

การออกแบบและสร้างกลไกของระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอด  
เอ็กซเรย์หมุนในแนวตั้ง

A MECHANICAL DESIGN OF VERTICAL-ROTATING X-RAY MINIATURE COMPUTED  
TOMOGRAPHY SYSTEM



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของงานศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2557

KMITL-2014-EN-M-045-183

การออกแบบและสร้างกลไกของระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอด  
เอ็กซเรย์หมุนในแนวตั้ง

A MECHANICAL DESIGN OF VERTICAL-ROTATING X-RAY MINIATURE COMPUTED  
TOMOGRAPHY SYSTEM



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2557  
KMITL-2014-EN-M-045-183

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การออกแบบและสร้างกลไกของระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอด  
เอ็กซเรย์หมุนในแนวตั้ง

A MECHANICAL DESIGN OF VERTICAL-ROTATING X-RAY MINIATURE COMPUTED  
TOMOGRAPHY SYSTEM



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ.2557  
KMITL-2014-EN-M-045-183

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A MECHANICAL DESIGN OF VERTICAL-ROTATING X-RAY MINIATURE COMPUTED  
TOMOGRAPHY SYSTEM



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

2014

KMITL-2014-EN-M-045-183

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2014

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**คณะวิศวกรรมศาสตร์**  
**สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง**  
**ใบรับรองวิทยานิพนธ์**

---

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การออกแบบและสร้างกลไกของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์  
หมุนในแนวตั้ง

Thesis Title A Mechanical Design of Vertical-Rotating X-Ray Miniature Computed  
Tomography System

นักศึกษา นายกิตติคุณ ตันติวานิชกิจ

รหัสประจำตัว 53612103

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.ชชาติ ปิณฑวิรุจน์

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2014-EN-M-045-183

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลรัตน์	
ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล	
รศ.ดร.มนัส สัจจวิเศษ	
ดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณ์	
รศ.ดร.ชชาติ ปิณฑวิรุจน์	

วัน / เดือน/ ปี ที่สอบ วันศุกร์ที่ 1 สิงหาคม พ.ศ. 2557 เวลา 11.30-13.30 น.  
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

**คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว**



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ฉบับนี้ คณะวิศวกรรมศาสตร์  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
วันที่ 22 กันยายน พ.ศ. 2557

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบและสร้างกลไกของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง
นักศึกษา	นายกิตติคุณ ต้นติวานิชกิจ
รหัสประจำตัว	53612103
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2557
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอเกี่ยวกับการออกแบบและสร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์ในแนวตั้งเพื่อสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ 2 มิติ โดยใช้คอมพิวเตอร์ในการออกแบบและวิเคราะห์เพื่อคำนวณหาจุดศูนย์กลางมวลของระบบก่อนทำการสร้างเครื่องต้นแบบ จากนั้นทำการทดสอบด้วยวิธีการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งพบว่า ภาพตัดขวางที่ได้มีค่าความผิดพลาดร้อยละ 3.18 ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับและสามารถนำไปใช้งานได้ นอกจากนี้ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้สามารถนำไปใช้หาปริมาตรของวัตถุและสร้างเป็นภาพสามมิติได้อีกด้วย ซึ่งจากการทดลองหาปริมาตรวัตถุจำนวน 1 ชนิดด้วยการคำนวณจากภาพตัดขวาง เปรียบเทียบกับปริมาตรที่ได้จากการวัดด้วยหลักการแทนที่น้ำ พบว่าการวัดปริมาตรด้วยวิธีคำนวณจากภาพตัดขวางมีค่าความผิดพลาดจากวิธีการวัดปริมาตรด้วยหลักการแทนที่น้ำเท่ากับร้อยละ 5.38

อย่างไรก็ดี ผู้วิจัยยังคงพบข้อจำกัดหลายประการของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหมุนหลอดเอ็กซ์เรย์ในแนวตั้งที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ ซึ่งผู้วิจัยได้เสนอแนะแนวทางในการปรับปรุงและแก้ไขข้อจำกัดดังกล่าว โดยมุ่งหวังให้สามารถพัฒนาระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้น และสามารถนำมาผลิตเพื่อใช้งานได้จริงในอนาคตอันใกล้

Thesis	A Mechanical Design of Vertical-Rotating X-RAY Miniature Computed Tomography System
Student	Mr.Kittikun Tantivanichakit
Student ID.	53612103
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2014
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

## ABSTRACT

This thesis presents a design of vertical-rotating x-ray miniature computed tomography system. Before creating the prototype, we use computer to designs and analyzes center of mass of gantry in order to ensure that it can work perfectly. Then we test the system by cross-sectional images construction, we found that the acceptable result with 3.18 percentage error were performed in this study. The uniformity and resolution of the X-ray detector were determined. For a uniformity test, the results show that a standard deviation (SD) of a background pixel intensity profile equals to 5.38 percent. For the application of miniature computed tomography system, the total volume of object was performed in 1 samples. The results show that the accuracy of the total volume calculation as compare with Eureka method is 94.62 percent (5.38 percent error).

However, limitations of the vertical-rotating x-ray miniature computed tomography system were considered and analyzed. Discussions and suggestions were described in this thesis. Also, the performance should be improved for the further computed tomography development in variety applications.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจากบุพการีอันประกอบด้วยบิดาและมารดา ผู้ให้ความเชื่อเหลือข้าพเจ้าและกำลังใจตลอดจนประสบความสำเร็จ

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ชูชาติ พิณทวีจรณ์อาจารย์ที่ปรึกษาเป็นอย่างสูง ที่ได้ให้คำแนะนำคำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้พร้อมด้วยความสนับสนุนต่างๆ ทำให้ข้าพเจ้าได้มีประสบการณ์ที่ดีและสามารถนำไปพัฒนาตนเองและผู้อื่นเพื่อให้เกิดคุณประโยชน์ต่อประเทศชาติในอนาคตต่อไป

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.มนัส สังวรศิลป์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาทร สรรพานิช ผู้ช่วยศาสตราจารย์สมชาติ แตรตุลาการ ที่ได้คอยให้คำแนะนำสั่งสอนให้ข้าพเจ้าได้มีความรู้ ได้รับประสบการณ์ที่ดี ในสิ่งใหม่ๆ

ขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ธีระศักดิ์ จันทร์วิมลเรือง ที่คอยสั่งสอนและให้ความช่วยเหลือ และคำแนะนำมาตลอดขณะเรียนปริญญาตรีจนถึงปัจจุบัน

ขอขอบคุณ ห้องปฏิบัติการ Computer Vision and Image Analysis Laboratory และห้องปฏิบัติการ Biomedical Signal Image and System Laboratory (BIOSIS) และพี่ๆ ในห้องปฏิบัติการทุกคนที่คอยให้กำลังใจและความช่วยเหลือในการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ตลอดจนคำปรึกษาที่ทำให้ข้าพเจ้ามีแนวทางที่จะทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ให้เสร็จสมบูรณ์

สุดท้ายต้องขอกราบขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ ที่อบรมสั่งสอนให้ข้าพเจ้าเป็นคนดีของสังคม อีกทั้งยังเป็นผู้ให้กำลังใจ และกำลังทรัพย์ในการศึกษาเล่าเรียนแก่ข้าพเจ้ามาตั้งแต่ต้นจนสามารถทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้สำเร็จตามเป้าหมายทุกประการ

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

กิตติคุณ ตันติวานิชกิจ

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.5 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์.....	2
1.6 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซเรย์.....	4
2.2 การเกิดเอ็กซเรย์.....	5
2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซเรย์.....	8
2.4 โครงสร้างหลอดเอ็กซเรย์.....	9
2.4.1 หลอดเอ็กซเรย์แบบทั่วไปจะแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ.....	9
2.4.2 หลอดเอ็กซเรย์แบบพิเศษจะแบ่งออกเป็น 3 ชนิด.....	10
2.5 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์.....	13
2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซเรย์.....	14
2.6.1 การวัดคุณภาพ.....	14
2.6.2 การวัดปริมาณ.....	15
2.7 ระบบเอ็กซเรย์ที่ใช้ในทางการแพทย์.....	16
2.7.1 Photofluorography.....	16
2.7.2 Cinefluorography.....	17

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.7.3 Angiography .....	18
2.7.4 Xeroradiography .....	19
2.7.5 Dental x-ray machines .....	19
2.7.6 Portable and Mobile x-ray units .....	20
2.7.7 Mammographic x-ray equipment .....	21
2.7.8 Digital Raiography.....	23
2.7.9 Tomography .....	24
2.8 ผลและอันตรายของเอ็กซเรย์ต่อร่างกาย .....	33
2.8.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย.....	34
2.8.2 ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก.....	34
2.8.3 ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย .....	35
2.8.4 ผลต่อการสืบพันธุ์ .....	35
2.8.5 ผลต่อทารกในครรภ์.....	36
2.8.6 ระดับรังสีที่ปลอดภัย .....	37
2.9 การป้องกันอันตรายจากรังสี.....	37
2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	39
บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย.....	42
3.1 การออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก.....	42
3.1.1 แกนทรี.....	43
3.1.2 หลอดเอ็กซเรย์ .....	45
3.1.3 ชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ .....	46
3.1.4 คอมพิวเตอร์.....	48
3.1.5 ชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรี .....	49
3.2 การทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ .....	52
3.2.1 เก็บภาพเอ็กซเรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์.....	52
3.2.2 การประยุกต์ใช้ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์เพื่อสร้างภาพเอ็กซเรย์ .....	52
3.2.3 การกำจัดสัญญาณรบกวน.....	52

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.2.4	ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง.....	53
3.3	การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ.....	56
บทที่ 4	ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง .....	58
4.1	ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง.....	58
4.2	ผลการจำลองหาจุดศูนย์กลางของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ .....	59
4.3	ผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก.....	64
4.3.1	ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์.....	64
4.3.2	ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวน.....	66
4.3.3	ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์.....	67
4.4	ผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ.....	69
4.4.1	การทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ.....	69
4.4.2	ผลการวัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคีมิติสและทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง...71	
บทที่ 5	สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ .....	72
5.1	สรุปผลการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง.....	72
5.2	สรุปผลการจำลองหาจุดศูนย์กลางของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ก่อนการสร้างจริง.....	73
5.3	การทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก.....	73
5.3.1	ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์.....	73
5.3.2	ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวน.....	73
5.3.3	ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์.....	73
5.4	สรุปผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ.....	74
5.4.1	สร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ.....	74
5.4.2	วัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคีมิติสและทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง.....	74
5.5	ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะในงานวิจัยนี้ .....	74
5.5.1	ข้อจำกัดในการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์.....	74
5.5.2	ข้อจำกัดของทิศทางการหมุนของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์.....	74
5.5.3	ข้อจำกัดในการใช้ปริมาณเอ็กซ์เรย์.....	75

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.5.4 ข้อจำกัดในขนาดวัตถุที่ถ่ายได้จากเครื่องเอ็กซเรย์นี้.....	75
เอกสารอ้างอิง.....	76
ประวัติผู้เขียน.....	78
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	79



## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี.....	33
2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น.....	36
2.3 ค่าMPDที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ.....	37
2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย.....	37
3.1 ตารางแสดงน้ำหนักและความสูงของวัตถุที่ทำการทดลอง.....	57
4.1 แสดงจุดศูนย์ถ่วงที่ได้จากการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	64
4.2 แสดงค่าปริมาตรของวัตถุและค่าความผิดพลาดที่คำนวณได้.....	71



## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 วิลเฮล์มคอนราดเรินท์เกนผู้ค้นพบเอ็กซเรย์เป็นคนแรกเมื่อปีค.ศ.1895.....	5
2.2 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือภรรยาของวิลเฮล์มคอนราดเรินท์เกน.....	5
2.3 เอ็กซเรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซเรย์ที่เป่าโลหะทำจากทั้งสแตน.....	6
2.4 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	6
2.5 แสดงการเกิดเอ็กซเรย์แบบลักษณะเฉพาะ.....	7
2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode .....	9
2.7 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆของ Rotating anode.....	10
2.8 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principleและการเอียงTargetเป็นมุม $17^{\circ}$ - $20^{\circ}$ .....	12
2.9 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องเอ็กซเรย์.....	12
2.10 ตรวจสอบเอ็กซเรย์ดิจิทัลที่นำมาใช้ในทางการแพทย์.....	13
2.11 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แบบใช้ฟิล์ม.....	16
2.12 แสดง Cinefluorography ภาพแรกของโลกในปีค.ศ.1947.....	17
2.13 แสดงฟิล์มที่ใช้บันทึก Cinefluorography ของบริษัทโกดัก.....	17
2.14 แสดงเครื่อง Angiography ขณะทำการใช้งาน.....	18
2.15 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเครื่อง Angiography.....	18
2.16 แสดงการใช้ Xeroradiography ในการตรวจสอบวัตถุต่างๆ.....	19
2.17 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์ฟลูออโรที่ใช้ในปัจจุบัน.....	20
2.18 แสดงตัวอย่างภาพเอ็กซเรย์ฟลูออโร.....	20
2.19 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่สามารถเคลื่อนย้ายได้ .....	21
2.20 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบ C Arm ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้.....	21
2.21 แสดงลักษณะของ Mammographic x-ray equipment.....	22
2.22 แสดงลักษณะของการเอ็กซเรย์.....	22
2.23 แสดงภาพที่ได้จากการเอ็กซเรย์.....	22
2.24 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล .....	23
2.25 แสดงตัวอย่างการใช้งานเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล .....	23
2.26 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากฟิล์มเอ็กซเรย์.....	24
2.27 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล.....	24

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.28 Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004) ผู้คิดค้นเครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก.....	25
2.29 EMI Head Scanner เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก.....	25
2.30 ภาพตัดขวางรูปสมองมนุษย์ภาพแรก.....	26
2.31 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องซีที .....	26
2.32 โปรไฟล์ของวัตถุที่บันทึกได้ใน 2 ทิศทาง.....	28
2.33 นำโปรไฟล์มาซ้อนกันเพื่อสร้างภาพ.....	29
2.34 แสดงตัวอย่างของแกนตรี.....	29
2.35 แสดงวงแหวนสลิปด้านหน้า.....	30
2.36 แสดงวงแหวนสลิปด้านหลัง.....	30
2.37 แสดงส่วนประกอบต่างๆขณะทำการเอ็กซเรย์.....	32
2.38 แสดงระบบถ่ายภาพที่ใช้หลักการหมุนวัตถุของ วิทวัส วิทยชำนานุกูล.....	39
2.39 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์แบบหมุนวัตถุของ ธีระศักดิ์ จันทร์วิเมลิอง.....	40
2.40 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวนอนของ วีระภัทร จันทรยิ่งยง .....	41
2.41 แสดงหน่วยควบคุมเอ็กซเรย์และชุดกำเนิดแรงดันไฟฟ้าสูงที่ใช้ในงานวิจัยของ วีระภัทร จันทรยิ่งยง.....	41
3.1 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ถูกออกแบบโดยโปรแกรม SolidWorks.....	42
3.2 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้น.....	43
3.3 แสดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแกนทรีอะครีลิกที่ออกแบบ.....	44
3.4 แสดงระยะของอุปกรณ์บนแกนทรีอะครีลิกที่ออกแบบ.....	44
3.5 แสดงแกนทรีอะครีลิกที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	45
3.6 แสดงหลอดเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	45
3.7 แสดงกล่องดิจิตอลที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	46
3.8 แสดงองค์ประกอบภายในอย่างง่ายของชุดตรวจจับเอ็กซเรย์.....	47
3.9 แสดงชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	47
3.10 แสดงระยะและขนาดของชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	48
3.11 แสดงคอมพิวเตอร์ที่ติดตั้งอยู่บนแกนทรีอะครีลิกเพื่อควบคุมการฉายเอ็กซเรย์ และบันทึกภาพถ่ายเอ็กซเรย์.....	48

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.12 แสดงเซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับพร้อมหัวเกียร์.....	49
3.13 แสดงชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	50
3.14 แสดงชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรีที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	50
3.15 แสดงภาพโดยรวมของระบบเอ็กซ์เรย์และส่วนประกอบต่างๆ ที่ออกแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในงานวิจัยนี้.....	51
3.16 แสดงภาพโดยรวมของระบบเอ็กซ์เรย์และส่วนประกอบต่างๆ ที่สร้างขึ้นจริงเพื่อใช้ในงานวิจัยนี้.....	51
3.17 ไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการออกแบบการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์.....	53
3.18 แพนทอมปรับตั้ง ทำจากแผ่นอะคริลิกและติดด้วยเข็มโลหะ .....	53
3.19 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ในการปรับตั้งระบบเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์.....	54
3.20 แสดงการจัดกึ่งกลางลำแสงเอ็กซ์เรย์ให้อยู่ตรงกับเข็มโลหะ.....	54
3.21 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่กล้องดิจิตอลถ่ายได้จากขั้นตอนการปรับเทียบ.....	55
3.22 แสดงแพนทอมสำหรับสร้างภาพตัดขวาง.....	56
3.23 แสดงรูปกระดูกสัตว์ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง.....	57
4.1 แสดงการเปรียบเทียบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้งที่ ออกแบบและสร้างขึ้นจริงเพื่อใช้ในงานวิจัย.....	58
4.2 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กภายในและภายนอกที่สร้างขึ้นและใช้ในงานวิจัยนี้.....	59
4.3 แสดงแกนทรีที่นำมาทดสอบจำลองหาจุดศูนย์ถ่วง.....	60
4.4 แสดงผลการจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของแกนทรีที่มุมมองด้านหน้า (ระนาบ XY).....	61
4.5 แสดงผลการจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของแกนทรีที่มุมมองด้านข้าง (ระนาบ YZ).....	62
4.6 แสดงผลการจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของแกนทรีที่มุมมองด้านบน (ระนาบ XZ).....	63
4.7 ภาพวัตถุจริงที่ใช้ในการทดลองเก็บภาพเอ็กซ์เรย์.....	65
4.8 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขณะที่มีวัตถุ( $I_1$ ).....	65
4.9 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขณะที่ไม่มีวัตถุ( $I_0$ ).....	66
4.10 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ .....	66
4.11 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่มีสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์.....	67
4.12 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีแบบค่ามีเดีย.....	67
4.13 แสดงตัวอย่างภาพโปรเจกชันของแพนทอมที่ได้จากการการทดลอง.....	68

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.14 แสดงตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน .....	68
4.15 แสดงภาพโปรเจกชันของกระดูกสัตว์.....	69
4.16 แสดงภาพตัดขวางของกระดูกสัตว์.....	70
4.17 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของกระดูกสัตว์.....	70
4.18 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรขอบกระดูกสัตว์ .....	71



# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาวัตถุประสงค์ของงานวิจัยสมมติฐานของการศึกษาทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัยขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างวิทยานิพนธ์

