

แฟนทอมการปรับเทียบทางเอกซเรย์เชิงเรขาคณิตโดยใช้เทคนิคการ
ประมวลผลภาพ

NEW MULTI GEOMETRICAL X-RAY CALIBRATION PHANTOM USING
IMAGE-BASED TECHNIQUE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2562

KMITL-2019-EN-M-045-084

แฟนทอมการปรับเทียบทางเอกซเรย์เชิงเรขาคณิตโดยใช้เทคนิคการ
ประมวลผลภาพ

NEW MULTI GEOMETRICAL X-RAY CALIBRATION PHANTOM USING
IMAGE-BASED TECHNIQUE



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2562
KMITL-2019-EN-M-045-084

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

NEW MULTI GEOMETRICAL X-RAY CALIBRATION PHANTOM USING
IMAGE-BASED TECHNIQUE



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2019
KMITL-2019-EN-M-045-084

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2019

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	แผนทอมการปรับเทียบทางเอกซเรย์เชิงเรขาคณิตโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ
นักศึกษา	นายณัฐนันท์ วันลักษณะ
รหัสประจำตัว	60601149
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2562
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

การปรับเทียบเครื่องมือแพทย์เป็นกระบวนการในการตรวจสอบความถูกต้องและความแม่นยำก่อนการใช้งาน เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์เป็นหนึ่งในเครื่องมือแพทย์ระดับความเสี่ยงสูงที่จะต้องมีการปรับเทียบอย่างสม่ำเสมอด้วยเช่นกัน ซึ่งในการปรับเทียบนั้นจะต้องวัดค่าต่างๆ เช่น ตำแหน่งจุดศูนย์กลางรังสี ระยะโฟกัส ขนาดของโฟกัส ความละเอียดของภาพ และความเป็นเชิงเส้นของรังสี แต่อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดนี้มีราคาสูง ดังนั้น ผู้วิจัยจึงได้ออกแบบและพัฒนาต้นแบบแผนทอมสำหรับปรับเทียบเครื่องเอกซเรย์ขึ้นมา โดยประกอบด้วยหน่วยการวัดจุดศูนย์กลางของรังสี หน่วยการวัดระยะโฟกัส หน่วยการวัดความกว้างโฟกัส หน่วยการวัดความละเอียดของภาพ และหน่วยการวัดความเป็นเชิงเส้นของรังสี ซึ่งการหาค่าทั้งหมดจากแผนทอมจะทำโดยอัตโนมัติด้วยโปรแกรมประมวลผลภาพที่ได้วิจัยและพัฒนาขึ้นมา

Thesis	NEW MULTI GEOMETRICAL X-RAY CALIBRATION PHANTOM USING IMAGE-BASED TECHNIQUE
Student	Mr. Nutthanan Wanluk
Student ID.	60601149
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2019
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

Medical device calibration is the process of ensuring that there is accuracy before using. X-ray imaging device is one of the high-risk medical devices that must be calibrated. The calibration process required these values to be measured; center point, focal object distance (FOD), focal spot size, resolution, and linearity of the imaging system. But the devices used to measure each of these are expensive. In this research, a design of the x-ray calibration phantom that is affordable and yet effective is presented. An aluminum rectangular phantom consists of a center ray calibration unit, focal object distance (FOD) calibration unit, focal width measurement unit, resolution unit and linearity calibration unit. The x-ray image of all the phantom unit can be analyzed automatically by using the digital image processing.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยระดับบัณฑิตศึกษาจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ประจำปี 2561

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.สรินพร วิสิฐสัทธางค์ ที่ได้ให้ความอนุเคราะห์สถานที่ทำงานและทำวิจัย ตลอดจนให้คำแนะนำทั้งในการทำวิจัยและอื่นๆ ที่สามารถนำมาปรับปรุงและเปลี่ยนแปลง เพื่อให้วิทยานิพนธ์สามารถดำเนินไปได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณ อาจารย์ดุสิต สุขสวัสดิ์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ที่ให้ความช่วยเหลือในเรื่องทุนการศึกษาในการเรียนต่อระดับปริญญาโท

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในห้องปฏิบัติการภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สำหรับทุกความช่วยเหลือและความเอาใจใส่ในทุกรายละเอียดที่ทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ณัฐนันท์ วันลักษณ์

สารบัญ

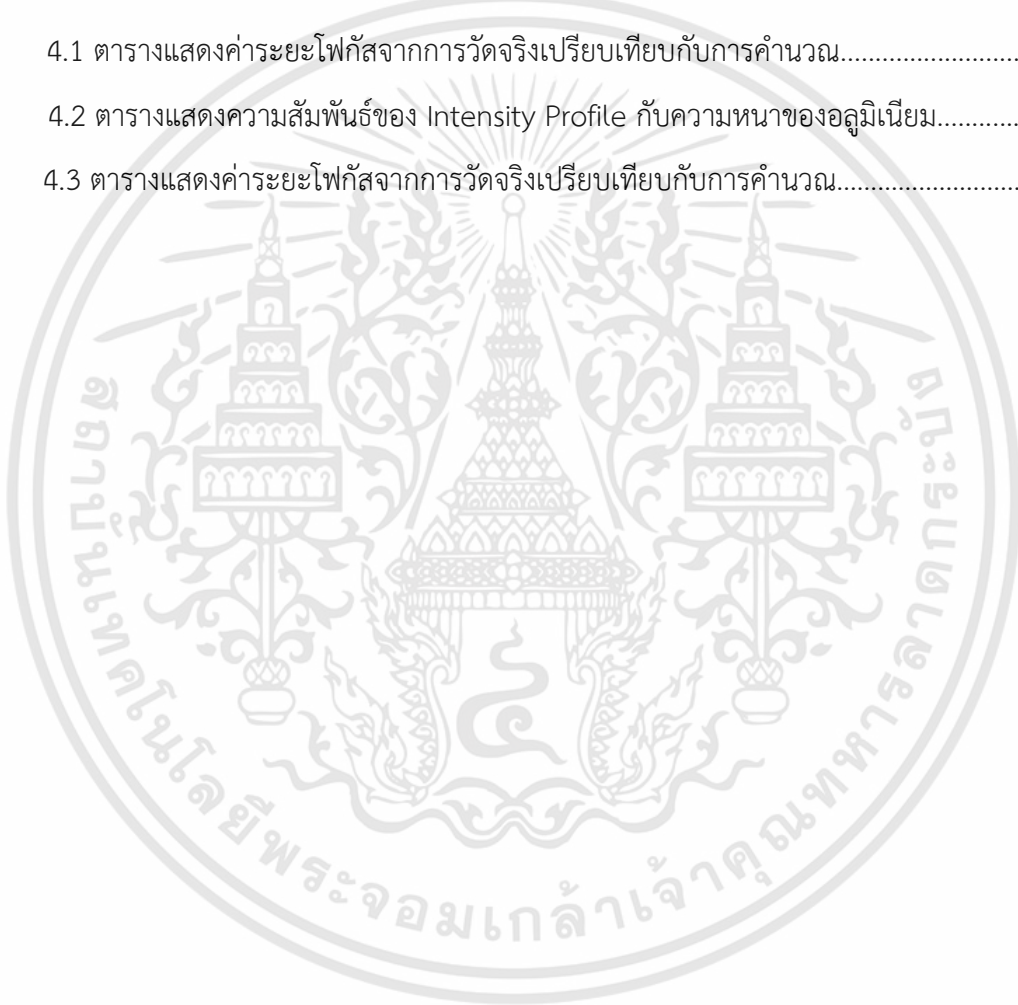
	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูปภาพ.....	VII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนการศึกษา.....	2
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ประวัติการค้นพบเอกซเรย์.....	4
2.2 กระบวนการเกิดเอกซเรย์.....	5
2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอกซเรย์.....	7
2.4 หน่วยที่ใช้วัดเอกซเรย์.....	8
2.5 โครงสร้างหลอดเอกซเรย์.....	10
2.6 ระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในทางการแพทย์.....	12
2.7 การประยุกต์ใช้รังสีเอกซ์ในด้านอื่นๆ.....	19
2.8 ผลและอันตรายของเอกซเรย์ต่อร่างกาย.....	20
2.9 การป้องกันอันตรายจากเอกซเรย์.....	21
2.10 การบำรุงรักษาเครื่องเอกซเรย์.....	23

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.11 การประมวลผลภาพ.....	26
2.12 ทฤษฎีสามเหลื่อมคล้าย.....	32
2.13 กฎของแลมเบิร์ต-แบร์ (Lambert-Beer Law).....	32
บทที่ 3 การออกแบบเอกซเรย์แฟนอนทอม.....	33
3.1 การออกแบบเอกซเรย์แฟนอนทอมในช่วงแรก.....	33
3.2 การออกแบบเอกซเรย์แฟนอนทอมในช่วงที่สอง.....	35
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง.....	37
4.1 การทดลองและผลการทดลองเอกซเรย์แฟนอนทอมในช่วงแรก.....	37
4.2 การทดลองและผลการทดลองเอกซเรย์แฟนอนทอมในช่วงที่สอง.....	48
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	56
หนังสืออ้างอิง.....	57
ภาคผนวก.....	59
ประวัติผู้เขียน.....	71

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 หน่วยของรังสีและกัมมันตภาพรังสี.....	8
2.2 แสดงช่วงความต้านทานของเนื้อเยื่อในร่างกายต่อรังสี.....	20
2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ.....	22
2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย.....	22
4.1 ตารางแสดงค่าระยะฟอกสจากการวัดจริงเปรียบเทียบกับการคำนวณ.....	43
4.2 ตารางแสดงความสัมพันธ์ของ Intensity Profile กับความหนาของอลูมิเนียม.....	47
4.3 ตารางแสดงค่าระยะฟอกสจากการวัดจริงเปรียบเทียบกับการคำนวณ.....	55



สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 (a) วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ผู้ค้นพบเอกซเรย์เป็นคนแรก.....	4
(b) ภาพถ่ายเอกซเรย์ภาพแรก.....	4
2.2 แสดงแถบช่วงความยาวคลื่น.....	5
2.3 เอกซเรย์สเปกตรัม.....	5
2.4 แสดงลักษณะการเกิดเอกซเรย์แบบลักษณะเฉพาะ.....	6
2.5 แสดงส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบอยู่นิ่ง.....	10
2.6 แสดงส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบหมุนได้.....	11
2.7 การตรวจด้วยเครื่องฟลูออโรสโคปีย์.....	13
2.8 แสดงตัวอย่างการตรวจบริเวณเส้นเลือดในสมอง.....	14
2.9 แสดงการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ฟัน.....	15
2.10 แสดงการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์เต้านม.....	15
2.11 แสดงการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่.....	16
2.12 แสดงวิธีการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	17
2.13 แสดงตัวอย่างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	17
2.14 แสดงผังการทำงานของเครื่องเอกซเรย์แบบ CR.....	18
2.15 เครื่องเอกซเรย์ดิจิทัลแบบ DDR.....	19
2.16 แสดงตัวอย่างภาพเอกซเรย์สิ่งของที่อยู่ในกระเป๋า.....	20
2.17 ไดอะแกรมวงจรของเครื่องเอกซเรย์.....	23
2.18 วิลคอนซินสำหรับวัดความต่างศักย์หลอด.....	23
2.19 แสดงตัวอย่างภาพแบบบิตแมป.....	28
2.20 แสดงตัวอย่างภาพแบบไบนารีอิมเมจ.....	28
2.21 แสดงตัวอย่างภาพแบบเกรย์สเกลอิมเมจ.....	29
2.22 แสดงตัวอย่างภาพสี.....	29
2.23 แสดงตัวอย่างภาพแบบอินเดกอิมเมจ.....	30
2.24 แสดงภาพแบบเวกเตอร์เปรียบเทียบกับภาพแบบบิตแมป.....	30
2.25 (a) แสดงวัตถุที่เราสนใจ.....	31

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
(b) แสดงภาพตัวอย่าง.....	31
2.26 แสดงรูปสามเหลี่ยมที่คล้ายกัน.....	32
3.1 อลูมิเนียมทรงสี่เหลี่ยมกลวง.....	33
3.2 อลูมิเนียมรูปทรงสี่เหลี่ยมเจาะรู.....	34
3.3 อลูมิเนียมแบบชั้นบันได.....	34
3.4 ภาพกราฟิกของเอกซเรย์แพนทอมในช่วงที่สอง.....	35
3.5 เอกซเรย์แพนทอมในช่วงที่สอง.....	36
4.1 เครื่องเอกซเรย์ รุ่น Diox.....	37
4.2 แสดงหน่วยตัวจับเอกซเรย์.....	38
4.3 ภาพจำลองวิธีการทำการทดลอง.....	38
4.4 ภาพการประยุกต์ใช้ทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้าย.....	39
4.5 แสดงภาพเอกซเรย์แพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส.....	41
4.6 (a) แสดง Intensity Profile ในแนวแกน x ของรูปที่ 4.5.....	42
(b) แสดง Intensity Profile ในแนวแกน y ของรูปที่ 4.5.....	42
4.7 ผลการหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางรังสี.....	42
4.8 แสดงภาพเอกซเรย์แพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและขนาดของโฟกัส.....	44
4.9 แสดงผลตำแหน่งที่มีค่าความแตกต่างของแกนเอกกับแกนโทที่น้อยที่สุด.....	45
4.10 แผนภาพสำหรับหาขนาดของโฟกัส.....	45
4.11 แสดงภาพถ่ายเอกซเรย์ของแพนทอมสำหรับทดสอบความลดทอนของเอกซเรย์.....	46
4.12 แสดง Intensity Profile ของอลูมิเนียมแบบชั้นบันได.....	47
4.13 แสดงความสัมพันธ์ของ Intensity Profile กับความหนาของอลูมิเนียม.....	47
4.14 เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดสอบ.....	48
4.15 ภาพเอกซเรย์ของแพนทอมในช่วงที่สอง.....	50
4.16 ภาพที่ใช้ทำ template matching.....	50
4.17 แสดงส่วนหาค่าความละเอียดของภาพ.....	51
4.18 แสดงวิธีการคำนวณหาค่าความละเอียดของภาพ.....	51
4.19 ค่า Intensity Profile ของหน่วยวัดความละเอียดของภาพด้านซ้าย.....	52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.20 ค่า Intensity Profile ของหน่วยวัดความละเอียดของภาพด้านขวา.....	52
4.21 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 1.....	53
4.22 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 2.....	53
4.23 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 3.....	54
4.24 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 4.....	54



บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความจำเป็นและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ขอบเขตการวิจัย ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขั้นตอนของการศึกษา และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความจำเป็นและความสำคัญของปัญหา

ระบบสร้างภาพจากรังสีเอกซ์ เป็นระบบที่มีความสำคัญและใช้งานกันอย่างแพร่หลายทั้งในระบบอุตสาหกรรม ระบบดูแลรักษาความปลอดภัย และทางการแพทย์ โดยเฉพาะในทางการแพทย์ ได้มีการนำระบบสร้างภาพจากรังสีเอกซ์มาใช้ในการตรวจและวินิจฉัยโรคของผู้ป่วย ทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีเอกซ์เข้าสู่ร่างกาย ซึ่งรังสีชนิดนี้เมื่อเข้าสู่ร่างกายในปริมาณที่มาก จะทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยได้ จึงได้มีการคำนวณปริมาณรังสีที่ควรได้รับไว้ แต่ถ้าหากเครื่องฉายรังสีออกมาไม่ตรงกับค่าที่ตั้งไว้ หรือหากภาพถ่ายรังสีที่นำมาแปลผลมีคุณภาพไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัย อาจต้องทำให้มีการตรวจด้วยรังสีซ้ำ เป็นผลให้ผู้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสี (dose) เพิ่มขึ้น แม้จะถือว่าเป็นสิ่งที่ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงไม่ได้ก็ตาม และขณะเดียวกันเจ้าหน้าที่เองก็จะได้ปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นตามไปด้วย จึงต้องมีการตรวจวัดค่าและสอบเทียบเครื่องสร้างภาพจากรังสีเอกซ์หรือเครื่องเอกซเรย์อย่างสม่ำเสมอ อีกทั้งเพื่อให้เป็นไปตามมาตรฐานความปลอดภัยของหน่วยงานที่กำหนดอีกด้วย ในการสอบเทียบนั้นไม่ได้สอบเทียบเพียงแค่เครื่องเอกซเรย์ภายในโรงพยาบาลเท่านั้น แต่เครื่องเอกซเรย์ที่อยู่ในระบบอุตสาหกรรม และความปลอดภัย ก็จำเป็นต้องสอบเทียบอย่างสม่ำเสมอด้วยเช่นกัน และเมื่อคิดปริมาณเครื่องรวมกันทั้งประเทศแล้วถือว่ามียานจำนวนมาก แต่กลับมียานวิจัยที่เกี่ยวกับการสร้างเครื่องมือตรวจวัดหรือสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์น้อยมาก ดังนั้นจึงควรเริ่มศึกษาพัฒนาความรู้ ความเข้าใจที่จะสามารถนำความรู้ไปประยุกต์ใช้ในการพัฒนาเครื่องมือตรวจวัดหรือสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์ขึ้นมา

งานวิจัยนี้ได้มีการศึกษาเกี่ยวกับการออกแบบอุปกรณ์วัดและสอบเทียบหรือแฟนทอม (Phantom) สำหรับเครื่องเอกซเรย์แบบดิจิตอล และการพัฒนาโปรแกรมในการประมวลผลภาพแบบอัตโนมัติจากภาพเอกซเรย์ของแฟนทอม เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น จุดศูนย์กลางรังสี (Center point) ขนาดของโฟกัส (Focal spot size) ความละเอียดของภาพ (Resolution) ความเป็นเชิงเส้น (Linearity) และระยะโฟกัส (Focal object distance)

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

เป็นที่ทราบกันดีว่าค่าใช้จ่ายในการวัดหรือปรับเทียบเครื่องเอกซเรย์นั้นมีราคาสูง และเจ้าหน้าที่ภายในโรงพยาบาลไม่สามารถดำเนินการวัดหรือปรับเทียบเองแบบคร่าวๆ ได้ เนื่องจากไม่มีอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดหรือปรับเทียบ นอกจากนี้งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวัดหรือปรับเทียบเครื่องเอกซเรย์ในประเทศไทยมีจำนวนน้อยมาก ดังนั้นจุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ในการทำวิจัยในครั้งนี้ คือการพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดและปรับเทียบเครื่องเอกซเรย์หรือแฟนทอมและ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พัฒนาโปรแกรมสำหรับประมวลผลภาพแบบอัตโนมัติจากภาพเอกซเรย์ของอุปกรณ์ที่ได้พัฒนาขึ้นมา และเพื่อศึกษาการนำทฤษฎีการประมวลผลภาพ มาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ในการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้แบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วน คือ การพัฒนาแพนทอมสำหรับเปรียบเทียบเครื่องเอกซเรย์ และการพัฒนาโปรแกรมอัตโนมัติสำหรับประมวลผลภาพ โดยสมมติฐานของการศึกษาในครั้งนี้คือ จะต้องสามารถสร้างอุปกรณ์สอบเทียบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือแพนทอมหนึ่งชิ้นที่สามารถวัดค่าต่างๆ ได้พร้อมกัน เช่น จุดศูนย์กลางรังสี ขนาดของโฟกัส ความละเอียดของภาพ ความเป็นเชิงเส้น ระยะโฟกัส เป็นต้น และสามารถโปรแกรมประมวลผลภาพที่ได้วิจัยและพัฒนาขึ้นสามารถคำนวณค่าต่างๆ จากภาพเอกซเรย์ของอุปกรณ์สอบเทียบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

งานวิจัยในครั้งนี้ได้อาศัยทฤษฎีและหลักการในการออกแบบและสร้างอุปกรณ์เปรียบเทียบเครื่องเอกซเรย์ดังนี้ ถ้าหากศึกษาการทำงานของเครื่องเอกซเรย์จะพบว่า การฉายรังสีออกจากเครื่อง ถ้ามองจากด้านข้างแบบสองมิติจะมีลักษณะเป็นรูปสามเหลี่ยม โดยปลายยอดของสามเหลี่ยมคือตำแหน่งปล่อยรังสี ฉายลงมากระทบกับวัตถุที่อยู่ด้านตรงข้าม จึงได้มีแนวคิดในการนำทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้ายมาประยุกต์ใช้ในการคำนวณหาจุดศูนย์กลางรังสี ขนาดของโฟกัส ค่าระยะโฟกัส และการพัฒนาโปรแกรมคำนวณค่าอัตโนมัติได้มีการประยุกต์ใช้ทฤษฎีและหลักการของการประมวลผลภาพดิจิทัลมาใช้ในการวิเคราะห์ภาพเอกซเรย์ของแพนทอม

1.5 ขอบเขตการวิจัย

อุปกรณ์สอบเทียบที่ได้วิจัยและพัฒนาขึ้นมา เพื่อวัดค่า จุดศูนย์กลางรังสีเอกซ์ (Center point) ขนาดของโฟกัส (Focal spot size) ความละเอียดของภาพ (Resolution) ความเป็นเชิงเส้น (Linearity) และระยะโฟกัส (Focal object distance) จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เท่านั้น โดยให้นำไฟล์ภาพที่ได้จากการเอกซเรย์ เข้าโปรแกรมคำนวณที่ได้พัฒนาขึ้นมา โดยที่โปรแกรมนี้จะประมวลผลค่าทั้งหมดออกมาโดยอัตโนมัติ

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

ขั้นตอนของการศึกษางานวิจัยนี้ มีดังต่อไปนี้

1. กำหนดความมุ่งหมาย วัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา และขอบเขตของงานวิจัย
2. รวบรวมเนื้อหาและงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง
3. ออกแบบ และสร้างชิ้นงานต้นแบบ
4. ทดลอง และเก็บผลการทดลอง
5. สรุปผลงานวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท โดยแต่ละบทมีหัวข้อและรายละเอียดต่างๆ ดังนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และขั้นตอนของการศึกษา

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง กล่าวถึงประวัติการค้นพบเอกซเรย์ กระบวนการเกิดเอกซเรย์ ลักษณะและคุณสมบัติของเอกซเรย์ หน่วยที่ใช้วัดเอกซเรย์ โครงสร้างหลอดเอกซเรย์ ระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในทางการแพทย์ ผลและอันตรายของเอกซเรย์ต่อร่างกาย การป้องกันอันตรายจากเอกซเรย์ การบำรุงรักษาเครื่องเอกซเรย์ การประเมินผลภาพ ทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้าย และกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์

บทที่ 3 การออกแบบเอกซเรย์แฟมทอม กล่าวถึงการออกแบบเอกซเรย์แฟมทอมในช่วงแรก และการออกแบบเอกซเรย์แฟมทอมในช่วงที่สอง

บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง กล่าวถึงการทดลองและผลการทดลองเอกซเรย์แฟมทอมในช่วงแรก และการทดลองและผลการทดลองเอกซเรย์แฟมทอมในช่วงที่สอง

บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ กล่าวถึงผลสรุปจากการศึกษาวิจัยพัฒนาแฟมทอมทั้งสองช่วง และการพัฒนาโปรแกรมประมวลผล พร้อมทั้งวิจารณ์ถึงข้อดี ข้อเสีย และแนวทางการวิจัยที่สามารถพัฒนาต่อไปได้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ประวัติการค้นพบเอกซเรย์

เอกซเรย์ (x-ray) เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ไม่สามารถมองเห็นด้วยตาเปล่า มีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาคที่มีความยาวคลื่นสั้น โดยมีค่าความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 10 ถึง 0.01 นาโนเมตร คุณสมบัติโดยทั่วไปของเอกซเรย์จะคล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดาเป็นส่วนใหญ่ แต่มีคุณสมบัติพิเศษคือ มีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่างๆ ได้ และยังเป็นอันตรายต่อสิ่งมีชีวิตเมื่อได้รับรังสีในปริมาณที่มากพอ

เอกซเรย์นั้นถูกค้นพบเมื่อวันที่ 8 พฤศจิกายน พ.ศ. 2438 ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัยวูซบรุค ประเทศเยอรมนี โดยนักฟิสิกส์ชื่อ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน (Wilhelm Conrad Röntgen) ดังรูปที่ 2.1 (a) เขาได้พบเอกซเรย์ขณะทำการทดลองในเรื่อง Absorption of Cathode rays โดยใช้หลอดทดลองที่เรียกว่า Crookes' tube และได้สังเกตเห็นว่า Cathode rays ที่ออกมาจากหลอดทดลองนั้นทำปฏิกิริยาให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วยธาตุแบเรียมพลาตินไซยาไนด์ (Barium Platinocyanide)เรืองแสงขึ้นมา ในขณะที่เดียวกันเขายังสังเกตเห็นตัวอักษร A ที่ถูกฉาบด้วยธาตุแบเรียมพลาตินไซยาไนด์เรืองแสงขึ้นด้วย ซึ่งวางห่างออกไปเกือบสิบฟุตและไม่ได้อยู่ในระยะของ Cathode rays เรินท์เกนจึงได้ตั้งชื่อรังสีที่ค้นพบใหม่ว่า เอกซเรย์ (x-ray) หลังจากนั้นเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์เพื่อทำการทดลองและสังเกตถึงอำนาจในการทะลุทะลวงผ่านกระดาษ ไม้ โลหะ หรือแม้แต่ผ่านเนื้อของมนุษย์ และทำให้เขาได้พบว่า เขาสามารถถ่ายเห็นโครงร่างของกระดูกได้ ดังรูป 2.1 (b) และหลังจากนั้นเขาได้ตีพิมพ์ในรายงานชื่อ On a New Kind of Radiation ในปี 1896 [1]



(a)



(b)

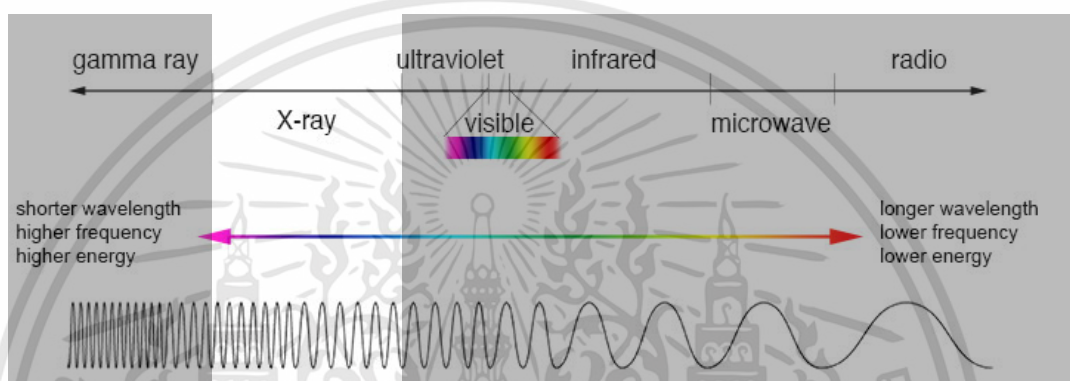
รูปที่ 2.1 (a) วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ผู้ค้นพบเอกซเรย์เป็นคนแรก

(b) ภาพถ่ายเอกซเรย์ภาพแรก [2]

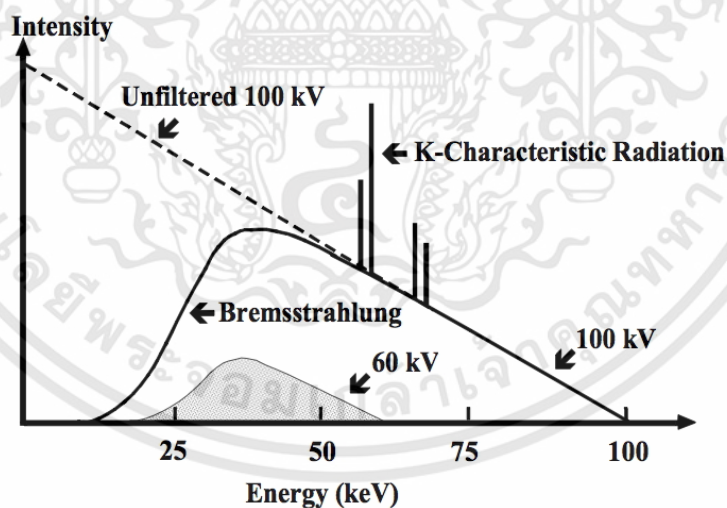
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 กระบวนการเกิดเอกซเรย์

