ 12 ละเอียดน้อยกว่าที่ shiftX อื่น และที่ shiftX เท่ากับ 11 และ 11.3 ไม่สามารถแยกแยะด้วยสายตาได้ เนื่องจากมีความใกล้เคียงกันมาก แสดงว่าค่า shiftX ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา แม้ว่าจะมีค่าไม่เท่ากับค่า shiftX ที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว แต่จากภาพตัดขวางที่ได้ก็มีความสามารถในการแยกแยะของภาพใกล้เคียงกัน

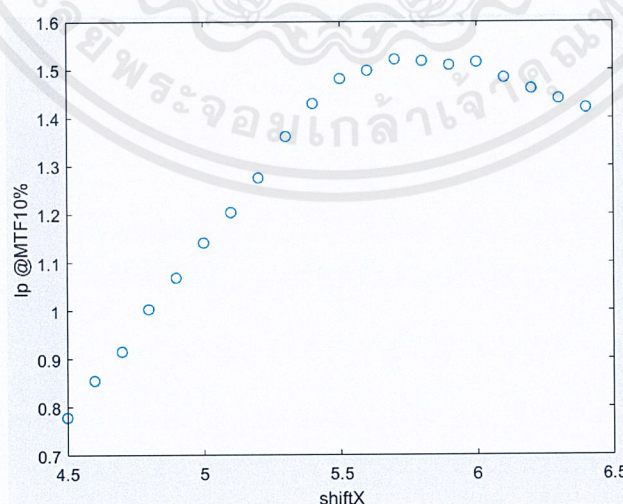
ถัดมานำโปรแกรมประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ มาทดสอบที่ความละเอียด 0.25 mm/pixel ซึ่งในกรณีนี้ใช้ตัวแปรต่างๆดังตารางที่ 4.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

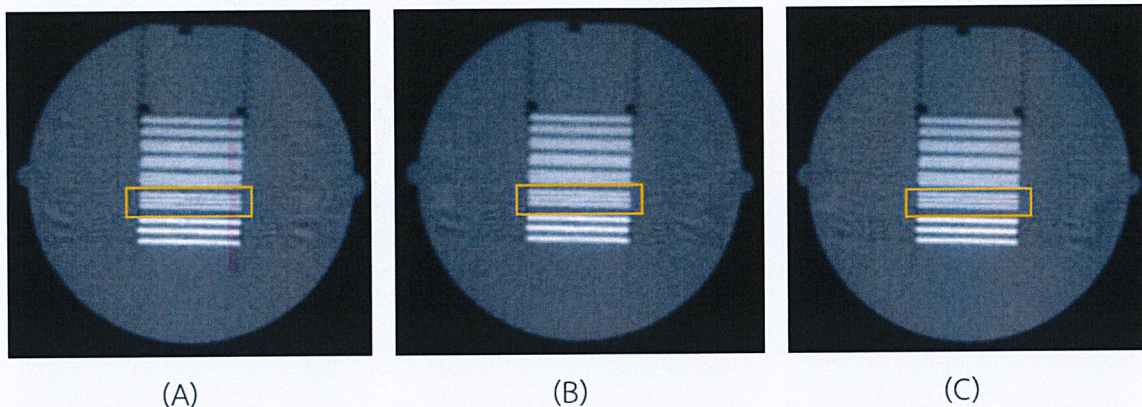
ตารางที่ 4.13 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเครื่อง Turntable CT

ชื่อค่าพารามิเตอร์	ค่าที่ใช้งาน
Distance Source Object : DSO (mm)	430 mm
Distance Source Detector : DSD (mm)	600 mm
FOV_width (pixel)	400 pixel
imgpixelSize (mm/pixel)	0.25 mm/pixel
detectorpixelSize (mm/pixel)	0.254 mm/pixel
shiftX (pixel)	5.5 pixel
filter_type	Shepp-Logan
cutoff	0.7
centerRay	435 pixel

นำข้อมูลของชุด Turntable CT ที่ความละเอียด 0.25 mm/pixel มาคำนวณหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดเท่ากับ 5.7 จึงนำไปเปรียบเทียบกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และเปรียบเทียบกับภาพจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 6 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration, shiftX เท่ากับ 5.5 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว และ shiftX เท่ากับ 5.7 ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา โดยพิจารณาภาพด้วยสายตา



รูปที่ 4.39 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า MTF ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนของชุด Turntable CT ที่ความละเอียด 0.25 mm/pixel



รูปที่ 4.40 ภาพจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom โดยใช้ค่า shiftX เท่ากับ 6(A), 5.5(B) และ 5.7(C) โดยรอบสี่เหลี่ยมแสดงกลุ่ม Linepair ที่สามารถแยกแยะได้ดีสุดบนภาพ