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์เป็นระบบที่มีความสำคัญอย่างหนึ่งในงานอุตสาหกรรมระบบการรักษาความปลอดภัยและโดยเฉพาะอย่างยิ่งในทางการแพทย์จึงปฏิเสธไม่ได้ว่าระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์นั้นมีความสำคัญสูงในการช่วยชีวิตผู้ป่วยจึงมีการพัฒนาในด้านนี้อย่างจริงจังและกว้างขวางมากยิ่งขึ้นในต่างประเทศในขณะที่ภายในประเทศกลับไม่มีการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้อย่างจริงจังซึ่งเป็นเหตุให้ประเทศชาติต้องสูญเสียงบประมาณเป็นจำนวนมากในการนำเข้าและบำรุงรักษาเทคโนโลยีที่มีราคาแพงเหล่านี้ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาและพัฒนาความรู้ความเข้าใจในเทคโนโลยีเหล่านี้ให้มากขึ้นเพื่อเป็นจุดเริ่มต้นของการพัฒนาและอาจก่อให้เกิดผลในวงกว้างต่อการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้มากขึ้นภายในประเทศ

งานวิจัยนี้ได้มีการออกแบบและสร้างระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กเพื่อนำภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากระบบไปสร้างเป็นภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติ ซึ่งเป็นการรวบรวมและพัฒนาต่อยอดมาจากงานวิจัยหลายๆชิ้นที่สร้างขึ้นในประเทศไทย ไม่ว่าจะเป็นงานวิจัยหาโครงสร้างของวัตถุโดยใช้หลักการโทโมกราฟีกับภาพถ่าย[1] งานวิจัยปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซเรย์ชนิดลำแสงกรวยกรณิหลอดเอ็กซเรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ[2] งานวิจัยออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวนอน[3]

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเป็นจุดหนึ่งของการพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์คุณภาพสูงที่สามารถผลิตได้เองในประเทศ

### 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. ออกแบบและสร้างระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวตั้ง
2. ลดน้ำหนักเครื่องให้ไม่เกิน 50 กิโลกรัม เพื่อให้สามารถขนย้ายไปใช้งานในที่ต่างๆได้ง่ายขึ้น

3. ลดต้นทุนในการออกแบบ พัฒนาและสร้างเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่สร้างด้วยคนไทยและสามารถใช้งานได้จริง
4. นำภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากระบบไปสร้างเป็นภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติ
5. สามารถนำไปใช้เป็นสื่อการเรียนการสอนได้

### 1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

การทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นั้นจะทำการฉายเอ็กซ์เรย์รอบวัตถุ โดยระบบจะติดตั้งหลอดเอ็กซ์เรย์และตัวรับภาพอยู่บนแกนทรี เมื่อระบบเริ่มทำงานแกนทรีก็จะหมุนรอบวัตถุในแนวตั้ง จากนั้นก็ทำการฉายเอ็กซ์เรย์และเก็บภาพในทุกๆ 1 หรือ 2 องศา จากการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้กล่าวมานั้นผู้วิจัยได้สังเกตเห็นว่าการทำงานโดยการหมุนแกนทรีในแนวตั้งนั้น จะต้องออกแบบให้การหมุนของแกนทรีหมุนด้วยความเร็วคงที่และมีความแม่นยำ ดังนั้นเพื่อเป็นการศึกษา ออกแบบ และทดลองสร้างต่อยอดงานวิจัยก่อนหน้านี้นี้คือ การออกแบบและควบคุมการหมุนของแกนทรี ผู้วิจัยจึงได้ออกแบบให้การหมุนของแกนทรีหมุนในแนวนอนแทน เพราะการหมุนแกนทรีในแนวนอนไม่ต้องคำนึงถึงการสมดุลน้ำหนักบนแกนทรี ทำให้สามารถควบคุมการหมุนของแกนทรีได้ง่ายและลดค่าใช้จ่ายในการออกแบบระบบ

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

1. ออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก โดยการหมุนของระบบอยู่ในแนวตั้ง
2. ทำการวิเคราะห์ถึงความเป็นไปได้ในการสร้างจริงด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์
3. สร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก โดยการหมุนของระบบอยู่ในแนวตั้ง
4. สร้างภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติของวัตถุจากภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

### 1.5 ขั้นตอนของการศึกษา

1. กำหนดวัตถุประสงค์ของการศึกษาสมมุติฐานแนวความคิดของงานวิจัยและขอบเขตของงานวิจัย
2. รวบรวมเนื้อหาและงานวิจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
3. ออกแบบและสร้างงานวิจัยขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ทำการทดลองและเก็บผลการทดลอง
5. สรุปผลงานวิจัย

## 1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย คำถามของงานวิจัย สมมุติฐานของงานวิจัย วัตถุประสงค์ของการศึกษา และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย ประกอบไปด้วยขั้นตอนต่าง ๆ ได้แก่ การออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก การจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของระบบ การเตรียมความพร้อมของระบบก่อนทำการสร้างจริง และสร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ การทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ การสร้างภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติของวัตถุจากภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล

บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะงานวิจัย

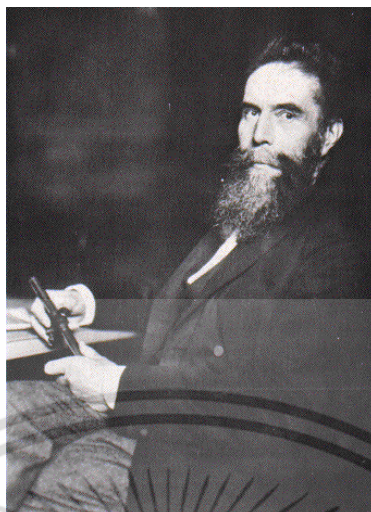
## บทที่ 2

# ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์

เอ็กซ์เรย์คือรังสีที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่ามีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาคของแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นสั้นโดยมีค่าความยาวคลื่นอยู่ในช่วงประมาณ 0.04 ถึง 1000 อังสตรอม ซึ่งเป็นค่าความยาวคลื่นที่อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมาที่สั้นกว่ากับรังสีอัลตราไวโอเล็ตคุณสมบัติโดยทั่วไปของเอ็กซ์เรย์จะคล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดาเป็นส่วนใหญ่แต่คุณสมบัติพิเศษของเอ็กซ์เรย์คือมีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่างๆได้โดยที่จะผ่านได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับค่าความหนาแน่นและน้ำหนักอะตอมของวัตถุที่ผ่านนอกจากนั้นเอ็กซ์เรย์ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติด้านอื่นๆ อีกด้วย

ผู้ที่ทำการค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกคือนักฟิสิกส์ชาวเยอรมันชื่อวิลเฮล์มคอนราดเรินท์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในตอนเย็นวันที่ 8 พฤศจิกายน พ.ศ. 2438 ภายในห้องทดลองมหาวิทยาลัยวูซบรุคประเทศเยอรมันเรินท์เกนได้พบเอ็กซ์เรย์ในขณะที่กำลังทำการทดลองในเรื่อง “Absorption of Cathode Rays” โดยใช้หลอดทดลองที่เรียกว่า Crookes’ tube เขาได้สังเกตเห็นว่า Cathode Rays ที่ออกมาจากหลอดทดลองนั้นทำปฏิกิริยาให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วยธาตุ “แบเรียมพลาทิโนไซยาไนด์” (Barium Platinocyanide) เกิดการเรืองแสงขึ้นโดยที่ระยะที่ไกลที่สุดที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็งคือ 120 เซนติเมตรในขณะเดียวกันเขาสังเกตเห็นอีกว่าตัวอักษร A ที่ทำด้วยธาตุแบเรียมพลาทิโนไซยาไนด์ซึ่งวางอยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วยทั้งๆที่ไม่อยู่ในระยะของ Cathode rays เรินท์เกน จึงคิดว่าเขาค้นพบธาตุชนิดใหม่ขึ้นแล้ว และให้ชื่อว่า X-ray และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมาทำการทดลองและสังเกตถึงอำนาจในการทะลุทะลวงของเอ็กซ์เรย์ผ่านกระดาษ, โลหะและแม้กระทั่งผ่านเนื้อของมนุษย์และเขาได้ถ่ายภาพรังสีของมือของภรรยาเขาไว้โดยในบริเวณที่เป็นเนื้อหนังจะเห็นเป็นรอยสีเทาหรือสีดำส่วนบริเวณที่เป็นกระดูกนิ้วมือจะเห็นเป็นรอยสีขาวดังรูปที่ 2.1 จึงนับได้ว่าเป็นจุดเริ่มต้นของวิชารังสีวิทยาทางการแพทย์



รูปที่ 2.1 วิลเฮล์มคอนราดเรินท์เกนผู้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895



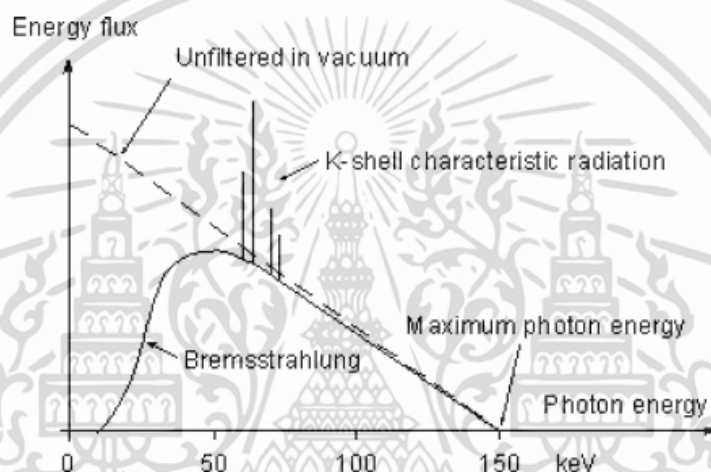
รูปที่ 2.2 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือภรรยาของวิลเฮล์มคอนราดเรินท์เกน

## 2.2 การเกิดเอ็กซ์เรย์

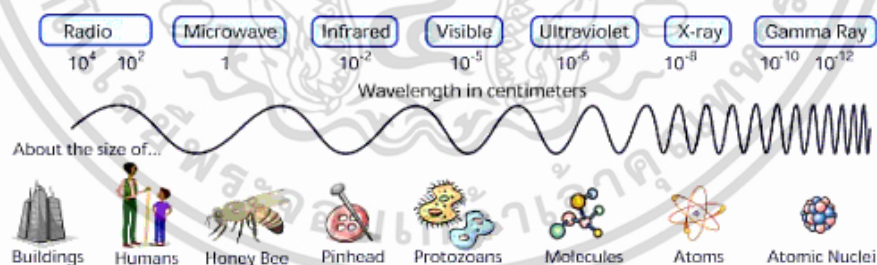
เอ็กซ์เรย์ไม่ได้เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติแต่เป็นรังสีที่เกิดจากการสร้างของมนุษย์โดยใช้ปรากฏการณ์เบรมสตราลุงส์ (Bremsstrahlung) เอ็กซ์เรย์เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวล (อิเล็กตรอน 1 ตัวมีมวล  $9.11 \times 10^{-28}$  กรัม) วิ่งไปกระทบกับเป้าโลหะซึ่งทำมาจากทั้งสแตนและถูกทั้งสแตนสกัดกันไว้มีผลทำให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุดและคายพลังงานจลน์ (Kinetic energy) ออกมาในขณะที่อิเล็กตรอนกำลังวิ่งจะมีพลังงาน 2 รูป คือพลังงานศักย์ (Potential energy) และพลังงานจลน์พอถูกทั้งสแตนสกัดกันไว้จนหยุดอิเล็กตรอนจะคงเหลือแต่พลังงานศักย์ส่วนพลังงานจลน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไม่สูญหายแต่เปลี่ยนรูปไปเป็นพลังงานใหม่อีก 2 รูปคือมากกว่า 99 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นความร้อนและน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ [4,5] จะเปลี่ยนเป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่าเอ็กซ์เรย์โดยที่เอ็กซ์เรย์ที่เกิดขึ้นจะเป็นส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นแตกต่างกันตั้งแต่ความยาวคลื่นสั้นที่สุดซึ่งมีพลังงานสูงสุดที่เกิดจากอิเล็กตรอนที่ถูกทำให้หยุดและความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆไปจนถึงความยาวคลื่นที่สูงสุดซึ่งเป็นเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานต่ำและยังมีพลังงานจลน์เหลืออยู่ส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์นี้เรียกว่าเอ็กซ์เรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) เอ็กซ์เรย์ที่มีความยาวคลื่นสั้นจะมีพลังงานสูงและมีอำนาจทะลุทะลวงมากกว่าเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นยาว



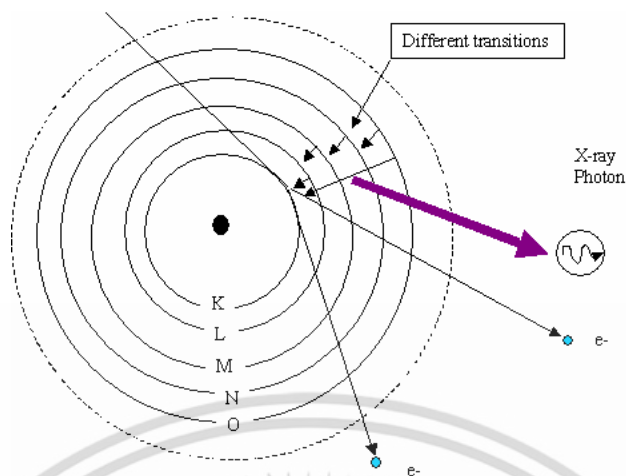
รูปที่ 2.3 เอ็กซ์เรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซ์เรย์ที่เป่าโลหะทำจากทังสเตน[4]



รูปที่ 2.4 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

นอกจากวิธีการข้างต้นเอ็กซ์เรย์ยังสามารถเกิดขึ้นได้อีกวิธีหนึ่งคือเมื่ออิเล็กตรอนหลายๆวงที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอมเกิดการกระโดดข้ามจากวงโคจรที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปสู่วงโคจรอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่าจะเกิดการคายพลังงานออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่โดยขึ้นอยู่กับลักษณะอะตอมของธาตุนั้นๆเอ็กซ์เรย์ที่ได้มาด้วยวิธีนี้จึงเรียกว่ารังสีลักษณะเฉพาะ (Characteristic radiation) [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงการเกิดเอ็กซ์เรย์แบบลักษณะเฉพาะ

การเกิดเอ็กซ์เรย์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ [6] คือ

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอนหรือการแยกอิเล็กตรอนออกจากอะตอมของโลหะ อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นหรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์โดยการที่เราผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้นประมาณ 2000 องศาเซลเซียส หรือมากกว่านั้นจะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิออนิคมิชัน (Thermionic Emission) คืออิเล็กตรอนหลุดออกจากวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อนอิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจะมาก่อกันอยู่รอบๆ ผิวหน้าของโลหะจนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะเพราะว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอมของโลหะยังมีอยู่
2. การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูงวิธีที่จะทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดจากอะตอมไปได้คือต้องหาสิ่งที่มีพลังงานหรือแรงดึงดูดมากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนกับอะตอมของโลหะมาดึงดูดอิเล็กตรอนสิ่งนั้นก็คือไฟฟ้าแรงสูง (High voltage) ไฟฟ้าแรงสูงนั้นนอกจากจะทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของโลหะแล้วยังทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่หรือวิ่งไปด้วยความเร็วสูงกล่าวอีกอย่างหนึ่งคือต้องทำให้ไฟฟาระหว่างขั้วบวกและขั้วลบให้ต่างกัน ความต่างศักย์นี้ถ้ายิ่งมีค่ามากขึ้นเท่าใดก็ยิ่งทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของไส้หลอดได้มากและวิ่งไปด้วยความเร็วสูงขึ้นความต่างศักย์ 100 กิโลโวลต์จะทำให้อิเล็กตรอนมีความเร็วประมาณ 165 กิโลเมตรต่อวินาที
3. การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่านไปตามต้องไม่มีสิ่งกีดขวางจึงจะทำให้อิเล็กตรอนวิ่งไปด้วยความเร็วสูงดังนั้นภายในหลอดเอ็กซ์เรย์จึงเป็นสุญญากาศเพราะถ้ามีอากาศหรือก๊าซอยู่ภายในหลอดแม้เพียงเล็กน้อยก็ตามความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลงเนื่องจากเกิดไอออนไนเซชัน (Ionization)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มข้น (Concentration of electron) จะต้องมามีวิธีการที่จะให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกันคือพุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณ (ความเข้มข้น) ที่มากพอสมควรซึ่งทำได้โดยการใช้เครื่องมือที่เรียกว่า "Electron focusing device" คอยควบคุมให้อิเล็กตรอนส่วนใหญ่ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5. การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใดจะสามารถทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ได้ซึ่งสามารถทำได้โดยหาวัตถุมาถนัดหรือขวางอิเล็กตรอนวัตถุนั้นก็คือนั่นเป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้นคือเกิดการชนหรือกระทบกันระหว่างอิเล็กตรอนกับเป้าอย่างแรงอิเล็กตรอนดังกล่าวจะไปชนอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้าทำให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรและจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่นๆที่อยู่ถัดไปวิ่งเข้ามาแทนแต่เนื่องจากพลังงานของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจรจะไม่เท่ากันดังนั้นจึงมีการคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน (ส่วนใหญ่จะเป็นความร้อนมากกว่า) กล่าวคือจากพลังงานของอิเล็กตรอนทั้งหมดที่วิ่งไปสู่เป้านั้น 99.8 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นความร้อนและ 0.2 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นเอ็กซ์เรย์

### 2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีช่วงคลื่นสั้นมากอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม
2. มีคุณสมบัติเหมือนแสงสว่างธรรมดาเช่นเดินทางเป็นเส้นตรงถ้าเดินทางในสุญญากาศจะมีความเร็วเท่ากับแสงคือ 186,000 ไมล์ต่อวินาทีหรือ  $3 \times 10^8$  เซนติเมตร/วินาที นอกจากนั้นแล้วยังมีการสะท้อนกลับ, หักเหและเบี่ยงเบนได้เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา
3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า
4. เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งเข้าชนเป้าอิเล็กตรอนดังกล่าวนี้จะวิ่งไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่นๆที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้าให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรอิเล็กตรอนของชั้นนอกถัดออกไปจะวิ่งเข้ามาแทนที่และคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน
5. ทำให้เกิดการเรืองแสงในสารพิเศษบางอย่าง
6. ดูดกลืน (Absorbed) โดยสสาร (Matter) ทุกชนิดมากบ้างน้อยบ้างขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและน้ำหนักของอะตอมของสสารนั้น
7. ทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (Ionization) เมื่อผ่านไปในอากาศหรือก๊าซ
8. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีเช่นเมื่อเอ็กซ์เรย์ไปถูกฟิล์มถ่ายรูปจะทำให้ฟิล์มนั้นดำจึงนำผลอันนี้มาใช้ในการบันทึกภาพรังสีบนแผ่นฟิล์มเอ็กซ์เรย์

9. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะเป็นต้นว่าทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลงหรือเกิดการผ่าเหล่า (Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก

10. มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูงสามารถทะลุผ่านเนื้อหนังของมนุษย์และสัตว์ได้แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆได้

## 2.4 โครงสร้างหลอดเอ็กซ์เรย์

หลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กันในวงการแพทย์มีด้วยกัน 2 ชนิด [6] คือ