เอกซเรย์ (X-ray) เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวล ริงไปกระทบกับเป้าโลหะซึ่งทำมาจากทั้งสแตนสก็ดกันไว้ ส่งผลให้อิเล็กตรอนหยุดหรือวิ่งช้าลง ทำให้เกิดการคายพลังงานจลน์ออกมาและเปลี่ยนรูปเป็นความร้อนมากกว่า 99 เปอร์เซ็นต์ ส่วนที่เหลือน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์นั้นเปลี่ยนเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่า เอกซเรย์ โดยเอกซเรย์ที่เกิดขึ้นนั้น ประกอบด้วยเอกซเรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน มีตั้งแต่เอกซเรย์ความยาวคลื่นซึ่งมีพลังงานสูงสุดและมีอำนาจทะลุทะลวงสูง ความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆ และความยาวคลื่นที่ยาวสุดซึ่งมีพลังงานต่ำ ดังรูปที่ 2.2 ความยาวคลื่นที่แตกต่างกันนี้ เรียกว่า เอกซเรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) ดังรูปที่ 2.3



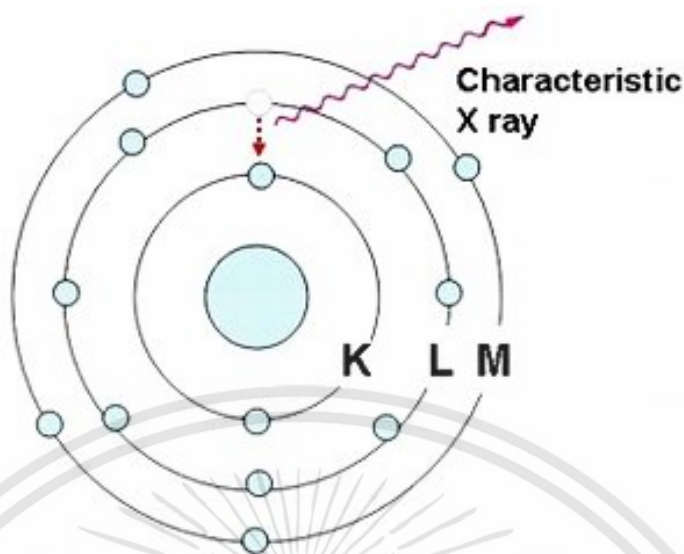
รูปที่ 2.2 แสดงแถบช่วงความยาวคลื่นของเอกซเรย์ [3]



รูปที่ 2.3 เอกซเรย์สเปกตรัม [3]

นอกจากนี้ เอกซเรย์ยังสามารถเกิดขึ้นได้ เมื่ออิเล็กตรอนหลายๆ วงโคจรที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอม เกิดการกระโดดข้ามจากวงโคจรที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปยังวงโคจรที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะเกิดการคายพลังงานออกมาในรูปของเอกซเรย์ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่ขึ้นอยู่กับลักษณะอะตอมของธาตุนั้นๆ จึงเรียกรังสีที่เกิดขึ้นจากวิธีนี้ว่า รังสีลักษณะเฉพาะ (Characteristic radiation) ดังรูปที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 แสดงลักษณะการเกิดเอกซเรย์แบบลักษณะเฉพาะ

การเกิดเอกซเรย์มีอยู่ 2 วิธีหลักๆ ได้แก่

1. การเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนด้วยความต่างศักย์สูง เพื่อให้อิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงเคลื่อนที่ชนเป้าโลหะ (ทังสเตน) ส่งผลทำให้เกิดความร้อนและรังสีเอกซ์ โดยอาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ ดังนี้

1) ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอน หรือการแยกอิเล็กตรอนออกจากอะตอมของโลหะ

อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นหรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดรังสีเอกซ์ โดยการผ่านกระแสเข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดมีอุณหภูมิสูงขึ้นประมาณหรือมากกว่า 2,000 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดการปลดปล่อยทางความร้อน (Thermionic emission) คือเมื่ออิเล็กตรอนได้รับพลังงานมากพอ จะถูกกระตุ้นให้หลุดจากวงโคจรเดิมและรวมตัวกันอยู่ที่บริเวณผิวหน้าของโลหะจนกลายเป็นกลุ่ม (cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะได้ เพราะว่ามีแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนกับอะตอมของโลหะ

2) การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูง

วิธีที่ทำให้ให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดจากอะตอมของโลหะได้ จำเป็นต้องหาสิ่งที่มีพลังงานหรือแรงดึงดูดที่มากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนกับอะตอมของโลหะ นั่นคือ ไฟฟ้าแรงดันสูง (High voltage) ค่าความต่างศักย์ระหว่างขั้วแคโทดและขั้วแอโนดยิ่งมากยิ่งทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากผิวหน้าของไส้หลอดได้มากขึ้นเท่านั้น และยังทำให้อิเล็กตรอนวิ่งด้วยความเร็วสูงอีกด้วย โดยที่ค่าความต่างศักย์ 100 กิโลโวลต์ จะทำให้อิเล็กตรอนมีความเร็ว 165 กิโลเมตรต่อวินาที

3) การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่านไม่ต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง

การที่อิเล็กตรอนจะสามารถวิ่งได้ด้วยความเร็วสูงได้นั้น จะต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง ดังนั้นภายในหลอดเอกซเรย์จึงเป็นสุญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศหรือก๊าซอยู่ภายในแม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม ความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลงทันที เนื่องจากเกิดไอออไนเซชัน (Ionization)

4) การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มข้น (Concentration of electron)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการที่จะทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไปในทิศทางเดียวกันหรือพุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณความเข้มที่มากพอ ทำได้โดยการใช้เครื่องมือที่เรียกว่า เครื่องบังคับลำอิเล็กตรอน (Electron focusing device)

5) การทำให้อิเล็กตรอนหยุดวิ่งทันทีทันใด

การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงหยุดวิ่งในทันที ผลที่เกิดขึ้นคือ จะสามารถเกิดเอกซเรย์ ซึ่งสามารถทำได้โดยหัวตอแมกกันหรือวางขวางอิเล็กตรอน ซึ่งวัตถุนั้นคือ เป้าโลหะ ผลที่เกิดขึ้นคือ อะตอมของเป้าโลหะจะถูกชนจนอิเล็กตรอนของเป้าโลหะหลุดออกจากวงโคจร และมีอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไปเข้ามาแทนที่ แต่เนื่องจากพลังงานในแต่ละวงโคจรไม่เท่ากัน จึงมีการคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของความร้อนและเอกซเรย์ ซึ่ง 99.8 เปอร์เซ็นต์เป็นความร้อน และ 0.2 เปอร์เซ็นต์เป็นเอกซเรย์

2. การเกิดเอกซเรย์จากการเคลื่อนที่ของอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าอย่างมีความเร่งคือ เมื่ออนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าเหล่านี้เคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูงขึ้น และจะปลดปล่อยพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งถ้าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกปล่อยออกมามีความถี่สูงพอ จะทำให้คลื่นนั้นกลายเป็นเอกซเรย์ [4]

2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอกซเรย์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีช่วงคลื่นอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.01 ถึง 100 อังสตรอม หรืออยู่ระหว่างรังสีแกมมาและรังสีอัลตราไวโอเล็ต
2. มีคุณสมบัติเหมือนกับแสงสว่างทั่วไป เช่น เดินทางเป็นเส้นตรง ความเร็วในการเดินทางในสุญญากาศมีความเร็วเท่ากับแสงคือ 3.8×10^8 เมตรต่อวินาที มีการสะท้อนกลับ การหักเห และเลี้ยวเบน
3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า
4. เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งเข้าชนเป้า อิเล็กตรอนดังกล่าวนี้จะวิ่งไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่นๆ ที่อยู่ภายในวงโคจรของอะตอมของเป้าให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจร อิเล็กตรอนของเซลล์นั้นอกถัดไปจะวิ่งเข้ามาแทนที่และคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของความร้อนและเอกซเรย์
5. ทำให้เกิดการเรืองแสงในสารพิเศษบางอย่าง
6. ดูดกลืนสสารทุกชนิด มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและน้ำหนักของอะตอมของสารนั้นๆ
7. ทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (ionization) เมื่อผ่านไปในอากาศหรือก๊าซ
8. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมี เช่น เมื่อเอกซเรย์ไปถูกฟิล์มถ่ายรูปจะทำให้ฟิล์มบริเวณนั้นมีสีดำ จึงได้นำผลจากปฏิกิริยานี้มาใช้ในการบันทึกภาพรังสีลงบนแผ่นฟิล์ม
9. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะ เช่น ถ้าได้รับปริมาณรังสีจำนวนมากและนานพอ จะทำให้เซลล์ในร่างกายมีการเปลี่ยนแปลง หรือเกิดการผ่าเหล่า (Mutation)
10. มีอำนาจทะลุทะลวงสูงสามารถทะลุผ่านเนื้อมนุษย์และสัตว์ได้ แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆ ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 หน่วยที่ใช้วัดเอกซเรย์ [5]

หน่วยที่ใช้วัดเอกซเรย์ มี 2 อย่าง คือ วัดคุณภาพและวัดปริมาณ

2.4.1 การวัดคุณภาพ

การวัดคุณภาพ คือ การวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่างๆ มี 3 วิธี ดังนี้

- 1) โดยการวัดความยาวคลื่น ความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้สูง
- 2) โดยการวัดพลังงานของรังสี เป็นอิเล็กตรอนโวลต์ (electron volt) พลังงานมากมีอำนาจทะลุทะลวงสูง
- 3) โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (half value layer ; H.V.L) ความหนาเป็นมิลลิเมตรของโลหะ เช่น ทองแดงหรืออลูมิเนียม ที่สามารถกรองเอ็กซ์เรย์แล้วลดปริมาณรังสีลงได้ครึ่งหนึ่งของปริมาณเดิม

2.4.2 การวัดปริมาณ

สามารถวัดได้ 2 ลักษณะ คือ

- 1) ปริมาณและรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Expose radiation)
- 2) ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation)

หน่วยต่างๆ ที่ใช้ในการวัด แสดงดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 หน่วยของรังสีและกัมมันตภาพรังสี [4]

ปริมาณ	หน่วยเดิมที่ใช้	หน่วยใหม่ (SI unit)
กัมมันตภาพรังสี (Radioactivity)	คูรี (Ci)	เบคเคอเรล (Bq)
รังสีที่ถูกดูดกลืน (Absorbed dose)	แรด (Rad)	เกรย์ (Gy)
รังสีที่ทำให้อากาศแตกตัว (Exposure)	เรินท์เก้น (R)	คูลอมบ์ต่อกิโลกรัม (C/kg)
รังสีสมมูล (Dose Equivalent)	เรม (Rem)	ซีเวิร์ต (Sv)

2.4.2.1 ปริมาณกัมมันตภาพรังสี

กัมมันตภาพรังสี เป็นการเปลี่ยนแปลงทางนิวเคลียร์ของธาตุไอโซโทปบางส่วนที่สามารถเปลี่ยนแปลงตัวเองเป็นธาตุไอโซโทปอื่น ส่งผลให้เกิดอนุภาคที่มีพลังงานหรือเกิดการแผ่รังสีขึ้น การวัดปริมาณไอโซโทปรังสีหรือปริมาณกัมมันตภาพรังสีขณะใดขณะหนึ่งจะวัดโดยการวัดรังสีที่เกิดขึ้นในขณะนั้นๆ หน่วยเดิมของปริมาณกัมมันตภาพรังสีอาศัยการเกิดการเปลี่ยนแปลงทางนิวเคลียร์ของธาตุเรเดียมหนัก 1 กรัม มีค่าเท่ากับ 3.7×10^{10} การสลายตัวต่อหนึ่งหน่วยวินาที หรือ คูรี (Ci) หลังจากนั้นได้มีการเปลี่ยนมาใช้หน่วยในระบบ SI โดยมีหน่วยเป็น s^{-1} และให้ใช้ชื่อเฉพาะว่า “เบคเคอเรล” (Bq) ดังสมการที่ 2.1

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1} \text{ และ } 1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (2.1)$$

2.4.2.2 ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน

ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน เป็นการดูดกลืนรังสีของวัตถุต่างๆ ที่สามารถสังเกตเห็นได้ การที่แก้วหรือพลาสติกเปลี่ยนสีเมื่อนำไปฉายรังสี ซึ่งมีสาเหตุมาจากเนื้อแก้วได้ดูดกลืนพลังงานของรังสีเอาไว้ ซึ่งรังสีแต่ละชนิดมีความสามารถทะลุทะลวงผ่านวัตถุได้ไม่เท่ากัน ทำให้มีการถ่ายเทพลังงานให้กับวัตถุแต่ละชนิดไม่เท่ากัน ดังนั้นผลของรังสีต่อวัตถุจึงแปรผันตามปริมาณพลังงานรังสีที่วัตถุนั้นดูดกลืนเอาไว้ หน่วยของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน คือ “Rad” (Radiation absorbed dose) มีค่าเท่ากับพลังงานที่รังสีดูดกลืน 100 ergs ในวัตถุมวล 1 gm ดังสมการที่ 2.2 และในปัจจุบันได้เปลี่ยนมาใช้หน่วยในระบบ SI โดยให้หน่วยของ absorbed dose จากหน่วยของพลังงานเป็น จูล (J) และหน่วยของมวลเป็น กิโลกรัม (Kg) ซึ่งจะใช้ชื่อเฉพาะว่า “เกรย์” (Gy) ดังสมการที่ 2.3

$$1 \text{ Rad} = 100 \text{ ergs/gm} \quad (2.2)$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Jkg}^{-1} = 100 \text{ rads} \quad (2.3)$$

2.4.2.3 ปริมาณรังสีที่ทำให้อากาศแตกตัว

การวัดปริมาณรังสีที่ทำให้อากาศแตกตัว (Exposure) เป็นวิธีที่มีความไวสูง และเป็นเทคนิคที่สามารถวัดค่าได้ถูกต้องน่าเชื่อถือ หน่วยของปริมาณรังสีที่แตกตัวในอากาศ คือ “เรินเกิน” (Röntgen : R) มีค่าเท่ากับปริมาณรังสีที่ทำให้อากาศแตกตัวให้ประจุไฟฟ้า 1 e.s.u. (Electrostatic unit) ในอากาศแห้ง 1 ลูกบาศก์เซนติเมตร ที่ NTP (Normal Temperature and Pressure conditions) หรืออากาศมวล 1.293×10^{-3} กรัม และในปัจจุบันได้เปลี่ยนมาใช้หน่วยในระบบ SI คือ คูลอมบ์ต่อกิโลกรัม (C/Kg) ดังสมการที่ 2.4

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg} \quad (2.4)$$

2.4.2.4 ปริมาณรังสีสมมูล

ปริมาณรังสีสมมูลเป็นหน่วยที่นำเอาผลทางชีววิทยาของรังสีเข้ามาเกี่ยวข้อง โดยอาศัยค่า absorbed dose เฉลี่ยทั่วกลุ่มของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะร่วมกับ radiation weighting factor (W_R) ตามชนิดและพลังงานของรังสี ในการหาค่า dose equivalent (H_T) ของเนื้อเยื่อและอวัยวะต่างๆ ตามสมการที่ 2.5

$$H_T = S_R W_R \times D_{TxR} \quad (2.5)$$

โดยที่ D_{TxR} เท่ากับ absorbed dose เฉลี่ยทั่วกลุ่มเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ (T) เนื่องจากรังสี (R) ค่า W_R นี้มีความสัมพันธ์กับค่า relative biological effectiveness (RBE) ซึ่งอาศัยการเปรียบเทียบความเสียหายของเนื้อเยื่อเมื่อได้รับ absorbed dose จากรังสีต่างชนิดและต่างพลังงาน หน่วยเดิมของ dose equivalent คือ rem มีค่าเท่ากับ absorbed dose (rad) $\times W_R$ ในปัจจุบันใช้หน่วยในระบบ SI คือ ซีเวิร์ต (Sv) และมีค่าเท่ากับ absorbed dose (Gy) $\times W_R$ จะได้ดังสมการที่ 2.6

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

(2.6)

2.5 โครงสร้างหลอดเอกซเรย์ [6]

หลอดเอกซเรย์เป็นส่วนประกอบที่สำคัญของเครื่องเอกซเรย์ เพราะมีหน้าที่ในการกำเนิดรังสีเอกซ์ การทำงานของหลอดเอกซเรย์จะอาศัยหลักการ Thermionic emission คือการเผาไส้หลอดเอกซเรย์ให้ร้อน ซึ่งจะทำให้มีอิเล็กตรอนเกิดขึ้นเป็นจำนวนมากที่บริเวณไส้หลอดเอกซเรย์ เมื่อให้แรงดันไฟฟ้าแก่หลอดเอกซเรย์แล้ว อิเล็กตรอนจะถูกเร่งให้มีความเร็วสูงแล้ววิ่งไปยังส่วนที่เป็นเป้าโลหะ จึงทำให้อิเล็กตรอนชนอะตอมของเป้าโลหะ เกิดเป็นรังสีเอกซ์ขึ้นมา หลอดเอกซเรย์ที่ใช้กันในวงการแพทย์มีด้วยกัน 2 ชนิด คือ หลอดเอกซเรย์แบบทั่วไป และหลอดเอกซเรย์แบบพิเศษ

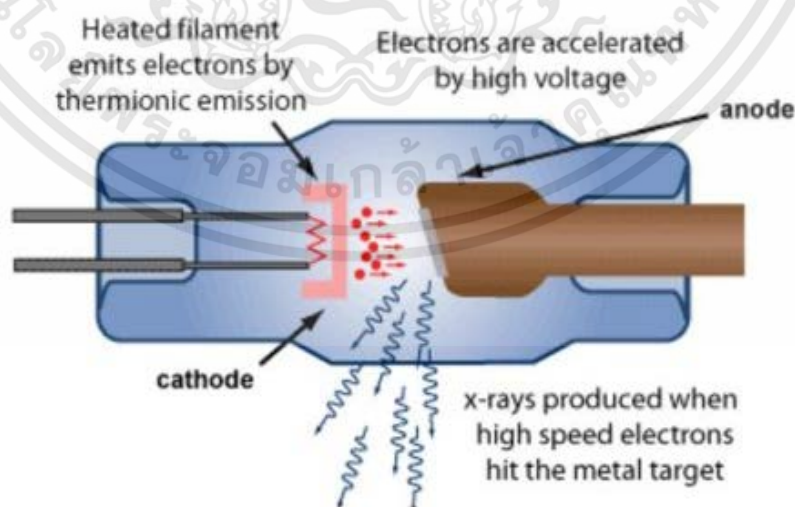
2.5.1 หลอดเอกซเรย์แบบทั่วไป แบ่งออกเป็น 2 ชนิดคือ

หลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบอยู่นิ่ง (Stationary anode tube)

เป็นหลอดเอกซเรย์ชนิดที่ขั้วบวกอยู่คงที่ ซึ่งมักจะทำเป็นแท่งทองแดงมีลักษณะเป็นบล็อก และมีเป้าเป็นบริเวณสี่เหลี่ยมเล็กๆ ทำด้วยแผ่นโลหะทั้งสแตนดิ่งลงในบล็อก มักใช้กับเครื่องที่มีกำลังไม่สูงมาก เช่น เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ (Mobile หรือ Portable unit) ที่มีขนาดประมาณ 50 mA หรือหลอดเอกซเรย์ที่ใช้กับเครื่องเอกซเรย์พื้น ที่มีกำลังเครื่องประมาณ 15-30 mA แสดงดังรูปที่ 2.5

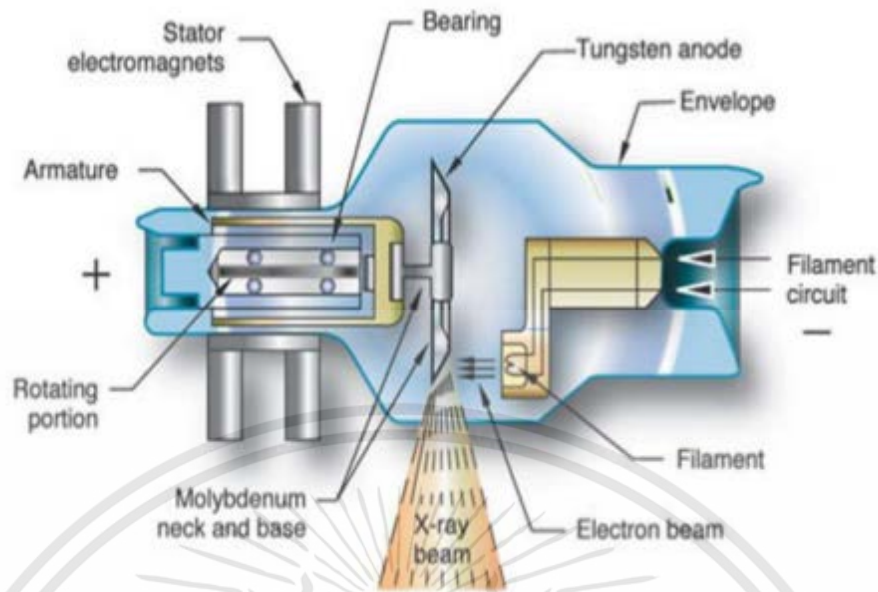
หลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบหมุนได้ (Rotating anode tube)

เป็นหลอดเอกซเรย์ชนิดที่ขั้วบวกไม่คงที่ ซึ่งจะหมุนรอบตัวตลอดเวลาที่ทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ ขั้วบวกของหลอดชนิดนี้ จะมีรูปร่างคล้ายจาน ทำด้วยทั้งสแตนดิ่งและมีแกนหรือด้ามเป็นลักษณะเรียวยาวเล็กทำด้วยโมลิตินัม และมีส่วนที่ทำให้เกิดการหมุนอยู่ตรงปลายของด้าม มักใช้กับเครื่องเอกซเรย์ที่มีขนาดทั่วไปและชนิดพิเศษแบบต่างๆ เช่น Digital Subtraction Angiography (DSA), Computer Radiography (CR), Angiogram, เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) แสดงดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.5 แสดงส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบอยู่นิ่ง [7]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบหมุนได้ [8]

2.5.2 หลอดเอกซเรย์แบบพิเศษ แบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ

หลอดเอกซเรย์แบบกริด (Grid-controlled X-ray tube)

เป็นหลอดเอกซเรย์ที่มีขั้วไฟฟ้าขั้วที่ 3 ที่เรียกว่ากริด (Grid) เพื่อใช้ในการควบคุมการไหลของอิเล็กตรอนจากขั้วแคโทดไปยังขั้วแอโนด กริดนี้จะมีลักษณะเป็นถ้วยโพลีอยู่รอบไส้หลอด และมีศักย์เป็นลบเมื่อเทียบกับไส้หลอด ซึ่งศักย์ไฟฟาระหว่างกริดกับไส้หลอดจะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าที่สามารถบังคับอิเล็กตรอนให้เคลื่อนที่เป็นแนวเส้นได้ แต่ถ้าหากสนามไฟฟ้าสูงเกินไปจะทำให้อิเล็กตรอนชนกันเอง และไปไม่ถึงแอโนดได้

หลอดเอกซเรย์แบบขั้วแอโนดแยกส่วนและหมุนได้ (Rotating segmented anode tube)

เป็นหลอดที่มีแอโนดที่ทำด้วยแกรไฟต์เป็นรูปถ้วย ภายในถ้วยจะประกอบด้วยลวดทังสเตน-รีเนียมหลายร้อยเส้นเรียงรายกัน ซึ่งเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวในการระบายความร้อนในขณะที่แอโนดหมุน หลอดเอกซเรย์ชนิดนี้สามารถทนความร้อนได้มากกว่าแบบจานหมุน โดยสามารถทนความร้อนได้มากถึง 700,000 Heat unit

หลอดเอกซเรย์แบบปลดปล่อยอิเล็กตรอนด้วยสนามไฟฟ้าความเข้มสูง (Field emission X-ray tube)

เป็นหลอดที่มีขั้วแคโทดเป็นรูปทรงกระบอกที่มีเข็มขนาดเล็กอยู่ภายใน ทำให้สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างแอโนดและแคโทดไม่กระจายออกไปเหมือนแบบปกติ ค่าความเข้มของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่สูงมากขึ้น ทำให้อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากแคโทดมีพลังงานสูงขึ้น พลังงานเอกซเรย์ก็จะมากขึ้นด้วย

2.5.2 ตัวถังบรรจุหลอดเอกซเรย์ (Housing)

เป็นตัวถังสำหรับบรรจุหลอดเอกซเรย์และส่วนประกอบอื่นๆ ทำด้วยอลูมิเนียมทรงกระบอก ภายในบุด้วยแผ่นตะกั่ว มีช่องเปิดเพื่อให้รังสีเอกซ์ผ่านออกมา เรียกช่องนี้ว่า Tube port ซึ่งช่องนี้จะมีอุปกรณ์มาเชื่อมต่อ คือ คอลิเมเตอร์ (collimator) ที่ทำหน้าที่ควบคุมขอบเขตและเอกซเรย์นี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขนาดลำรังสี ช่อง Tube port นี้ จะมีแผ่นพลาสติกที่ทนความร้อนได้ดี ปิดช่องนี้ไว้เพื่อไม่ให้น้ำมันที่อยู่ในหลอดเอกซเรย์ไหลออกมา

2.5.3 น้ำมัน

น้ำมันที่หล่อเลี้ยงภายใน Tube Housing ของหลอดเอกซเรย์ มีหน้าที่ช่วยในการระบายความร้อน โดยการพาความร้อนจากหลอดเอกซเรย์มายังบริเวณที่เป็น Tube Housing และยังช่วยป้องกันไม่ให้อิเล็กตรอนพลังงานสูง (High Voltage) เกิด Ionization ซึ่งจะทำให้เกิดความเสียหายกับหลอดเอกซเรย์ได้ น้ำมันที่ใช้ต้องเป็นน้ำมันที่มีความบริสุทธิ์สูง ไม่ระเหยหรือเปลี่ยนสภาพที่อุณหภูมิสูง และเป็นฉนวนที่ดี

2.5.4 หลอดสุญญากาศ (Vacuum Tube)

เป็นหลอดสุญญากาศที่ทำหน้าที่ห่อหุ้ม Anode, Cathode และ Filament เพื่อให้อิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นในดัก Cathode วิ่งไปยัง Anode ได้เร็ว และปราศจากสิ่งกีดขวาง ซึ่งถ้าหากมีอากาศรั่วเข้าไปด้านใน จะส่งผลให้อิเล็กตรอนวิ่งชนกับไอออนที่เกิดจากการแตกตัวของอากาศภายในหลอด ส่งผลให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลง และปริมาณอิเล็กตรอนที่วิ่งไปยัง Anode มีน้อยลง

2.5.5 ขั้วแอโนด (Anode)

ทำหน้าที่เป็นขั้วบวกของหลอดเอกซเรย์ บริเวณปลายขั้วหลอดยังถูกออกแบบให้เป็นบริเวณที่เป็นเป้าทำด้วยโลหะทังสเตน สำหรับให้อิเล็กตรอนวิ่งชนเพื่อให้เกิดรังสีเอกซ์

2.5.6 ขั้วแคโทด (Cathode)

ทำหน้าที่เป็นขั้วลบของหลอดเอกซเรย์ บริเวณปลายขั้วแคโทดจะมีถ้วยโฟกัส (Focusing cup) ซึ่งทำหน้าที่รวบรวมให้อิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นเป็นลำอิเล็กตรอนที่มีทิศทางตรงกับเป้าแอโนดที่ภายในจะมีไส้หลอดเอกซเรย์ (Filament) ไส้หลอดจะได้รับกระแสไฟฟ้า ทำให้ไส้หลอดร้อนและมีอิเล็กตรอนอยู่รอบๆ ไส้หลอด เรียกว่า Election cloud และเมื่อทำให้ความต่างศักย์ระหว่างขั้วหลอดเอกซเรย์แคโทด และแอโนดสูงมากพอ กลุ่มอิเล็กตรอนเหล่านั้นจะถูกเร่งจากขั้วแคโทดวิ่งไปชนเป้า (Target) ที่อยู่บริเวณแอโนดทำให้เกิดรังสีเอกซ์ออกมา

2.5.7 ไส้หลอดเอกซเรย์ (Filament)

เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ผลิตอิเล็กตรอน อยู่บริเวณด้านแคโทดมีลักษณะเป็นขดลวดสปริงที่ทำด้วยโลหะทังสเตน โดยทั่วไปมี 2 ขนาด คือ ไส้หลอดขนาดใหญ่ (Large Filament) ใช้สำหรับการตั้งค่ากระแสผ่านหลอดเอกซเรย์ (mA) ประมาณ 200-500 mA และจะให้โฟคอลสปอต (Focal spot) ที่มีขนาดใหญ่ และไส้หลอดขนาดเล็ก (Small Filament) จะทำให้เกิดขนาดของโฟคอลสปอต (Focal spot) ที่เล็กกว่า ใช้สำหรับการตั้งค่ากระแสผ่านหลอดเอกซเรย์ประมาณ 50-150 mA เท่านั้น ซึ่งทำให้ภาพถ่ายรังสีที่ได้มีความละเอียด (Resolution) สูงกว่าไส้หลอดขนาดใหญ่

2.6 ระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในทางการแพทย์

ตั้งแต่การค้นพบของเรินท์เกินว่ารังสีเอกซ์สามารถบอกรูปร่างของกระดูกได้ รังสีเอกซ์จึงได้ถูกพัฒนาเพื่อนำมาใช้ในการถ่ายภาพทางการแพทย์ ซึ่งนำไปสู่สาขาที่เรียกว่า รังสีวิทยา โดยนักรังสีวิทยาได้ใช้ภาพถ่ายที่ได้มาใช้ในการช่วยวินิจฉัยโรค รังสีเอกซ์มักถูกนำมาใช้ในการตรวจหาสภาพทางพยาธิวิทยาของกระดูก นอกจากนี้ยังสามารถตรวจหาความผิดปกติของโรคบางโรคได้ เช่น โรคปอดบวม (pneumonia) โรคมะเร็งปอด (lung cancer) หรือน้ำท่วมปอด (pulmonary edema) รวมถึงการเอกซเรย์ในช่องท้อง เช่น การตรวจหาภาวะการอุดตันในลำไส้เล็ก ภาวะลมหรือของเหลวคั่งใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ช่องท้อง การตรวจหาน้ำในถุงน้ำดีหรือน้ำในกระเพาะปัสสาวะ หรือแม้แต่การถ่ายภาพเนื้อเยื่อบางชนิด เช่น สมอง กล้ามเนื้อ ตั้งแต่ปี 2005 เป็นต้นมา รังสีเอกซ์ถูกขึ้นบัญชีในรัฐบาลสหรัฐอเมริกาว่าเป็นสารก่อมะเร็ง การถ่ายภาพเนื้อเยื่อส่วนใหญ่จึงถูกพัฒนาไปใช้เทคนิค CAT หรือ CT scan (Computed Axial Tomography) หรือใช้เทคนิค MRI (Magnetic Resonance Imaging) หรืออัลตราซาวด์ (Ultrasound) ทดแทน ในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งส่วนใหญ่ได้มีการนำรังสีมาช่วยในการรักษาโรค (radiotherapy) และได้มีการรักษาพยาธิสภาพต่างๆ เช่น การรักษาแบบทันที (real time) ในการผ่าตัดถุงน้ำดี การขยายหลอดเลือด (angioplasty) หรือการกลืนสารแบเรียม (Barium enema) เพื่อตรวจสอบสภาพลำไส้โดยใช้ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy)

2.6.1 เครื่องฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy)

เป็นเครื่องเอกซเรย์ที่แสดงภาพเคลื่อนไหวทางจอมอนิเตอร์ ใช้สำหรับตรวจอวัยวะภายในโดยใช้สารทึบรังสีร่วมในการตรวจ แสดงดังรูปที่ 2.7 เช่น การตรวจทางกระเพาะอาหาร (Upper GI Study) จะให้ผู้ป่วยกลืนสารทึบรังสี (Barium Sulfate) และบันทึกภาพขณะกลืนสารทึบรังสี โดยขณะตรวจจะมีภาพที่ปรากฏบนจอมอนิเตอร์เห็นภาพการเคลื่อนไหวของอวัยวะภายในตลอดการตรวจ อุปกรณ์สำคัญที่รับรังสีคือ Image Intensifier ในปัจจุบันระบบดิจิทัลเรียกว่าเป็น Image sensor อาจจะเป็นระบบ CCD (Charge Couple Device) หรือ Flat Panel Detector ก็ได้



รูปที่ 2.7 การตรวจด้วยเครื่องฟลูออโรสโคปี [9]

2.6.2 Cinefluorography

เป็นการถ่ายภาพยนต์จากจอ Fluoroscope โดยผ่านเครื่องปรับความเข้มแสง ที่เรียกว่า Image Intensifier และในเวลาต่อมาเครื่องเอกซเรย์รูปแบบนี้ได้กลายเป็นต้นแบบในการพัฒนารุ่นถัดไป

2.6.3 Angiography

เป็นวิธีการตรวจทางรังสีของหลอดเลือด ปกติแล้วเส้นเลือดจะโปร่งเมื่อฉายรังสีลงบนฟิล์ม จึงต้องทำให้เส้นเลือดทึบ โดยการฉีดสารทึบรังสีเข้าไปในเส้นเลือด แสดงตัวอย่างในรูปที่ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการนี้ยังสามารถดูกลไกการทำงานบริเวณนั้นได้อีกด้วย วิธีการนี้มีชื่อเรียกตามบริเวณที่ต้องการตรวจ เช่น

- Vertebral Angiography การตรวจบริเวณเส้นเลือดที่เลี้ยงสมองส่วนหลัง
- Branchial Angiography การตรวจบริเวณเส้นเลือดแดงที่ไปเลี้ยงแขน
- Cerebral Angiography การตรวจบริเวณเส้นเลือดในสมอง
- Cardio Angiography การตรวจบริเวณเส้นเลือดแดงที่เลี้ยงหัวใจ



รูปที่ 2.8 แสดงตัวอย่างการตรวจบริเวณเส้นเลือดในสมอง [10]

2.6.4 Xeroradiography

เป็นการถ่ายภาพเอกซเรย์โดยไม่ต้องใช้ฟิล์ม โดยการใช้แผ่นที่ฉาบด้วยประจุไฟฟ้าสถิตมาบรรจุลงในกล่องกันแสง แล้วถ่ายภาพเอกซเรย์แทนฟิล์มเอกซเรย์ เมื่อถ่ายแล้วนำไปผ่านเครื่องล้างแผ่นไฟฟ้าสถิต โดยไม่ต้องใช้ห้องมืด จะได้ภาพอวัยวะออกมาเป็นสีน้ำเงินจางๆ บนแผ่นกระดาษ ส่วนแผ่นไฟฟ้าสถิตนั้น สามารถนำกลับไปใช้ซ้ำได้อีก ลักษณะของภาพที่ได้นั้นมีความละเอียดชัดเจนสูง เห็นตั้งแต่เนื้อเยื่อไปจนกระดูกพร้อมกัน ในปัจจุบันพบว่า ถ้าฉีดสารทึบแสงจำนวนน้อยเข้าไปในเส้นเลือดดำที่แขน แล้วถ่ายภาพด้วย Xeroradiography จะได้ภาพของเส้นเลือดทั้งเส้นเลือดดำและเส้นเลือดแดง และภาพที่ได้มีคุณภาพสูง

2.6.5 เครื่องเอกซเรย์ฟัน (Dental radiography)

เป็นเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้สำหรับเอกซเรย์ลักษณะและตำแหน่งของฟันภายในช่องปาก แสดงดังรูปที่ 2.9 โดยพลังงานที่ใช้อยู่ในระดับค่อนข้างต่ำ ประมาณ 50 kV 7 mA จึงทำให้รูปร่างของเครื่องเอกซเรย์ชนิดนี้มีขนาดเล็ก เคลื่อนที่ง่าย โดยจะมีลักษณะพิเศษ คือ มีกริดกันอยู่ระหว่างแคโทดและแอโนด เพื่อทำการจัดเรียงลำอิเล็กตรอนให้มีระเบียบ นอกจากนี้ให้หลอดยังมีขนาดเล็ก ทำให้สนามไฟฟ้าระหว่างแอโนดและแคโทดมีค่าความเข้มข้นสูง ซึ่งจะช่วยให้อิเล็กตรอนมีพลังงานมากขึ้น เอกซเรย์ที่เกิดขึ้นจึงมีพลังงานมากพอ และมีระยะเวลาในการฉายที่สั้นมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 แสดงการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ฟัน [11]

2.6.6 เครื่องเอกซเรย์เต้านม (Mammography)

เป็นเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้สำหรับวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมโดยเฉพาะ แสดงดังรูปที่ 2.10 โดยใช้รังสีเอกซ์ที่มีอำนาจทะลุทะลวงต่ำมาก ประมาณ 20 kV และไม่ใช้แผ่นโลหะกรองรังสีเอกซ์ที่หน้าหลอดเลย ในส่วนเป้าแอโนดจะทำด้วยโลหะโมลิบดีนัม โดยจะมีการถ่ายภาพเอกซเรย์เต้านมด้านละ 2 รูป หรืออาจเป็น 1 รูปแล้วแต่กรณี ซึ่งฟิล์มเอกซเรย์ที่ออกมาจะสามารถแสดงให้เห็นถึงความผิดปกติภายในเต้านม เช่น ก้อนเนื้อหรือแม้แต่หินปูนขนาดเล็กที่อาจเป็นสัญญาณของโรคมะเร็งเต้านม



รูปที่ 2.10 แสดงการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์เต้านม [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.7 เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ (X-ray Mobile Unit)

เป็นเครื่องเอกซเรย์ขนาดเล็ก แสดงดังรูปที่ 2.11 เหมาะสำหรับการเคลื่อนย้ายไปตรวจผู้ป่วยตามห้องต่างๆ มีลักษณะเหมือนเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป แต่กำลังเครื่องจะมีขนาดเล็กกว่า มีทั้งระบบนาลอกและดิจิทัล



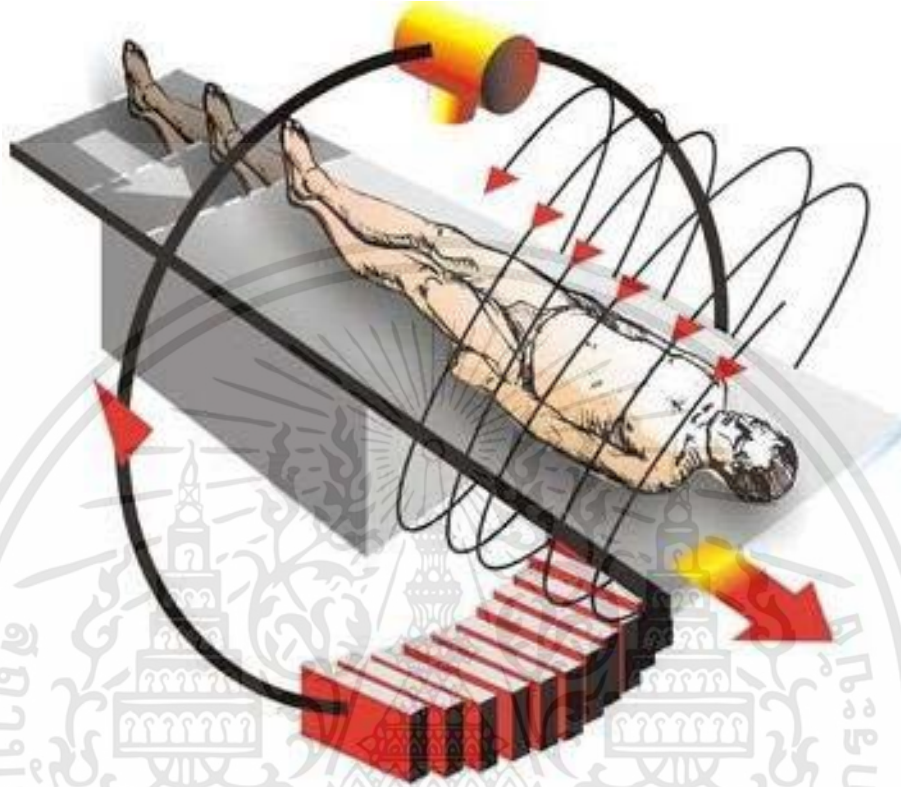
รูปที่ 2.11 แสดงการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ [13]

2.6.8 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography)

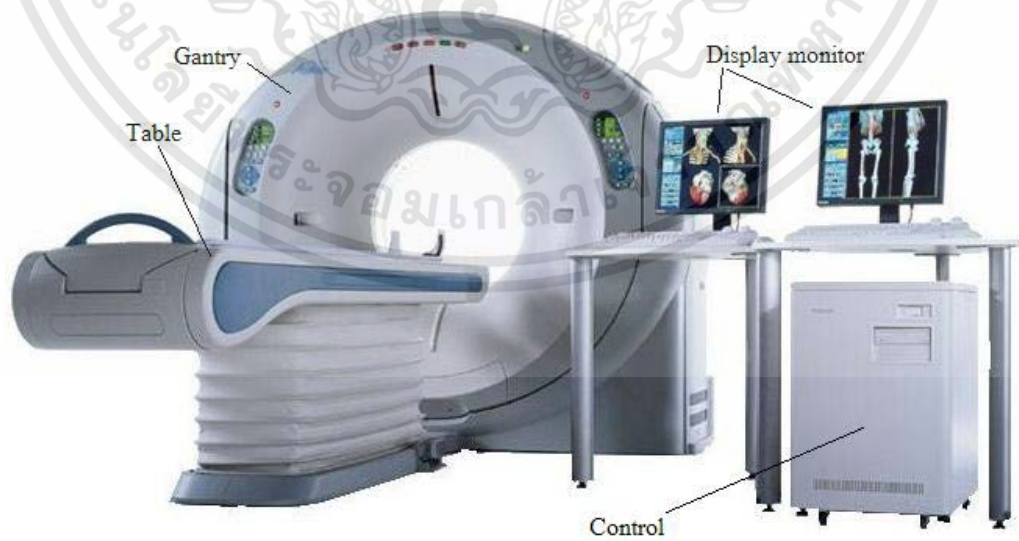
เครื่องเอกซเรย์รูปแบบนี้ถูกค้นพบโดยนายแพทย์ชาวฝรั่งเศสชื่อ โบเคจ (Bocage) เมื่อปี พ.ศ. 2465 เป็นการถ่ายภาพเอกซเรย์ผ่านส่วนของลำตัว หรืออวัยวะในลักษณะของภาพตัดขวาง วิธีนี้ทำให้ได้ภาพของโครงสร้างภายในร่างกายชัดเจนเพียงระนาบใดระนาบหนึ่งเท่านั้น ขณะเดียวกันภาพเงาของระนาบอื่นก็ปรากฏซ้อนทับออกมาด้วยแต่ไม่คมชัด เทคนิคนี้จึงแก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการซ้อนทับกันของเงาของอวัยวะภายในที่ปรากฏบนฟิล์มรับภาพได้ แต่ยังไม่สมบูรณ์นัก จนหลายสิบปีต่อมา เฮาสฟิลด์ (Sir Godfrey N. Hounsfield) วิศวกรของบริษัทอีเอ็มไอ (EMI) ได้พัฒนาเทคนิคและแก้ปัญหาที่เกิดขึ้นได้อย่างสมบูรณ์ นั่นคือ การสร้างเครื่องซีที (Computed Tomography, CT) ขึ้นมาเมื่อปี พ.ศ. 2510 โดยได้มีแนวคิดในการพัฒนามาจากนักฟิสิกส์ชื่อ คอร์แม็ก และในปี พ.ศ. 2515 เครื่องซีทีเครื่องแรกก็สามารถใช้งานกับผู้ป่วยได้จริง โดยในปัจจุบันเป็นเครื่องเอกซเรย์แบบพิเศษที่สร้างภาพในแนวตัดขวางลำตัวผู้ป่วย (Axial Tomography) โดยการสร้างภาพออกมาเป็นแว่นๆ เหมือนผ่านแตงกวา แสดงดังรูปที่ 2.12 จะทำให้ได้ภาพอวัยวะภายในที่ละชั้นความหนาครั้งละ 0.2 mm ถึง 1 mm มีหลักการทำงานคือ หลอดเอกซเรย์และตัวตรวจจับ (Detector) ซึ่งอยู่ตรงข้ามกันจะหมุนรอบตัวผู้ป่วย และตัวตรวจจับจะส่งสัญญาณความเข้มรังสีในมุมต่างๆ ในขณะที่หมุนรอบตัวผู้ป่วยไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อวิเคราะห์ภาพที่ได้จากการตรวจ โดยอาศัยคุณสมบัติของค่า CT number

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของอวัยวะต่างๆ ที่มีค่าไม่เท่ากัน ซึ่งค่า CT number จะเป็นค่าเฉพาะของแต่ละอวัยวะ เช่น เลือดมีค่าประมาณ 80-100 H.U. (Hounsfield Unit) และน้ำมีค่าเท่ากับ 0 H.U. ตัวอย่างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แสดงดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.12 แสดงวิธีการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

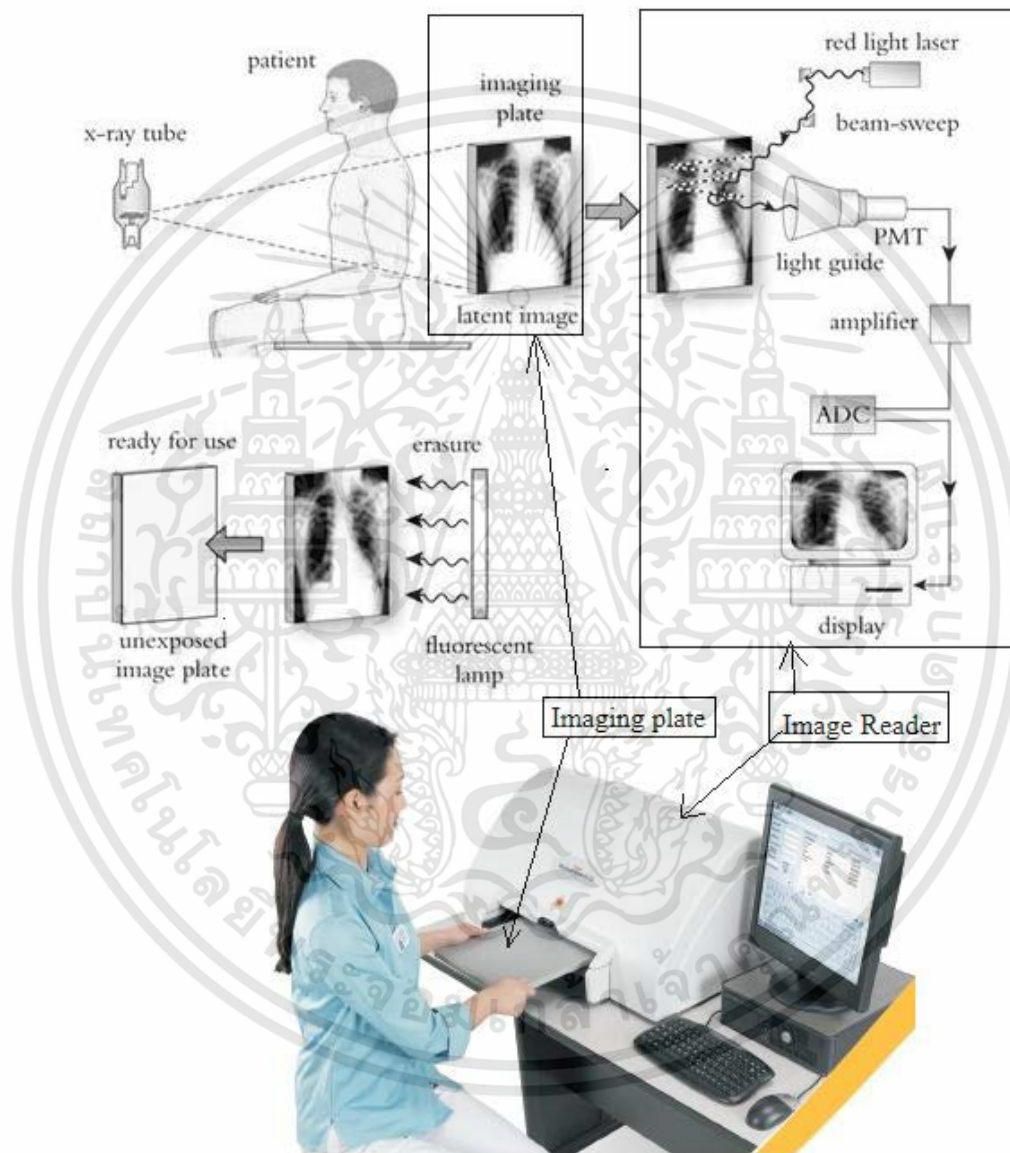


รูปที่ 2.13 แสดงตัวอย่างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ [14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.9 เครื่องเอกซเรย์ดิจิทัลแบบ CR (Computed Radiography)

เครื่องเอกซเรย์ชนิดนี้มีลักษณะเช่นเดียวกับเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปเพียงแต่ส่วนที่เป็นฟิล์มจะบรรจุแผ่นรับภาพที่เรียกว่า Imaging plate แทนฟิล์ม และเมื่อให้รังสีกับผู้ป่วยแล้วก็นำแผ่น Imaging plate ไปเข้าเครื่องอ่านคือ Imaging reader เพื่ออ่านข้อมูลบนแผ่น เมื่ออ่านสัญญาณภาพในแผ่น Imaging plate แล้วก็จะส่งภาพเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ ซึ่งทำให้แพทย์สามารถดูภาพทางจอมอนิเตอร์ได้ทันที ผังการทำงานของเครื่องเอกซเรย์ประเภทแสดงดังรูปที่ 2.14

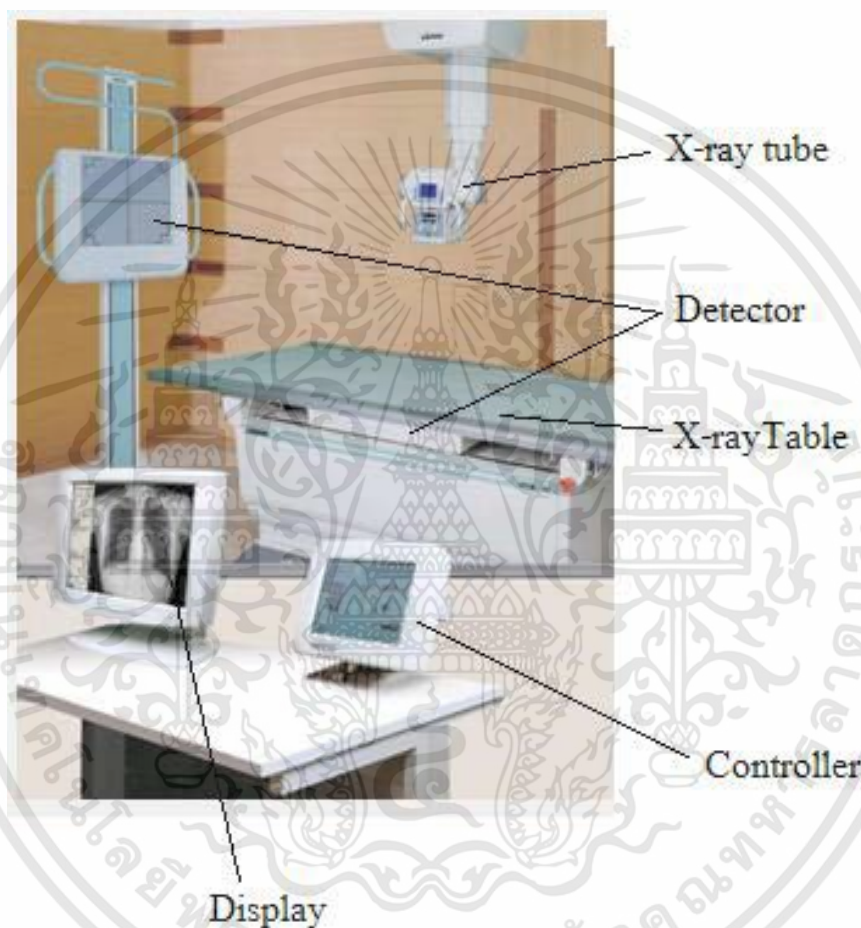


รูปที่ 2.14 แสดงผังการทำงานของเครื่องเอกซเรย์แบบ CR [15]

2.6.10 เครื่องเอกซเรย์ดิจิทัลแบบ DR (Digital Radiography)

ระบบนี้ไม่ต้องมีแผ่นรับภาพ (Imaging Plate) แต่มีเซ็นเซอร์หรือตัวตรวจจับ (Detector) เป็นแผ่นขนาดใหญ่ เรียกว่า Flat Panel Detector แทนภาตรับฟิล์ม เมื่อแผ่นตัวจับได้รับรังสีจะแปลงพลังงานรังสีเป็นสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นจะส่งสัญญาณไฟฟ้าไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพ ซึ่งจะทำให้ได้ภาพถ่ายเอกซเรย์ออกมาทันที โดยไม่ต้องมีอุปกรณ์อ่านข้อมูลแบบเครื่องเอกซเรย์ดิจิทัลแบบ CR ระบบนี้เรียกว่า Direct Digital Radiography (DDR) ตัวตรวจจับที่นิยมใช้ในปัจจุบันเรียกว่า a-Se TFT หรือ amorphous Selenium Thin Film Transistor แสดงดังรูปที่ 2.15 นอกจากนี้ยังมีระบบที่เรียกว่า Indirect Digital Radiography (IDR) ซึ่งจะใช้ตัวตรวจจับแบบเรืองแสงประเภท Cesium Iodide (CsI(Tl)) ที่แอกติเวทโดยทอเรียม เพื่อให้มีความไวในการรับรังสี วางไว้ก่อนชั้น TFT เมื่อได้รับรังสีชั้น CsI จะเรืองแสงขึ้น โดยมีโฟโตไดโอดเป็นตัวตรวจจับแสงให้ส่งค่าไปที่คอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลภาพต่อไป



รูปที่ 2.15 เครื่องเอกซเรย์ดิจิทัลแบบ DDR [15]

2.7 การประยุกต์ใช้รังสีเอกซ์ในด้านอื่นๆ [4]

รังสีเอกซ์ได้ถูกพัฒนาไปใช้ในหลากหลายสาขา เช่น การวิเคราะห์ลักษณะของอะตอม และการผลิตโดยอาศัยการเบี่ยงเบนของรังสีเอกซ์ (x-ray crystallography) การวิจัยทางดาราศาสตร์ที่อาศัยการปลดปล่อยรังสีเอกซ์ (x-ray astronomy) การถ่ายภาพและผลิตภาพขนาดเล็ก (x-ray microscopic analysis) รวมทั้งการตรวจหารอยร้าวขนาดเล็กในโลหะ การติดตามผลของตัวอย่างในการวิจัยโดยอาศัยคุณสมบัติของรังสีเอกซ์ (x-ray fluorescence) รวมถึงใช้ตรวจหาอาวุธปืนหรือระเบิดในกระเป๋าเดินทาง ตัวอย่างภาพแสดงดังรูปที่ 2.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 แสดงตัวอย่างภาพเอกซเรย์สิ่งของที่อยู่ในกระเป๋า

2.8 ผลและอันตรายของเอกซเรย์ต่อร่างกาย

อันตรายของเอกซเรย์ต่อร่างกายนั้นได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรก หลังจากที่มีการค้นพบเอกซเรย์แล้ว 1 เดือน การค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของผู้ที่ใกล้ชิดกับเอกซเรย์ ซึ่งในตารางที่ 2.2 แสดงให้เห็นถึงเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายที่มีความต้านทานต่อรังสีแตกต่างกัน

ตารางที่ 2.2 แสดงช่วงความต้านทานของเนื้อเยื่อในร่างกายต่อรังสี

ความต้านทานมากที่สุด	คอลลาเจน (Collagen) กระดูก (Bone) กล้ามเนื้อ (Muscle) ระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system) หนังกำพร้า (Epidermis of skin) รูขุมขน (Hair follicle of skin)
ความต้านทานปานกลาง	เยื่อผิวของลำไส้ใหญ่ (Epithelium of colon) เยื่อผิวของกระเพาะอาหาร (Epithelium of stomach) เยื่อผิวของลำไส้เล็ก (Epithelium of small intestine) เนื้อเยื่อที่มีส่วนในการสร้างเม็ดเลือด (Hemopoietic tissues) เซลล์กำเนิดเม็ดเลือดแดง (Erythroblasts) เซลล์น้ำเหลือง (Lymphocytes)
ความต้านทานน้อยที่สุด	เซลล์เพศชายที่จะกลายเป็นอสุจิ (Spermatogonia)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เวลาที่ต้องการสำหรับการเกิดอันตรายจากรังสีนั้นมีได้ตั้งแต่การทำให้เซลล์ต่างๆ ตายโดยทันทีไปจนถึงเวลาล่าช้าไปหลายชั่วอายุก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านพันธุกรรม โดยทั่วไปแล้วถ้ารังสีมีความแรงมากจะทำให้เกิดอันตรายอย่างรวดเร็วและถึงขั้นเสียชีวิตได้ โดยทำให้การเคลื่อนไหวของโปรโตพลาสซึม (Cytoplasm) หดไป และโปรตีนในเซลล์มีการแข็งตัว และเมื่อรังสีความเข้มน้อยจะทำให้เกิดการแบ่งนิวเคลียสอย่างอ้อม (mitosis) ของเซลล์ล่าช้าไป นอกจากอันตรายต่อโครโมโซมแล้ว ยังเป็นอันตรายในทางพันธุกรรมซึ่งเป็นต้นเหตุในการผ่าเหล่าหรือเกิดมะเร็งได้