พบว่าจากรูปที่ 4.39 ค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ค่า MTF ที่ 10% สูงสุดคือ 5.7 เช่นเดียวกับค่าที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางจาก Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom ที่ shiftX เท่ากับ 6, 5.5 และ 5.7 พบว่าที่ shiftX เท่ากับ 6, 5.5 และ 5.7 ไม่สามารถแยกแยะด้วยสายตาได้ เนื่องจากมีความใกล้เคียงกันมาก แสดงว่าค่า shiftX ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนา แม้ว่าจะมีค่าไม่เท่ากับค่า shiftX ที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนแล้ว แต่จากภาพตัดขวางที่ได้ก็มีความสามารถในการแยกแยะของภาพใกล้เคียงกัน นอกจากนี้เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลที่ประเมินได้โดยใช้ความละเอียด 0.1 mm ซึ่งในโหมดนี้มีอัตราส่วนของขนาดพิกเซลของฉากรับรังสีเป็น 2 เท่าของขนาดพิกเซลที่ใช้ในโหมด 0.25 mm พบว่าค่า shiftX ที่ประเมินได้จากโหมด 0.1 mm ได้ค่าเป็นอัตราส่วนประมาณ 2 เท่าของค่าที่ได้จากโหมด 0.25 mm เช่นกัน แสดงให้เห็นถึงความสอดคล้องของผลการประเมินค่า shiftX แม้ว่าความละเอียดของภาพที่ใช้จะเปลี่ยนไป

บทที่ 5

สรุปผลการพัฒนาและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดสอบ

ในการศึกษานี้ได้ทำการประเมินหาค่าระยะการเลื่อนของแกนหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบอัตโนมัติโดยพิจารณาจาก Modulation Transfer Function (MTF) โดยใช้โปรแกรม MATLAB เวอร์ชัน R2017a ในการดำเนินงานวิจัย ซึ่งได้แบ่งการทำงานของโปรแกรมออกเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนการประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF และส่วนของการประเมินหา ระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ

ในส่วนการประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF ได้ทำการศึกษา 2 วิธีคือแบบ Point Spread Function (PSF) และแบบ Edge Spread Function (ESF) โดยในการตรวจสอบความถูกต้องได้นำผลกราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนามาเปรียบเทียบกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากภาพตัดขวาง Linepair และกราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่ดร.ณัฐภูมิ สิ้นสืบผล จากทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์เคยพัฒนาขึ้น พบว่าเมื่อทดสอบกับภาพ SedentexCT IQ Phantom ที่ถ่ายด้วยเครื่อง DentiiScan โดยทำซ้ำทั้ง 3 เครื่องแล้ว กราฟ MTF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นทั้งแบบ PSF และแบบ ESF มีค่าใกล้เคียงกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากภาพ Linepair insert ของ SedentexCT IQ Phantom และค่าจากโปรแกรมที่ทีมวิจัยระบบสร้างภาพทางการแพทย์เคยพัฒนา และเมื่อทดสอบเพิ่มเติมกับ QRM Cone-beam Phantom ชั้น MTF Edge พบว่าภาพตัดขวางมี noise มาก ทำให้ผลที่ได้เกิดความแปรปรวน จึงทำการแก้ไขปัญหาภาพมี noise ด้วยการถ่ายภาพโพรไฟล์ 10 ครั้งและนำภาพทั้งหมดมาเฉลี่ยกัน พบว่ากราฟ MTF แบบ ESF ที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น มีค่าใกล้เคียงกับค่า MTF ที่คำนวณได้จากชั้น Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom หลังจากนั้นทำการทดสอบการประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพเมื่อเปลี่ยนระยะเลื่อนของแกนหมุน โดยสร้างภาพตัดขวางด้วยค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนต่างๆ จากนั้นพิจารณาความสอดคล้องกันของผลกราฟ MTF ที่ได้ เทียบกับการสังเกตภาพตัดขวาง Linepair ของ QRM Cone-beam Phantom ด้วยสายตา พบว่าเมื่อเปลี่ยนระยะเลื่อนของแกนหมุน การประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพด้วยกราฟ MTF แบบ ESF จาก SedentexCT IQ Phantom มีความแม่นยำกว่าแบบ PSF จาก SedentexCT IQ Phantom และแบบ ESF จากชั้น MTF Edge ของ QRM Cone-beam Phantom จึงนำไปใช้พัฒนาต่อในส่วนถัดไป

ในส่วนของการประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ จะนำเอาระยะเลื่อนที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนามาพิจารณาความสอดคล้องกับกราฟแสดงความสัมพันธ์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา 67 ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่างค่า Modulation Transfer Function ที่ 10% กับค่าระยะเลื่อนของแกนหมุน และการสังเกตภาพตัดขวาง Linepair ด้วยสายตา พบว่าเมื่อทดสอบกับเครื่อง DentiiScan ทั้ง 3 เครื่องแล้ว ค่าระยะเลื่อนที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นตรงกับค่าระยะเลื่อนที่ให้ MTF ที่ 10% สูงสุดในกราฟ และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวาง Linepair ด้วยสายตา พบว่าภาพที่สร้างด้วยค่าระยะเลื่อนที่ได้จากโปรแกรมมีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพสูงกว่าภาพที่สร้างด้วยค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และมีความสามารถใกล้เคียงกับภาพที่สร้างด้วยค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration และผ่านการปรับจูนจนไม่สามารถแยกแยะด้วยสายตาได้ นอกจากนี้ได้ทำการทดสอบเพิ่มเติมโดยปรับเปลี่ยนตำแหน่งการวางแฟนทอมเพื่อถ่ายภาพ และเปลี่ยนความละเอียดของภาพตัดขวางเป็น 0.1 mm/pixel พบว่าค่าระยะเลื่อนที่ได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นยังคงให้ผลตรงกับค่าระยะเลื่อนที่ให้ MTF ที่ 10% สูงสุดในกราฟ และเมื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวาง Linepair ด้วยสายตา พบว่าภาพที่สร้างด้วยค่าระยะเลื่อนที่ได้จากโปรแกรมมีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพสูงกว่าภาพที่สร้างด้วยค่าที่ได้จากการทำ Geometry calibration อยู่ทั้ง 2 กรณีที่ทดสอบเพิ่มเติม