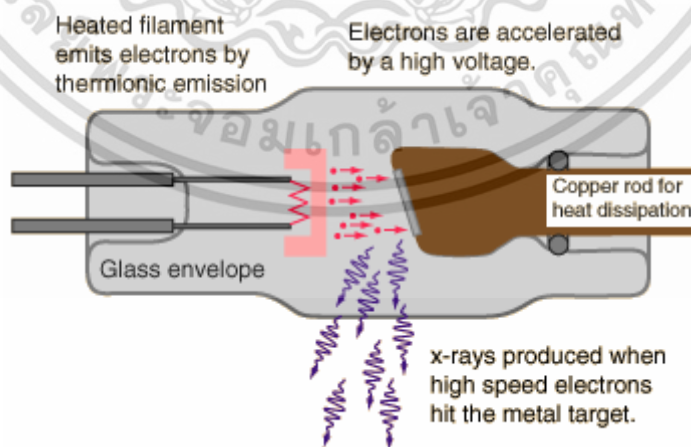
### 2.4.1. หลอดเอ็กซ์เรย์แบบทั่วไปจะแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ

#### 2.4.1.1 หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบอยู่นิ่ง (Stationary anode tube)

หมายถึงหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่ขั้วบวกอยู่คงที่กล่าวคือขั้วบวกมักจะทำเป็นแท่งทองแดงลักษณะเป็นบล็อกและมีเป้าเป็นบริเวณสี่เหลี่ยมเล็กๆทำด้วยแผ่นโลหะทั้งสแตนเลสซึ่งฝังลงในบล็อกทองแดงอีกทีหนึ่ง

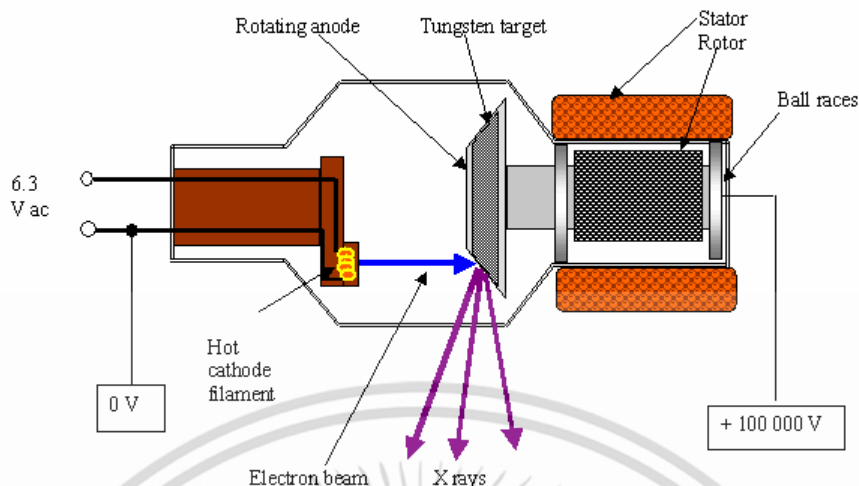
#### 2.4.1.2 หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบหมุนได้ (Rotating anode tube)

หมายถึงหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่ขั้วบวกไม่อยู่คงที่กล่าวคือจะหมุนรอบตัวตลอดเวลาที่ทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์ขั้วบวกของหลอดชนิดนี้จะมีรูปร่างคล้ายจานทำด้วยทั้งสแตนเลสและมีแกนหรือด้ามลักษณะเรียวยาวเล็กทำด้วยโมลิบดีนัมและมีส่วนที่ทำให้เกิดการหมุนอยู่ตรงปลายของด้ามนี้ส่วนประกอบที่สำคัญของหลอดเอ็กซ์เรย์ทั้ง 2 ชนิดแสดงดังรูปที่ 2.6 และ 2.7



รูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆของ Rotating anode

## 2.4.2 หลอดเอ็กซเรย์แบบพิเศษจะแบ่งออกเป็น 3 ชนิด

### 2.4.2.1 หลอดเอ็กซเรย์แบบกริด (Grid-Controlled X-ray tube)

เป็นหลอดเอ็กซเรย์ที่มีขั้วไฟฟ้าขั้วที่ 3 ที่เรียกว่ากริด (Grid) เพื่อใช้ในการควบคุมการไหลอิเล็กตรอนจากขั้วแคโทดไปยังขั้วแอโนดกริดนี้จะมีลักษณะเป็นรูปถ้วยโฟกัสอยู่รอบไส้หลอดและมีศักย์เป็นลบเมื่อเทียบกับไส้หลอดซึ่งศักย์ไฟฟ้าระหว่างกริดกับไส้หลอดจะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าที่สามารถบังคับอิเล็กตรอนให้เคลื่อนที่เป็นแนวเส้นได้แต่หากสนามไฟฟ้าสูงเกินไปจะทำให้อิเล็กตรอนชนกันเองและไปไม่ถึงแอโนดได้

### 2.4.2.2 หลอดเอ็กซเรย์แบบขั้วแอโนดแยกส่วนและหมุนได้ (Rotating segmented anode tube)

หลอดเอ็กซเรย์ชนิดนี้จะมีแอโนดที่ทำด้วยแกรไฟต์เป็นรูปถ้วยภายในถ้วยจะประกอบด้วยลวดทั้งสแตน-รีเนียมหลายร้อยเส้นเรียงรายกันซึ่งเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวในการระบายความร้อนขณะที่แอโนดหมุนหลอดเอ็กซเรย์ชนิดนี้สามารถรองรับความร้อนได้มากขึ้นกว่าแบบจานหมุนมากโดยสามารถรองรับความร้อนได้สูงถึง 700,000 Heat unit

### 2.4.2.3 หลอดเอ็กซเรย์แบบปลดปล่อยอิเล็กตรอนด้วยสนามไฟฟ้าความเข้มสูง (Field emission X-ray tube)

ลักษณะพิเศษของหลอดเอ็กซเรย์ชนิดนี้ก็คือมีขั้วแคโทดเป็นรูปทรงกระบอกที่มีเข็มเล็กๆอยู่ภายในซึ่งทำให้สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างแอโนดและแคโทดไม่กระจายออกไปเหมือนแบบปกติค่าความเข้มของสนามไฟฟ้าที่สูงมากขึ้นทำให้อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากแคโทดมีพลังงานสูงขึ้น

พลังงานเอ็กซ์เรย์ก็จะมากขึ้นด้วยหลอดเอ็กซ์เรย์ลักษณะนี้จะใช้กับกับการถ่ายภาพทรวงอกและทารกแรกเกิด

จากรูปที่ 2.6 และ 2.7 ส่วนประกอบสำคัญของหลอดเอ็กซ์เรย์โดยทั่วไปจะมีดังนี้

1. โครงสร้างทั้งหมดของเอ็กซ์เรย์จะถูกบรรจุอยู่ในหลอดแก้วที่ฉนวนอย่างดีทั้งนี้เพื่อให้ภายในหลอดแก้วเป็นสุญญากาศเพื่อป้องกันไม่ให้อิเล็กตรอนที่ปล่อยออกมาชนกับโมเลกุลของอากาศซึ่งจะทำให้เสียพลังงานไป

2. มีขั้วไฟฟ้า 2 ขั้วคือขั้วบวก (Anode) และขั้วลบ (Cathode)

Anode มี 2 ชนิดคือ

Anode ชนิดอยู่กับที่ชนิดนี้ทำด้วยทองแดงปลายด้านหนึ่งติดอยู่กับหลอดแก้วส่วนอีกปลายหนึ่งมีแผ่นโลหะทั้งสแตนขนาดครึ่งตารางนิ้วติดอยู่ตรงกลางเรียกว่าเป้าการที่ใช้โลหะทั้งสแตนเป็นเป้าก็ด้วยสาเหตุคือทั้งสแตนเป็นโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูงต้านทานความร้อนได้ดีมากจึงไม่ละลายกับทั้งยังเป็นโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูงเป็นผลให้สามารถผลิตแสงเอ็กซ์เรย์ได้ดีมากกว่าโลหะที่มีน้ำหนักอะตอมต่ำ

Anode ชนิดที่หมุนได้นี้มีลักษณะคล้ายๆจานกลมทำด้วยโลหะทั้งสแตนหมุนอยู่กับแกนที่ทำด้วยโมลลิบดีนัมที่ทำเป็นจานก็เพื่อที่จะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้นและช่วยระบายความร้อนอีกด้วย

สำหรับ Cathode นั้นประกอบด้วยลวดทั้งสแตนที่พันเป็นขดเรียกว่าไส้หลอดขดลวดนี้จะบรรจุอยู่ในที่รองรับที่มีลักษณะถ้วยเรียกว่า “Focusing cup” ซึ่งเป็นส่วนที่ต่อออกไปภายนอกหลอดแก้วเพื่อต่อกับวงจรไฟฟ้าเมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านเข้าไปยังไส้หลอดจะทำให้อุณหภูมิของไส้หลอดสูงขึ้นและเมื่ออุณหภูมิสูงมากพอก็จะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่บริเวณผิวหลอดออกมาและเคลื่อนที่ไปตามทิศทางของสนามไฟฟ้าระหว่แคะโทดและแอโนดปรากฏการณ์ปลดปล่อยอิเล็กตรอนนี้เรียกว่าการปลดปล่อยเทอร์มิออนิก (Thermionic Emission)

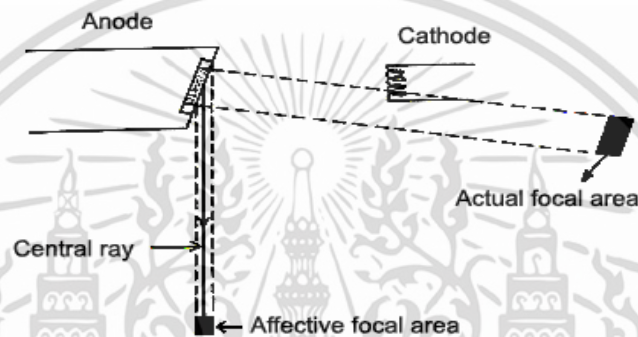
3. เป้าเป็นส่วนสำคัญที่จะทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ทั้งนี้อิเล็กตรอนต้องวิ่งมาชนเป้านี้จึงจะเกิดเอ็กซ์เรย์จุดหรือบริเวณที่เป็นเป้าให้อิเล็กตรอนวิ่งเข้าชนนี้เรียกว่าจุดโฟกัสจุดนี้คือจุดกำเนิดของเอ็กซ์เรย์

ขนาดของจุดโฟกัสนั้นมีความสำคัญเกี่ยวกับการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์มากโฟกัสที่มีขนาดเล็กจะให้คุณภาพที่มีคุณภาพดีมีรายละเอียดและความชัดเจนมากกว่าส่วนจุดโฟกัสที่มีขนาดใหญ่จะมีความทนทานต่อความร้อนได้มากกว่าแต่ภาพที่ได้รับจะมีความชัดเจนน้อยกว่าภาพที่ถ่ายโดยใช้จุดโฟกัสขนาดเล็ก

ดังนั้นเพื่อที่จะได้ภาพที่มีความชัดเจนและเพื่อให้จุดโฟกัสมีความทนทานต่อความร้อนได้เป็นอย่างดีจึงได้มีการหาวิธีที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวนี้ทำได้ 2 วิธีคือ

1. ใช้วิธีสร้าง Line-focus principle
2. ใช้วิธีทำให้ Anode หมุน

Line-focus principle นั้นอาศัยหลักการคือบังคับให้ลำอิเล็กตรอนวิ่งไปสู่เป้าในลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมมุมฉากแคบๆและสร้างให้ด้านหน้าของเป้า (Target) เอียงเป็นมุมประมาณ  $17^{\circ}$ - $20^{\circ}$  กับด้านหน้าของ Cathode ดังในรูปที่ 2.8

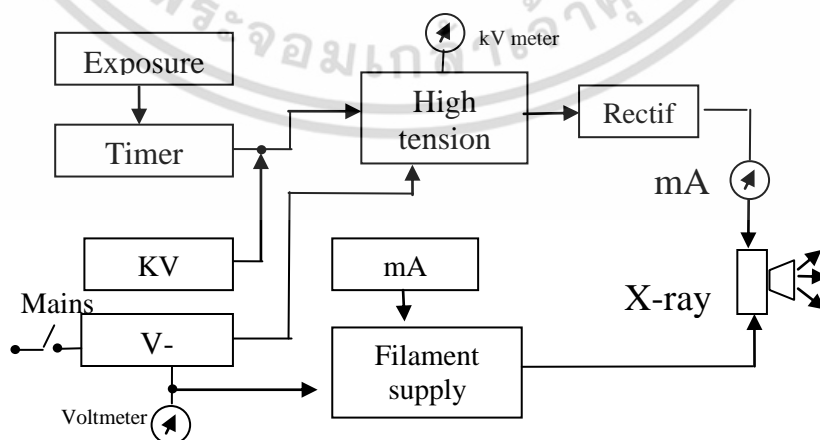


รูปที่ 2.8 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม  $17^{\circ}$ - $20^{\circ}$

การสร้างให้เป้าเอียง  $17^{\circ}$ - $20^{\circ}$  นี้มีวัตถุประสงค์คือ

1. ทำให้ Effective focal area มีขนาดเล็กภาพที่ได้จะชัดเจนและคม
2. ทำให้ Actual focal area มีขนาดใหญ่รับความร้อนได้มากและทนความร้อนได้ดีสำหรับ

วิธีที่ทำให้ Anode หมุนนั้นก็เพื่อจะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้นผลคือทนทานต่อความร้อนได้มากขึ้นและตำแหน่งของ Focal spot ที่ถูกอิเล็กตรอนชนจะเปลี่ยนที่ไปเนื่องจาก Anode มีการหมุน



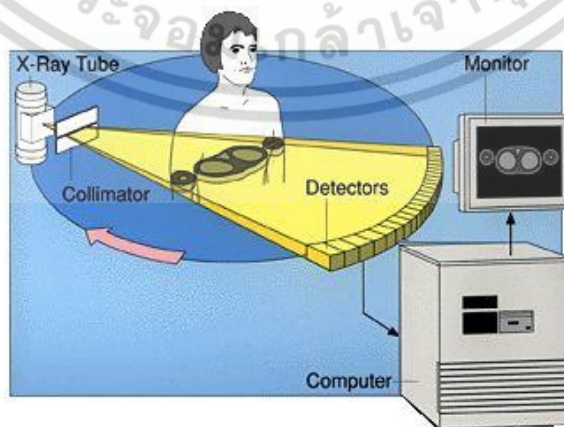
รูปที่ 2.9 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.5 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

ในการจะนำเอ็กซเรย์มาใช้ประโยชน์ สิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงเป็นอย่างแรก คือ ทำอย่างไรจึงจะรู้ว่าบริเวณใดมีเอ็กซเรย์ มีปริมาณเท่าไร และแปลงเอ็กซเรย์ให้เป็นรูปภาพได้อย่างไร จึงมีการประดิษฐ์คิดค้นเครื่องมือเพื่อให้สามารถตรวจจับเอ็กซเรย์ที่เปล่งออกมาจากแหล่งกำเนิดและนำมาสร้างภาพในที่สุด เรียกเครื่องมือนี้ว่า ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ (X-Ray Detector) โดยตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแรกที่ถูกนำมาใช้ในการสร้างภาพเอ็กซเรย์ คือ ฟิล์มเอ็กซเรย์ (X-ray Film) ซึ่งสามารถตรวจจับเอ็กซเรย์และผ่านกระบวนการทางเคมีเพื่อสร้างภาพและแสดงให้เห็นบนฟิล์มเอ็กซเรย์ ซึ่งในทางการแพทย์มีการนำมาใช้กันอย่างแพร่หลาย และยังคงมีใช้อยู่ในปัจจุบัน ถึงแม้ว่าฟิล์มเอ็กซเรย์จะให้ภาพที่คมชัดและมีรายละเอียดสูงมาก แต่ทว่ายังพบปัญหาของการใช้ฟิล์มเอ็กซเรย์หลายประการ เช่น ต้องการพื้นที่ในการเก็บข้อมูลจำนวนมาก เช่น ห้องเก็บฟิล์ม, ไม่สามารถเก็บรักษาฟิล์มเอาไว้ได้เป็นเวลานาน โดยมีอายุการเก็บฟิล์มเอ็กซเรย์เฉลี่ยได้ไม่เกิน 5 ปี, ต้องใช้เวลาในการล้างฟิล์มซึ่งก่อให้เกิดความล่าช้าในการทำงาน อีกทั้งยังต้องมีค่าใช้จ่ายอื่นๆ ที่ตามมา เช่น น้ำยาล้างฟิล์ม ฟิล์มเอ็กซเรย์ เครื่องล้างฟิล์ม และพนักงานล้างฟิล์ม เป็นต้น และข้อจำกัดที่สำคัญคือ ไม่สามารถแสดงภาพเอ็กซเรย์บนจอคอมพิวเตอร์ และไม่สามารถแสดงภาพเอ็กซเรย์เป็น Real Time ได้ ดังนั้น ในปัจจุบันจึงมีเทคโนโลยีตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบดิจิตอลเข้ามาช่วยเติมเต็มข้อจำกัดต่างๆ ของฟิล์ม ให้สามารถนำเอ็กซเรย์มาใช้งานได้กว้างขวางและหลากหลายมากยิ่งขึ้น

ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบดิจิตอลนั้น เป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีทางวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์อย่างแท้จริง ในการนำอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่มีคุณสมบัติพิเศษมาใช้ในการตรวจจับเอ็กซเรย์ โดยสร้างตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ที่สามารถแปลงเอ็กซเรย์ที่มาตกกระทบที่ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ให้กลายเป็นพลังงานไฟฟ้าซึ่งอยู่ในรูปแบบพลังงานที่สามารถนำมาประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์และแสดงผลภาพเอ็กซเรย์บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ตรวจจับเอ็กซเรย์ดิจิตอลที่นำมาใช้ในทางการแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบดิจิตอลที่นำไปใช้ในการสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ โดยทั่วไปแบ่งออกเป็น 2 ประเภทตามลักษณะการสร้างภาพได้แก่

### 1. ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้วิธีการสร้างภาพทางตรง (Direct Imaging)

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดนี้จะใช้สารกึ่งตัวนำ (Semi-Conductor) ในการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้าโดยตรง และนำพลังงานไฟฟ้าที่ได้ไปประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์และสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ในที่สุด ซึ่งนอกจากจะสามารถสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ได้รวดเร็วแล้ว ยังได้ภาพที่มีรายละเอียดสูงอีกด้วย แต่ทว่า ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดนี้มีราคาแพงมากและใช้เทคโนโลยีวิศวกรรมขั้นสูงในการผลิต จึงนำมาสู่การพัฒนาตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดที่สองเข้ามาแทน

### 2. ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้วิธีการสร้างภาพทางอ้อม (Indirect Imaging)

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดนี้จะไม่ใช้อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนเอ็กซ์เรย์เป็นพลังงานไฟฟ้าโดยตรง แต่จะใช้อุปกรณ์หรือวัสดุอื่นที่สามารถเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นพลังงานรูปอื่นที่ตรวจจับได้ง่าย เช่น พลังงานแสง วัสดุนั้นคือ แผ่นเรืองแสงหรือฟอสเฟอร์ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นพลังงานแสง หลังจากนั้น อุปกรณ์ตรวจจับแสง (Photodetector Device) จะทำหน้าที่เปลี่ยนพลังงานแสงเป็นพลังงานไฟฟ้า และส่งไปประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์และแสดงภาพเอ็กซ์เรย์บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ในที่สุด ตัวอย่าง Photodetector ที่นำมาใช้ในตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ประเภทนี้ได้แก่ โฟโตไดโอด (Photodiode) โฟโตทรานซิสเตอร์ (Phototransistor) หรือ อุปกรณ์ถ่ายเทประจุ (Charge-Coupled Device; CCD) เป็นต้น