2.8.1 ผลต่อการสืบพันธุ์

ผลที่สำคัญของรังสีต่ออวัยวะสืบพันธุ์ คือจะทำให้เซลล์ของอวัยวะสืบพันธุ์ตาย จึงทำให้เป็นหมัน ในเพศชายพบว่าเมื่ออวัยวะได้รับรังสีขนาดที่ขนาด 30 แรด จะทำให้ตัวอสุจิลดลงเป็นหมันชั่วคราว (Functional sterility) ขนาด 250 แรดครั้งเดียว จะทำให้ไม่มีตัวอสุจิ (Aspermia) ชั่วคราวประมาณ 1 ปี และขนาด 400 – 600 แรดครั้งเดียว จะทำให้เป็นหมันถาวร แต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในสมรรถภาพและความรู้สึกทางเพศแต่อย่างใด เนื่องจากฮอร์โมนเพศชายยังทำงานปกติ

การผ่าเหล่าในมนุษย์ พบว่าผู้ที่ได้รับรังสีประมาณ 9.4 % จะเกิดโรคทางพันธุกรรมได้ และรังสีสามารถทำให้เกิดความผิดปกติทางพันธุกรรมได้ 4 ประการ คือ ลักษณะส่วนสำคัญที่ถ่ายทอดทางพันธุกรรม (Dominant), recessive, x-linked และ chromosomal

2.8.2 ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีขนาดปานกลาง ประมาณ 250 เรินต์เกน ที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมา ถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้ง

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน ที่ได้รับในระหว่างสัปดาห์ที่ 11-16 จะไม่ค่อยมีความผิดปกติต่อตา กระดูก หรืออวัยวะสืบพันธุ์ แต่จะพบว่ามีศีรษะเล็กผิดปกติ (microcephaly) ปัญญาอ่อน (mental retardation) และเจริญเติบโตช้าลง (stunted growth)

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน ที่ได้รับในระหว่างสัปดาห์ที่ 16-20 จะทำให้เกิดความผิดปกติเล็กน้อย คือ มีศีรษะผิดปกติ ปัญญาอ่อน และเจริญเติบโตช้าลง

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน ที่ได้รับในระหว่างสัปดาห์ที่ 20 เป็นต้นไป มักจะไม่เกิดความผิดปกติกับอวัยวะต่างๆ ที่เห็นได้ชัดเจน แต่อาจมีอาการผิวหนังร้อนแดง เนื่องจากเลือดคั่ง หรือความบกพร่องของระบบการสร้างเม็ดเลือด

2.9 การป้องกันอันตรายจากเอกซเรย์

1. อยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีให้มากที่สุด
2. จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด
3. สวมใส่ชุดตะกั่วป้องกันรังสี หรือใช้ฉากป้องกันรังสี
4. สำหรับผู้ที่จำเป็นต้องทำงานร่วมกับเครื่องเอกซเรย์ จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสีติดตัวตลอดเวลาทำงาน
5. สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าจำเป็นต้องทำการตรวจทางเอกซเรย์บริเวณท้องน้อย ควรทำภายใน 10 วันหลังจากที่มีประจำเดือน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ผู้ป่วยตั้งครุฑ ควบหลีกเลี่ยงการเอกซเรย์ช่วงท้อง กรณีเอกซเรย์ส่วนอื่นๆ ของร่างกาย ต้องใช้ชุดตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ

2.9.1 ระดับรังสีที่ปลอดภัย

ระดับรังสีที่ปลอดภัย หมายถึง การเปลี่ยนแปลงในร่างกายที่เกิดขึ้น เนื่องจากรังสีนั้นไม่ปรากฏออกมาให้เห็นและตรวจพบได้ การกำหนดค่าปริมาณสูงสุดที่ยอมให้มนุษย์รับได้โดยถือว่าปลอดภัย ได้รับการพิจารณาจากนักวิทยาศาสตร์และแพทย์มานานแล้ว โดยได้มีการจัดตั้งกลุ่มหรือสถาบันขึ้นทั้งในประเทศและระหว่างประเทศ เรียกว่า คณะกรรมาธิการว่าด้วยการป้องกันรังสีระหว่างประเทศ (ICRP = International Commission on Radiological Protection) ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมรับได้ เรียกว่าค่า MPD (MPD = Maximum Permission Dose) ขึ้นมา ถ้าได้รับรังสีปริมาณต่ำกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัย ซึ่งค่า MPD ที่กำหนดให้อวัยวะต่างๆ แสดงดังตารางที่ 2.3 และระดับรังสีที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ที่เป็นระดับรังสีที่ปลอดภัยแสดงดังตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ

อวัยวะ	MPD (rem/year)
อวัยวะสืบพันธุ์ เลนส์ตา และไขกระดูก	5
มือ แขน และขา	75
ผิวหนังและไทรอยด์	30
อวัยวะอื่นๆ	15

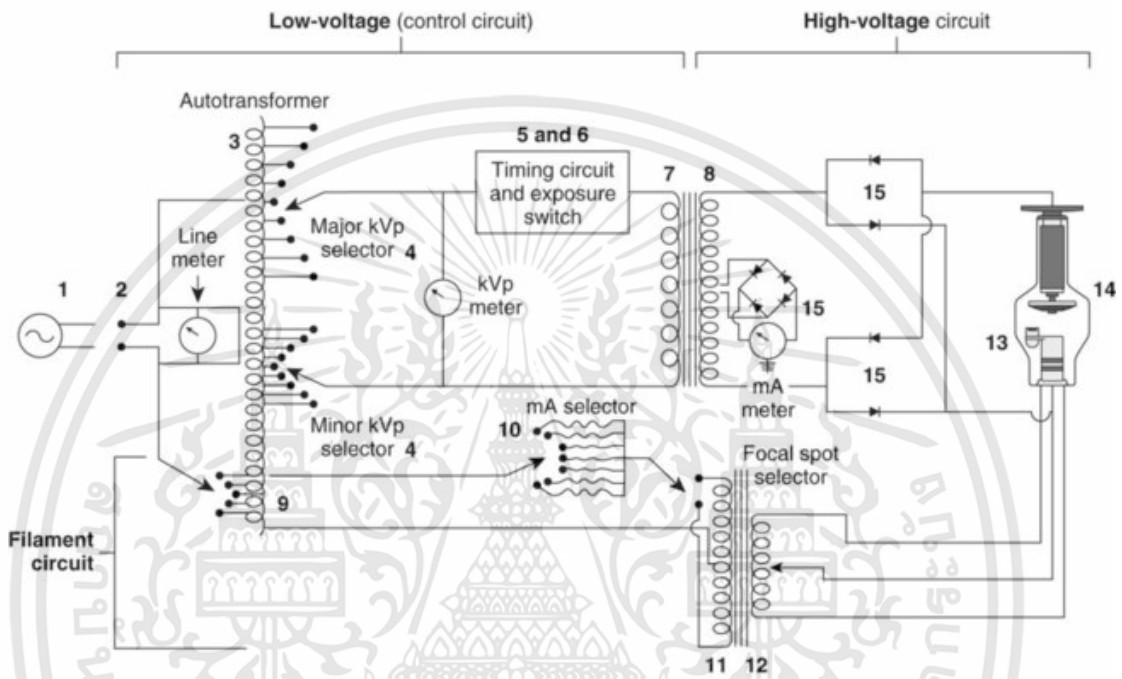
ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย

ระดับความแรงของรังสี	ระดับรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงาน (มิลลิซีเวิร์ทต่อปี)	ระดับรังสีสำหรับบุคคลทั่วไป (มิลลิซีเวิร์ทต่อปี)
ความแรงรังสีรวม	20	1
เลนส์ตา	150	15
ผิวหนัง	500	50
มือเท้า	500	50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

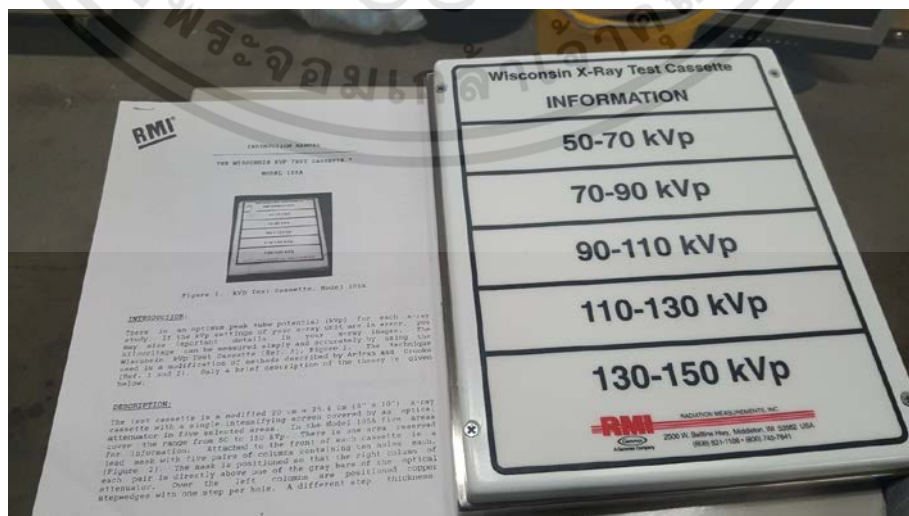
2.10 การบำรุงรักษาเครื่องเอกซเรย์

เครื่องเอกซเรย์นั้นประกอบไปด้วยส่วนต่างๆ 3 ส่วนแสดงดังรูปที่ 2.17 ได้แก่ ส่วนวงจรแรงดันต่ำ ส่วนวงจรแรงดันสูง และส่วนวงจรไส้หลอด โดยในแต่ละส่วนนั้นเมื่อถูกใช้งานอย่างต่อเนื่องอาจทำให้ประสิทธิภาพของวงจรหรือส่วนนั้นๆ ลดลงไป ดังนั้นจึงต้องมีการบำรุงรักษาอย่างสม่ำเสมอ เพื่อให้แน่ใจว่ารังสีที่ปล่อยออกมาตรงกับค่าที่ตั้งไว้



รูปที่ 2.17 ไตอะแกรมวงจรของเครื่องเอกซเรย์ [16]

2.10.1 ความต่างศักย์ของหลอด (kVp)



รูปที่ 2.18 วิลคอนซินสำหรับวัดความต่างศักย์หลอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นปริมาณที่มีความสำคัญมากตัวหนึ่งที่ต้องวัด เพราะเป็นปริมาณที่มีความสัมพันธ์กับคุณภาพของเอกซเรย์ ซึ่งเกี่ยวข้องถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

การวัดความต่างศักย์หลอดมีหลายวิธี เช่น การใช้ Voltage divider การใช้เพนนิทรามิเตอร์ (penetrameter) แบบ Ardran-Crooks หรือแบบวิสคอนซิน (Wisconsin) การใช้วิธี K-Fluorescence Measurements และการใช้วิธีวัดความเข้มสูงสุดของรังสี เป็นต้น

1. วิสคอนซิน ที่สามารถวัดความต่างศักย์หลอดของส่วนผลิตเอกซเรย์ ลักษณะทั่วไปแสดงดังรูปที่ 2.18 สามารถวัดความต่างศักย์ของหลอดได้ในช่วง 50 – 150 kVp มีลักษณะโครงสร้างประกอบด้วยลิ้มทองแดงแบบชั้นบันได และหน้ากาก โครงสร้างภายในประกอบด้วย สกรีนความไวสูง (high speed intensifying screen) แผ่นกรองแสง (optical attenuation)

2. มิเตอร์วัดค่าความต่างศักย์ (kVp meter) เป็นเครื่องมือที่ออกแบบให้สามารถใช้วัดและอ่านค่าความต่างศักย์หลอดได้ในทันที เป็นวิธีที่สะดวกและรวดเร็ว เพราะการจัดเครื่องมือทำได้ง่าย

2.10.2 การเกิด Anode heel effect

การเกิด Anode heel effect คือ การเกิดความไม่สม่ำเสมอของความเข้มรังสีในทิศทาง จากแอโนดไปแคโทดของหลอดเอกซเรย์ หลักการคือการเปลี่ยนลำแสงอิเล็กตรอนเป็นรังสีเอกซ์ที่ไม่เกิดขึ้นที่ target material แต่เกิดที่ลึกลงไป เนื่องจากรังสีเอกซ์ที่ถูกสร้างขึ้นที่ target material บริเวณที่ลึกลงไปต้องสะท้อนกลับมาก่อนที่จะไปถึง target field โดย target material จำเป็นจะต้อง traversed มุมในการปล่อย electron beam ให้ใกล้กับ anode มากขึ้นมากกว่าที่จะขนานกับมัน คือใกล้กับ cathode การเพิ่มขึ้นของ material leads ทำให้มีการ resorption ของรังสีเอกซ์มากขึ้น โดย target material ทำให้รังสีเอกซ์ลดน้อยลง นอกจากนี้ยังหมายความว่ารังสีเอกซ์จะปล่อยออกมาในมุมที่ใกล้กับการเดินทางของลำแสงที่เกิดขึ้นโดยใช้ target material น้อยลงและดูดกลืนน้อยลง ผลสุดท้ายคือความเข้มสนามต่อแคโทดมากกว่าหัวบวก

2.10.3 การเกิด space charge effect

การเกิด space charge effect คือ การสะสมของอิเล็กตรอนที่ถูกปล่อยออกมาจากพื้นผิวโลหะหลังจากการใช้งานของท่อในระยสั้น ๆ ห่างจากพื้นผิวโลหะ อิเล็กตรอนเหล่านี้สะสมและก่อตัวเป็นเมฆประจุรอบ ๆ ผิวโลหะ ค่าพื้นที่นี้จะจำกัดการปล่อยอิเล็กตรอนออกมาจากพื้นผิวและเรียกว่า space charge effect

2.10.4 แรงดันไฟฟ้า

เป็นการตรวจสอบว่าแรงดันไฟฟ้าที่เข้ามายังเครื่องเอกซเรย์มีค่าเท่ากับแรงดันไฟฟ้าที่กำหนดหรือไม่ หากแรงดันไฟฟ้าต่ำกว่าที่กำหนดจะทำให้ค่า kVp และ mAs ต่ำกว่าที่ต้องการ ดังนั้นการตรวจสอบแรงดันไฟฟ้าจะต้องทำเป็นประจำทุกวัน

2.10.5 ทำความสะอาดเตียง Control, X-ray tube และ Collimator

เครื่องเอกซเรย์จำเป็นต้องสะอาดปราศจากฝุ่น คราบต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นเตียง Control, X-ray tube, Collimator และหน้าสัมผัสต่างๆ จะทำให้เครื่องเอกซเรย์มีอายุการใช้งานยาวนานขึ้น

2.10.6 ตรวจสอบมาตรวัดต่างๆ

สังเกตมาตรวัดต่างๆ อยู่ในสภาวะปกติหรือไม่ มีสัญญาณเตือนผิดปกติหรือไม่ การตรวจสอบมาตรวัดจะช่วยให้เกิดความปลอดภัยในการใช้งาน และไม่เกิดความเสียหายต่อเครื่องเอกซเรย์อีกด้วย

2.10.7 Warm up เครื่องก่อนใช้งาน

โดยทั่วไปแล้วเครื่องเอกซเรย์มักจะอยู่ในห้องปรับอากาศ ซึ่งจะทำให้หลอดเอกซเรย์มีอุณหภูมิต่ำ เมื่อเปิดเครื่องแล้วใช้งานทันทีอาจหลอดเอกซเรย์เกิดความเสียหายได้

2.10.8 ตรวจสอบประจำทุกเดือน

1. AEC test
2. ตรวจสอบ High Voltage Connector
3. ดูฝุ่นตามขอกตู้ควบคุม ใต้เตียง และบริเวณ High tension tank

2.10.9 ตรวจสอบประจำทุกหกเดือน

1. ตรวจสอบ Collimator ว่า X-ray Beam ตรงกับ Light Beam หรือไม่
2. ตรวจสอบ น็อต สกรู ที่ยึดแกนยึดหลอดเอกซเรย์
3. ตรวจสอบปั๊มหมุน ลูกบิดสวิตซ์ต่างๆ
4. ตรวจสอบระบบ Mechanic และ Magnetic Lock ในจุดต่างๆ
5. ตำแหน่งที่ต้องการหล่อลื่น ตรวจสอบและหยอดน้ำมันหล่อลื่น
6. ตรวจสอบหลอดเอกซเรย์ว่ามีน้ำมันรั่วซึมหรือไม่
7. ตรวจสอบการทำงานของเตียง
8. ตรวจสอบ Film Tray
9. ทำความสะอาด Grid

2.10.10 การตรวจสอบประจำปี

1. ตรวจสอบ mA, kVp, Time และ mR/mAs
2. ตรวจสอบ Beam alinement
3. ตรวจสอบ Radiation leakage

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 การประมวลผลภาพ [17]

การประมวลผลภาพ (Image Processing) คือ การประยุกต์ใช้งานการประมวลผลสัญญาณบนสัญญาณ 2 มิติ เช่น ภาพนิ่ง หรือภาพวิดีโอ และยังรวมถึงสัญญาณ 2 มิติอื่นๆ ที่ไม่ใช่ภาพด้วย โดยมีกล้อง และคอมพิวเตอร์เป็นอุปกรณ์พื้นฐานในการรับข้อมูลภาพ เทคนิคในการประมวลผลสัญญาณสำหรับสัญญาณ 1 มิตินั้น สามารถประยุกต์มาใช้กับภาพได้ไม่ยาก แต่นอกเหนือจากเทคนิคการประมวลผลสัญญาณแล้ว การประมวลผลภาพก็มีเทคนิคและแนวความคิดที่เฉพาะ ซึ่งจะเหมาะสมกับสัญญาณ 2 มิติเท่านั้น แต่เทคนิคในการประมวลผลสัญญาณ 1 มิติบางเทคนิคก็มีความซับซ้อนมาเมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับการประมวลผลสัญญาณแบบ 2 มิติ

ก่อนหน้านี้การประมวลผลภาพนั้นจะอยู่ในรูปของการประมวลผลสัญญาณอะนาล็อก โดยใช้อุปกรณ์ปรับแต่งแสง ซึ่งวิธีเหล่านั้นก็ไม่ได้ถูกยกเลิกหรือสูญหายไป แต่ได้มีการนำไปประยุกต์ในงานบางอย่าง เช่น ฮอโลกราฟี (Holography) แต่เนื่องจากอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ในปัจจุบันมีราคาถูกลง และมีความเร็วสูงขึ้น สามารถประมวลผลที่ซับซ้อนมากขึ้นได้ ดังนั้นการประมวลผลภาพดิจิทัล (digital image processing) จึงได้รับความนิยมมากกว่า

2.11.1 เทคโนโลยีการประมวลผลภาพ

การประมวลผลภาพ หมายถึง การนำภาพมาประมวลผลหรือคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่เราต้องการทั้งในเชิงคุณภาพ และเชิงปริมาณ

โดยมีขั้นตอนต่างๆ ที่สำคัญ คือ การทำให้ภาพมีความคมชัดขึ้น การกำจัดสัญญาณรบกวนจากภาพ การแบ่งส่วนของวัตถุที่เราสนใจออกมาจากภาพ เพื่อนำภาพวัตถุที่ได้ไปวิเคราะห์หาข้อมูลเชิงปริมาณ เช่น ขนาด รูปร่าง และทิศทางการเคลื่อนที่ของวัตถุในภาพ และสร้างเป็นระบบเพื่อใช้ประโยชน์ในงานด้านต่างๆ เช่น ระบบจดจำลายนิ้วมือเพื่อตรวจสอบว่าภาพลายนิ้วมือที่มีอยู่นั้นเป็นของใคร ระบบเก็บข้อมูลป้ายทะเบียนรถที่เข้าและออกจากอาคารเพื่อประโยชน์ในด้านต่างๆ โดยเฉพาะในด้านความปลอดภัย และระบบตรวจวัดสภาพการจราจรโดยการนำข้อมูลจากกล้องวงจรปิดมาคำนวณตรวจนับจำนวนรถบนท้องถนน ระบบจดจำใบหน้าเพื่อเฝ้าระวังผู้ก่อการร้ายในสถานที่สำคัญ เป็นต้น จะเห็นว่าระบบเหล่านี้จำเป็นต้องมีการประมวลผลภาพจำนวนมาก และเป็นกระบวนการที่ต้องทำซ้ำๆ กันในรูปแบบเดิมเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งงานในลักษณะเหล่านี้ หากใช้มนุษย์วิเคราะห์เอง มักจะต้องใช้เวลานาน และใช้แรงงานสูง อีกทั้งหากจำเป็นต้องวิเคราะห์ภาพเป็นจำนวนมาก ผู้วิเคราะห์ภาพเองอาจจะเกิดอาการเหนื่อยล้า ซึ่งจะส่งผลให้เกิดความผิดพลาดได้ ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญในการทำหน้าที่เหล่านี้แทนมนุษย์ เนื่องจากคอมพิวเตอร์สมัยใหม่มีความสามารถในการคำนวณและประมวลผลข้อมูลจำนวนมากได้อย่างรวดเร็ว

2.11.2 ภาพดิจิทัล

ภาพดิจิทัล เป็นการแสดงผลในลักษณะสองมิติในหน่วยพิกเซล (pixel) สามารถนิยามออกเป็นฟังก์ชัน 2 มิติ $f(x, y)$ โดยที่ x และ y เป็นพิกัดของภาพ และแอมพลิจูดของ f ที่พิกัด x, y ใดๆ ภายในภาพ คือค่าความเข้มแสงของภาพ (intensity) ที่ตำแหน่งนั้นๆ และเมื่อ x, y และแอมพลิจูดของ f เป็นค่าจำกัด (Finite value) จึงเรียกรูปภาพนี้ว่าเป็นภาพดิจิทัล (Digital Image) และถ้ากำหนดให้ภาพ $f(x, y)$ มีขนาด M แถว N คอลัมน์ และพิกัดของจุด

กำเนิด (Origin) ของภาพคือตำแหน่ง $x, y = (0,0)$ แล้ว จะสามารถเขียนสมการให้อยู่ในรูปเมทริกซ์ ได้ดังสมการที่ 2.1

$$\begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0, N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1, N-1) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1, N-1) \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

ค่าแต่ละค่าที่อยู่ในเมทริกซ์ เรียกว่า พิกเซล โดยที่ตำแหน่ง $(0,0)$ จะอยู่ทางด้านซ้ายมือด้านบนสุดของภาพ การจัดลำดับตำแหน่งของจุดภาพจะเรียงจากซ้ายไปขวาในแต่ละเส้นจุด และจัดลำดับของเส้นจุดจะเรียงจากบนลงล่าง การเก็บค่าของความเข้มแสงของภาพดิจิทัลลงหน่วยความจำในลักษณะเส้นจุด (raster) นี้จะเรียกภาพบิตแมป (Bitmap image) หรือภาพแรสเตอร์ (raster image) แต่ภาพที่จัดเก็บในลักษณะนี้จะมีขนาดใหญ่จึงมีการบีบอัดภาพ (image compression) เพื่อให้ข้อมูลภาพมีขนาดเล็กลง

การสร้างภาพดิจิทัลสามารถสร้างได้จากอุปกรณ์รับภาพ เช่น กล้องดิจิทัล (digital camera) เครื่องสแกนเนอร์ (scanner) เป็นต้น ภาพดิจิทัลยังสามารถสร้างโดยการสังเคราะห์จากสิ่งที่ไม่ใช่ข้อมูลภาพ เช่น ฟังก์ชันคณิตศาสตร์ หรือแบบจำลองเรขาคณิตแบบสามมิติ ซึ่งการสร้างภาพลักษณะนี้เป็นส่วนหนึ่งในงานด้านคอมพิวเตอร์กราฟิก (computer graphic) คอมพิวเตอร์กราฟิก คือหนึ่งในศาสตร์ องค์ความรู้ ของระเบียบวิธีการแก้ปัญหาเชิงคอมพิวเตอร์ (computer methodology) ที่แก้ปัญหาเกี่ยวกับเรื่องของภาพหรือการแสดงภาพ โดยเน้นการประมวลผลข้อมูลด้วยคอมพิวเตอร์ ให้ข้อมูลนำเข้าเป็นข้อมูลตัวเลข ตัวอักษร หรือสัญญาณต่างๆ แทนตำแหน่ง พิกัด สี รูปทรง ความสว่าง

โดยทั่วไปแล้วเราสามารถแบ่งรูปภาพดิจิทัลออกเป็น 2 ประเภท คือ ภาพแบบบิตแมป (bitmap image) และภาพแบบเวกเตอร์ (vector image)

2.11.2.1 ภาพแบบบิตแมป

ภาพแบบบิตแมป เป็นภาพที่ประกอบขึ้นจากจุดเล็กๆ หรือที่เรียกว่า พิกเซลจำนวนมากที่ต่อเรียงกันเป็นภาพหนึ่งภาพ เพื่อให้เห็นภาพลักษณะนี้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ให้นึกถึงการสร้างภาพบนตารางสี่เหลี่ยมเล็กๆ โดยเราจะใช้สีแต้มลงในช่องสี่เหลี่ยมแต่ละช่อง จนกลายเป็นภาพสมบูรณ์ที่มีขนาดใหญ่ ภาพบิตแมปนี้จะมีจุดขนาดเล็กจำนวนมาก ดวงตาของมนุษย์นั้นไม่สามารถมองเห็น และแยกแยะรายละเอียดส่วนย่อยได้ แต่เมื่อลองขยายภาพดูจะเห็นจุดของภาพหรือพิกเซล จึงมีผลทำให้รายละเอียดของภาพมีความไม่ชัดเจนมากขึ้น ตัวอย่างแสดงดังรูปที่ 2.19 โดยทั่วไปนิยมใช้กันในภาพถ่าย ภาพแบบบิตแมปแบ่งออกเป็น 4 ประเภท



รูปที่ 2.19 แสดงตัวอย่างภาพแบบบิตแมป [18]

1. ไบนารีอิมเมจ (Binary Image) คือ ในแต่ละพิกเซลนั้นจะแสดงด้วยค่าเพียง 1 บิต ซึ่งประกอบด้วยค่าเพียง 2 ค่า คือ 0 และ 1 โดยถ้าจุดของภาพนั้นมีค่าเป็น 0 แสดงว่าจุดของภาพนั้นจะเป็นสีดำ และถ้าจุดของภาพมีค่าเป็น 1 แสดงว่าจุดของภาพนั้นจะเป็นสีขาว ดังรูปที่ 2.20 ในการสร้างภาพแบบไบนารีสามารถทำได้โดยใช้เทคนิคการทำเทรชโฮล (Thresholding Technique) โดยพิจารณาว่าพิกเซลสีขาวหรือสีดำ จะกระทำโดยการเปรียบเทียบระหว่างพิกเซลของภาพเริ่มต้นกับค่าคงที่ค่าหนึ่ง เรียกว่า ค่าเทรชโฮล (Threshold Value) เทคนิคนี้ใช้กันมากในกรณีที่ข้อมูลภาพที่มีลักษณะของวัตถุและพื้นหลังมีความแตกต่างกัน โดยค่าของพิกเซลของภาพใดๆ ที่มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับค่าเทรชโฮลจะถูกเปลี่ยนเป็น 0 และถ้าของพิกเซลมีค่าน้อยกว่าค่าเทรชโฮลจะถูกเปลี่ยนเป็น 1