5.2 ปัญหาที่พบ

1. ในการประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติ จะมีค่าระยะเลื่อนของแกนหมุนบางค่าที่ให้ค่า MTF ที่ 10% โดดเด่นจากรอบข้าง จนทำให้โปรแกรมประเมินผิดว่าเป็นค่าที่สูงสุดแล้ว จึงต้องมีการเช็คซ้ำ ก่อให้เกิดความล่าช้า
2. ในขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางขึ้น อาจเกิด noise ในภาพ ซึ่งก่อให้เกิดความแปรปรวนในการประเมินหาความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพ

5.3 ข้อเสนอแนะ

1. การประเมินหาระยะเลื่อนของแกนหมุนที่ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงสุดแบบอัตโนมัติอาจไม่สามารถใช้กับ phantom ที่มีขนาดใหญ่ได้ เช่น QRM Cone-beam phantom เนื่องจากภาพมีสิ่งรบกวนจำนวนมากทำให้การประเมินผิดพลาด

เอกสารอ้างอิง

- [1] ตูลยานนท์, สรณันท์, “เครื่องสร้างภาพทางการแพทย์ CT scan,” MTEC ตุลาคม-ธันวาคม, pp. 31-33, 2544.
- [2] Carl-Peter Cornelius, Nils Gellrich, Søren Hillerup, Kenji Kusumoto, Warren Schubert, “Cone beam vs. fan beam CT,” AO foundation, [ออนไลน์]. Available: <https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgerydisclaimer?contentUrl=srg/disclaimer.jsp>.
- [3] Harmonay, Vikki, “What Is the Difference Between a CT Scanner & a Cone Beam CT Scanner?,” 2 August 2017. [ออนไลน์]. Available: <https://info.atlantisworldwide.com/blog/ct-scanner-or-cone-beam-ct-scanner>.
- [4] เถลิงศักดิ์ สมัครสมาน, อุทัยวรรณ อารยะตระกูลลิขิต, ภิกขุ สุทธิประภาภรณ์, ธิติมา นามสิริกุล, “ภาพรังสี ส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ชนิดโคนบีมในงาน,” ว.ทันต.ขอนแก่น, เล่มที่ 17, pp. 64-87, 2557.
- [5] นิพนธ์ สายโย, เนตรนภา จันทร์เทศ, สุรชาติพย์ พรหมแก้วต่อ, “เอกซเรย์คอมพิวเตอร์,” ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2555. [ออนไลน์]. Available: http://student.nu.ac.th/ct-ahs/index.php?page=gen_image.
- [6] สมยศ ศรีสถิตย์, อรรถพร ภัทรสมันต์, “การคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟีด้วยเทคนิคฟิล์มเพื่อตรวจสอบแบบไม่ทำลาย,” คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2538.
- [7] Jian Fu, Chen Li, Zhenzhong Liu, “Analysis and Correction of Dynamic Geometric Misalignment for Nano-Scale Computed Tomography at BSRF,” 28 October 2015. [ออนไลน์]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4624801/>.
- [8] Geha, Hassem, “The Radiographic Image,” dentalcare, [ออนไลน์]. Available: <https://www.dentalcare.com/en-us/professional-education/ce-courses/ce571/image-resolution>.
- [9] JERROLD T. BUSHBERG, J. ANTHONY SEIBERT, EDWIN M. LEIDHOLDT JR, JOHN M. BOONE, The Essential Physics of Medical Imaging 3rd edition, USA: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, 2012.
- [10] J. K. Roland, “A Study of Slanted-Edge MTF Stability and Repeatability,” USA, 2015.
- [11] NECTEC, “เดนทีสแกน 2.0 (DentiiScan 2.0),” NECTEC, 3 October 2559. [ออนไลน์]. Available: <https://www.nectec.or.th/innovation/innovation-hardware-electronics/dentiiscan2.html>.
- [12] Leeds Test Objects Ltd, “SedentexCT IQ,” [ออนไลน์]. Available: <https://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/sedentexct-iq-phantom/>.
- [13] Quality Assurance in Radiology and Medicine, “ConeBeam Phantom,” [ออนไลน์]. Available: <http://www.qrm.de/content/products/imagequality/conebeam.htm>.