## 2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซ์เรย์

หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซ์เรย์มี 2 อย่าง [7] คือวัดคุณภาพและวัดปริมาณ

### 2.6.1 การวัดคุณภาพ

การวัดคุณภาพคือการวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่างๆมี 3 วิธีคือ

1. โดยการวัดความยาวคลื่นความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้มาก
2. โดยการวัดพลังงานของรังสีเป็นอิเล็กตรอนโวลต์ (Electron volt) พลังงานมากมีอำนาจทะลุทะลวงมาก

$$1 \text{ อิเล็กตรอนโวลต์} = 1.60 \times 10^{-12} \text{ เอิร์ก}$$

$$1 \text{ วัตต์} = 10^7 \text{ เอิร์กต่อวินาที}$$

$$\begin{aligned}
 1 \text{ แรมม่า} &= 746 \text{ วัตต์} \\
 &= 7.46 \times 10^9 \text{ เอิร์กต่อวินาที} \\
 &= 4.66 \times 10^{21} \text{ อิเล็กตรอนโวลต์ต่อวินาที}
 \end{aligned}$$

3. โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (Half value layer ; H.V.L) เป็นความหนาเป็นมิลลิเมตรของโลหะเช่นทองแดงหรืออะลูมิเนียมที่สามารถกรองเอ็กซ์เรย์แล้วลดปริมาณรังสีลงได้ครึ่งหนึ่งของปริมาณเดิม

## 2.6.2 การวัดปริมาณ

สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ [7] คือ

1. ปริมาณและรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Expose radiation)
2. ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation) หน่วยต่างๆที่ใช้ในการวัด

ได้แก่

คูรี (Curie ; Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วไปโดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาตามแมรีคูรีและสามีปีแยร์คูรีได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรีเป็นหน่วยวัดความแรงของรังสีโดยกำหนดว่าสารกัมมันตรังสีที่สลายตัวในอัตรา  $3.7 \times 10^{10}$  ครั้งต่อวินาทีจะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรีตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุกัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปีแยร์คูรีต่อลิตรของอากาศ (1Pci=1 ส่วนล้านล้านส่วนCi) จะเกิดอัตราเสี่ยงต่อการเป็นโรคมะเร็งพอๆกับการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง

ในปีพ.ศ. 2471 ที่ประชุมรังสีแพทยนานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์มประเทศสวีเดนให้วัดปริมาณเอ็กซ์เรย์ด้วยหน่วยเรินต์เกนซึ่งต่อมาในปีพ.ศ. 2480 ในการประชุมเดียวกันที่นครชิคาโก สหรัฐอเมริกาได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วยเพราะรังสีแกมมาและเอ็กซ์เรย์มีลักษณะเหมือนกันทุกอย่างนอกจากกำเนิดไม่เหมือนกันคือเอ็กซ์เรย์มนุษย์ทำขึ้นแต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติรังสี 1 เรินต์เกนฉายผ่านอากาศแห้งจำนวน 0.001293 กรัม ที่ 0 องศาเซลเซียส ความดัน 760 มิลลิเมตรปรอทจะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยอิออนซึ่งมีไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit ; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1เรินต์เกนจะเท่ากับ 83 เอิร์กต่อกรัมอากาศหรือ 93 เอิร์กต่อกรัม

เรป (roentgen equivalent physics ; R.E.P) คือจำนวนรังสีใดๆที่ให้พลังงาน 93 เอิร์กต่อ 1 ลูกบาศก์เซนติเมตร

เรม (roentgen equivalent man ; R.E.M.) คือจำนวนรังสีใดๆที่ให้ผลทางชีววิทยาเท่ากับผลที่เกิดจากเอ็กซ์เรย์ 1 เรินต์เกน

แรด (roentgen absorbed dose ;R.A.D) ในปีพ.ศ. 2496 ในการประชุมรังสีวิทยานานาชาติครั้งที่ 7 ที่นครโคเปนโฮเกน มีมติให้ใช้แรดเป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนโดยสิ่งมีชีวิตในรูปของพลังงานที่สะสมในช่วงเวลาหนึ่ง

เกรย์ (Gray ; Gy) เป็นหน่วยในระบบเอสไอ (SI unit) ของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกายมีค่าเท่ากับ  $2 \text{ Jkg}^{-1}$

$$100 \text{ rad} = 1.0 \text{ Gy}$$

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy} = 1 \text{ cGy}$$

$$1 \text{ mrad} = 0.01 \text{ mGy}$$

$$10 \text{ mrad} = 0.1 \text{ mGy}$$

ซีเวิร์ท (Sievert; SV) เป็นหน่วยในระบบเอสไอของจำนวนรังสีที่มากที่สุดที่มนุษย์สามารถได้รับด้วยความปลอดภัยเป็นจำนวนที่เรียกว่า relative biological effective (RBE) ซึ่ง  $1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ SV}$  และ  $1 \text{ SV} = 100 \text{ rem}$

## 2.7 ระบบเอ็กซเรย์ที่ใช้ในทางการแพทย์

### 2.7.1 Photofluorography [8]

หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า Mass miniature radiography เป็นเทคนิคที่นิยมใช้ในงานเอ็กซเรย์ทรวงอกโดยเป็นการบันทึกภาพเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์มซึ่งจะบันทึกได้เพียงครั้งเดียวต่อฟิล์ม 1 แผ่น



รูปที่ 2.11 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แบบใช้ฟิล์ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.7.2 Cinefluorography [8]

เป็นวิธีการบันทึกภาพยนตร์รังสีเอ็กซ์โดยใช้กล้องถ่ายภาพยนตร์หรือกล้องโทรทัศน์แทนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ซึ่งอาจเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Television Cinefluorography ซึ่งเครื่องเอ็กซ์เรย์รูปแบบนี้จะ เป็นต้นแบบในการพัฒนาในรุ่นหลังๆภายในเวลาต่อมา



รูปที่ 2.12 แสดง Cinefluorography ภาพแรกของโลกในปี ค.ศ. 1947



รูปที่ 2.13 แสดงฟิล์มที่ใช้บันทึก Cinefluorography ของบริษัทโกดัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.7.3 Angiography [8]

เป็นวิธีการตรวจทางรังสีของหลอดเลือดปกติแล้วเส้นเลือดจะโป่งเมื่อฉายรังสีเอ็กซ์ลงบนฟิล์มจึงต้องทำให้เส้นเลือดทึบโดยการฉีดสารทึบรังสีเข้าไปในเส้นเลือดที่เราต้องการดูวิธีการนี้สามารถดูกลไกการทำงานบริเวณนั้นได้อีกด้วยซึ่งจะมีชื่อเรียกย่อยลงไปตามบริเวณที่ใช้งานเช่น

Vertebral Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดที่เลี้ยงสมองส่วนหลัง

Branchial Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดแดงที่ไปเลี้ยงแขนหรือมือ

Cerebral Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดในสมอง

Cardio Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดแดงที่เลี้ยงหัวใจ



รูปที่ 2.14 แสดงเครื่อง Angiography ขณะทำการใช้งาน



รูปที่ 2.15 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเครื่อง Angiography

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.7.4 Xeroradiography [8]

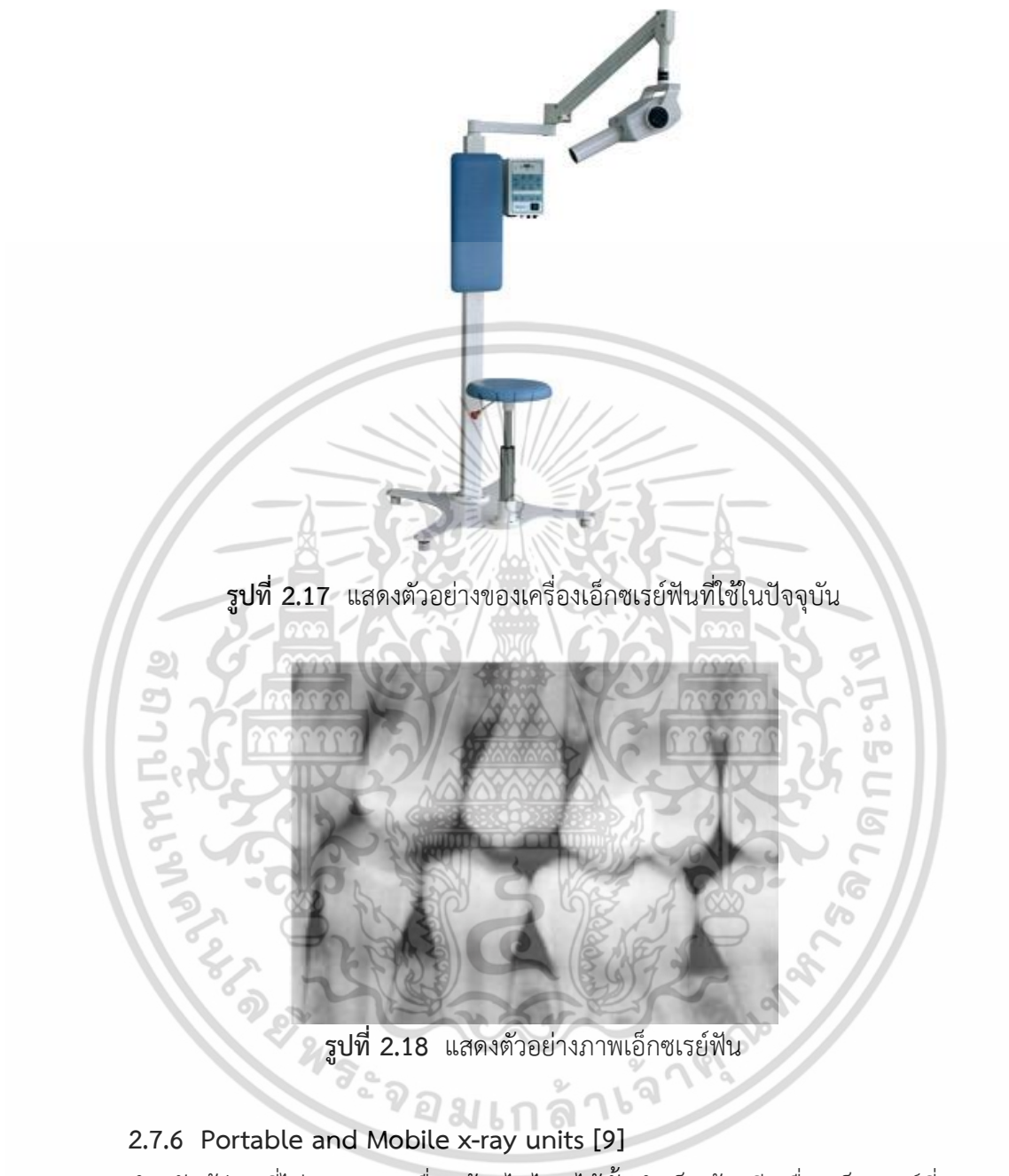
เป็นเทคนิคการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์มชนิดพิเศษฟิล์มเอ็กซเรย์ชนิดนี้จะถูกฉายด้วยสารรังสีชนิดพิเศษจึงต้องใช้วิธีการเฉพาะเมื่อทำให้เกิดภาพโดยวิธีการนี้สามารถนำฟิล์มกลับมาใช้ใหม่ได้เทคนิคนี้เป็นที่นิยมใช้ในการเอ็กซเรย์กระดูกบริเวณแขนขาและทรวงอกนอกจากนี้ยังเป็นที่นิยมในการใช้เอ็กซเรย์วัตถุต่างๆเพื่อตรวจสอบภายในหารอยร้าวอีกด้วยดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 แสดงการใช้ Xeroradiography ในการตรวจสอบวัตถุต่างๆ

### 2.7.5 Dental x-ray machines [9]

เครื่องเอ็กซเรย์ฟันนั้นจะใช้สำหรับเอ็กซเรย์ลักษณะและตำแหน่งของฟันภายในช่องปากโดยจะใช้พลังงานเอ็กซเรย์ในระดับที่ค่อนข้างต่ำทั่วไปใช้อยู่ที่ 50kV 7 mA ทำให้เครื่องเอ็กซเรย์ฟันมีขนาดเล็กและสามารถเคลื่อนไหวได้เพื่อความสะดวกในขณะฉายเอ็กซเรย์หลอดเอ็กซเรย์ของเครื่องเอ็กซเรย์ฟันนี้จะมีลักษณะพิเศษคือมีกริดกั้นอยู่ระหว่างแคโทดและแอโนดเพื่อทำการจัดเรียงลำอิเล็กตรอนให้มีความเป็นระเบียบอีกทั้งยังมีไส้หลอดที่มีขนาดเล็กทำให้สนามไฟฟ้าระหว่างแอโนดและแคโทดมีค่าความเข้มสูงซึ่งช่วยให้อิเล็กตรอนมีพลังงานมากขึ้นเอ็กซเรย์ที่เกิดจึงมีพลังงานมากพอและมีระยะเวลาในการฉายที่สั้นมาก



รูปที่ 2.17 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์ฟันทที่ใช้ในปัจจุบัน



รูปที่ 2.18 แสดงตัวอย่างภาพเอ็กซเรย์ฟัน

#### 2.7.6 Portable and Mobile x-ray units [9]

สำหรับผู้ป่วยที่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายไปไหนได้นั้นจำเป็นต้องมีเครื่องเอ็กซเรย์ที่สามารถเคลื่อนที่ได้เพื่อไปเอ็กซเรย์ผู้ป่วยที่เตียงผู้ป่วยจึงได้มีการพัฒนาเครื่องเอ็กซเรย์ที่สามารถถอดประกอบหรือเคลื่อนย้ายได้ง่ายเพื่อที่สามารถนำไปถ่ายเอ็กซเรย์ที่เตียงผู้ป่วยได้โดยทั่วไปแล้วเอ็กซเรย์แบบ Portable X-ray unit จะมีขนาดเล็กกว่าปกติโดยมีพลังงานในการฉายเอ็กซเรย์อยู่ที่ 15 mA ถึง 15 A ที่แรงดันไฟฟ้า 90 – 95 kV การใช้งานปกติจะอยู่ที่ 15 – 20 mA เท่านั้นขณะที่ Mobile X-ray unit จะมีระดับพลังงานที่สูงเทียบเท่ากับเครื่องเอ็กซเรย์ทั่วไปคือ 300 mA – 30 A ที่แรงดันไฟฟ้า 125 kV

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.19 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่สามารถเคลื่อนย้ายได้



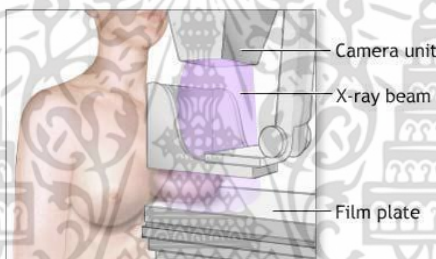
รูปที่ 2.20 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบ C Arm ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้

### 2.7.7 Mammographic x-ray equipment [9]

เครื่องเอ็กซเรย์เต้านมเป็นเครื่องเอ็กซเรย์อีกชนิดหนึ่งที่มีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมซึ่งเป็นกันมากในสตรีและเนื่องจากหน้าอกสตรีนั้นเป็นส่วนที่มีความไวต่อรังสีค่อนข้างสูงพลังงานเอ็กซเรย์ที่ฉายจึงต้องต่ำมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ อีกทั้งฟิล์มเอ็กซเรย์ที่ใช้จึงต้องเป็นแบบชนิดพิเศษกว่าที่ใช้กันทั่วไปคือเป็นแบบ Xeroradiography ดังหัวข้อที่ 2.7.4 ในขณะที่หลอดเอ็กซเรย์ที่ใช้แผ่นอลูมิเนียมหนา 1 มม. เป็นตัวกรองเอ็กซเรย์และใช้พลังงานอยู่ที่ 40 – 50kV

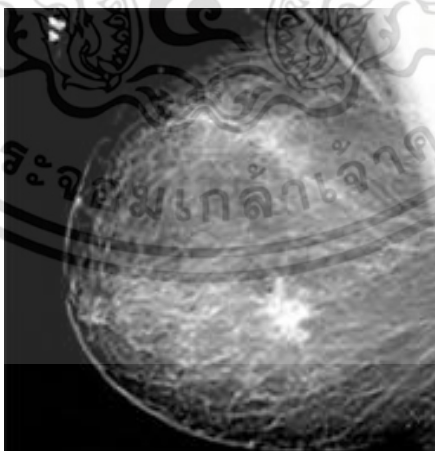


รูปที่ 2.21 แสดงลักษณะของ Mammographic x-ray equipment



In mammography, each breast is compressed horizontally, then obliquely and an x-ray is taken of each position

รูปที่ 2.22 แสดงลักษณะของการเอ็กซเรย์



รูปที่ 2.23 แสดงภาพที่ได้จากการเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.7.8 Digital Raiography [9]

เนื่องจากการเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่ใช้ฟิล์มเอ็กซเรย์บางครั้งจะได้ภาพที่ไม่ชัดเจนนักซึ่งอาจมาจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยหรือคุณภาพของฟิล์มที่ใช้งานเสื่อมลงจึงได้มีการคิดค้นรูปแบบใหม่ขึ้นมาแทนฟิล์มนั่นคือการเก็บข้อมูลภาพในรูปแบบดิจิทัลและสามารถนำมาแสดงเป็นภาพได้ที่จอมอนิเตอร์วิธีนี้นอกจากสามารถได้ภาพที่ชัดเจนแล้วแพทย์ยังสามารถปรับแต่งความคมชัดของภาพเอ็กซเรย์ได้ตามที่แพทย์ต้องการอีกด้วย



รูปที่ 2.24 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

รูปที่ 2.25 แสดงตัวอย่างการใช้งานเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.26 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากฟิล์มเอ็กซเรย์



รูปที่ 2.27 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

### 2.7.9 Tomography [10]

เทคนิคนี้ถูกค้นพบในปีพ.ศ. 2465 โดยนายแพทย์ชาวฝรั่งเศสชื่อโบเคจ (Bocage) เทคนิคนี้เป็นการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ผ่านส่วนของลำตัวหรืออวัยวะในลักษณะของภาพตัดขวางเทคนิคนี้ทำให้ได้ภาพของโครงสร้างภายในร่างกายชัดเจนเพียงระนาบใดระนาบหนึ่งเท่านั้นขณะเดียวกันภาพเงาของระนาบอื่นก็ปรากฏซ้อนทับออกมาด้วยแต่ไม่คมชัดเทคนิคนี้จึงแก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการซ้อนทับกันของเงาของอวัยวะภายในที่ปรากฏบนฟิล์มรับภาพได้แต่ยังไม่สมบูรณ์นักจนหลายสิบปีต่อมาได้มีการพัฒนาเทคนิคนี้มากขึ้นจนสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้อย่างสมบูรณ์นั่นคือ CT (Computed Tomography) ซีทีเครื่องแรกได้ถูกสร้างขึ้นในปี พ.ศ. 2510 โดยวิศวกรของบริษัทอีเอ็มไอ (EMI) ชื่อเฮาส์ฟิลด์ (Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004)) โดยเฮาส์ฟิลด์ได้พัฒนาแนวคิดมาจากนักฟิสิกส์ชื่อคอร์แม็กและในปี พ.ศ. 2515 เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลกสามารถใช้งานกับผู้ป่วยได้จริง