รูปที่ 2.20 แสดงตัวอย่างภาพแบบไบนารีอิมเมจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เกรย์สเกลอิมเมจ (Grayscale Image) คือ ในแต่ละพิกเซลของภาพนั้น จะมีค่าความเข้มแสงในระดับที่แตกต่างกันไป โดยค่าความเข้มแสงจะมีค่าอยู่ในช่วงระหว่าง 0 ถึง 255 ถ้าจุดของภาพมีค่าความเข้มแสงเป็น 0 แสดงว่าจุดของภาพนั้นจะเป็นสีดำ และถ้าจุดของภาพมีค่าความเข้มแสงเป็น 255 แสดงว่าจุดของภาพนั้นจะเป็นสีขาว ดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 แสดงตัวอย่างภาพแบบเกรย์สเกลอิมเมจ

3. ภาพสี (Color Image) คือ ในแต่ละพิกเซลของภาพจะเก็บค่าระดับความเข้มแสงของแต่ละแถบแสงทั้ง 3 แม่สีหลัก คือ R = สีแดง (Red), B = สีน้ำเงิน (Blue) และ G = สีเขียว (Green) ซึ่งในแต่ละพิกเซลนั้นจะแสดงผลค่าของสีตามระดับความเข้มของแสงในแต่ละแถบสีนั้น ตัวอย่างภาพสีแสดงดังรูปที่ 2.22

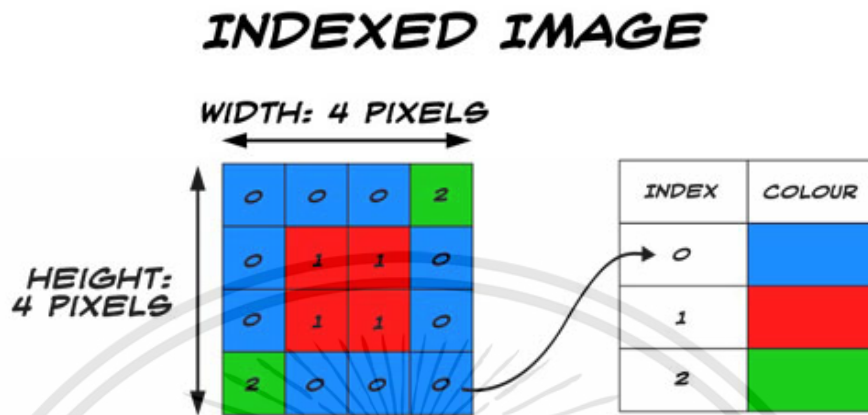


รูปที่ 2.22 แสดงตัวอย่างภาพสี

4. อินเดกอิมเมจ (Index Image) คือ ในแต่ละพิกเซลจะเก็บค่าดัชนี (Index Number) ซึ่งเป็นตัวเลขจำนวนเต็ม ซึ่งจะถูกนำไปเปรียบเทียบกับตารางสี (Color Table) ซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

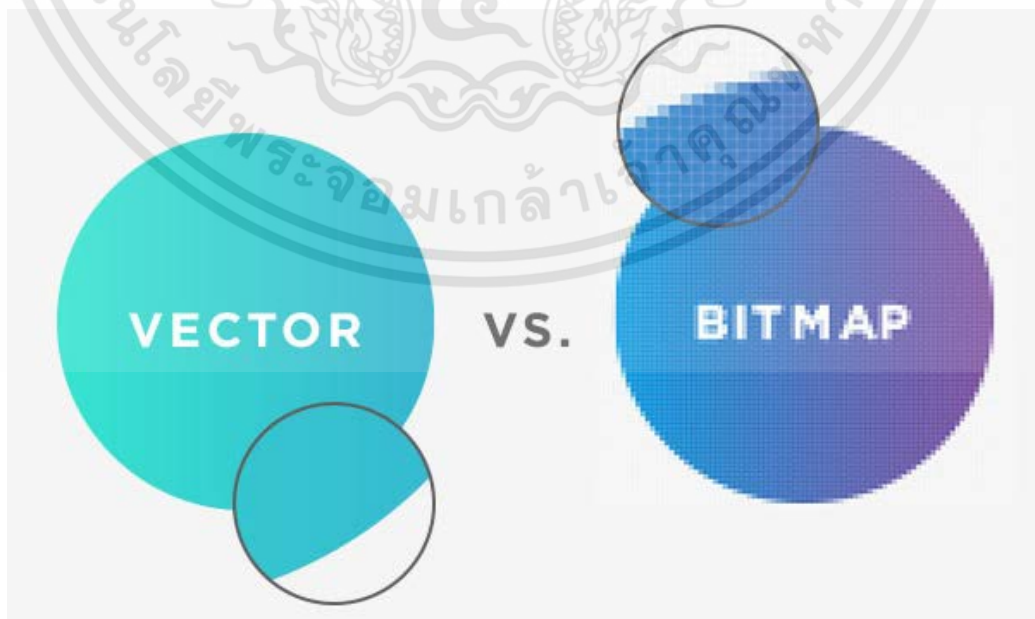
เป็นตารางแสดงค่าสีแม่สีแสง 3 สี ในอัตราส่วนต่างๆ ดังนั้นค่าดัชนีจะเป็นตัวชี้ว่าที่ตำแหน่งพิกเซลนั้นๆ จะมีค่าอัตราส่วนของแม่สีแสงเป็นเท่าใด ตัวอย่างแสดงดังรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 แสดงตัวอย่างภาพแบบอินเดคิมเมจ

2.11.2.2 ภาพแบบเวกเตอร์

ภาพประเภทนี้ไม่ว่าจะขยายให้ใหญ่เท่าใด ก็ยังมีรายละเอียดและความคมชัดเหมือนเดิม ตัวอย่างภาพแบบเวกเตอร์เปรียบเทียบกับภาพแบบบิตแมปแสดงดังรูปที่ 2.24 เนื่องจากภาพแบบเวกเตอร์นั้นประกอบไปด้วยเส้นตรง เส้นโค้ง และรูปทรงต่างๆ ภาพที่ได้จะสร้างขึ้นจากคำสั่งที่บอกถึงลักษณะของภาพในรูปแบบทางเรขาคณิตด้วยสมการคณิตศาสตร์ ดังนั้นโปรแกรมที่ต้องการเปิดรูปภาพจะต้องนำสมการต่างๆ ที่บันทึกเอาไว้มาคำนวณและสร้างรูปทรงของภาพขึ้นมาใหม่ ทำให้ภาพที่เกิดขึ้นมามีความคมชัด จึงเหมาะกับการทำงานที่มีความแม่นยำและต้องการความละเอียดสูง เช่น การสร้างภาพโลโก้ การสร้างภาพสามมิติ เป็นต้น

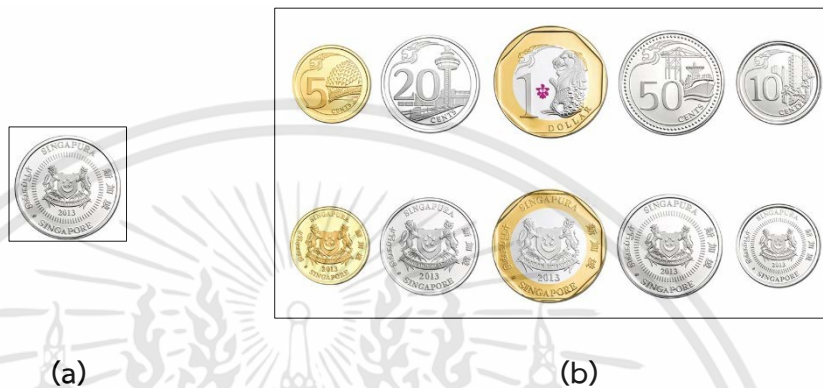


รูปที่ 2.24 แสดงภาพแบบเวกเตอร์เปรียบเทียบกับภาพแบบบิตแมป [19]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.3 การเปรียบเทียบรูปแบบ (Template Matching) [20]

การเปรียบเทียบรูปแบบเป็นหนึ่งในวิธีพื้นฐานในการตรวจดูว่ามีวัตถุอยู่ในภาพหรือไม่ ซึ่งทำได้โดยการเปรียบเทียบรูปของวัตถุที่เราสนใจนั้นกับวัตถุทุกชนิดในภาพ ถ้ารูปของวัตถุมีลักษณะใกล้เคียงกับวัตถุใดในภาพ วัตถุนั้นจะถูกเรียกว่า วัตถุเหมือนแบบ (Template Object) รูปที่ 2.25 (b) แสดงตัวอย่างเหรียญที่มีลักษณะแตกต่างกัน และรูปที่ 2.25 (a) แสดงตัวอย่างของเหรียญที่ต้องการหา



รูปที่ 2.25 (a) แสดงวัตถุที่เราสนใจ [21]

(b) แสดงภาพตัวอย่าง [21]

2.11.3.1 การฟิลเตอร์ลักษณะเหมือนของภาพต่อเนื่อง

การฟิลเตอร์ลักษณะเหมือนของภาพต่อเนื่อง (Matched Filter of Continuous Images) ที่ใช้ในวงจรไฟฟ้าถูกใช้อย่างแพร่หลายในการประยุกต์ใช้งานด้านการตรวจจับสัญญาณ 1 มิติ เช่น ด้านการสื่อสารสัญญาณเรดาร์ การสื่อสารระบบดิจิทัล เป็นต้น นอกจากนี้ยังพบใช้งานในสัญญาณ 2 มิติ เช่น การตรวจหาวัตถุในภาพ ในด้านการประมวลผลภาพ การฟิวเตอร์ลักษณะเหมือน คือฟิวเตอร์ที่ใช้วัดความสัมพันธ์หรือคอร์รีเลชันระหว่างภาพอินพุตและภาพอ้างอิง ค่าคอร์รีเลชัน (Correlation) ถูกนำมาใช้ในการปรากฏอยู่ของภาพอินพุตในภาพอ้างอิงหรือไม่ และถูกใช้ในการทำรีจิสเทชันภาพ (Image Registration) เพื่อซ้อนภาพเข้าด้วยกัน

2.11.3.2 การฟิลเตอร์ลักษณะเหมือนสำหรับภาพดิสครีต

การฟิลเตอร์ลักษณะเหมือนสำหรับภาพดิสครีต (Matched Filtering of Discrete Images) ฟิลเตอร์ลักษณะเหมือนสำหรับตรวจหาวัตถุสามารถใช้ได้ทั้งภาพต่อเนื่องและภาพดิสครีต สำหรับกรณีภาพดิสครีต ทำได้โดยการกรองเชิงเส้นแบบดิสครีตโดยใช้ทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันของฟิลเตอร์ลักษณะเหมือนแบบดิสครีต

2.11.4 การแบ่งส่วนภาพ (Image Segmentation) [20]

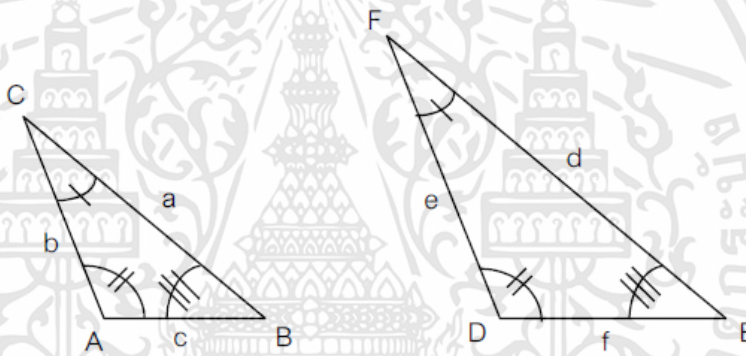
การแบ่งส่วนภาพ เป็นการแบ่งข้อมูลภาพออกเป็นส่วนย่อยๆ ที่แต่ละส่วนจะมีพื้นที่ต่อกันไป แต่ละส่วนจะเป็นพื้นที่ซึ่งอาจจะแทนวัตถุที่อยู่ในภาพ การแบ่งส่วนภาพจะจบลงเมื่อวัตถุที่ต้องการ ถูกแบ่งออกได้สมบูรณ์ ผลลัพธ์ที่ได้จากการแบ่งส่วนภาพจะเป็นตัวชี้วัดความสำเร็จในขั้นตอนการวิเคราะห์ภาพด้วยคอมพิวเตอร์

อัลกอริทึมการแบ่งส่วนภาพสำหรับภาพขาวดำโดยทั่วไปแล้วมักใช้คุณสมบัติสองประการของค่าระดับเทา ได้แก่ ความไม่ต่อเนื่อง (Discontinuity) และความเหมือนกัน (Similarity) ในกลุ่มแรกใช้วิธีการแบ่งกลุ่มภาพตามการเปลี่ยนแปลงทันทีทันใดของระดับเทา โดยใช้การตรวจหาเส้น และขอบในภาพ ในกลุ่มที่สองทำการแบ่งกลุ่มภาพโดยใช้การตั้งระดับกัน (Threshold) การโตขึ้นของบริเวณ (Region Growing) และการแยกและการรวมของบริเวณ (Region Splitting and Merging) แนวคิดของการแบ่งส่วนภาพโดยใช้ความไม่ต่อเนื่อง และความเหมือนกันของค่าระดับเทาสามารถนำไปใช้ได้ทั้งภาพนิ่ง และภาพเคลื่อนไหว

2.12 ทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้าย

ในการหาความยาวของด้านของรูปสามเหลี่ยมใดๆ จะหาโดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างด้านของรูปสามเหลี่ยมสองรูปในอัตราส่วนระหว่างด้านของรูปสามเหลี่ยม ซึ่งเป็นสามเหลี่ยมที่คล้ายกัน

บทนิยาม สามเหลี่ยมสองรูปใดๆ ที่มีขนาดมุมเท่ากัน 3 มุม มุมต่อมุม เรียกว่า รูปสามเหลี่ยมที่คล้ายกัน สมบัติของรูปสามเหลี่ยมที่คล้ายกัน แสดงดังรูปที่ 2.26 และสมการต่อไปนี้



รูปที่ 2.26 แสดงรูปสามเหลี่ยมที่คล้ายกัน

$$\triangle ABC \sim \triangle DEF \quad \text{เพราะว่า } \hat{A} = \hat{D}, \hat{B} = \hat{E}, \hat{C} = \hat{F}$$

$$\text{ดังนั้น} \quad \frac{AB}{DE} = \frac{AC}{DF} = \frac{BC}{EF} \quad (2.2)$$

$$\text{นั่นคือ} \quad \frac{c}{f} = \frac{b}{e} = \frac{a}{d} \quad (2.3)$$

2.13 กฎของแลมเบิร์ต-แบร์ (Lambert-Beer Law)

รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูง และเป็นรังสีที่สามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวขณะที่มันเคลื่อนที่ผ่านไปในตัวกลางนั้นๆ เมื่อยังรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานอยู่ในช่วงการวินิจฉัยโรคเข้าไปในตัวกลางใดๆ เช่น ร่างกายมนุษย์ จะเกิดปรากฏการณ์สำคัญ ได้แก่ ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (photoelectric effect) และปรากฏการณ์คอมพ์ตัน (Compton effect) ทำให้สูญเสียพลังงานไปบางส่วน เมื่อยังรังสีเอกซ์ทะลุผ่านตัวกลางออกมาแล้วจึงมีความเข้มลดลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

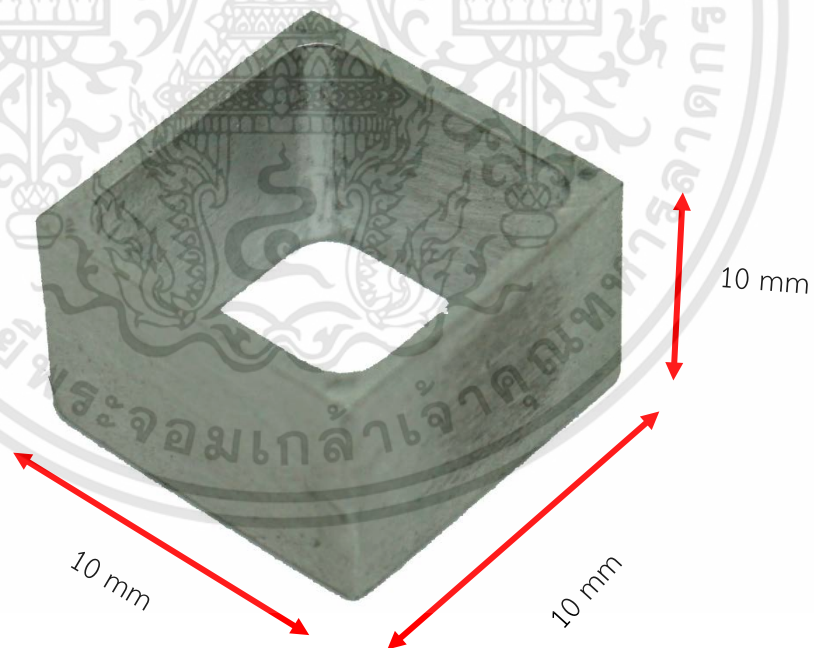
การออกแบบเอกซเรย์แพนทอม

ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบแพนทอม โดยจะใช้อลูมิเนียมในการสร้างแพนทอมทั้งหมด ซึ่งจะแบ่งออกเป็น 2 ช่วง คือ การออกแบบแพนทอมในช่วงแรก จะประกอบไปด้วยการออกแบบแพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส การออกแบบแพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและขนาดโฟกัส และการออกแบบแพนทอมสำหรับทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเอ็กซเรย์ และการออกแบบแพนทอมในช่วงที่สอง เป็นการพัฒนาแพนทอมให้ละเอียดขึ้นเดียว โดยการรวมแพนทอมในช่วงแรก และเพิ่มส่วนในการทดสอบความละเอียดของภาพเข้ามา

3.1 การออกแบบเอกซเรย์แพนทอมในช่วงแรก

3.1.1 การออกแบบเอกซเรย์แพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส

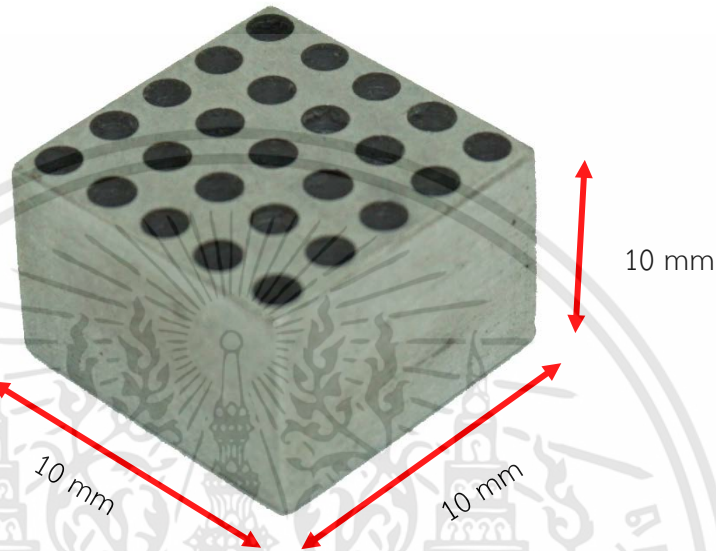
ในการออกแบบเอกซเรย์แพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสี (Center ray) และระยะโฟกัส (Focal Object Distance, FOD) ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างเป็นอลูมิเนียมรูปทรงสี่เหลี่ยมกลาง ขนาด 10x10x10 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 อลูมิเนียมทรงสี่เหลี่ยมกลาง

3.1.2 การออกแบบเอกซเรย์แฟลนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและความกว้างโฟกัส

ในการออกแบบเอกซเรย์แฟลนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสี (Center ray) และขนาดโฟกัส (Focal spot size) ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างเป็นอลูมิเนียมรูปทรงสี่เหลี่ยม ขนาด 10x10x10 มิลลิเมตร ด้านบนเจาะรูแบบกริดขนาดเล็กละลุมาถึงด้านล่าง ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 อลูมิเนียมรูปทรงสี่เหลี่ยมเจาะรู

3.1.3 การออกแบบเอกซเรย์แฟลนทอมสำหรับทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเอ็กซ์เรย์

ในการออกแบบเอกซเรย์แฟลนทอมสำหรับทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเอ็กซ์เรย์ (Linearity) ผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างเป็นอลูมิเนียมเป็นขั้นบันได 5 ชั้น ชั้นละ 2 มิลลิเมตร ฐานขนาด 15x15 มิลลิเมตร ชั้นบนสุดสูง 10 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.3

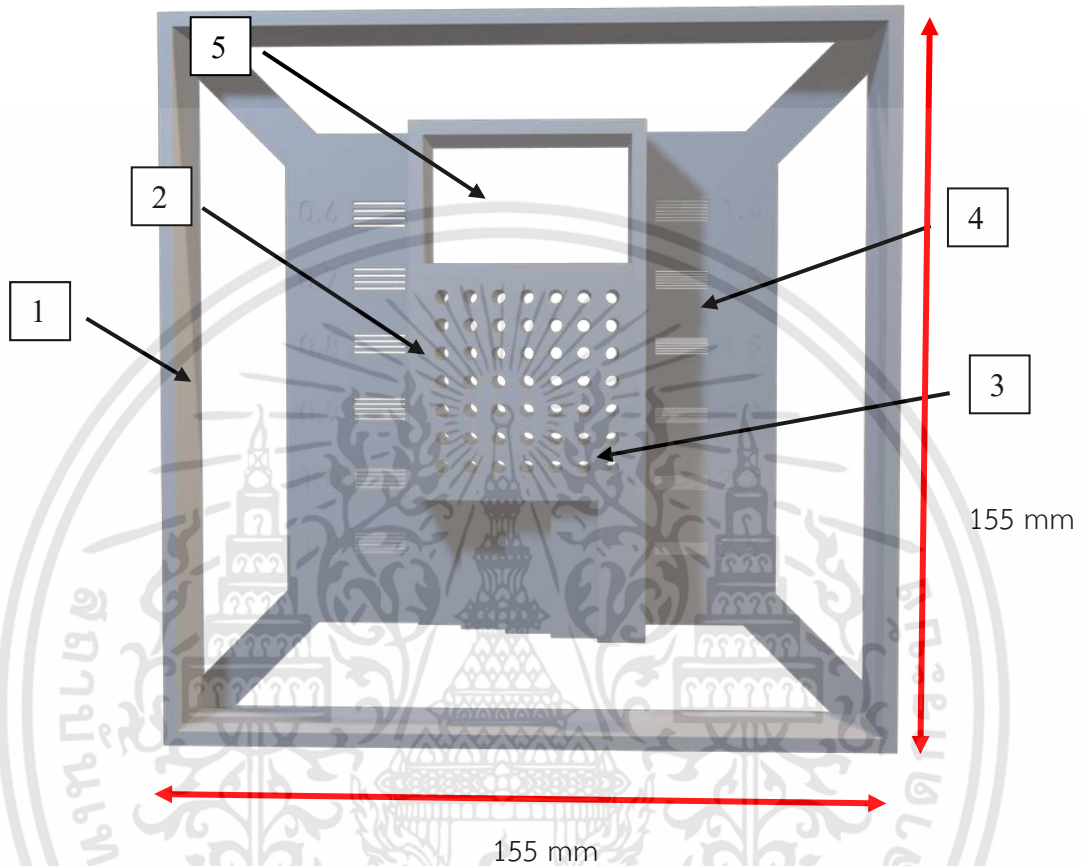


รูปที่ 3.3 อลูมิเนียมแบบขั้นบันได

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การออกแบบเอกซเรย์แพนทอมในช่วงที่สอง

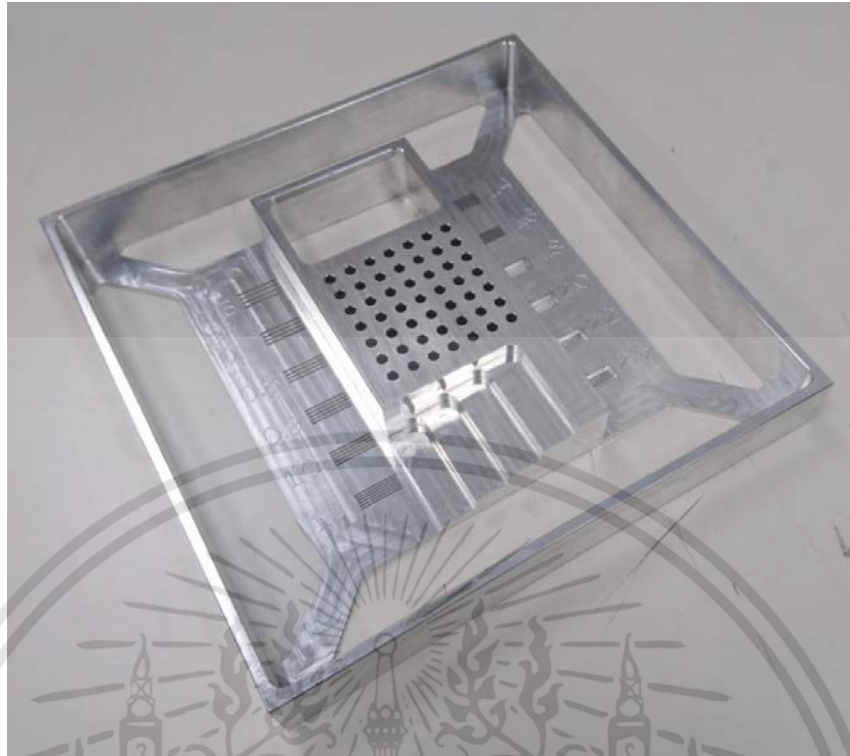
หลังจากแบบเอกซเรย์แพนทอมในช่วงแรกได้ถูกทดสอบ ปรับปรุงและพัฒนาให้ดีขึ้นแล้ว ในขั้นตอนต่อไป คือ การนำเอกซเรย์แพนทอมแต่ละชิ้นมารวมกันเป็นชิ้นเดียว ซึ่งได้ถูกออกแบบดังรูปที่ 3.4 มีขนาด 155x155x20 มิลลิเมตร และในรูปที่ 3.5 เป็นชิ้นงานที่ถูกสร้างขึ้นมา



รูปที่ 3.4 ภาพกราฟิกของเอกซเรย์แพนทอมในช่วงที่สอง

รายละเอียดในแต่ละส่วนมีดังนี้

1. ส่วนสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส เช่นเดียวกับข้อ 3.1.1
2. ส่วนสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและขนาดของโฟกัส เช่นเดียวกับข้อ 3.1.2
3. ส่วนสำหรับทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเอ็กซ์เรย์ เช่นเดียวกับข้อ 3.1.3
4. ส่วนนี้เป็นส่วนที่เพิ่มขึ้นมา สำหรับทดสอบความละเอียดของภาพ
5. ส่วนนี้เป็นส่วนที่เพิ่มขึ้นมา สำหรับพัฒนาในอนาคต สำหรับวัดกิโลโวลเตจพีค (kVp) และระยะเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ (Exposure Time)



รูปที่ 3.5 เอกซเรย์แพนทอมในช่วงที่สอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 การทดลองและผลการทดลองเอกซเรย์แฟลนทอมในช่วงแรก

การทดลองในช่วงแรก ผู้วิจัยได้ใช้เครื่องเอกซเรย์ที่ผลิตจากบริษัท INTER-KOR, INC ประเทศเกาหลี รุ่น Diox โดยที่ Diox นั้นเป็นเครื่องเอกซเรย์ขนาดเล็กน้ำหนักเบา รังสีเอกซ์ที่ออกมาปริมาณน้อย จึงทำให้ผู้ใช้ไม่ได้รับอันตรายจากรังสีเอกซ์ มีชุดควบคุมภายในตัวใช้สำหรับควบคุมการเอกซเรย์ ไม่ว่าจะเป็นการควบคุมกระแสไฟฟ้า แรงดันไฟฟ้า หรือเวลาในการฉายรังสีเอกซ์ ซึ่งทำให้สะดวกต่อการนำมาทดลอง ชุดกำเนิดแรงดันไฟฟ้าแรงสูงเป็นชนิดความถี่สูง ทำให้ได้ภาพผลลัพธ์ที่คมชัด หลอดเอกซเรย์ขนาด 2 mA ความกว้างโฟกัส (Focal spot size) มีขนาด 0.8 mm น้ำหนักรวม 1.4 กิโลกรัม แสดงดังรูปที่ 4.1 และในส่วนของหน่วยตรวจจับ ผลิตจากบริษัท HAMAMATSU PHOTONICS K.K. ประเทศญี่ปุ่น รุ่น C10819-01 และอุปกรณ์เชื่อมต่อระหว่างหน่วยตรวจจับกับคอมพิวเตอร์ใช้รุ่น C9266-04 แสดงดังรูปที่ 4.2 ในส่วนของหน่วยตรวจจับนั้น ประกอบไปด้วยเซนเซอร์รับแสงชนิดซีซีดี (CCD) ที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (x-ray scintillator) หลักการทำงานของแผ่นเรืองแสงเอกซเรย์ คือเมื่อเอกซเรย์ตกกระทบแผ่นเรืองแสงเอกซเรย์ จะทำให้แผ่นเรืองแสงเอกซเรย์เรืองแสงในย่านที่ตามองเห็น (visible light) ซึ่งความเข้มของแสงนั้นจะขึ้นอยู่กับปริมาณเอกซเรย์ที่มาตกกระทบ ในการทดลองนี้ เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์ และหน่วยตรวจจับมีขนาดเล็ก ปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมาอยู่ในระดับต่ำ ทำให้ต้องออกแบบเอกซเรย์แฟลนทอมให้มีขนาดเล็กตามไปด้วย และรูปที่ 4.3 แสดงภาพจำลองวิธีการทำการทดลอง โดยมีเอกซเรย์แฟลนทอมวางอยู่บนอุปกรณ์ตรวจจับเอกซเรย์ (X-ray detector) และมีเครื่องเอกซเรย์ฟืนอยู่ด้านบนปล่อยรังสีลงมาด้านล่าง จากนั้นคอมพิวเตอร์จะได้รับข้อมูลภาพจากอุปกรณ์ตรวจจับเอกซเรย์ เมื่อได้ภาพเอกซเรย์มาแล้วจึงนำภาพไปประมวลผลต่อไป