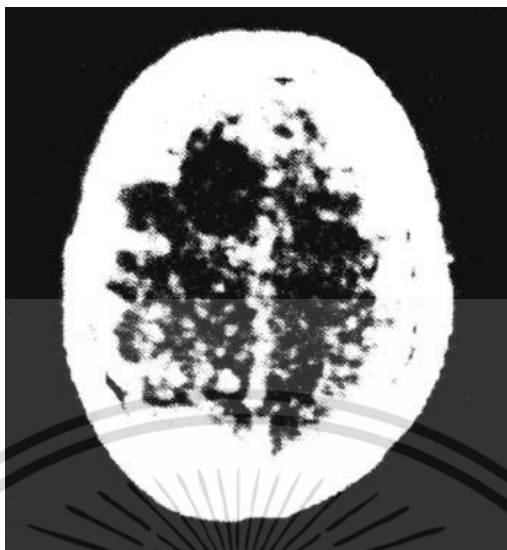


รูปที่ 2.28 Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004) ผู้คิดค้นเครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก



รูปที่ 2.29 EMI Head Scanner เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก

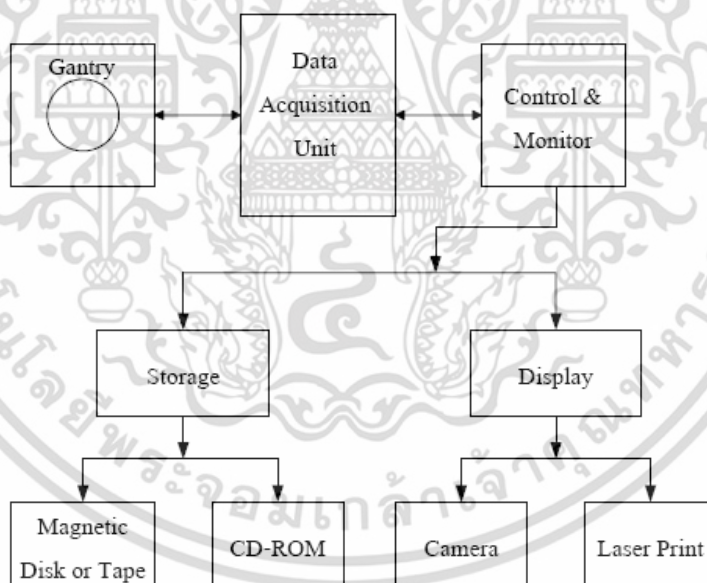
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.30 ภาพตัดขวางรูปสมองมนุษย์ภาพแรก

### 2.7.9.1 การทำงานพื้นฐานของเครื่องซีที

การทำงานพื้นฐานของเครื่องซีทีที่สามารถอธิบายได้ตามบล็อกไดอะแกรมดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.31 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องซีที

ส่วนควบคุมการทำงานและแสดงผลจะควบคุมการทำงานของเครื่องเมื่อหลอดเอ็กซเรย์ยิงเอ็กซเรย์ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยไปยังหัววัดเอ็กซเรย์ หัววัดเอ็กซเรย์จะทำหน้าที่วัดความเข้มของเอ็กซเรย์ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นข้อมูลอนาล็อก (Analog Data) ซึ่งข้อมูลเหล่านี้จะต้องผ่านวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) เพื่อขยายให้สัญญาณมีความแรงมากพอสำหรับการประมวลผลข้อมูลโดย

สัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้จะแปรผันตามความเข้มของเอ็กซ์เรย์ที่ตกกระทบที่หัววัดนั้นหมายถึงหากเอ็กซ์เรย์ผ่านอวัยวะในจุดที่ต่างกันยอมให้ค่าความเข้มต่างกันแต่เนื่องจากข้อมูลที่ได้ในเบื้องต้นนี้เป็นข้อมูลอนาล็อกจึงไม่สามารถส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลได้จำเป็นต้องผ่านการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter) หรือเรียกว่าเอดีซี (ADC) เมื่อได้ข้อมูลดิจิทัลมาแล้วข้อมูลจะถูกส่งเข้าสู่ส่วนจัดเก็บข้อมูลซึ่งจะเป็นส่วนจัดเก็บข้อมูลผู้ป่วยทั้งหมดจากนั้นก็เข้าสู่ส่วนควบคุมการทำงานและแสดงผลเพื่อทำการแสดงผลในรูปแบบต่างๆเช่นแสดงบนจอมอนิเตอร์หรือทำการพิมพ์ภาพผ่านทางเครื่องพิมพ์แบบเลเซอร์นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกข้อมูลที่ไต่ลงในแผ่นดิสเก็ตหรือแผ่นซีดีรอมได้อีกด้วย

### 2.7.9.2 หลักการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ (Tomography)

Tomographyคือกระบวนการในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุโดยใช้วิธีการวัดข้อมูลจากภายนอก อาศัยคุณสมบัติตามธรรมชาติที่แตกต่างกันของส่วนประกอบต่างๆ ที่ตอบสนองต่อสื่อสัญญาณที่ส่งเข้าไป เมื่อนำข้อมูลหลาย ๆ ระนาบมาประมวลผลด้วยคณิตศาสตร์ขั้นสูง ก็สามารถสร้างเป็นภาพตัดขวางแสดงการกระจายของเนื้อเยื่อหรือองค์ประกอบต่าง ๆ ภายในวัตถุได้

เอ็กซ์เรย์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงและเป็นพวกไอออนไนซิงเรดิเอชัน (Ionizing radiation) เมื่อเดินทางผ่านเข้าไปในตัวกลางใดก็ตามก็จะเกิดอันตรกริยากับตัวกลางนั้น เช่น ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric effect) ปรากฏการณ์คอมป์ตัน (Compton effect) หรือการผลิตสารคู่ (Pair production) เป็นต้น ซึ่งมีผลทำให้เอ็กซ์เรย์ที่เดินทางผ่านตัวกลางนั้น ๆ ออกมาแล้วมีความเข้มลดลง

ถ้าตัวกลางเป็นวัตถุเนื้อเดียว มีความหนา  $x$  เมื่อฉายเอ็กซ์เรย์ที่มีความเข้ม  $I_0$  ผ่านเข้าไป รังสีที่ทะลุออกมาจะมีความเข้มลดลงเป็น  $I$  โดยมีความสัมพันธ์กันดังสมการนี้

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $\mu$  คือสัมประสิทธิ์การลดทอนของเอ็กซ์เรย์

กรณีที่ตัวกลางไม่ใช่สารเนื้อเดียว ความสัมพันธ์จะเป็นดังสมการ 2.2

$$I = I_0 e^{-\int \mu dx} \quad (2.2)$$

$$p(r, \phi) = -\ln \frac{I}{I_0} = \int_{r, \phi} \mu(x, y) ds \quad (2.3)$$

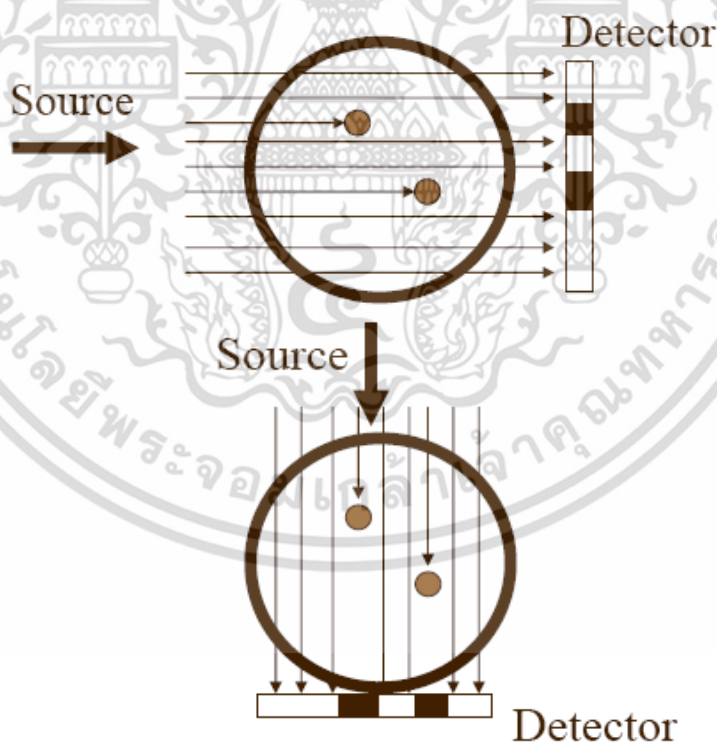
ค่า  $\mu(x, y)$  เป็นค่าคงที่ของตัวกลางหนึ่ง ๆ ตรงจุด  $(x, y)$  มีค่าสูงแสดงว่าตัวกลางนั้นมีความหนาแน่นสูงและดูดกลืนเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ได้ดี ถ้ามีค่าต่ำแสดงว่าตัวกลางนั้นมีความหนาแน่นต่ำและดูดกลืนเอ็กซ์เรย์ได้น้อย ถ้าสามารถคำนวณหาค่า  $\mu(x, y)$  บนทุก ๆ จุดในระบบได้ ก็จะสามารถสร้างภาพได้ด้วยการใช้ค่า  $\mu(x, y)$  มาเรียงกันตามตำแหน่งระนาบจริงนั้น

$p(r, \theta)$  เรียกว่า เรย์ซัม หรือ เรย์โปรเจกชัน (Ray-projection) หมายถึง การอินทิเกรต  $\mu(x, y)$  ตามเส้นทางของเอ็กซ์เรย์ลำแคบที่มีโคออร์ดิเนต  $(r, \theta)$  เมื่อ  $r$  คือ ระยะทางในแนวเคลื่อนตัด และ  $\theta$  คือ มุมที่แนวเอ็กซ์เรย์ทำกับแกน  $y$

เมื่อให้  $\theta$  มีค่าคงที่ การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง หมายถึง การเปลี่ยนค่า  $r$  จะได้เซตของ เรย์ซัมสำหรับมุม  $\theta$  นั้น ซึ่งเซตดังกล่าวนี้เรียกว่า โปรไฟล์ (Profile) หรือ โปรเจกชัน (Projection)

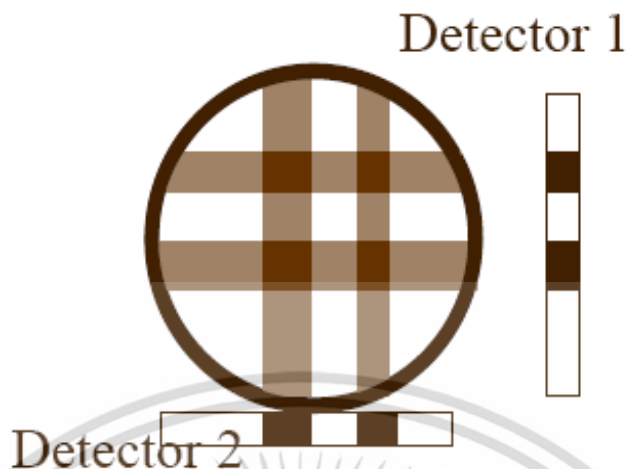
หลักการสร้างภาพตัดขวางที่ง่ายที่สุด มีความยุ่งยากทางคณิตศาสตร์น้อย และเป็นพื้นฐานสำคัญในการสร้างภาพของ CT ก็คือ วิธีแบ็กโปรเจกชัน (Back Projection) โดยการเปลี่ยนแนวเอ็กซ์เรย์ไปที่ละ 1 องศา แล้วเก็บข้อมูลจนครบ 360 องศา ก็จะได้ข้อมูล 360 โปรไฟล์ เมื่อนำข้อมูลทั้งหมดไปคำนวณก็จะสร้างเป็นภาพตัดขวางได้

จากรูปที่ 2.32 และรูปที่ 2.33 เป็นตัวอย่างการสร้างภาพตัดขวางตามวิธีแบ็กโปรเจกชัน โดยใช้ข้อมูลเพียง 2 โปรไฟล์ (หรือ 2 โปรเจกชัน) มาซ้อนทับกัน ซึ่งถ้าหากใช้จำนวนโปรไฟล์ มากขึ้นก็จะได้ภาพที่สมบูรณ์มากขึ้นด้วย สุดท้ายเมื่อนำภาพที่ได้ไปผ่านฟิลเตอร์ก็จะได้ภาพตัดขวางแสดงลักษณะของวัตถุหรือเนื้อเยื่อภายในได้



รูปที่ 2.32 โปรไฟล์ของวัตถุที่บันทึกได้ใน 2 ทิศทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.33 นำโปรไฟล์มาซ้อนกันเพื่อสร้างภาพ

### 2.7.9.3 ส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

#### 1. แกนตรี (Gantry)

แกนตรีเป็นส่วนที่ใกล้ชิดกับผู้ป่วยเพราะเป็นที่ที่จะต้องให้ผู้ป่วยนอนขณะรับการตรวจ ส่วนมากจะมีลักษณะเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยมตรงกลางมีช่องวงกลมขนาดใหญ่เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 70 – 80 ซม. สามารถสอดผู้ป่วยเข้าไปได้ทั้งตัวอย่างสะดวกแกนตรีจะมีขนาด และน้ำหนักที่แตกต่างกันขึ้นกับบริษัทผู้ผลิตแกนตรีจะเป็นเชื่อมโยงส่วนประกอบอื่นๆเข้าด้วยกันเช่นวงแหวนสลีปหลอดเอกซเรย์แหล่งจ่ายไฟฟ้าแรงสูงคอลลิเมเตอร์หัววัดเอกซเรย์และระบบเก็บข้อมูล เป็นต้น

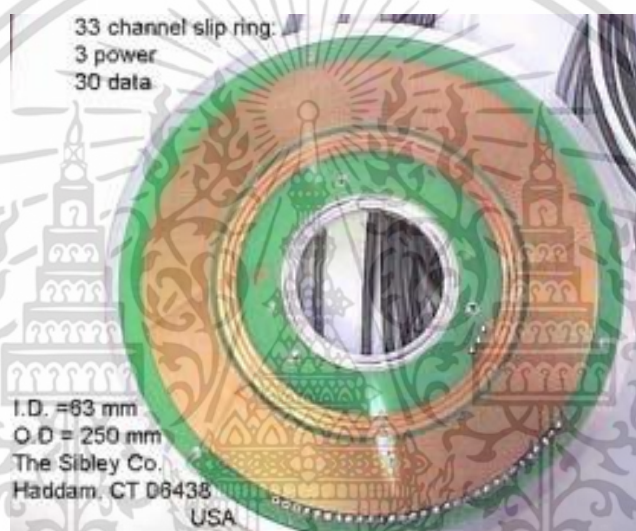


รูปที่ 2.34 แสดงตัวอย่างของแกนตรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2. วงแหวนสลิป

วงแหวนสลิปเป็นอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัทซีเมนส์และโตชิบาเพื่อแก้ไขปัญหาข้อจำกัดของความยาวสายไฟฟ้าแรงสูงที่เชื่อมระหว่างหม้อแปลงกับโหลดเอ็กซ์เรย์ทำให้การเคลื่อนที่หมุนของโหลดเอ็กซ์เรย์ไม่สามารถทำได้ต่อเนื่องตลอดเวลา วงแหวนสลิปเป็นอุปกรณ์ทางกลศาสตร์ไฟฟ้าที่ทำด้วยตัวนำไฟฟ้าเพื่อนำไฟฟ้าไปสู่โหลดเอ็กซ์เรย์ได้อย่างต่อเนื่องโดยไม่ต้องเสียเวลาหยุดเพื่อเริ่มต้นใหม่ วงแหวนสลิปจะมี 2 แบบตามลักษณะคือแบบทรงกระบอกและแบบจานหากแบ่งตามวิธีการจ่ายไฟฟ้าสามารถแบ่งได้ 2 แบบเช่นเดียวกันคือแบบศักย์สูงและแบบศักย์ต่ำ ดังรูป



รูปที่ 2.35 แสดงวงแหวนสลิปด้านหน้า



รูปที่ 2.36 แสดงวงแหวนสลิปด้านหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3. หลอดเอ็กซเรย์

หลอดเอ็กซเรย์คือส่วนที่ใช้สร้างเอ็กซเรย์ซึ่งรายละเอียดได้กล่าวไว้แล้วข้างต้น

### 4. ส่วนการกรอง (Filtration)

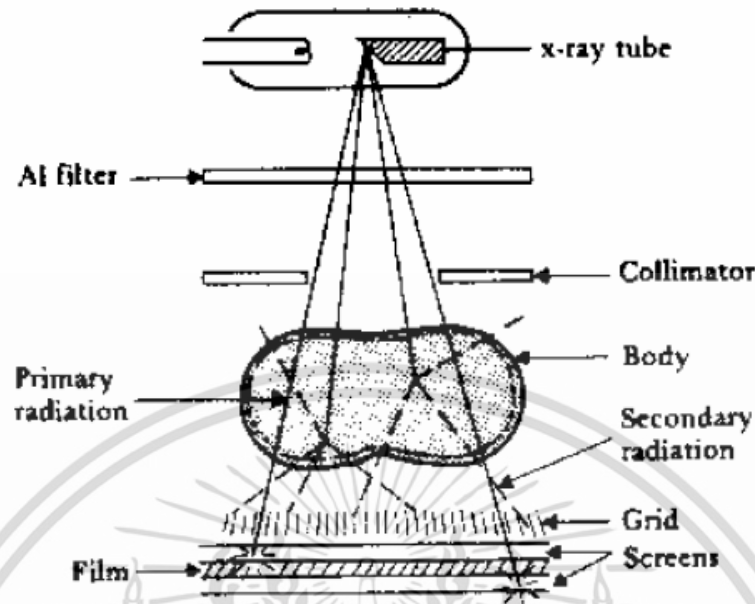
เนื่องจากเอ็กซเรย์ที่ออกมาจากหลอดเอ็กซเรย์นั้นส่วนใหญ่จะมีพลังงานที่ไม่สม่ำเสมอซึ่งทำให้เกิดการประมวลผลภาพที่ผิดเพี้ยนไปและมีสัญญาณรบกวนเยอะดังนั้นส่วนนี้จะช่วยทำให้เกิดการคัดแยกให้เอ็กซเรย์ที่เหลือออกมีค่าพลังที่สูงและใกล้เคียงกันทำให้ระดับพลังงานเฉลี่ยสูงขึ้นและสม่ำเสมอขึ้น

### 5. คอลลิเมเตอร์

คอลลิเมเตอร์เป็นตัวทำหน้าที่จัดลำเอ็กซเรย์ในแนวภาคตัดขวางให้มีลักษณะและขนาดตามที่ต้องการสำหรับซีทีที่มีคอลลิเมเตอร์หลัก 2 ชนิดคือคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วย (Pre-patient Collimator) และคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด (Pre-detector Collimator) ความหนาของลำเอ็กซเรย์ที่ได้จากการปรับคอลลิเมเตอร์นั้นจะสัมพันธ์กับความหนาของชั้นภาพปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและความคมชัดของภาพอีกทั้งคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัดยังช่วยกันเอ็กซเรย์ที่กระเจิง (Scattered X-ray) ไม่ให้เข้าสู่หัววัดอีกด้วย

### 6. กริด (Grid)

กริดทำหน้าที่ป้องกันมิให้ฟิล์มเอ็กซเรย์ได้รับรังสีกระเจิงจากผู้ป่วยกริดจะมีลักษณะเป็นแผ่นตะกั่วซ้อนกับวัสดุโปร่งรังสีซึ่งรังสีที่กระเจิงจากตัวผู้ป่วยจะถูกกั้นโดยตะกั่วแต่รังสีที่อยู่ในแนวตรงจากข้อแอนโตนจะผ่านกริดไปยังฟิล์มได้



รูปที่ 2.37 แสดงส่วนประกอบต่างๆขณะทำการเอ็กซเรย์

## 7. แหล่งจ่ายไฟฟ้าแรงสูง

ในปัจจุบันแหล่งไฟฟ้าแรงสูงสำหรับเครื่องซีทีนั้นจะเป็นแบบความถี่สูงเพื่อให้มีขนาดเล็ก ทำให้สามารถติดตั้งเอาไว้ภายในแกนตรีโดโดยที่ไซท์ทั่วไปจะอยู่ที่ 400 – 2000 Hz

## 8. ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

เนื่องจากเอ็กซเรย์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงสามารถทะลุทะลวงผ่านตัวกลางได้เป็นอย่างดีดังนั้นการตัวตรวจจับเอ็กซเรย์จะมีลักษณะต่าง ๆ กันตามแบบการใช้งาน

## 9. ส่วนควบคุมปฏิบัติการและแสดงผลภาพ

เป็นส่วนที่ใช้คอมพิวเตอร์ในการควบคุมการทำงานของซีทีการเก็บข้อมูลภาคตัดขวางและการแสดงผลภาพตัดขวางนอกจากนี้ยังสามารถจัดเตรียมข้อมูลของผู้ป่วยเช่นชื่ออายุเพศเลขประจำตัว เป็นต้น และยังจัดเตรียมข้อมูลเกี่ยวกับการทำงานของซีทีเช่นเลขที่สแกนเทคนิคที่ใช้ตำแหน่งของเตียง เป็นต้น

## 10. ที่เก็บข้อมูลและส่วนบันทึกภาพ

ที่เก็บข้อมูลคือส่วนที่ใช้ทำสำเนาชั่วคราวได้แก่การเก็บภาพหรือข้อมูลแบบดิจิทัลลงในแผ่นซีดีหรือแถบแม่เหล็ก

ส่วนบันทึกภาพคือส่วนที่ใช้ทำสำเนาถาวรได้แก่บันทึกลงกล้องหรือเครื่องพิมพ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8 ผลและอันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกาย

อันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกายนั้นได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรกในเดือนมกราคมหลังจากที่มีการประกาศการค้นพบเอ็กซ์เรย์ 1 เดือนการค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของบุคลากรที่ทำงานเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์ซึ่งเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกันดังตารางที่ 2.1 [11] เวลาที่ต้องการสำหรับการเกิดอันตรายจากรังสีนั้นมีได้ตั้งแต่การทำให้เซลล์ต่างๆตายโดยทันทีไปจนถึงเวลาล่าช้าไปมากหลายชั่วอายุก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางพันธุกรรมพันธุ์โดยทั่วไปแล้วถ้ารังสีมีความแรงมากจะทำให้เกิดอันตรายรวดเร็วและถึงตายได้โดยทำให้การเคลื่อนไหวของไซโตพลาสซึมของเซลล์ (Cytoplasm) หดไปและโปรตีนในเซลล์มีการแข็งตัวเมื่อรังสีมีความเข้มข้นจะทำให้การแบ่งนิวเคลียสของเซลล์อย่างอ้อม (Mitosis) ของเซลล์ล่าช้าไปนอกจากอันตรายต่อโครโมโซม (Chromosome) ที่เห็นได้ยังมีอันตรายในทางกรรมพันธุ์อันจะนำไปสู่การผ่าเหล่าหรือการก่อมะเร็ง (Carcinogenesis) ได้

ตารางที่ 2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี

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

### 2.8.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย

ผลที่สำคัญของรังสีต่อร่างกายที่เกิดขึ้นโดยทันทีคือทำให้เซลล์ของอวัยวะที่สำคัญตายไป อย่างไรก็ตามการตอบสนองของอวัยวะต่าง ๆ นั้นอาจคาดการณ์ไม่ได้และมีกลไกซับซ้อน ทั้งนี้เนื่องจากการสร้างเซลล์ขึ้นมาใหม่ปัจจัยทางด้านฮอร์โมนและภูมิคุ้มกันรวมทั้งกลไกการซ่อมแซมของเซลล์ เนื้อเยื่อที่ได้รับผลกระทบในระยะแรกๆ นั้นเป็นเนื้อเยื่อที่มีการสร้างทดแทนใหม่อยู่เรื่อยๆ เช่น เยื่อบุทางเดินอาหารและระบบการสร้างเลือดเมื่อเนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกทำลายจะทำให้ตายได้ภายในเวลาเป็นวันหรือเป็นสัปดาห์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ [12]

### 2.8.2 ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก

อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับการสร้างเม็ดเลือด (Hematopoietic syndrome) เป็นผลจากการทำลายของสเต็มเซลล์หรือเซลล์น้ำเหลืองในไขกระดูกที่เป็นต้นกำเนิดของเซลล์ (Stem cell) ในไขกระดูกหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1.5-6 Sv 1 วันหลังจากการรับรังสีสเต็มเซลล์ในไขกระดูกจะลดลงในอัตราที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสีเช่นลดลง 10-20%, 25-30% และ 50-60% หลังจากที่ได้รับรังสี 1-2 Sv, 3-4 Sv และ 5-7 Sv ตามลำดับแต่เม็ดเลือดต่างๆ ในกระแสเลือดซึ่งมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าสเต็มเซลล์จะยังคงระดับปกติซึ่งแตกต่างจากเซลล์น้ำเหลืองที่มีความไวต่อรังสีมากที่สุด จำนวนเซลล์น้ำเหลืองจะลดลงกว่าครึ่งภายในเวลา 48 ชั่วโมงหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1-2 Sv เม็ดเลือดในกระแสเลือดได้แก่เม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือดจะเริ่มลดลงในเวลา 10-15 วันหลังจากได้รับรังสีการลดลงของเม็ดเลือดเหล่านี้เป็นผลจากการที่สเต็มเซลล์ในไขกระดูกไม่สามารถผลิตเซลล์มาทดแทนเม็ดเลือดที่เสื่อมสภาพไปตามอายุขัยต่างจากเม็ดเลือดแดงซึ่งจะลดลงไม่มากนักเพราะมีอายุยาวนานถึง 120 วันการลดลงของค่าฮีโมโกลบิน (Hemoglobin) จะเกิดขึ้นเนื่องจากสภาวะเลือดออกง่ายจากการลดลงของเกล็ดเลือดประมาณสัปดาห์ที่ 3 ผู้ป่วยจะมีอาการหนาวสั่นอ่อนเพลียเป็นแผลในปากและมีเลือดออกใต้ผิวหนังอาจมีผื่นม่วงถ้าได้รับรังสี > 3 Sv ถ้าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับมีขนาดไม่เกิน 6 Sv อาจสามารถช่วยชีวิตผู้ป่วยได้โดยการให้ดูแลอย่างดีตามด้วยการปลูกถ่ายไขกระดูกมีฉะนั้นแล้วผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 1-2 เดือนอันมีสาเหตุเนื่องจากการติดเชื้อ

อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับกระเพาะอาหารและลำไส้ (Gastrointestinal Syndrome) เป็นผลจากการรับรังสีขนาด 6-10 Sv ซึ่งมากพอที่จะทำลายเซลล์เยื่อบุทางเดินอาหารโดยเฉพาะอย่างยิ่งลำไส้เล็กซึ่งไวต่อรังสีมากกว่าส่วนอื่นซึ่งจะเริ่มต้นในเวลา 3-7 วันหลังจากได้รับรังสีในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการคลื่นไส้อาเจียนและท้องร่วงอย่างแรงรังสีขนาด 5-6 Sv อย่างไรก็ตามผลจากการทำลายในระดับนี้ยังไม่ส่งผลร้ายแรงมากนักแต่ถ้าปริมาณรังสีที่มีขนาดมากกว่า 6 Sv จะก่อให้เกิดการสูญเสีย น้ำและเกลือแร่และเป็นช่องทางให้เชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยจะเสียชีวิตเนื่องจากสภาวะการสูญเสีย น้ำจากร่างกายอย่างมาก (Dehydration) และ Electrolyte imbalance ภายในเวลา 2 สัปดาห์

อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System Syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีที่มีขนาดมากเกิน 15 Sv เป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นได้ไม่บ่อย ผู้บาดเจ็บจะมีอาการเจ็บป่วยภายในเวลาไม่กี่นาทีหลังจากที่ได้รับรังสีโดยมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนอย่างรุนแรง และมีอาการอื่นๆที่เข้าข่ายอาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาท (Neurological Syndrome) ได้แก่ ความไม่สามารถประมาณทิศทางสถานที่เวลาหรือบุคคล (Disorientation), สูญเสียการประสานงานและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (Loss of Coordination and Muscular Movement), การหดเกร็งของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรงจากอาการชักของโรคลมบ้าหมู (Convulsion Seizure), หมาดสติ (Coma) และในที่สุดจะเสียชีวิตภายในเวลา 2 วัน สาเหตุของการเสียชีวิตยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด ทั้งนี้เนื่องจากสมองเป็นอวัยวะที่มีความทนต่อรังสีมากที่สุดแต่เป็นที่เชื่อกันว่าผลของรังสีต่อหลอดเลือดที่เลี้ยงสมองน่าจะเป็นสาเหตุที่สำคัญ

### 2.8.3 ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย

เมื่อได้รับรังสีจำนวนน้อยผลที่เกิดขึ้นไม่รุนแรงมากและอาจต้องใช้เวลาอันหนึ่งขึ้นอยู่กัปริมาณรังสีที่ได้รับซึ่งจะกล่าวถึงเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะที่น่าสนใจได้แก่

อาการหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (Erythema) เมื่อผิวหนังได้รับรังสีครั้งหนึ่งนั้นจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงภายใน 2-3 ชั่วโมง แต่บางครั้งจะเริ่มภายใน 2-3 วัน คือผิวหนังจะมีลักษณะแดงแล้วจะค่อยๆหายไปภายในเวลา 2-3 วัน อย่างไรก็ตามในวันที่ 11 หลังจากได้รับรังสีนั้นผิวหนังจะมีลักษณะแดงขึ้นมาอีกและจะอยู่จนถึงประมาณวันที่ 28 แล้วค่อยๆเปลี่ยนเป็นผิวหนังสี

ภาวะการเกิดต้อกระจก (Cataract Genesis) เนื่องจากรังสีทำให้เซลล์ตายจึงทำให้เกิดการขุ่นมัวตามปกติภาวะนี้เกิดขึ้นได้แต่ช้ามากและขึ้นอยู่กับอายุของผู้ป่วยแต่เมื่อได้รับรังสีจะทำให้เซลล์ของเลนส์ตายมากขึ้นทำให้เกิดการขุ่นมัวผู้ป่วยที่ได้รับรังสี 250-650 แรดจะมีระยะแฝงของการเกิดต้อกระจกถึง 8 ปีเมื่อได้รับรังสีเพิ่มขึ้นเป็น 1000 แรดจะมีระยะแฝงสั้นลงเหลือประมาณ 4 ปี

### 2.8.4 ผลต่อการสืบพันธุ์

การเป็นหมันผลที่สำคัญของรังสีต่ออวัยวะสืบพันธุ์คือจะทำให้เซลล์ของอวัยวะสืบพันธุ์ตายจึงทำให้เป็นหมันในเพศชายพบว่าเมื่ออวัยวะได้รับรังสีเฉพาะที่ขนาด 30 แรด ทำให้ตัวอสุจิลดลงเป็นหมันชั่วคราว (Functional Sterility), ขนาด 250 แรด ครั้งเดียวจะทำให้ไม่มีตัวอสุจิ (Aspermia) ชั่วคราวประมาณ 1 ปี, ขนาด 400-600 แรดครั้งเดียวจะทำให้เป็นหมันถาวรแต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในสมรรถภาพและความรู้สึกทางเพศแต่อย่างไรเพราะฮอร์โมนเพศชายยังปกติการผ่าเหล่าในมนุษย์พบว่าผู้ที่ได้รับรังสีประมาณ 9.4 % จะเกิดโรคทางกรรมพันธุ์ได้และรังสีสามารถทำให้เกิดความ

ผิดปกติทางกรรมพันธุ์ได้ 4 ประการคือลักษณะส่วนสำคัญที่ถ่ายทอดทางกรรมพันธุ์ (Dominant), Recessive, X-linked และ Chromosomal

### 2.8.5 ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีมีผลต่อการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์มีดังนี้

รังสีขนาดปานกลาง 250 เรินต์เกน ที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมาถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้งขนาดของรังสีที่ใช้ในการรักษาทางการแพทย์คือ 500 เรินต์เกน ซึ่งได้รับในระยะ 4-11 สัปดาห์ จะทำให้เกิดความผิดปกติของทารกอย่างมาก

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 11-16 สัปดาห์ จะไม่ค่อยมีความผิดปกติต่อตากระดูกหรืออวัยวะสืบพันธุ์แต่จะพบบ่อยว่ามีศีรษะเล็กผิดปกติ (Microcephaly), ปัญญาอ่อน (Mental Retardation) และการเจริญเติบโตช้าลง (Stunted Growth)

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 16-20 สัปดาห์ อาจทำให้เกิดความผิดปกติได้เล็กน้อยคือมีศีรษะเล็กผิดปกติ, ปัญญาอ่อนและการเจริญเติบโตช้าลงอย่างชนิดที่เป็นน้อย

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับหลังสัปดาห์ที่ 20 ไปแล้วมักไม่ทำให้เกิดผิดปกติในอวัยวะต่างๆที่เห็นได้ชัดเจนแต่อาจมีอาการผิวหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (Skin Erythema) หรือความบกพร่องของระบบการสร้างเม็ดเลือด (Hematopoietic System)

จากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถสรุประดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้นได้ดังตารางที่ 2.2 [7]

ตารางที่ 2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น

ความแรงรังสีระดับ 10,000 มิลลิซีเวิร์ทในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสีทันทีและทำให้ถึงแก่ความตายใน 2-3 สัปดาห์
ความแรงรังสีระดับ 1,000 มิลลิซีเวิร์ทในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสีเช่นคลื่นไส้อาเจียนแต่ไม่ถึงตายและอาจเกิดเป็นมะเร็งในระยะหลัง
ความแรงรังสีระดับ 20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	เกณฑ์ความปลอดภัยทางรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในสถานปฏิบัติงานทางรังสี
ความแรงรังสีระดับ 2 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	ระดับรังสีปกติในธรรมชาติ
ความแรงรังสีระดับ 0.05 มิลลิซีเวิร์ท	ระดับรังสีสูงสุดที่ยอมให้มืออยู่รอบบริเวณสถานปฏิบัติงานนิวเคลียร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.8.6 ระดับรังสีที่ปลอดภัย

ระดับรังสีที่ปลอดภัยหมายถึงการเปลี่ยนแปลงในร่างกายที่เกิดขึ้นเนื่องจากรังสีนั้นไม่ปรากฏออกมาให้เห็นและตรวจพบได้การกำหนดค่าปริมาณสูงสุดที่ยอมให้มนุษย์รับได้โดยถือว่าเป็นปลอดภัย ได้รับการพิจารณาจากนักวิทยาศาสตร์และแพทย์มานานแล้วโดยได้มีการจัดตั้งกลุ่มหรือสถาบันขึ้นทั้งในประเทศและระหว่างประเทศเรียกว่าคณะกรรมการว่าด้วยการป้องกันรังสีระหว่างประเทศ (ICRP = International Commission on Radiological Protection) ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้รับได้เรียกว่าค่า MPD (MPD = Maximum Permissible Dose) ขึ้นมาโดยมีความหมายในแง่ที่ว่าการทำงานกับรังสีถ้าได้รับรังสีต่ำกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัยค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆดังตารางที่ 2.3 และระดับรังสีที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ที่เป็นระดับรังสีที่ปลอดภัยแสดงดังตารางที่ 2.4 [7]

ตารางที่ 2.3 ค่าMPDที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ

อวัยวะ (Organ)	MPD rem/ปี
อวัยวะสืบพันธุ์, เลนส์ตา, ไชกระดุก	5
มือแขนขา	75
ผิวหนัง, ไทรอยด์	30
อวัยวะอื่นๆ	15

ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย

ระดับความแรงรังสี	ระดับรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงาน	ระดับรังสีสำหรับบุคคลทั่วไป
ความแรงรังสีรวม	20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	1 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
เลนส์ตา	150 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	15 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
ผิวหนัง	500 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
มือเท้า	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี

## 2.9 การป้องกันอันตรายจากรังสี

1. จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด
2. ระยะห่างถ้าใช้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมากที่สุดจะได้รับรังสีน้อยที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เครื่องป้องกันใช้วัสดุต่างๆที่สามารถดูดซึมรังสีได้มากขึ้นไว้ตรงกลางระหว่างร่างกายกับแหล่งกำเนิดของรังสีเช่นการใส่เสื้อตะกั่วกันรังสีหรือใช้ฉากป้องกันรังสี

4. สำหรับรังสีแพทย์และผู้มีอาชีพทางรังสีวิทยาจำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสีเช่นฟิล์มวัดรังสี (Film Badge) ติดตัวไว้ตลอดเวลาทำงานเพื่อวัดจำนวนรังสีที่ร่างกายได้รับโดยไม่รู้ตัวฟิล์มวัดรังสี : ที่ใช้โดยทั่วไปมีหลายชนิดแต่ลักษณะการใช้จะคล้ายกันโดยจะมีฟิล์มเล็กๆใส่เอาไว้ในที่เก็บซึ่งเรียกว่า Badge และจะถูกแสงไปพร้อมกับผู้แขวนด้านหน้าของ Badge จะประกอบด้วยตัวกรองแสง (Filter) หลายชนิดรวมทั้งช่องว่างเพื่อใช้ในการจำแนกชนิดของแสงที่ได้รับและการวัดว่าผู้ใช้ฟิล์มวัดรังสีได้รับแสงหรือไม่และได้รับเท่าไรจะทำได้โดยการนำฟิล์มไปทำการล้างแล้ววัดค่าความหนาแน่นของฟิล์มแล้วหาค่าจาก Calibration Curve ก็จะทราบว่าได้รับรังสีปริมาณเท่าไร

5. ผู้ที่มีอาชีพทางรังสีวิทยาจำเป็นต้องเป็นผู้มีความรู้เรื่องการป้องกันอันตรายจากการแผ่รังสีด้วยจึงจะปลอดภัย

6. สำหรับผู้ที่มารับการตรวจทางรังสีควรจะปฏิบัติตัวดังนี้

- ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัดเช่นการถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อจะไม่ต้องถ่ายภาพซ้ำใหม่หรือการตรวจพิเศษเช่นการฉีดตรวจไตถ้าไม่รับประทานยาระบายอาจมีอุจจาระบางส่วนขังทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้นก็จะได้รับรังสีมากขึ้นรวมถึงการจัดท่าทางและกลั้นหายใจขณะถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วย