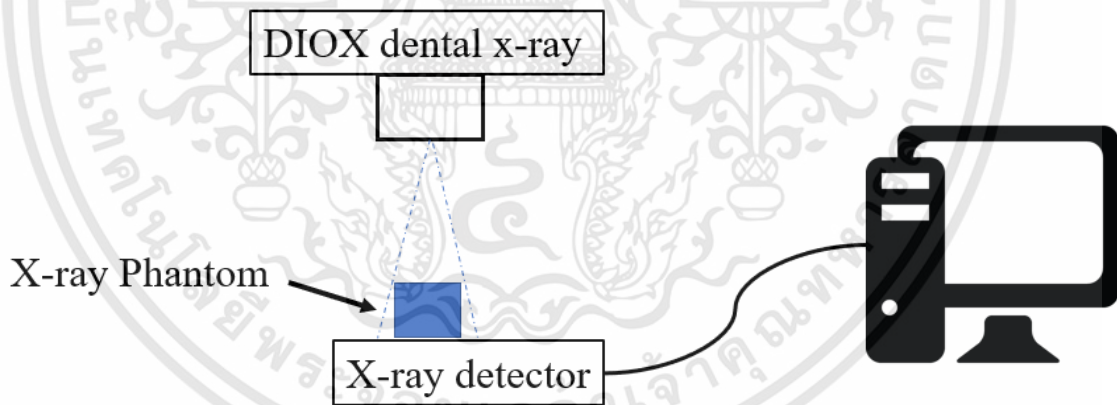


รูปที่ 4.1 เครื่องเอกซเรย์ รุ่น Diox

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 แสดงหน่วยตรวจจับเอกซเรย์

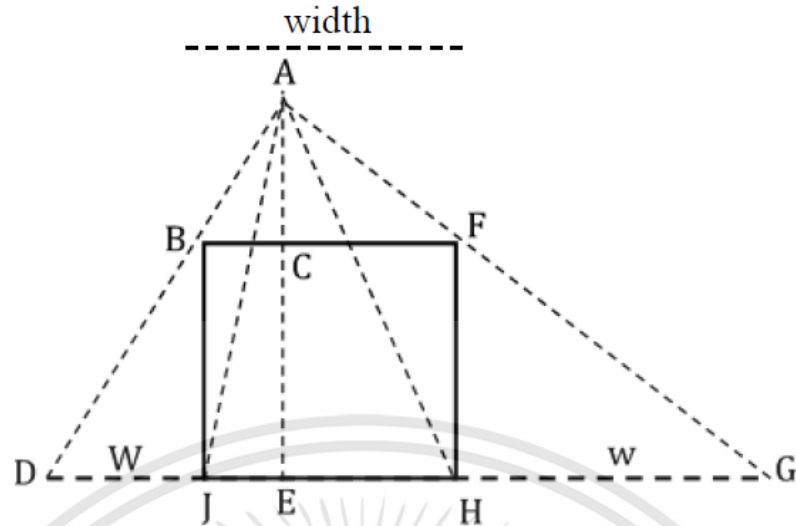


รูปที่ 4.3 ภาพจำลองวิธีการทำการทดลอง

4.1.1 เอกซเรย์แฟนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส

1. ในการคำนวณหาค่าจุดศูนย์กลางรังสี ทำได้โดยการนำทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้ายมาประยุกต์ใช้ ซึ่งแสดงในรูปที่ 4.4 แล้วสร้างสมการ โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 ภาพการประยุกต์ใช้ทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้าย

BJHF คือ มุมด้านข้างของ Phantom

ให้ $\triangle ABC \sim \triangle ADE$

$$\frac{AC}{AE} = \frac{BC}{DE} \quad (4.1)$$

ให้ $\triangle AFC \sim \triangle AGE$

$$\frac{AC}{AE} = \frac{CF}{EG} \quad (4.2)$$

$$\frac{BC}{DE} = \frac{CF}{EG} \quad (4.3)$$

$$BC = JE \quad (4.4)$$

$$DE = W + JE \quad (4.5)$$

$$CF = HE \quad (4.6)$$

$$EG = HE + w \quad (4.7)$$

แทน (4.4) - (4.7) ใน (4.3)

$$\frac{JE}{W+JE} = \frac{HE}{HE+w} \quad (4.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จัดรูปสมการ (4.8)

$$\frac{JE}{JE\left(\frac{W}{JE}+1\right)} = \frac{HE}{HE\left(1+\frac{w}{HE}\right)}$$

$$\frac{1}{\frac{W}{JE}+1} = \frac{1}{1+\frac{w}{HE}}$$

$$1 + \frac{w}{HE} = \frac{W}{JE} + 1$$

$$\frac{JE}{HE} = \frac{W}{w} \quad (4.9)$$

เนื่องจาก

$$JE = \text{width} - HE \quad (4.10)$$

โดยที่ *width* คือ ความกว้างของ Phantom

แทน (4.10) ใน (4.9)

$$\frac{\text{width}-HE}{HE} = \frac{W}{w} \quad (4.11)$$

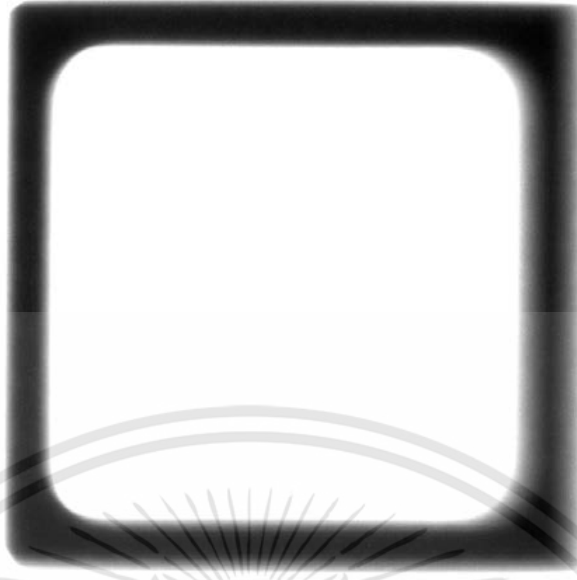
จัดรูป (4.11) ใหม่

$$\frac{HE}{\text{width}} = \frac{w}{(w+W)} \quad (4.12)$$

จะได้

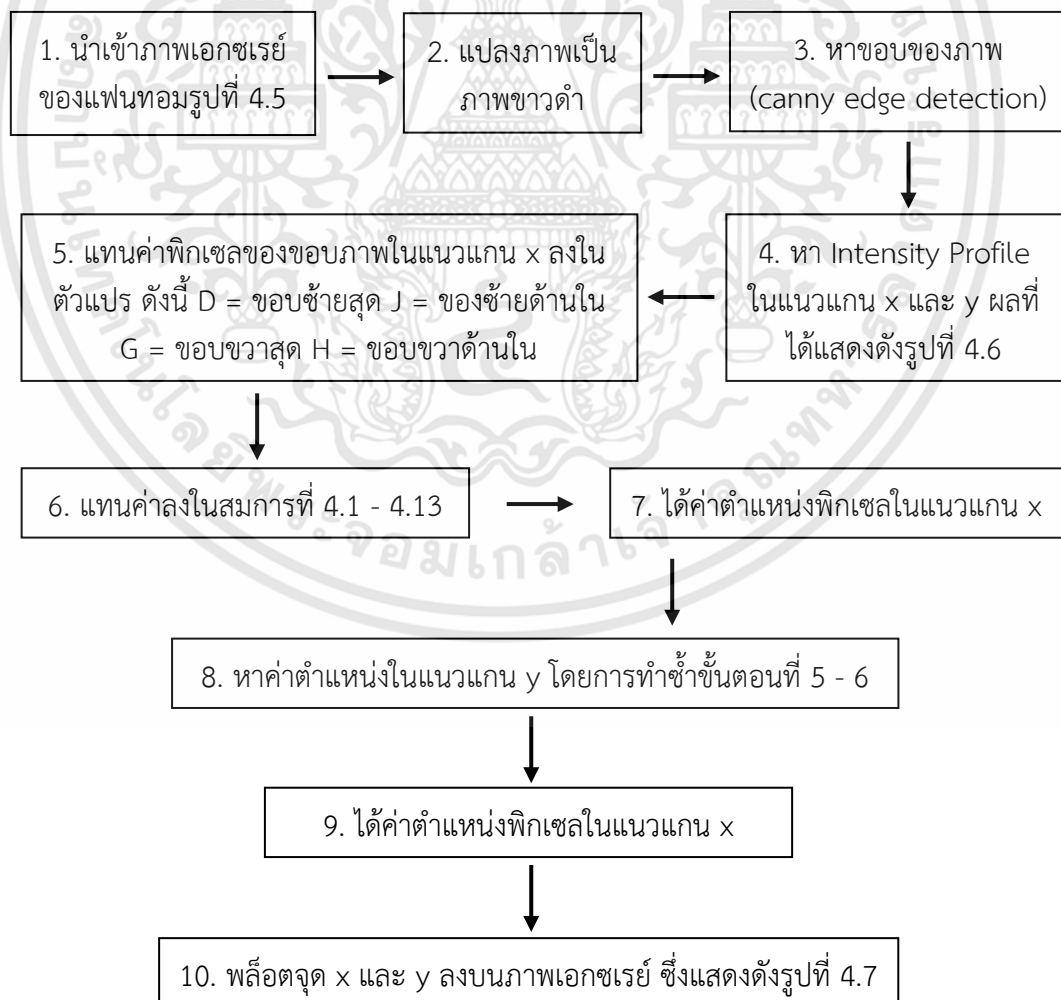
$$HE = \frac{w(\text{width})}{w+W} \quad (4.13)$$

โดย *HE* คือ ตำแหน่งจุดศูนย์กลางรังสีในแนวแกน X และสามารถแทนค่าอีกด้านเพื่อคำนวณหาจุดศูนย์กลางรังสีในแนวแกน Y

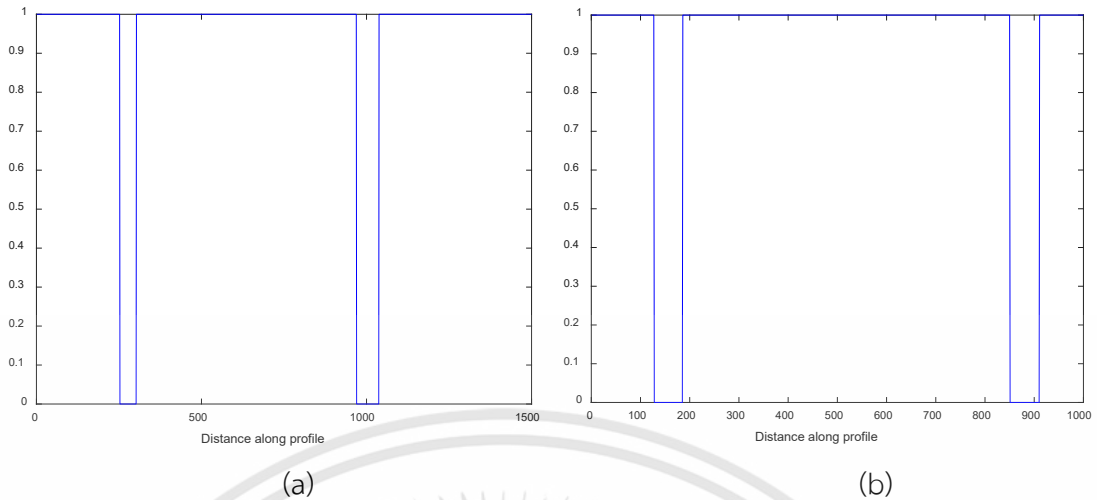


รูปที่ 4.5 แสดงภาพเอกซเรย์ของแพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส

ในส่วนขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมมีดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) (b)
รูปที่ 4.6 (a) แสดง Intensity Profile ในแนวแกน x ของรูปที่ 4.5
(b) แสดง Intensity Profile ในแนวแกน y ของรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.7 ผลการหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางรังสี

2. การคำนวณหาค่าระยะโฟกัส (FOD) ด้วยการสร้างสมการใหม่ โดยการอ้างอิงทฤษฎีสามเหลี่ยมคล้ายจากรูปที่ 4.4 จะได้

$$\frac{AC}{AC+CE} = \frac{BC}{DE} \quad (4.14)$$

ให้ $BC = JE$ และ $DE = W+JE$ จะได้

$$\frac{AC}{AC+CE} = \frac{JE}{W+JE} \quad (4.15)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{AC}{JE} = \frac{AC+CE}{W+JE} \quad (4.16)$$

$$\frac{W+JE}{JE} = \frac{AC+CE}{AC} \quad (4.17)$$

$$\frac{W}{JE} + 1 = 1 + \frac{CE}{AC} \quad (4.18)$$

$$AC = \frac{CE(JE)}{W} \quad (4.19)$$

เนื่องจาก $AC = FOD$ จะได้

$$FOD = \frac{CE(JE)}{W} \quad (4.20)$$

ในส่วนขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมมีดังนี้

1. นำค่าที่ได้จากโปรแกรมคำนวณจุดศูนย์กลางรังสี มาแทนในสมการที่ 4.20



2. แสดงผลการคำนวณหาค่าระยะโฟกัส

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าระยะโฟกัสจากการวัดจริงเปรียบเทียบกับค่าคำนวณจากสมการที่ 4.20 ซึ่งมีค่าเฉลี่ยค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ เท่ากับ 2.47 %

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงค่าระยะโฟกัสจากการวัดจริงเปรียบเทียบกับค่าคำนวณ

	FOD from measure (mm.)	FOD from calculate (mm.)	error (%)
1	70	72.79	3.98
2	75	76.58	2.11
3	150	148.00	1.33

การหาค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ (relative error) หาได้จากสมการที่ 4.21

$$\text{Relative error} = \left| \frac{X_{mea} - X_t}{X_t} \right| \quad (4.21)$$

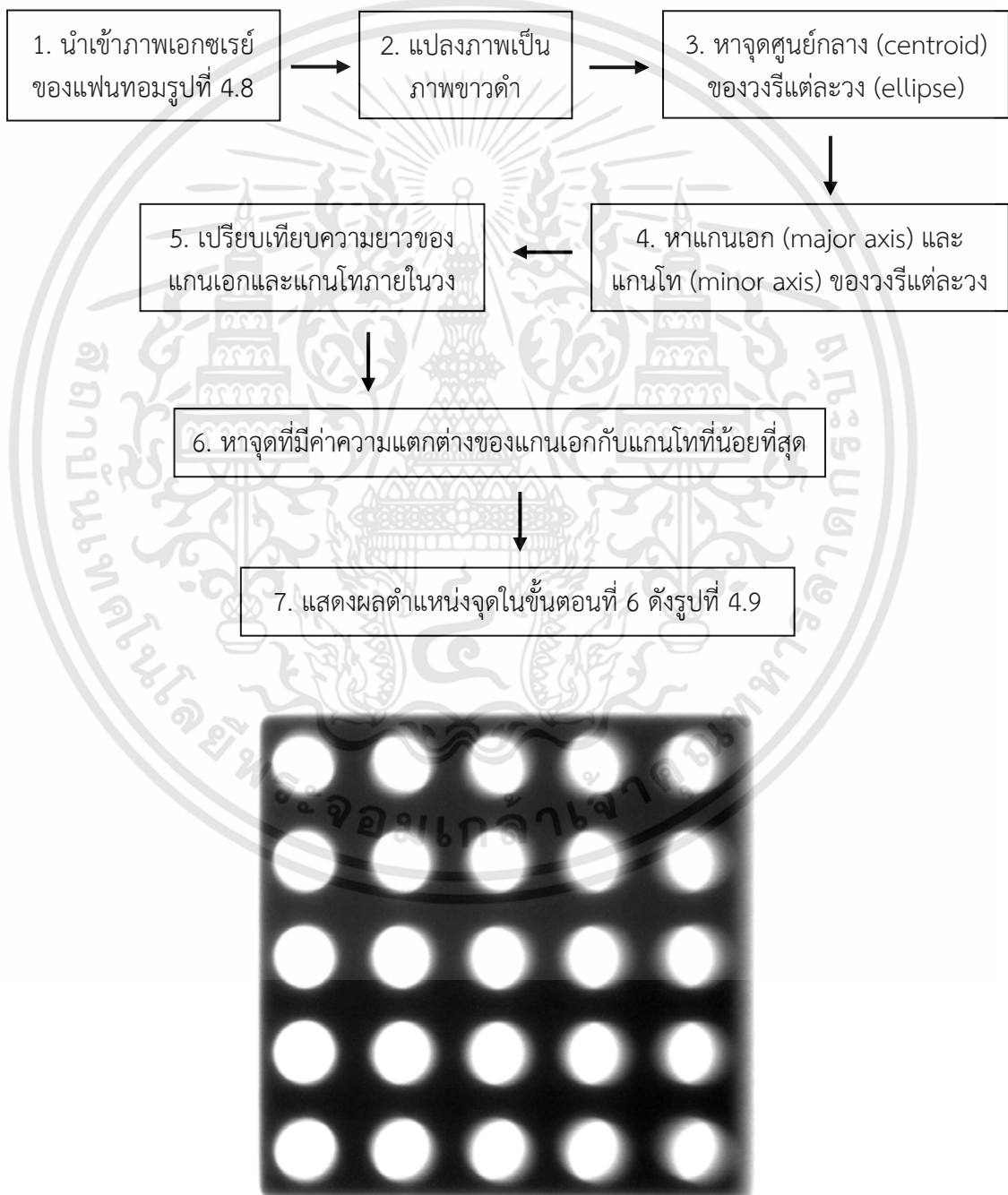
$$\% \text{Error} = \text{Relative error} \times 100 \quad (4.22)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

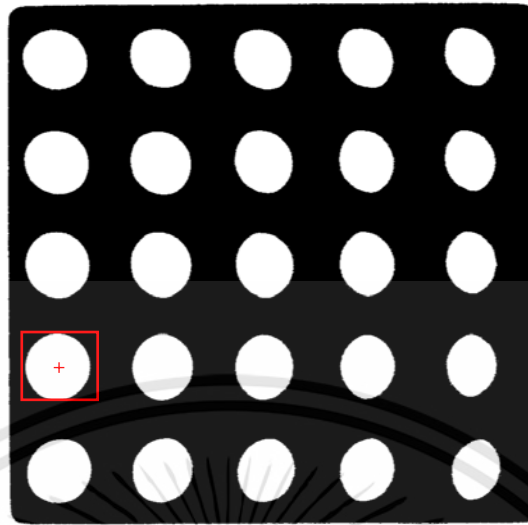
4.1.2 เอกซเรย์แพนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและขนาดของโฟกัส

ขนาดของโฟกัส (focal spot size) หมายถึงบริเวณเป้าในหลอดรังสีเอกซ์ ซึ่งถูกระดมยิงด้วยอิเล็กตรอนพลังงานสูงมากแล้วบริเวณนั้นปล่อยเอกซเรย์ออกมา ความกว้างโฟกัสมีผลต่อคุณภาพของภาพเอกซเรย์ ถ้ามีขนาดใหญ่จะทำให้คุณภาพของภาพเอกซเรย์ลดลง หรือถ้ามีขนาดเล็กเกินไปจะทำให้เวลาในการฉายรังสีนานขึ้น การเคลื่อนไหวของผู้ป่วยจะเข้ามามีผลต่อภาพเอกซเรย์ ดังนั้นในการใช้ขนาดโฟกัสจำเป็นต้องเลือกอย่างเหมาะสม

1. ในการคำนวณหาค่าจุดศูนย์กลางรังสีโดยใช้เอกซเรย์สำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและขนาดของโฟกัส มีขั้นตอนดังนี้

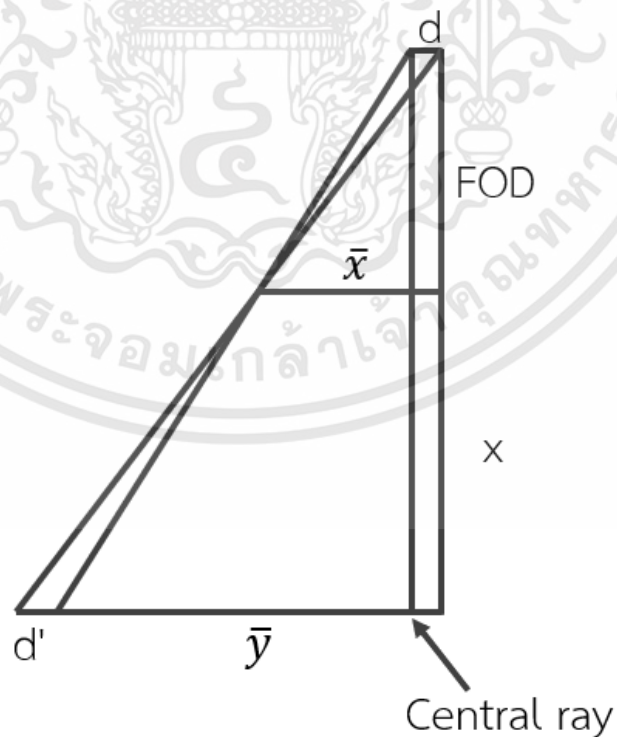


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 แสดงผลตำแหน่งที่มีค่าความแตกต่างของแกนเอกกับแกนโทที่น้อยที่สุด

2. ในการคำนวณค่าขนาดของโฟกัส (focal spot size) โดยใช้เอกซเรย์แฟนทอม สำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและขนาดของโฟกัส ได้สร้างแผนภาพจำลองขึ้นมาแสดงดังรูปที่ 4.10 เพื่อสร้างสมการในการหาค่าขนาดของโฟกัส ตำแหน่งที่ใช้ในการหาค่าขนาดของโฟกัสคือ ตำแหน่งที่มีค่าความแตกต่างของแกนเอกกับแกนโทที่น้อยที่สุด เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มีความเป็นวงกลมมากที่สุด ทำให้ค่า d' รอบๆ วงมีค่าเท่ากัน



รูปที่ 4.10 แผนภาพสำหรับหาขนาดโฟกัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ใช้หาค่าขนาดของโพกัสมีดังนี้

$$\frac{\bar{x}+d}{FOD} = \frac{\bar{y}+d'}{FOD+x} \quad (4.23)$$

โดยที่ FOD คือ ค่าที่ได้จากสมการที่ 4.20

$$\bar{x} + d = \left(\frac{\bar{y}+d'}{FOD+x} \right) FOD \quad (4.24)$$

$$d = \left(\frac{\bar{y}+d'}{FOD+x} \right) FOD - \bar{x} \quad (4.25)$$

4.1.3 เอกซเรย์แพนทอมสำหรับทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเอ็กซ์เรย์

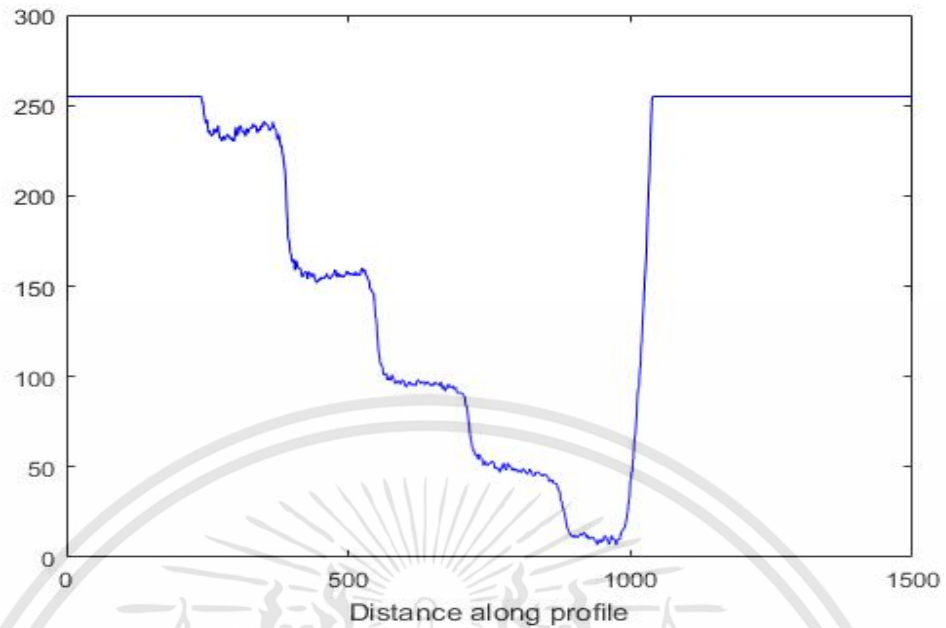
จากการทดลองทำให้ได้ผลการทดลองของภาพฉายเอกซเรย์ของอลูมิเนียมแบบขั้นบันไดแสดงดังรูปที่ 4.11 ซึ่งบริเวณที่อลูมิเนียมมีความหนามากที่สุด จะทำให้ได้ภาพฉายเอกซเรย์ที่สว่างมากที่สุด และบริเวณไม่มีอลูมิเนียม จะทำให้ได้ภาพฉายเอกซเรย์ที่สว่างน้อยที่สุดหรือเป็นสีดำ



รูปที่ 4.11 แสดงภาพฉายเอกซเรย์ของแพนทอมสำหรับทดสอบความเป็นเชิงเส้นของเอ็กซ์เรย์

จากการวิเคราะห์พบว่า Intensity Profile ของอลูมิเนียมแบบขั้นบันได แสดงดังรูปที่ 4.12 บริเวณที่มีความหนาที่สุดจะให้ Intensity Profile ต่ำที่สุด และบริเวณที่ไม่มีอลูมิเนียม จะทำให้ได้ Intensity Profile มากที่สุด โดยสามารถสรุปความสัมพันธ์ดังกล่าวได้ดังตารางที่ 4.2 และเมื่อทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของข้อมูลในตารางดังกล่าวจะทำให้ได้กราฟดังรูปที่ 4.13

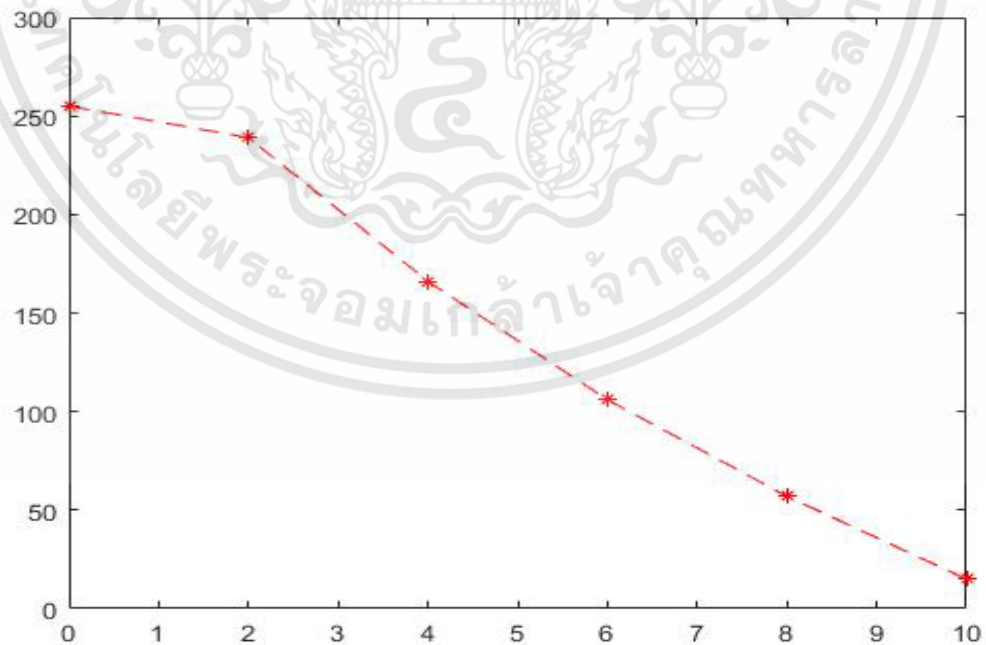
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 แสดง Intensity Profile ของอลูมิเนียมแบบขั้นบันได