- สตรีวัยเจริญพันธุ์ถ้าต้องทำการตรวจทางเอ็กซเรย์ของท้องน้อยควรทำภายใน 10 วันหลังจากที่มีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบเดือน) ถือเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก

- ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ควรหลีกเลี่ยงการเอ็กซเรย์ช่วงท้องถ้าจำเป็นต้องใช้อัลตราซาวด์แทนการเอ็กซเรย์ส่วนอื่นๆของร่างกายถ้าจำเป็นต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ

- กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็กหรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เองต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติหรือบุคลากรทางการแพทย์ฝ่ายอื่นควรปฏิบัติดังนี้

- สวมเสื้อตะกั่วถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่ใช้ช่วย

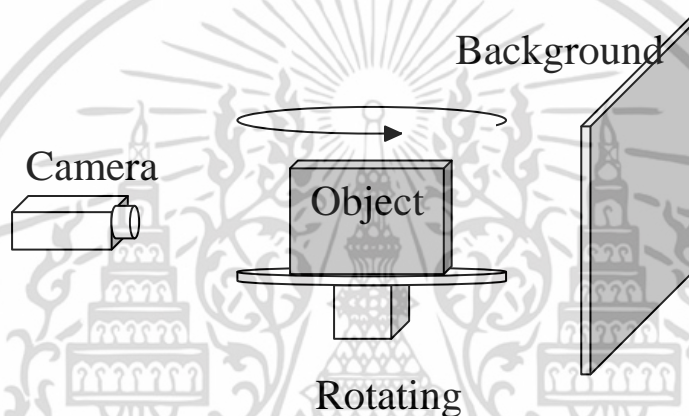
- ถ้าเป็นไปได้ให้อยู่ห่างจากแนวรังสีอย่างน้อย 2 เมตร กรณีนี้รวมถึงการถ่ายเอ็กซเรย์ตามหอผู้ป่วย (Portable X-ray) ด้วย

- ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซเรย์บ่อยๆควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์

- ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซเรย์ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น

## 2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี พ.ศ. 2546 วิทวัส วิทย์ชำนานุกูล [1] ได้นำกล้องดิจิตอลมาประยุกต์ใช้ในการถ่ายภาพวัตถุ เพื่อนำมาสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยใช้หลักการโทโมกราฟีกับภาพถ่าย ซึ่งหลักการโทโมกราฟี คือกระบวนการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุด้วยการใช้ภาพถ่ายรอบวัตถุ 360 องศา งานวิจัยนี้ได้นำหลักการโทโมกราฟีไปประยุกต์ใช้ในการถ่ายภาพวัตถุภายใต้แสงปกติ ซึ่งจะทำให้ได้เฉพาะพื้นผิวภายนอกของวัตถุเท่านั้น ซึ่งโดยปกติแล้วหลักการโทโมกราฟีนี้จะใช้ในการฉายเอ็กซเรย์ ทำให้สามารถเห็นข้อมูลของวัตถุ ทั้งภายในและภายนอกได้



รูปที่ 2.38 แสดงระบบถ่ายภาพที่ใช้หลักการหมุนวัตถุของ วิทวัส วิทย์ชำนานุกูล[1]

ต่อมาในปี พ.ศ. 2550 ชีระศักดิ์ จันทรวิเมลิ่ง [2] ได้ทำการออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์แบบหมุนวัตถุ (Computed Tomography; CT) โดยประยุกต์ใช้งานกล้องดิจิตอลร่วมกับแผ่นเรืองแสงชนิด  $Gd_2O_2S:Tb$  ซึ่งทำหน้าที่แปลงเอ็กซเรย์ที่ซึ่งไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าให้เป็นแสงที่กล้องดิจิตอลสามารถตรวจจับได้ และส่งข้อมูลที่ไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปสร้างเป็นภาพตัดขวางด้วยหลักการโทโมกราฟี โดยงานวิจัยนี้มีข้อเสียคือ ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นแบบหมุนวัตถุ ซึ่งการหมุนวัตถุนั้นยากต่อการควบคุมวัตถุให้อยู่นิ่ง การขยับของวัตถุเพียงเล็กน้อยจะส่งผลให้ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นมานั้นมีความผิดพลาดได้ อีกทั้งเครื่องเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์นั้นยังเป็นแบบหมุนแกนทรีอีกด้วย

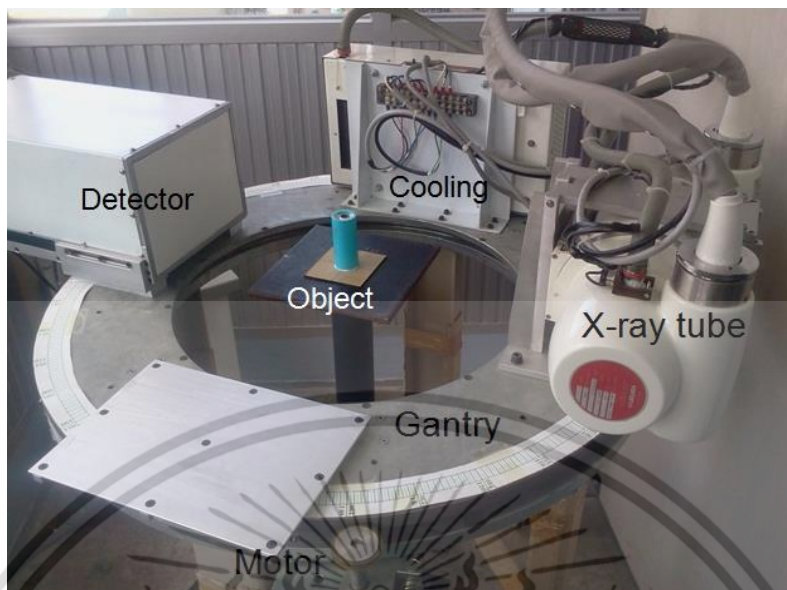


รูปที่ 2.39 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์แบบหมุนวัตถุของ ซีระศักดิ์ จันทร์วิเมลิ่ง [2]

ต่อมาในปี พ.ศ. 2554 วีระภัทร จันทร์ยิ่งยง [3] ได้ทำการออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวนอน

โดยงานวิจัยนี้มีข้อดีคือ ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นใช้วิธีการหมุนแกนตรีแทนและวัตถุอยู่นิ่ง ซึ่งเป็นแบบเดียวกับเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์ ส่งผลให้ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นมานั้นมีคุณภาพที่ดีขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 2.40

แต่งานวิจัยนี้ก็ยังมีข้อเสียในเรื่องของน้ำหนักของตัวเครื่องซึ่งมีน้ำหนักมากส่งผลให้ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้ เนื่องจากหลอดเอ็กซเรย์มีขนาดใหญ่และน้ำหนักมาก ส่งผลให้ต้องใช้แกนตรีซึ่งทำจากโลหะเพราะต้องรับน้ำหนักของหลอดเอ็กซเรย์ และส่วนของการเชื่อมต่อของแกนตรีกับตัวเครื่องไม่อิสระในการหมุนเนื่องต้องมีการเชื่อมต่อด้วยสายไฟฟ้าขนาดใหญ่ระหว่างหน่วยควบคุมเอ็กซเรย์และชุดกำเนิดแรงดันไฟฟ้าสูงกับหลอดเอ็กซเรย์ทำให้ต้องจำกัดรอบการหมุนของแกนตรีและต้องหมุนกลับเมื่อจะเริ่มการทำงานใหม่ ดังแสดงในรูปที่ 2.41 เป็นการแก้ปัญหาและก่อนที่จะถ่ายภาพเอ็กซเรย์ต้องมีการปรับเทียบระบบก่อน โดยจะต้องทำให้จุดศูนย์กลางของหลอดเอ็กซเรย์และจุดศูนย์กลางของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์อยู่ตรงกัน



รูปที่ 2.40 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดหลอดเอ็กซเรย์ หมุนในแนวนอนของวีระภัทร จันทรวงศ์ [3]



รูปที่ 2.41 แสดงหน่วยควบคุมเอ็กซเรย์และชุดกำเนิดแรงดันไฟฟ้าสูงที่ใช้ในงานวิจัยของ วีระภัทร จันทรวงศ์ [3]

จากงานวิจัยที่กล่าวมาผู้วิจัยได้วิเคราะห์ถึงปัญหา ข้อดี และข้อเสียต่างๆ ของแต่ละงานวิจัย จนได้ข้อสรุปว่า การสร้างระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์นั้น สามารถทำได้โดยการนำกล้องดิจิทัลมาประยุกต์ใช้งานควบคู่กับแผ่นเรืองแสงชนิด  $Gd_2O_2S:Tb$  ก็จะสามารถรับภาพเอ็กซเรย์แล้วนำไปสร้างภาพตัดขวางได้โดยใช้หลักการโทโมกราฟี ก่อนการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ก็ต้องทำการปรับเทียบระบบ ให้จุดศูนย์กลางของหลอดเอ็กซเรย์และจุดศูนย์กลางของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์อยู่ตรงกันเสียก่อน ส่วนปัญหาการขยับของวัตถุนั้นสามารถแก้ได้โดยการออกแบบให้ระบบเปลี่ยนเป็นการหมุนแกนทรีแทน การหมุนวัตถุและผู้วิจัยยังได้ออกแบบให้ระบบทำงานโดยอัตโนมัติอีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

### ระเบียบวิธีการวิจัย

ในบทนี้จะขอกล่าวถึงขั้นตอนในการศึกษาวิจัย เพื่อสร้างระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก และการทดลองนำระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดอิเล็กทรอนิกส์หมุนในแนวตั้งที่สร้างขึ้นนี้ไปทดลองสร้างภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยขั้นตอนในการวิจัยประกอบไปด้วยขั้นตอนหลัก ๆ ดังต่อไปนี้

- 3.1) การออกแบบระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดอิเล็กทรอนิกส์หมุนในแนวตั้ง
- 3.2) การจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของระบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ก่อนสร้างจริง
- 3.3) การทดลองถ่ายภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
- 3.4) การประยุกต์สร้างโมเดลสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

#### 3.1 การออกแบบระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กด้วยโปรแกรม SolidWorks เพื่อจำลองการหมุนของระบบก่อนที่จะสร้างชิ้นงานจริง โดยจำลองระบบให้มีขนาดเท่ากับขนาดที่จะสร้างจริง เพื่อให้การจำลองการหมุนของระบบมีความถูกต้องใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด



รูปที่ 3.1 แสดงระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ถูกออกแบบโดยโปรแกรม SolidWorks

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

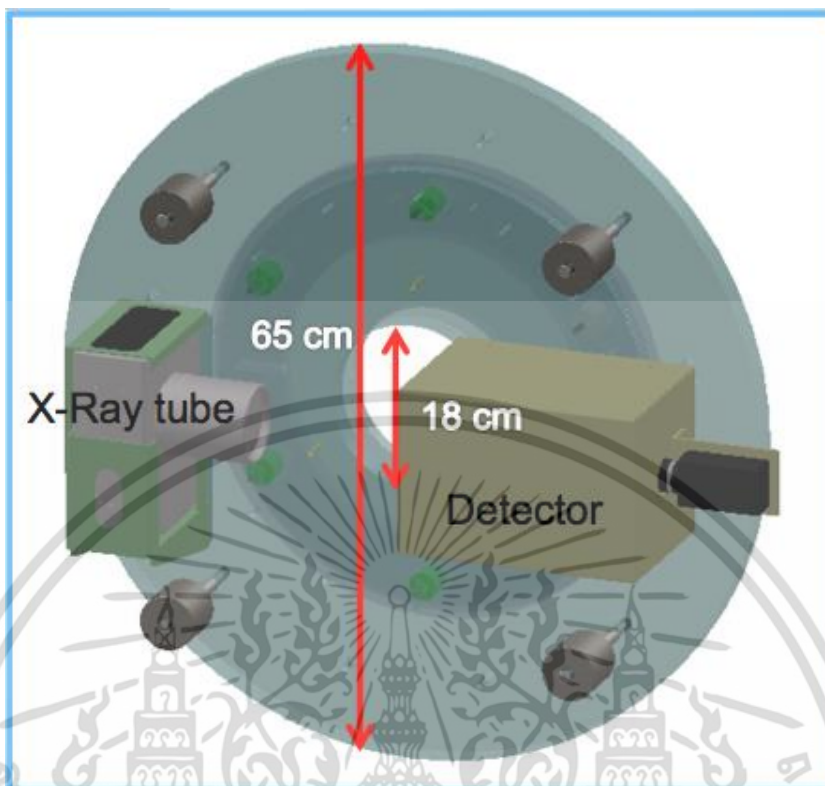
หลังจากทดสอบการหมุนของระบบจนเป็นที่ยอมรับแล้ว จากนั้นก็จะนำแบบจำลองที่สร้างขึ้นไปสร้างเป็นชิ้นงานจริง โดยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ออกแบบขึ้นในงานวิจัยนี้มีส่วนประกอบที่สำคัญ ดังต่อไปนี้



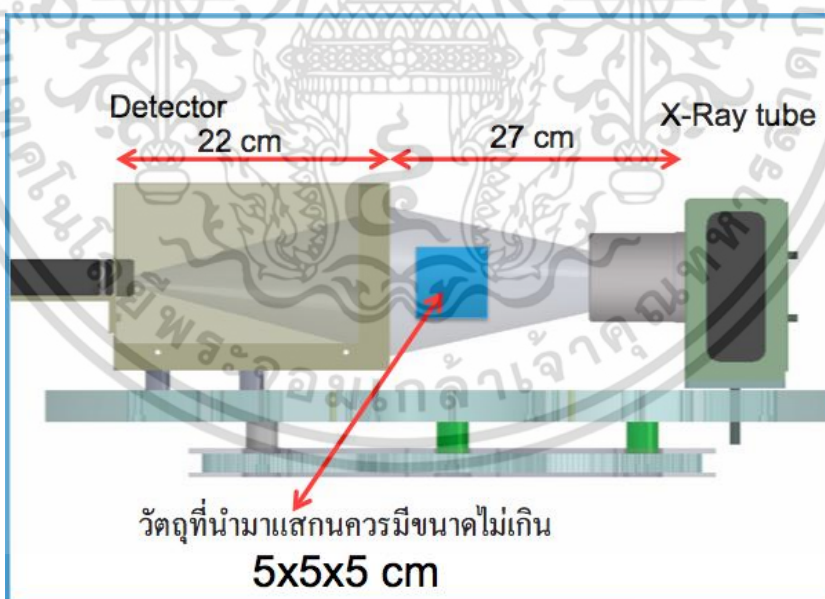
รูปที่ 3.2 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้น

### 3.1.1 แกนทรี

แกนทรีสร้างจากแผ่นอะคลีลิกรูปวงกลม 1 แผ่นที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางวงใน 15 เซนติเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลางวงนอก 65 เซนติเมตร หนา 25 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.3 และติดตั้งชุดแกนตรึบนล้อเลื่อนรองรับทั้ง 4 ชุด ทำให้แกนทรีสามารถหมุนได้ 360 องศา นอกจากนี้ได้มีการติดตั้งตัวยึดติดอุปกรณ์ต่างๆ เช่น หลอดเอ็กซ์เรย์และตัวรับภาพเอ็กซ์เรย์ไว้บนแกนทรีอีกด้วย

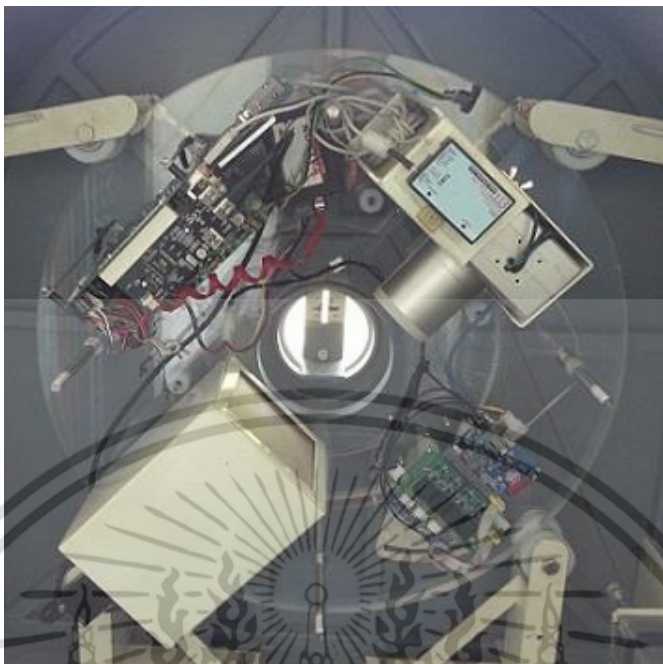


รูปที่ 3.3 แสดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแกนทรีอะคริลิกที่ออกแบบ



รูปที่ 3.4 แสดงระยะของอุปกรณ์บนแกนทรีอะคริลิกที่ออกแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 แสดงแกนหรือครีลิกที่ใช้ในงานวิจัยนี้

### 3.1.2 หลอดเอ็กซเรย์

หลอดเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นชนิด Cone Beam จุดโฟกัส 0.8 mm. Insert Model DIOX-602 สามารถใช้งานได้สูงสุดที่ 60 kV 2 mA โดยหลอดเอ็กซเรย์นี้จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี



รูปที่ 3.6 แสดงหลอดเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.3 ชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์

ชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์มีหน้าที่ถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ โดยชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์นี้จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี และมีส่วนประกอบดังนี้

#### 3.1.3.1 กล้องดิจิทัล (Digital Camera)

กล้องดิจิทัลที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นกล้องวิดีโอชนิด Monochrome ยี่ห้อ Basler scout series รุ่น scA1000 โดยมีอิมเมจเซ็นเซอร์ชนิดซีซีดีขนาด  $1/3$  นิ้ว Frame Rate 21 Frame/Sec ขนาดพิกเซล  $4.65 \mu\text{m} \times 4.65 \mu\text{m}$  ความละเอียดสูงสุด  $1034 \times 779$  พิกเซล ติดต่อกอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต IEEE 1394b



รูปที่ 3.7 แสดงกล้องดิจิทัลที่ใช้ในงานวิจัยนี้

#### 3.1.3.2 แผ่นเรืองแสง (Intensifying Screen)

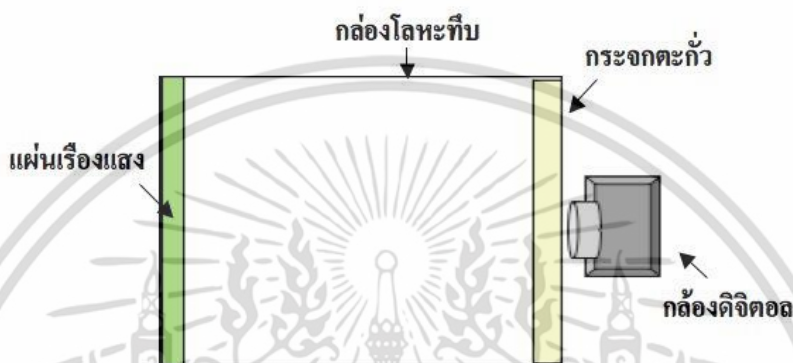
สำหรับแผ่นเรืองแสงที่ใช้ในงานวิจัยนี้ จะเลือกใช้สารเรืองแสงชนิด Rare Earth ที่นิยมใช้ในปัจจุบันคือ  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$  ซึ่งเป็นทำหน้าที่แปลงสัญญาณเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณแสงสีเขียว โดยเป็นแผ่นเรืองแสงของ บริษัท Kasei Optonix, Ltd. ชื่อของผลิตภัณฑ์คือ KYOKKO Green Series ชนิด Green Regular