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงความสัมพันธ์ของ Intensity Profile กับความหนาของอลูมิเนียม

	ความหนาของอลูมิเนียม (mm)					
	อากาศ	2	4	6	8	10
μ (Intensity Profile)	255	239	166	106	57	15



รูปที่ 4.13 แสดงความสัมพันธ์ของ Intensity Profile กับความหนาของอลูมิเนียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การทดลองและผลการทดลองในช่วงที่สอง

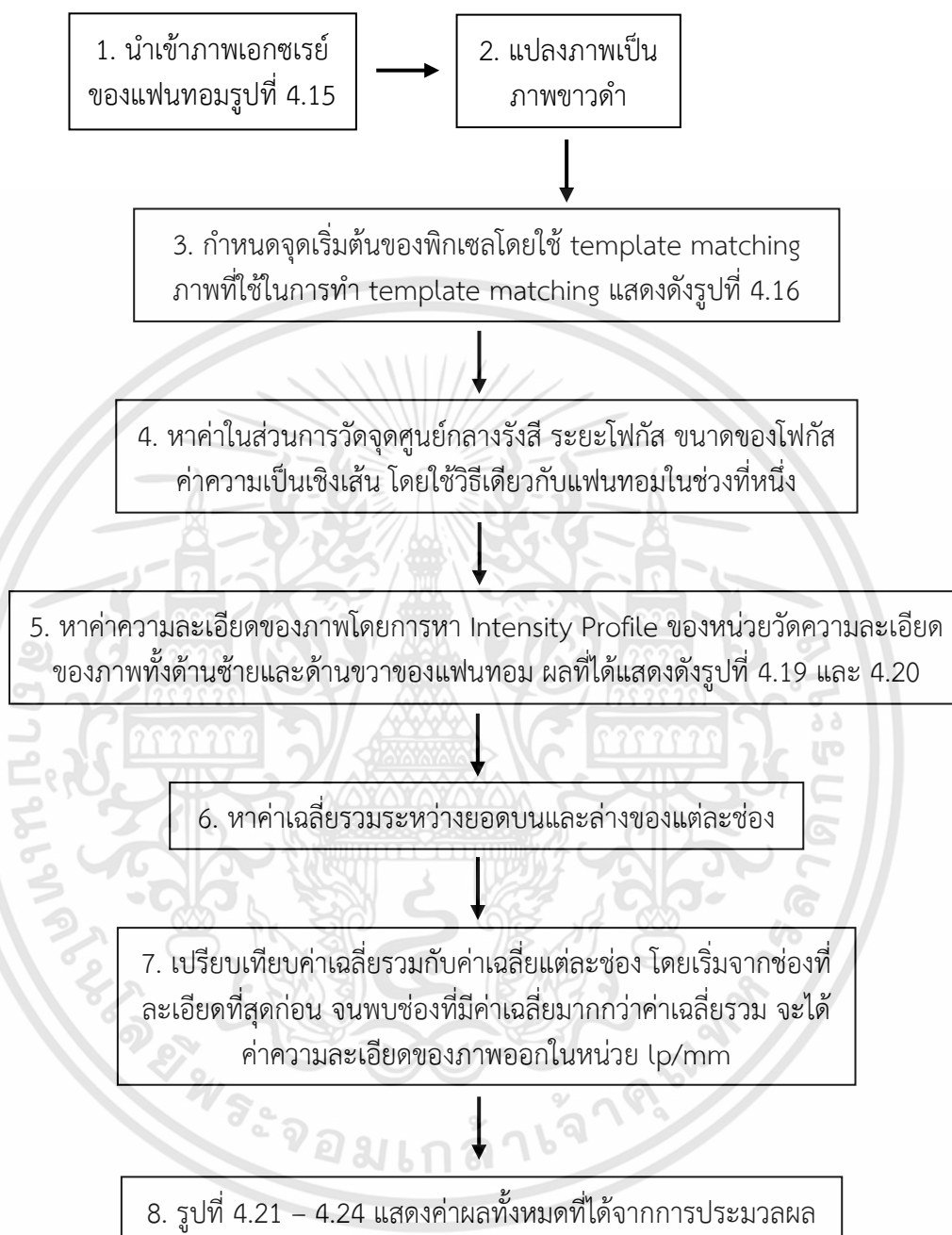
แพนทอมที่ถูกพัฒนาในช่วงที่สอง เป็นแพนทอมที่ได้นำแพนทอมในช่วงที่หนึ่งมารวมกันเป็นชิ้นเดียว นอกจากนี้ยังเพิ่มส่วนการวัดความละเอียดของภาพเข้ามาด้วย ทำให้แพนทอมชิ้นนี้สามารถวัดค่าต่างๆ ได้ดังนี้ จุดศูนย์กลางของรังสี ความยาวโฟกัส ขนาดของโฟกัส ความละเอียดของภาพ และค่าความเป็นเชิงเส้นของรังสี ในการวัดค่าความละเอียดของภาพนั้นเป็นการวัดคุณภาพของภาพที่เกิดขึ้น ซึ่งสามารถวัดกันได้หลายแบบ เช่น Dot Per Inch (DPI), Pixel Per Inch (PPI), Line Per Inch (LPI), Sample Per Inch (SPI) แต่ในกรณีของภาพเอกซเรย์นั้น ในการทดสอบจะใช้ line pair/cm ซึ่งก็คือจะทำการวัดเป็นเส้นคู่ แต่ในการทดลองนี้จะใช้ line pair/mm (lp/mm) เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้สำหรับการทดสอบ แสดงดังรูปที่ 4.14 คือ เครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (General x-ray machine) ยี่ห้อ SIEMENS Healthineers รุ่น Ysio Max



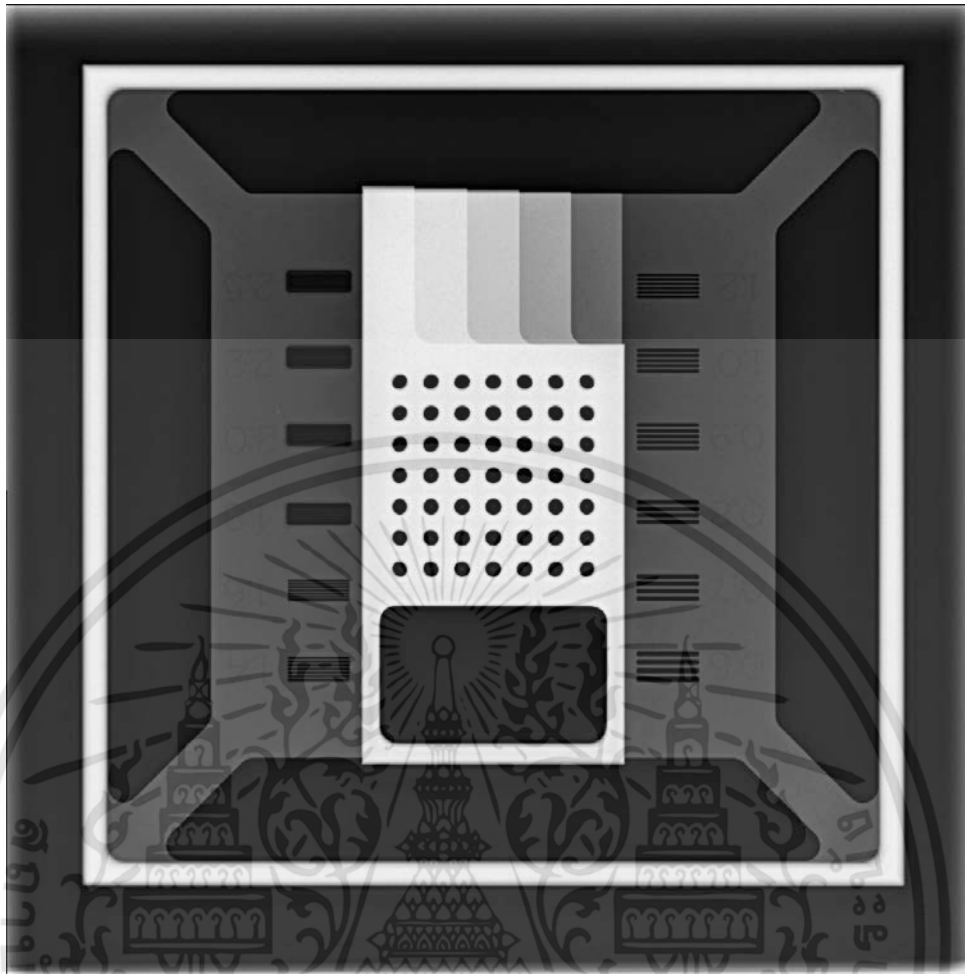
รูปที่ 4.14 เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในส่วนโปรแกรมการประมวลผลภาพเอกซเรย์ของแพนทอมนี้ได้ใช้หลักการเดียวกับแพนทอมในช่วงที่หนึ่ง ในส่วนขั้นตอนการทำงานของโปรแกรมมีดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 ภาพเอกซเรย์ของแฟนทอมในช่วงที่สอง



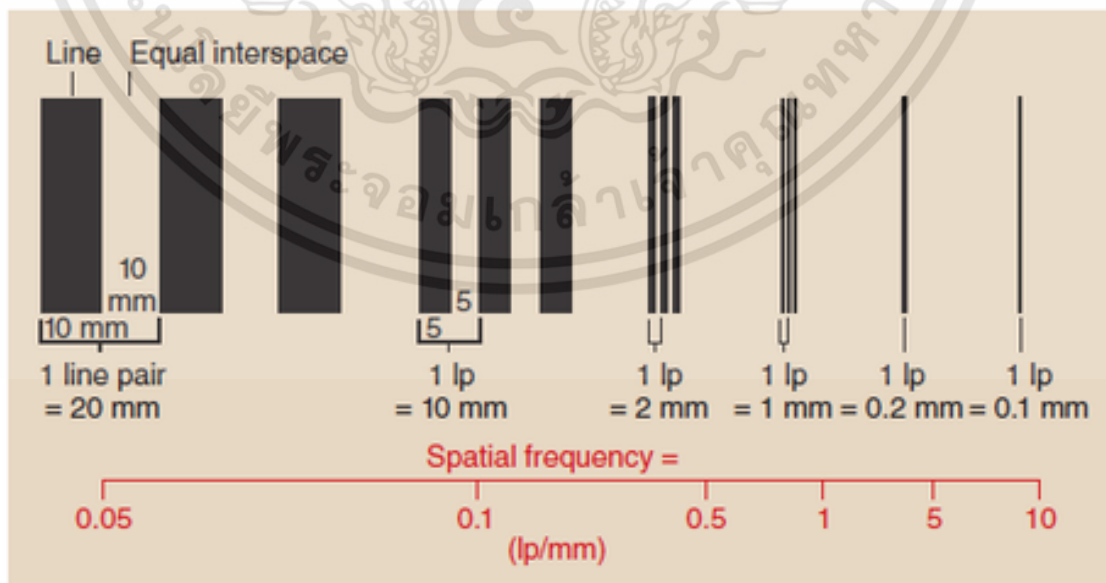
รูปที่ 4.16 ภาพที่ใช้ทำ template matching

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการทดสอบหาค่าความละเอียดของภาพ คือ ความสามารถของแผ่นรับภาพในการแยก รายละเอียดของวัตถุสองชิ้นออกจากกันได้ เป็นการประเมินเชิงคุณภาพ (Qualitative Analysis) โดยใช้ส่วนหาค่าความละเอียดของภาพ แสดงดังรูปที่ 4.17 ในการทดสอบ มีลักษณะคู่ของเส้นตรงและ ช่องว่าง ในช่วง 0.6 – 2.5 lp/mm โดยการคำนวณหาค่าความละเอียดของภาพ แสดงดังรูปที่ 4.18

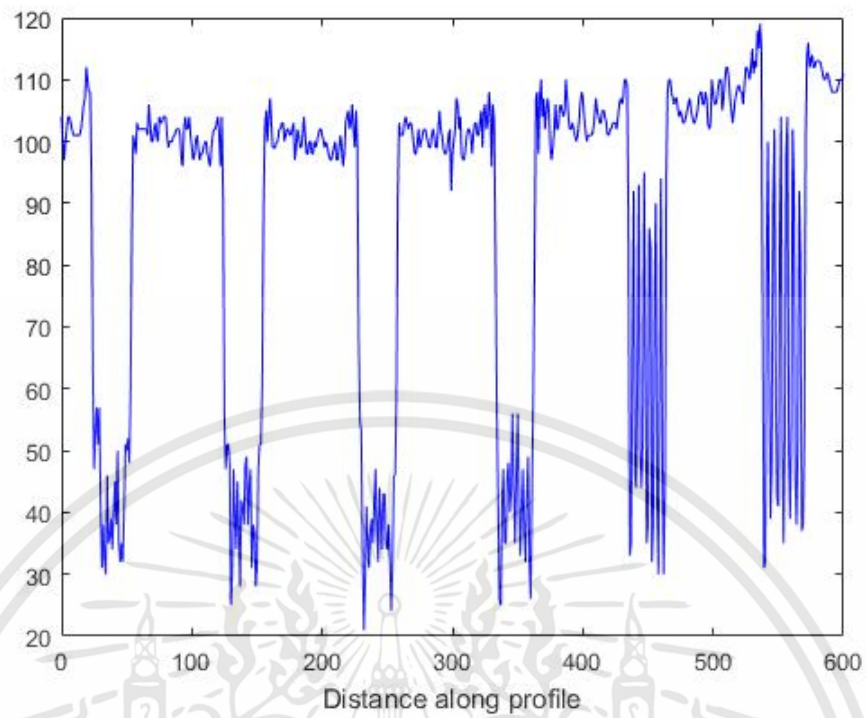


รูปที่ 4.17 แสดงส่วนหาค่าความละเอียดของภาพ

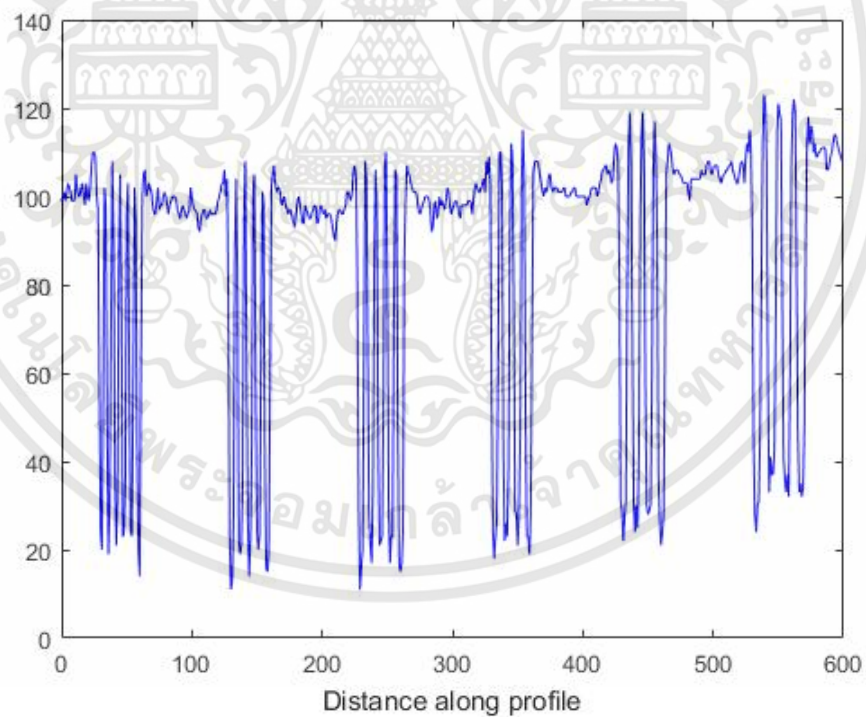


รูปที่ 4.18 แสดงวิธีการคำนวณหาค่าความละเอียดของภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

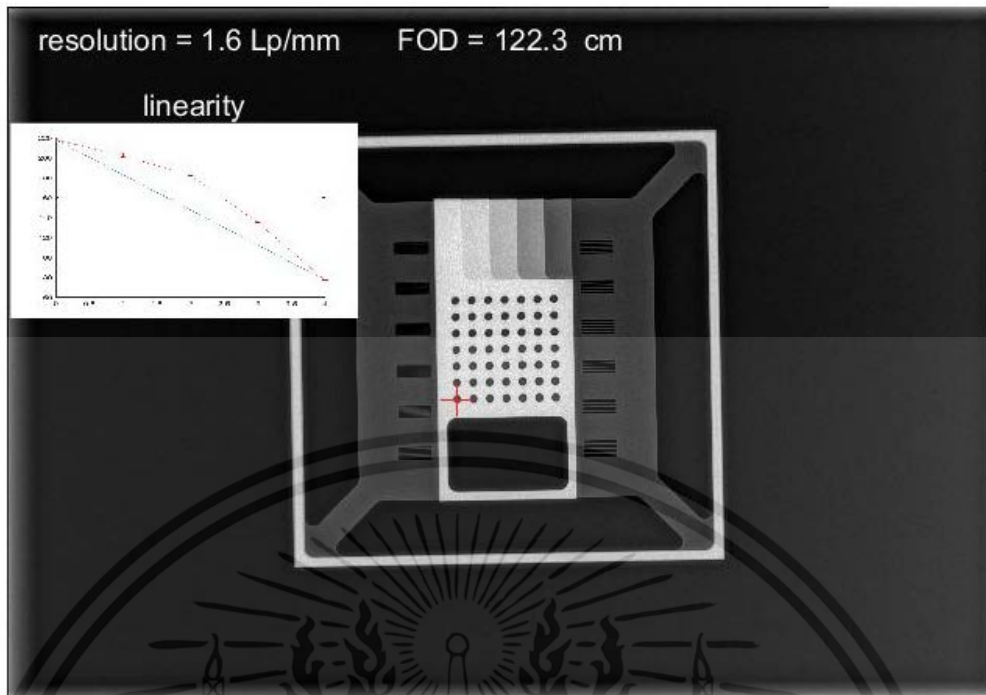


รูปที่ 4.19 ค่า Intensity Profile ของหน่วยวัดความละเอียดของภาพด้านซ้าย

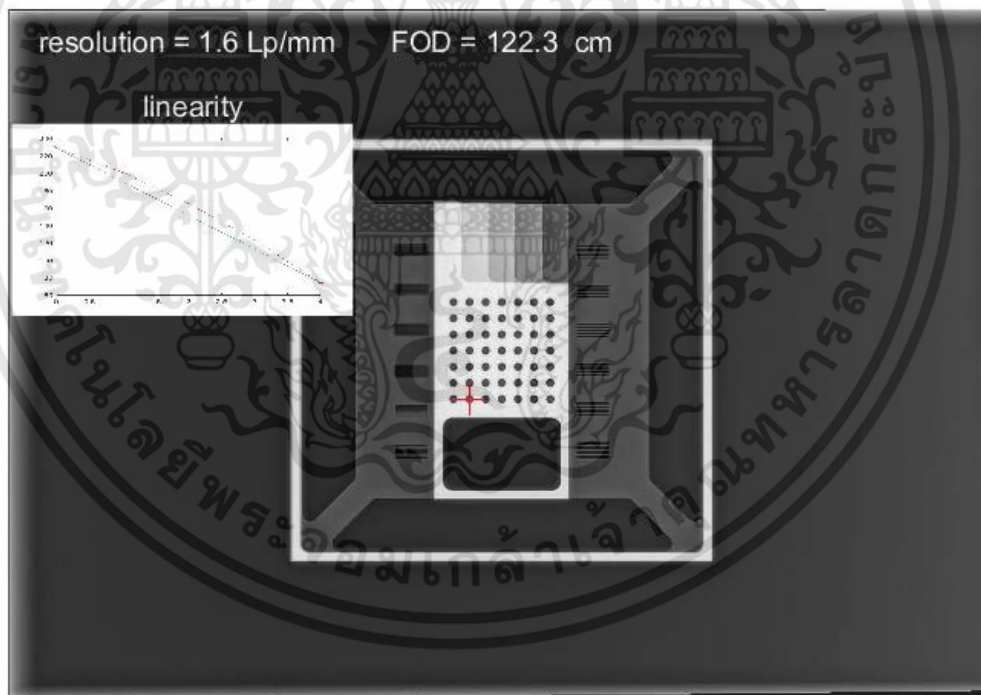


รูปที่ 4.20 ค่า Intensity Profile ของหน่วยวัดความละเอียดของภาพด้านขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

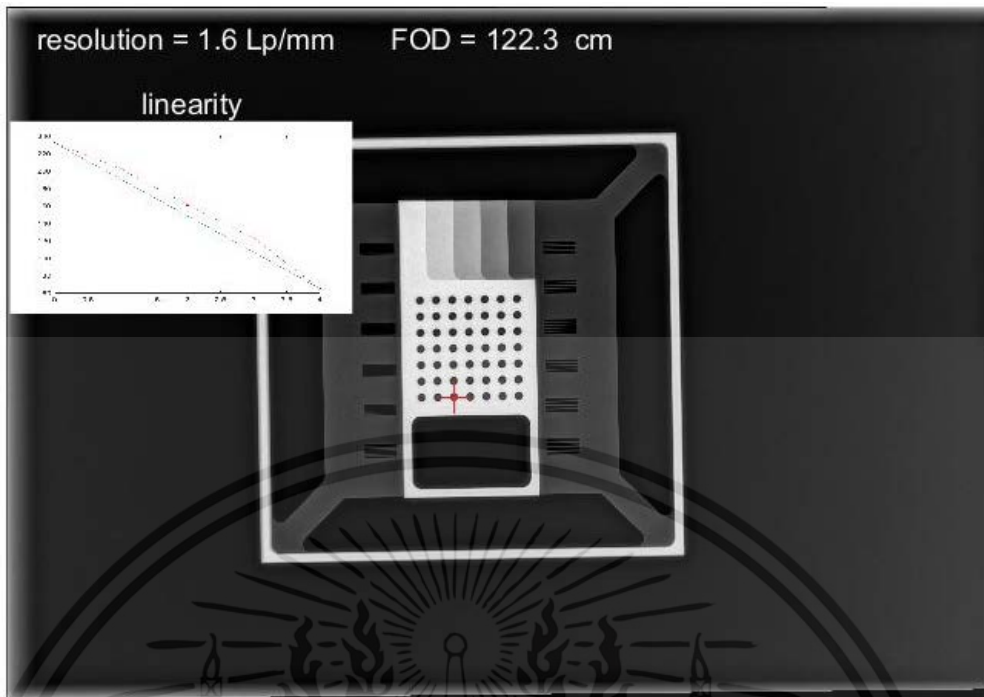


รูปที่ 4.21 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 1

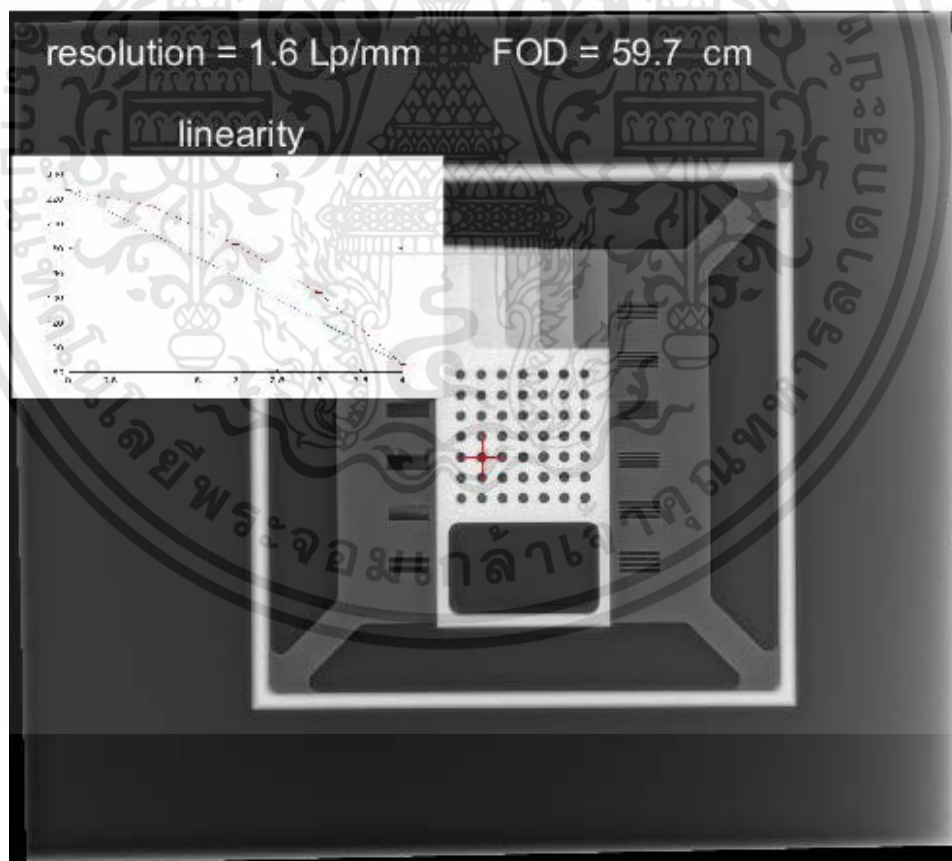


รูปที่ 4.22 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.23 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 3



รูปที่ 4.24 แสดงภาพผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลจากตัวอย่างที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลลัพธ์จากการประมวลผลของภาพเอกซเรย์ของแฟนทอม ในส่วนการเปรียบเทียบระยะโฟกัสจากการวัดจริงและการคำนวณแสดงดังตารางที่ 4.3 ซึ่งมีค่าเฉลี่ยค่าความคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ เท่ากับ 1.46 %

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงค่าระยะโฟกัสจากการวัดจริงเปรียบเทียบกับค่าคำนวณ

	FOD from measure (cm.)	FOD from calculate (cm.)	Relative error (%)
1	60	59.7	0.50
2	115	113.3	1.48
3	120	122.3	1.92
4	120	122.3	1.92



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์ในการพัฒนาต้นแบบอุปกรณ์ตรวจวัดและเปรียบเทียบเครื่องเอกซเรย์หรือแฟนทอม (Phantom) และพัฒนาโปรแกรมสำหรับประมวลผลภาพแบบอัตโนมัติจากภาพเอกซเรย์ของแฟนทอมที่ได้พัฒนาขึ้นมา ในการพัฒนาส่วนแฟนทอมนี้ได้แบ่งออกเป็น 2 ช่วง ในช่วงแรกได้สร้างแฟนทอมขนาดเล็กจำนวน 3 ชั้น ได้แก่ แฟนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส แฟนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและความกว้างโฟกัส และแฟนทอมสำหรับทดสอบความลดทอนของรังสี ซึ่งสาเหตุที่ต้องสร้างแฟนทอมขนาดเล็ก เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์และหน่วยตรวจวัดที่ใช้ในการทดลองมีขนาดเล็ก ในส่วนการพัฒนาโปรแกรมประมวลผลภาพจากแฟนทอมแต่ละแบบ ได้พัฒนาแยกกันเป็น 3 โปรแกรม จากผลการทดลองพบว่า จุดศูนย์กลางรังสีที่ได้จากการคำนวณมีตำแหน่งที่ใกล้เคียงกับตำแหน่งจริง ระยะโฟกัสที่ได้จากการคำนวณกับระยะโฟกัสที่เกิดจากการวัดจริงด้วยไม้บรรทัด ซึ่งแสดงดังตารางที่ 4.1 พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนสัมพันธ์ (relation error) เฉลี่ย 2.46 % ในส่วนค่าความลดทอนของรังสีพบว่า มีความเป็นเชิงเส้น ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.13 และในส่วนการพัฒนาแฟนทอมในช่วงที่สอง เป็นการนำหลักการและวิธีการคำนวณของแฟนทอมในช่วงที่หนึ่งมาใช้ โดยการรวมแฟนทอมทั้ง 3 แบบ คือ แฟนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและระยะโฟกัส แฟนทอมสำหรับทดสอบจุดศูนย์กลางรังสีและความกว้างโฟกัส และแฟนทอมสำหรับทดสอบความลดทอนของรังสี ให้เหลือเพียงแฟนทอมเดียวที่มีขนาดใหญ่เพื่อใช้กับเครื่องเอกซเรย์ขนาดใหญ่ในโรงพยาบาล นอกจากนี้ยังได้เพิ่มส่วนในการวัดค่าความละเอียดของภาพ และเพิ่มช่องว่างไว้สำหรับการวัดกิโลโวลต์เดกพิค (kVp) และวัดระยะเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ (Exposure Time) เข้ามาอีกด้วย ในส่วนโปรแกรมประมวลผลภาพได้ถูกพัฒนาให้สามารถประมวลผลภาพของแฟนทอมในช่วงที่สองแบบอัตโนมัติ คือเมื่อนำภาพเอกซเรย์ของแฟนทอมในช่วงที่สองเข้ามา โปรแกรมจะแสดงค่าทั้งหมดพร้อมกัน ซึ่งจากการทดลองในส่วนการวัดค่าความละเอียดของภาพนั้น สามารถคำนวณได้อย่างถูกต้องแม่นยำ

ในช่วงระยะเวลาที่ทำการวิจัย ได้พบปัญหาและอุปสรรคต่างๆ โดยเฉพาะในส่วนการสร้างแฟนทอมทั้งสองช่วง ในช่วงแรกปัญหาในการสร้างแฟนทอมขนาดเล็ก เนื่องจากร้านขึ้นรูปอลูมิเนียมส่วนมากถูกออกแบบมาเพื่อทำงานชิ้นใหญ่ จึงหาร้านสร้างแฟนทอมค่อนข้างยาก ในส่วนแฟนทอมขนาดใหญ่ในช่วงที่สอง ปัญหาที่พบคือ ร้านขึ้นรูปอลูมิเนียมทั่วไปไม่ได้ออกแบบมาเพื่อทำชิ้นงานที่ละเอียดมาก โดยเฉพาะการกัดชิ้นงานในส่วนวัดค่าความละเอียด ซึ่งช่องเล็กสุดมีขนาดเพียง 0.2 มิลลิเมตร ทำให้ต้องใช้เวลานานนับเดือน และค่าใช้จ่ายในการสร้างสูงมาก และปัญหาต่อมาคือหลังจากได้แฟนทอมในช่วงที่สองมาแล้ว สถานที่ที่อนุญาตให้นำแฟนทอมไปทดสอบนั้นมีน้อยมาก ทำให้ผลการทดลองมีน้อย ซึ่งมีผลต่อความน่าเชื่อถือ ค่าแนะนำสำหรับผู้สนใจนำไปพัฒนาต่อ จะต้องหาร้านที่สามารถขึ้นรูปชิ้นงานที่มีขนาดใหญ่ และมีความละเอียดสูงให้ได้ และจัดหาสถานที่ในการทดสอบแฟนทอมให้ได้ก่อนที่จะทำวิจัย

หนังสืออ้างอิง

- [1] มานัส มงคลสุข. (2546). เอกซเรย์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี หลักการทางฟิสิกส์ เทคนิค และการควบคุมภาพ. ขอนแก่น: หจก.โรงพิมพ์คลังนานาวิทยา.
- [2] https://th.wikipedia.org/wiki/วิลเฮล์ม_คอนราด_เรินต์เกน
- [3] <https://physics.stackexchange.com/questions/376558/continuous-x-ray-spectrum-higher-kev-lower-intensity>
- [4] ศุภกร จันทรประภา. การพัฒนาคุณสมบัติทางไฟฟ้าของซีดต์กีย์โดดที่แพร่ด้วย แพลตทินัมโดยการฉายรังสีเอกซ์. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขา วิศวกรรมไมโครอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้า คุนทหารลาดกระบัง. 2557.
- [5] ธเนศ อังศุวัฒนากุล. ระบบรับภาพเอกซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์. วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2550.
- [6] ยุทธนา ปิติธีรภาพ. การวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูก โดยใช้วิธีเอกซเรย์ สองระดับพลังงาน. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง. 2550.
- [7] <https://www.designworldonline.com/x-rays-and-ionizing-radiation/>
- [8] <http://www.radtechonduty.com/2015/02/anode-of-x-ray-tube.html>
- [9] <http://www.mcrads.com/services/fluoroscopy.php>
- [10] <https://www.healthline.com/health/cerebral-angiography>
- [11] <https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=panoramic-xray>
- [12] <https://www.indiamart.com/proddetail/digital-mammography-7815879730.html>
- [13] https://www.medgadget.com/2011/03/mobilett_mira_mobile_wireless_xray_from_siemens.html
- [14] <http://rt-cmu.blogspot.com/2013/08/multi-detector-computed-tomography-mdct.html>
- [15] ผศ.สุชาติ เกียรติวัฒน์เจริญ. เครื่องเอกซเรย์. ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์.
- [16] https://radiologykey.com/x-ray-circuit-and-tube-heat-management/?fbclid=IwAR0BeW7pNEHQO9nLGFsZwg03GTdgUqQfkp-llmgYgnsquO9_IMhVsr6A0J8
- [17] ธนภณ เกียรติสมาน. การวัดแรงกดของเท้าโดยใช้กล้องดิจิตอล. ปรียญานิพนธ์วิศวกรรม ศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระ จอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2558.
- [18] <https://www.figma.com/dictionary/bitmap/>
- [19] <https://www.sticky.com/blog/post/vector-vs-bitmap>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [20] ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์. (2556). การประมวลผลภาพดิจิทัลขั้นสูงด้วย MATLAB Advance Digital Image Processing Using MATLAB. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ: บริการการเรียนการสอน คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [21] <https://www.asiaone.com/singapore/7-things-you-didnt-know-about-singapore-coins>



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลงานทางวิชาการของงานวิจัยนี้ที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

- [1] Nutthanan Wanluk, C. Pintavirooj, “Focal spot, focal object distance and exposure time,” Biomedical Engineering International Conference 2017, Japan.
- [2] Nutthanan Wanluk, C. Pintavirooj, T. Treebupachatsakul, “Image Processing for X-ray Calibration Phantom,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2017 10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2017)

Hokkaido, Japan
31 August – 2 September 2017



IEEE Catalog Number: CFP1758R-POD
ISBN: 978-1-5386-0883-8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Medical X-ray Apparatus Calibration Tools

Focal spot, Focal object Distance and Exposure time

Nutthanan Wanluk

Department of Biomedical Engineering
Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of
Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
60601149@kmitl.ac.th

C. Pintavirooj

Department of Biomedical Engineering
Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of
Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
chuchartpintavirooj@gmail.com

Abstract— X-ray calibration tool for central point, focal-object distance and exposure time is proposed in this paper. To calibrate for central point and focal-object distance, a metal hollow cylindrical phantom is designed. The phantom will be placed in x-ray beam with central point is at the central-ray marker of the x-ray apparatus. The acquire x-ray imaging is then processed with image processing to determine the central point and focal-object distance. To measure an exposure time, a step-down transformer with bridge full-wave rectifier circuit is used to bypass the primary side of high-tension transformer. The signal is then analyzed to count number of full-wave x-ray pulse which can be converted to exposure time.

Index Terms— x-ray calibration, focal object distance

I. INTRODUCTION

In medical diagnostic x-ray, the objective of x-ray calibration is not only to confirm the accuracy of x-ray radiation parameters used in each exposure but also, an important process, to guarantee that patient does not expose to excessive radiation [1-2]. In most country x-ray calibration is a compulsive legal measure for all types of x-ray apparatus.

X-ray parameters can be divided into 2 categories which are dose-related parameters and (ii) geometry-related parameters. Dose-related parameters are those concerning the quality and quantity of x-ray radiation. X-ray normally consists of three sub units including x-ray control unit, high-tension transformer and x-ray tube. To generate x-ray, a high-voltage current is control to apply to the x-ray tube. The quantities of the X-ray depends current travelling from anode to cathode of x-ray tube (mA) and the amount of time allowing for the traveling (s). X-ray control unit controls the current through x-ray tube filament-heating circuit, where the travelling time through the high-accuracy timer usually in a multiple of 10 milliseconds. The associated-quantity parameters are known as mAs. The x-ray qualities are controlled by magnitude of high voltage (kVp) exerted to the x-ray tube. By varying the voltage of primary side of transformer through the use of autotransformer, the energy of electron hitting the target anode is controlled and hence the x-ray quality is controlled. To improve the efficiency, the full-bridge full wave rectifier in the high tension transformer is used to convert an alternate current to full-wave direct current to the x-

ray tube. The high-tension transformer is composes of two coils in the secondary high-voltage site of which the center tap can be installed with mA current meter to measure the x-ray tube current.

The geometry-related parameters are also important parameter to assure an accurate, reliable x-ray exposure. An inaccurate setting of these parameters will deteriorate the x-ray imaging and also cause an unnecessary x-ray exposure to the patient. The important geometry-related parameters are central point, focal-object distance, resolution and x-ray-exposed area. Central point is the point on the imaging area that is perpendicular to real focal spot of x-ray tube. Focal-object is the distance between the x-ray focal spot to the object. These two parameters affect the object magnification of object. Resolution is the ability of the x-ray imaging system to distinguish between two adjacent objects. The parameter depends on the focal-size of x-ray tube and pixel-size of x-ray detector. Resolution is measured in number of line per millimeter as the testing object is usually the number of metal strip fitted in a distance of 1 millimeter. X-ray exposed area in controlled by collimator – a two pair of lead sheet controlled by some mechanism. This parameter is of important to assure that only target area is radiated.

This paper proposes the calibration tool for some geometric-related parameter and dose-related parameter. We design a phantom to automatically identify the central point in the x-ray imaging area. The hollow cylindrical phantom is made of metal. Placing over the x-ray flat panel, x-ray image can be processed to compute the central point and focus-object distance. The exposure time is a dose-related parameter that can be calibrated by a step-down transformer to bypass the primary input of high-tension transformer. The full-wave rectified signal is the digitized to microprocessor for further processing.

II. X-RAY CALIBRATION PHANTOM

To calibrate for central point of x-ray imaging area and focal-object distance, a hollow cylindrical of sized 10 mm. x 10 mm. are designed and built. The size can be varied depending upon the x-ray imaging system. Fig. 1 (a) shows the phantom. Fig. 1 (b) depicts the diagram used to compute the

central point and focal-object distance. To derive the formula, consider the following.

Consider Fig. 1 (b). A is x-ray source. Rectangle BJHF is a side view of a hollow cylindrical. Triangle ABC is similar to triangle ADE. Then

$$AC/AE = BC/DE \quad (1)$$

Similarly, triangle AFC is similar to triangle AGE. Then

$$AC/AE = CF/EG \quad (2)$$

From equation (1) and (2), we have

$$BC/DE = CF/EG \quad (3)$$

Since,

$$BC = JE, \quad (4)$$

$$DE = W + JE, \quad (5)$$

$$CF = HE \quad (6)$$

$$EG = HE + w \quad (7)$$

Then replace (4)-(6) in (3), we derive

$$JE/(W + JE) = HE/(HE + w) \quad (8)$$

Equation (8) is simplified to

$$JE/HE = W/w \quad (9)$$

Since

$$JE = \text{width} - HE \quad (10)$$

where width is cylindrical diameter.

Thus

$$(\text{width} - HE)/HE = W/w \quad (11)$$

Finally

$$HE/\text{width} = w/(w + W) \quad (12)$$

HE is used to define the central ray position in x direction. The process can be repeated to determine the central-ray position in y direction.

To determine, focal-to-object distance (FOD), we modify equation

$$AC/(AC\text{-height}) = BC/DE \quad (13)$$

$$AC = (BC/DE)\text{height} / (1 - BC/DE) \quad (14)$$

where height is cylindrical height. Then by replacing (4) and (5) into (14)

$$FOD = (JE/(W + JE))\text{height} / (1 - JE/(W + JE))$$

JE is defined by equation (10).



Fig. 1(a) calibration phantom

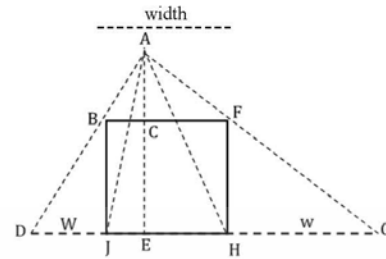


Fig. 1(b) diagram

III. EXPOSURE-TIME CALIBRATION UNIT

The exposure-time calibration diagram is shown in Fig. 2. It consists of step-down transformer connected to output of x-ray control unit bypassing the high-tension transformer circuit. The full-wave bridge rectifier is connected to the secondary of step-down transformer. The 1 kilo-ohm resistor is used as a load to the rectifier. The signal from the load is connected to A0 of Arduino process. The digitized signal is thresholded to derive a square pulse. The number of pulse is determined which reflects to exposure time. X-ray time uses the line voltage as the reference signal. One square pulse corresponds to 10 milliseconds or one pulse of full-wave rectifier.

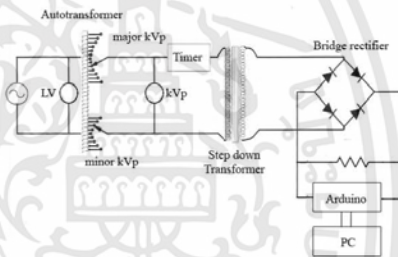


Fig. 2 exposure-time calibration diagram

IV. EXPERIMENTS AND RESULTS

To test geometry-related parameter, a cylindrical phantom shown in Fig. 1(a) is placed on the dental flat panel with a distance of 30 centimeter. The DIOX dental x-ray and the dental x-ray flat panel are used in the experiment [4]. The exposure rate is set at 40 mSec., 40 kVp and 2 mA. The image is recorded. Matlab is used to analyzed to find the central point and focal-object distance point. Fig. 3 (a) shows experimental setup. The result of central point and focal-object distance is shown in Fig. 3 (b). The computed FOD is 7.8 centimeter.

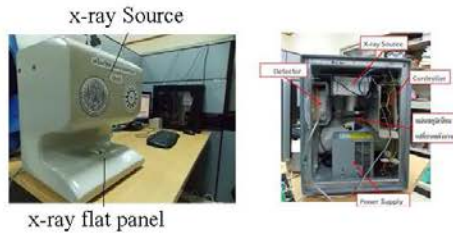


Fig. 3(a) Experiment setup for geometry-related parameter

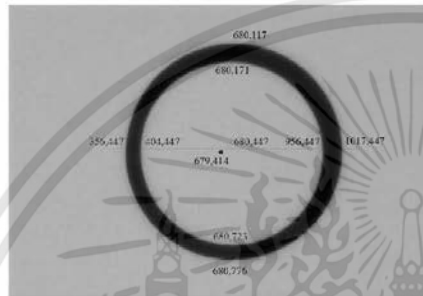


Fig. 3(b) The result of central point and focal-object distance

A 100 mA and 100 kVp KELEX medical x-ray apparatus is used for exposure time calibration as shown in Fig. 4. The calibration time is performed at 20 mSec, 60 mSec and 100 mSec. The result is shown in Table 1. The accuracy is 100 percent. To verify the experiment setting up digital oscilloscope is used to capture the output of exposure time calibration. The capture for 20 mSec exposure, time is shown in Fig. 5. Observe that two 10-mSec full wave signal is shown in the screen.



Fig. 4 Experimental set up for exposure time calibration

TABLE I. EXPOSURE TIME CALIBRATION

SETTING TIME	MEASURING TIME	%ERROR
20 MSEC	20	0
60 MSEC	60	0
100 MSEC	100	0



Figure 5 Digital oscilloscope capture the output of exposure time calibration (20 mSec)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

V. CONCLUSION AND DISCUSSION

This paper proposes the x-ray calibration unit tools for geometry-related parameter and dose-related parameter. Geometry-related parameters are central point where the central ray incidents and focal-object distance. The dose-related parameter is the exposure time. The hollow cylindrical phantom is used for calibration of geometry-related parameters. The exposure time calibration unit is also designed and tested. The exposure time calibration unit consists of step-down transformer and bridge full-wave rectifier. Matlab is used as a tool for analyzing x-ray image to determine central ray incidents and focal-object distance. The Arduino microprocessor is also used to capture the signal from exposure-time calibration unit. The result of using the tools is very promising and can be further developed for other parameters.

ACKNOWLEDGMENT

We were acknowledged and overwhelming supported by our respected professor and staff from Department of

Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMUTL).

REFERENCES

- [1] N. Srisuk, T. Angsuwatanakul, T. Chanwimalueang and C. Pintavirooj, "X-ray Array Detector: System and Calibration", International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, November 21-23 2007.
- [2] C. Jantao, T. Chanwimalueang, M. Sangworasil and C. Pintavirooj, "A Correction for Imperfect Alignment of X-ray Tube and Detector for X-ray Radiographic Tomography", International Conference on Engineering, Applied Sciences, and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, November 21-23 2007.
- [3] <http://hackaday.com/2016/05/12/to-see-within-making-medical-x-rays/>
- [4] Y. Promworn and C. Pintavirooj, "Development of Bone Mineral Density and Bone Mineral Content Measurements System Using a Dual Energy X-ray", 2012 Biomedical Engineering International conference (BMEiCON2012), Ubon Ratchathani, Thailand, December 5-7, 2012.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2018 11th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2018)

Chiang Mai, Thailand
21 – 24 November 2018



IEEE Catalog Number: CFP1858R-POD
ISBN: 978-1-5386-5725-6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Image Processing for X-ray Calibration Phantom

Nutthanan Wanluk

Dept. of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering,
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,
Bangkok, Thailand
60601149@kmitl.ac.th

C. Pintavirooj and T. Treebupachatsakul

Dept. of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering,
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,
Bangkok, Thailand
chuchartpintavirooj@gmail.com

Abstract— Medical device calibration is the process of ensuring that there is accuracy before using. X-ray imaging device is one of the high-risk medical devices that must be calibrated. The calibration process required these values to be measured; center ray, focal object distance (FOD), resolution, and linearity of the imaging system. But the devices used to measure each of these are expensive. In this paper, a design of the x-ray calibration phantom that is affordable and yet effective is presented. An aluminum rectangular phantom consists of a center ray calibration unit, focal object distance (FOD) calibration unit and Linearity calibration unit. The x-ray image of all the phantom unit can be analyzed automatically by using the digital image processing.

Index Terms— x-ray calibration, x-ray phantom, center ray, resolution, focal object distance, linearity.

I. INTRODUCTION

Nowadays, Medical devices have become sophisticated device and extensively used in all aspects of medical service such as prevention, diagnosis, therapy, treatments and monitoring of patients. Therefore, the hospitals must ensure that their medical devices are operating correctly, accurate and safe for both patients and operators, by always keeping the maintenance regularly.

A maintenance processes involve functional checks, servicing, and repairing or replacing of devices and equipment. The maintenance strategy includes procedures for inspection, preventive maintenance (PM) and corrective maintenance (CM). Preventive maintenance refers to scheduled activities performed to extend the life of device and equipment by calibration, part replacement, cleaning, etc. [1]. Device calibration is one of the processes used to maintain device accuracy. Calibration is the process of comparison of measurement values between device and reference standards for checking an acceptable range.

The medical x-ray imaging device including radiography, fluorography and computed tomography is one of the high-risk medical devices that are extensively used in wide aspect of medical services such as surgery-planning tools, diagnostic tools and therapeutic tools. Therefore, the hospitals must always perform calibration to ensure that their the medical x-ray imaging device is accurate to keep the users safe.

The DIOX dental x-ray and the dental x-ray flat panel as shown in figure 1 are used in the experiment. The DIOX is the thinnest and lightest handheld x-ray machine for intra-oral

digital x-ray imaging system. The exposure rate is set at 380 mSec, 60 kVp and 2 mA.

This paper proposed to design each of the aluminum x-ray calibration phantom tool consists of the center ray calibration unit, the focal object distance (FOD) calibration unit, and the linearity calibration unit.



Fig. 1. The DIOX dental x-ray

II. X-RAY CALIBRATION PHANTOM DESIGN

The aluminum x-ray calibration phantom tool divided into 3 shapes. The aluminum hollow rectangle, The aluminum grid holes rectangle, and the aluminum step wedge.

The aluminum hollow rectangle size 15 mm x 15 mm x 10 mm (the size can be varied depending on x-ray imaging equipment) in figure 2 used for calibrates center ray and focal object distance. To calculate center point can be used formula (1) and FOD can be used formula (2) in previous paper [2].

$$He = (w(\text{width}))/w + W \quad (1)$$

$$FOD = (JE/(W + JE)\text{height})/(1 - JE/(W + JE)) \quad (2)$$

HE is used to define the center ray position in x direction. The process can be repeated to determine the center ray position in y direction.

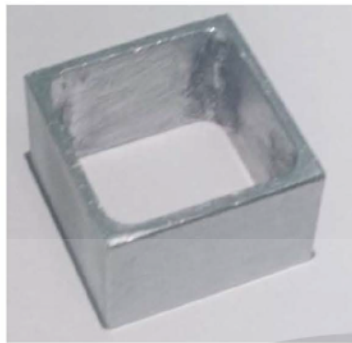


Fig. 2. The aluminum hollow rectangle

The aluminum grid holes rectangle size 15 mm x 15 mm x 10 mm with circle grid holes (the rectangle size and grid hole size can be varied depending on x-ray imaging equipment) in figure 3 used for calibrating center point and focal width.



Fig. 3. The aluminum grid holes rectangle

To determine the focal width, the aluminum grid holes rectangle phantom is used by determining circularity of each circle. The circular image of the hole has high circularity if the hole is perpendicular to the x-ray source. To measure circularity, the image is first converted in to binary image. Each circle is then segmented and labeled. The major and minor axis of the circle is then evaluated using central moment [3]. Once the centered circle is found, the shadow of centered circle and neighboring circles can be used in computing the FOD, as shown in figure 4, as

$$\frac{\bar{x}+d}{FOD} = \frac{\bar{y}+d'}{FOD+x} \quad (3)$$

where x is phantom height, \bar{x} is phantom dimension Finally,

$$d = FOD \left(\frac{\bar{y}+d'}{FOD+x} \right) - \bar{x} \quad (4)$$

where d is focal width, and FOD is focal object distance value derived previously using phantom in Fig. 2. The focal width of x-ray tube is left for future work.

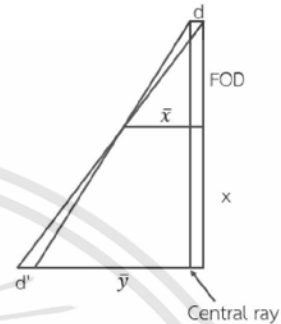


Fig. 4. Diagram

The aluminum step wedge of size 15 mm x 15 mm x 10 mm consists of 5 steps each step height and width 2 mm as shown in figure 5 used for calibrating linearity.



Fig. 4. The aluminum step wedge

III. EXPERIMENTAL AND RESULT

To calibrate center ray and focal object distance, aluminum hollow rectangle phantom is placed on the dental flat panel with a distance in table 1. The x-ray imaging in figure 5 is recorded. Matlab is used to analyzed intensity profile vertical axis and horizontal axis as shown in figure 6 and 7. The various computed FOD is shown in table 1.

	FOD from measure (mm)	FOD from calculate (mm)
1	70	72.79
2	75	76.58
3	150	148.00

Table 1. compare FOD between measure and calculate



Fig. 5. The x-ray imaging of the aluminum hollow rectangle

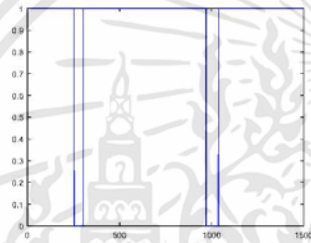


Fig. 6. Vertical axis intensity profile

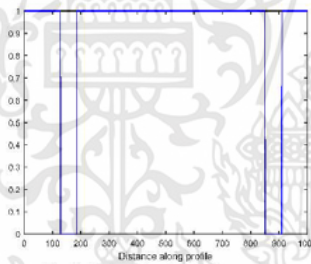


Fig. 7. Horizontal axis intensity profile

To calibrate center ray and focal width, aluminum grid holes rectangle phantom is placed on the dental flat panel. The x-ray imaging in figure 8 is recorded. Figure 9 is shown as the result of center ray position.

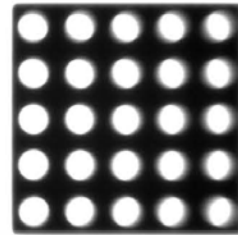


Fig. 8. The x-ray imaging of the aluminum grid holes rectangle

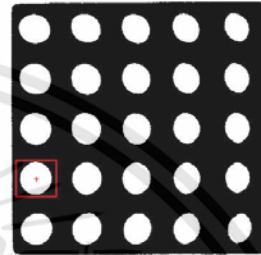


Fig. 9. Center ray position

To calibrate linearity, aluminum step wedge phantom is placed on the dental flat panel. The x-ray imaging in figure 10 is recorded. The intensity profile, shown in figure 11, is analyzed to automatically extracting the intensity value of each step. The intensity is then plotted against the step height. The result is shown in figure 12.



Fig. 10. The x-ray imaging of the aluminum step wedge

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

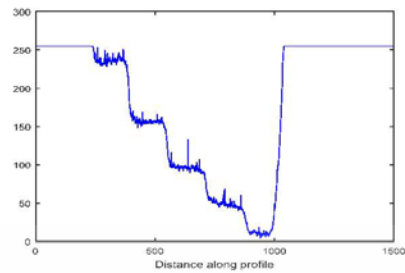


Fig. 11. The intensity profiles imaging of the aluminum step wedge

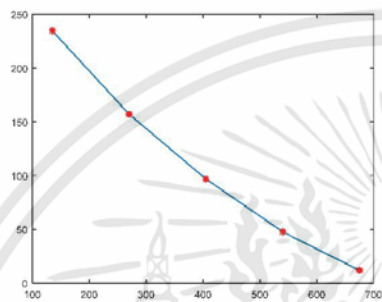


Fig. 12. The result of linearity

IV. CONCLUSION

This paper proposes the x-ray calibration phantom for calibrating central point, focal object distance and linearity response. The aluminum hollow rectangle is used for calibrating central point and focal object distance. The result of

FOD value from measure and calculate are error less than 5%. The aluminum grid hole rectangle used for calibrates central point. The central point can then be used for measuring focal width in the future work. The aluminum step wedge can be used for measurement and analysis of x-ray beam quality.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to acknowledge Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, KMITL. And this paper supported by Capacity Building Program for New Researcher 2018 from the National Research Council of Thailand (NRCT).

REFERENCES

- [1] World Health Organization, "Medical equipment maintenance programme overview," 2011.
- [2] Nutthanan Wanluk, C. Pintavirooj, "Focal spot, Focal object Distance and Exposure time," 2017 Biomedical Engineering International conference (BMEiCON2017), Hokkaido, Japan, 2017.
- [3] Tipvimol Meechai, Phat Khongcharoen, Prasita Srisomsap, Kohji Masuda, Itt Subinmongkol, "Reduction of the Anode-Heel Effect in Computed Radiography Images using an Image Restoration Technique", International Journal of Applied Biomedical Engineering, pp 24-27 Vol.11, No.1, January - June 2018.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายณัฐนันท์ วันลักษณะ
 วัน เดือน ปีเกิด 2 มีนาคม 2538
 ที่อยู่ บ้านเลขที่ 105 ม.3 หมู่บ้านโพนทัน ต.ไพรัช อ.ชุมพลบุรี จ.สุรินทร์
 รหัสไปรษณีย์ 32190 โทร. 082 367 8205
 ประวัติการศึกษา 2560 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- Manao Bunkum, Parkbhum Reanaree, **Nutthanan Wanluk**, Sarinporn Visitsattapongse, “Prototype Modeling of Bed for Bedridden Patients,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.
- **Nutthanan Wanluk**, C. Pintavirooj, T. Treebupachatsakul, “Image Processing for X-ray Calibration Phantom,” Biomedical Engineering International Conference 2018, Thailand.
- **Nutthanan Wanluk**, C. Pintavirooj, “Focal spot, focal object distance and exposure time,” Biomedical Engineering International Conference 2017, Japan.
- **Nutthanan Wanluk**, Sarinporn Visitsattapongse, Aniwat Juhong, C. Pintavirooj, “Smart wheelchair based on eye tracking”, Biomedical Engineering International Conference 2016, Laos.