#### 3.1.3.3 กระจกตะกั่ว

กระจกตะกั่วถูกนำมาประยุกต์ใช้ในระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ เนื่องจากเอ็กซ์เรย์นั้นจะมีผลกระทบต่อการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในตัวกล้อง และทำให้ภาพที่ได้มีสัญญาณรบกวนมาก เราจึงใช้กระจกตะกั่วเพื่อป้องกันความเสียหายที่อาจเกิดขึ้นกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และลดสัญญาณรบกวนในภาพ

### 3.1.3.4 กล่องโลหะทึบ

กล่องดิจิตอลถูกติดตั้งบนกล่องโลหะทึบเพื่อป้องกันแสงรบกวนและยังมีการติดกระจกกั้นไว้ด้านหน้ากล่องดิจิตอลเพื่อลดสัญญาณรบกวนจากเอ็กซ์เรย์ส่วนด้านหน้าของกล่องจะติดตั้งแผ่นเรืองแสงเพื่อเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์ให้อยู่ในรูปของแสงที่กล้องวิดีโอสามารถรับได้ ตัวกล่องโลหะทึบมีความยาว 22 เซนติเมตร ซึ่งความยาวนี้ก็คือระยะโฟกัสของกล่องดิจิตอลนั่นเอง



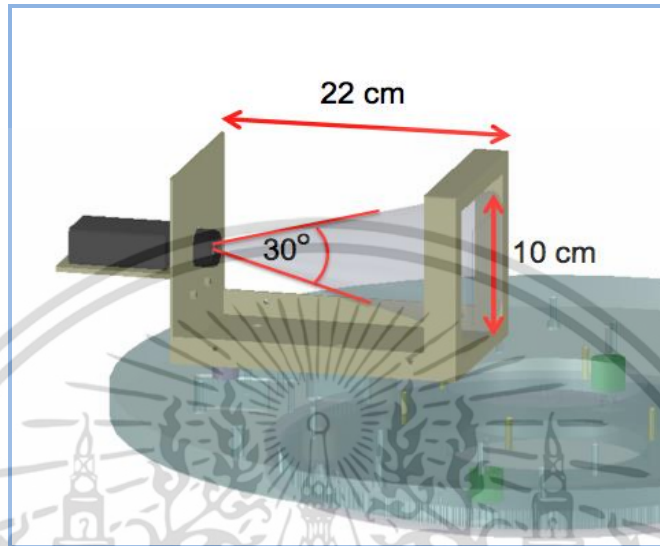
รูปที่ 3.8 แสดงองค์ประกอบภายในอย่างง่ายของชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 3.9 แสดงชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

การออกแบบเครื่องเอ็กซ์เรย์ให้มีขนาดเล็กจำเป็นจะต้องทำการออกแบบให้ชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์มีขนาดเล็กที่สุดและสามารถรับภาพเอ็กซ์เรย์ที่มีขนาดเหมาะสมได้ด้วย โดยการออกแบบจะใช้ระยะโฟกัสน้อยที่สุดที่กล้องสามารถรับภาพได้ชัดเจนที่สุด คือ 22 เซนติเมตร และส่งผลให้ขนาดของ

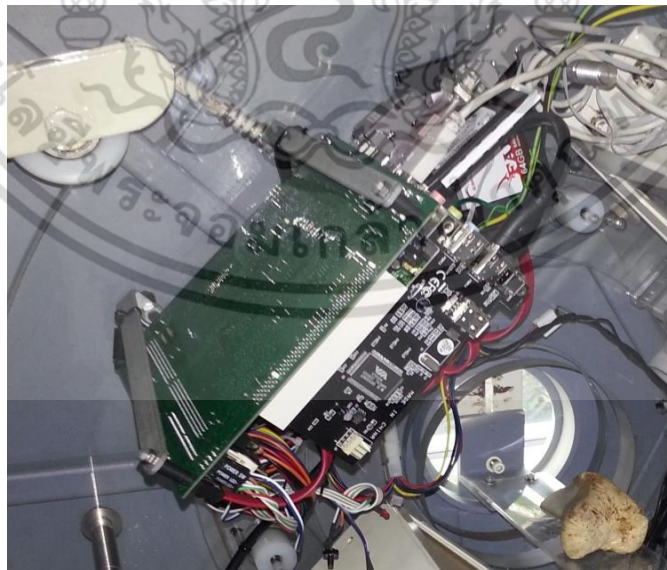
ภาพเอ็กซเรย์ที่รับได้มีขนาดใหญ่ที่สุดคือ 10x10 เซนติเมตร ซึ่งมีขนาดใหญ่พอที่จะรับภาพเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ดังแสดงในรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 แสดงระยะและขนาดของชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

### 3.1.4 คอมพิวเตอร์

คอมพิวเตอร์จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี มีหน้าที่ควบคุมระบบการฉายเอ็กซเรย์และบันทึกภาพถ่ายเอ็กซเรย์ที่ได้จากกล้องดิจิตอล



รูปที่ 3.11 แสดงคอมพิวเตอร์ที่ติดตั้งอยู่บนแกนทรีอะคริลิกเพื่อควบคุมการฉายเอ็กซเรย์และบันทึกภาพถ่ายเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.5 ชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรี

ชุดมอเตอร์จะติดตั้งอยู่ด้านข้างของแกนทรี มีหน้าที่ขับเคลื่อนแกนทรีให้หมุนตำแหน่งไปที่ละ 1 หรือ 2 องศาด้วยความแม่นยำ ซึ่งมีส่วนประกอบดังนี้

#### 3.1.5.1 เซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับ (AC Servo Motor)

เซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับยี่ห้อ YASKAWA รุ่น SGMAH-02AAA2S ขนาด 400 W 3000 รอบต่อนาทีคุณสมบัติค่าเก็บประจุไฟฟ้าน้อย, แรงเฉื่อยต่ำ, ทอร์กสูง

#### 3.1.5.2 หัวเกียร์ (Gearbox)

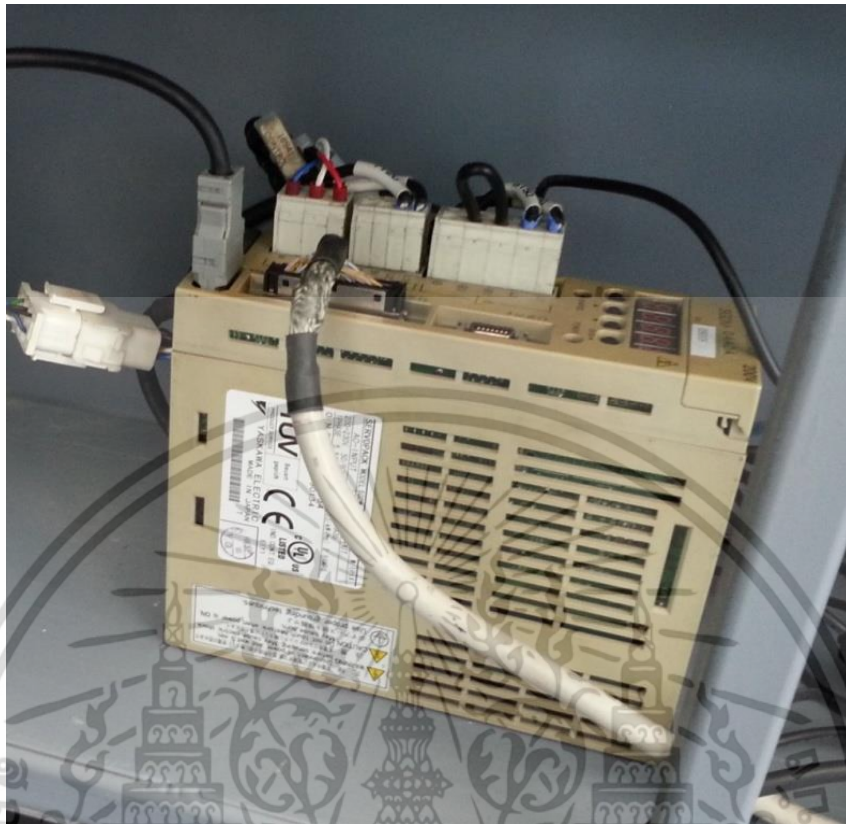
หัวเกียร์ ยี่ห้อ DKM รุ่น UB065-196 อัตราส่วนการทดรอบ 196:1 ขนาดแรงบิด 70 Nm หัวเกียร์นี้มีหน้าที่เพิ่มแรงบิด ให้มีค่าสูงเพียงพอที่จะขับเคลื่อน Gantry ที่มีน้ำหนักมากได้



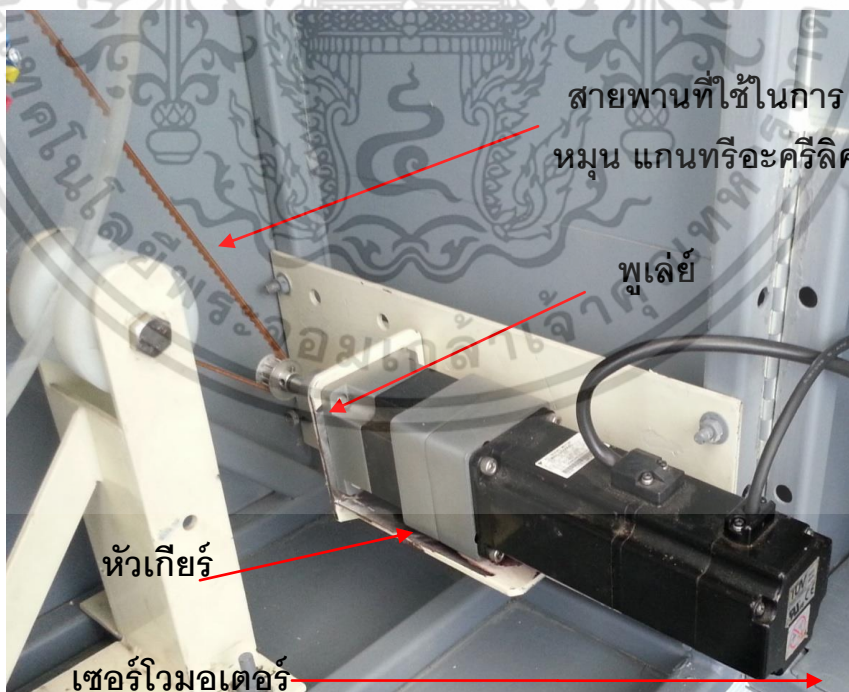
รูปที่ 3.12 แสดงเซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับพร้อมหัวเกียร์

#### 3.1.5.3 ชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ (Servo pack)

ชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ ยี่ห้อ YASKAWA รุ่น SGDM-04ADA ขนาด 200 V แรงดันไฟฟ้า 1 เฟสสามารถปรับตั้งค่าและควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ผ่านทางคอมพิวเตอร์ได้ ซึ่งถูกติดตั้งอยู่ในฝาหน้าของเครื่อง

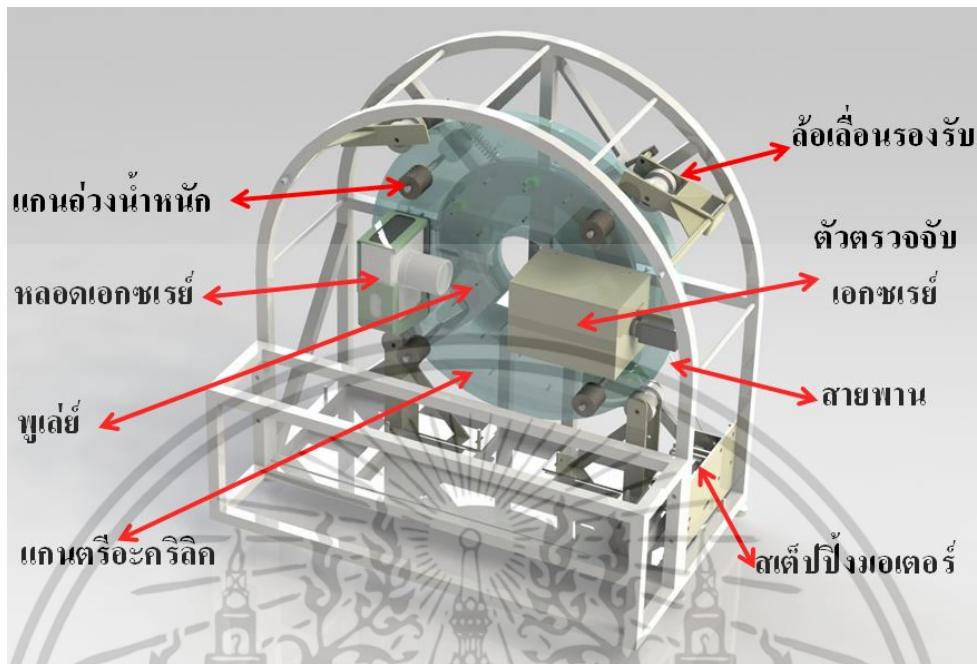


รูปที่ 3.13 แสดงชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

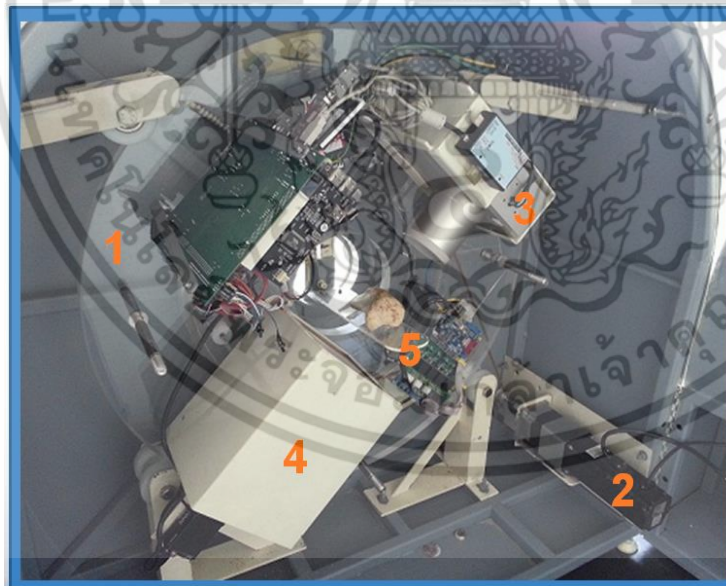


รูปที่ 3.14 แสดงชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรีที่ใช้ในงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 แสดงภาพโดยรวมของระบบเอ็กซ์เรย์และส่วนประกอบต่างๆ ที่ออกแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในงานวิจัยนี้



1. แกนอะคริลิก
2. ACเซอร์โวมอเตอร์
3. หลอดเอ็กซ์เรย์
4. ตัวรับภาพ
5. เทลลาฟอร์ม

รูปที่ 3.16 แสดงภาพโดยรวมของระบบเอ็กซ์เรย์และส่วนประกอบต่างๆ ที่สร้างขึ้นจริงเพื่อใช้ในงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3.2 การทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

โดยในหัวข้อนี้จะขอกกล่าวถึงขั้นตอนการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติ ซึ่งประกอบไปด้วย การออกแบบระบบการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ การนำทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ มาประยุกต์ใช้เพื่อสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมจริง และขั้นตอนสุดท้ายคือ การกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดในภาพเอ็กซ์เรย์นั่นเอง โดยจะขออธิบายขั้นตอนต่างๆ โดยละเอียด ดังต่อไปนี้

### 3.2.1 เก็บภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

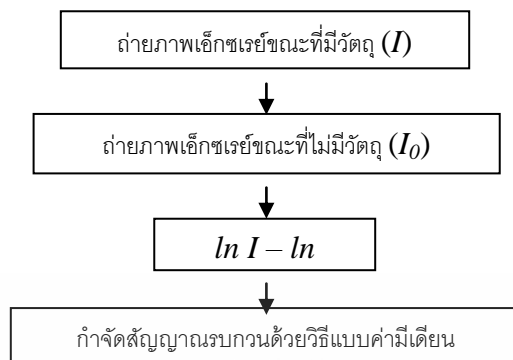
ขั้นตอนนี้เป็นการเก็บภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติ เพื่อตอบคำถามงานวิจัยที่ว่าสามารถใช้กล้องดิจิตอลร่วมกับแผ่นเรืองแสงมาประดิษฐ์เป็นระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ได้หรือไม่ นั่นเอง โดยภาพที่ได้จากขั้นตอนนี้ยังไม่ใช่ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์ ซึ่งจะต้องทำการทดลองในขั้นตอนต่อไป

### 3.2.2 การประยุกต์ใช้ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์เพื่อสร้างภาพเอ็กซ์เรย์

ขั้นตอนนี้เป็นการนำภาพที่ได้จากขั้นตอนแรกมาทำการประยุกต์ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ เพื่อให้ได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์ตรงตามทฤษฎี ในรูปที่ 3.14 อธิบายขั้นตอนในการเปลี่ยนภาพที่ได้จากกล้องดิจิตอลโดยตรงไปเป็นภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์โดยเราจะทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ของวัตถุหนึ่งครั้งและถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ฉากหลัง (Background) หรือภาพเอ็กซ์เรย์ที่ไม่มีวัตถุหนึ่งครั้งโดยภาพทั้งสองจะต้องทำการฉายเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าแรงดัน กระแส และเวลาที่เท่ากัน เพื่อที่จะนำข้อมูลของภาพทั้งสองไปประยุกต์ใช้กับสมการของแลมเบิร์ต-เบียร์ ดังนี้  $\ln I - \ln I_0 = \mu x$  โดยเราสมมติให้  $I$  คือข้อมูลภาพเอ็กซ์เรย์ขณะที่มีวัตถุ  $I_0$  คือข้อมูลของภาพขณะที่ไม่มีวัตถุ เราจะนำข้อมูลทั้งสองนี้ไปหาค่าลอกการีที่มีฐานธรรมชาติจะได้เป็นค่า  $\ln I$  และ  $\ln I_0$  นำค่าทั้งสองนั้นมาลบกันก็จะได้ค่า  $\mu x$  ซึ่งเป็นข้อมูลของภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมจริงนั่นคือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเอ็กซ์เรย์ที่จะลดลงตามความหนาแน่นของวัตถุและระยะทางนั่นเอง

### 3.2.3 การกำจัดสัญญาณรบกวน

เมื่อเราได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์แล้วเราจะทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่มีลักษณะเป็นจุดขาวและดำบนภาพที่เกิดขึ้นเนื่องจากเอ็กซ์เรย์ไปรบกวนการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในกล้องนั่นเองซึ่งเราจะใช้การกำจัดสัญญาณรบกวนแบบค่ามีเดียเพื่อทำให้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้นั้นมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น



รูปที่ 3.17 ไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการออกแบบการทดลองถ่ายภาพเอกซเรย์

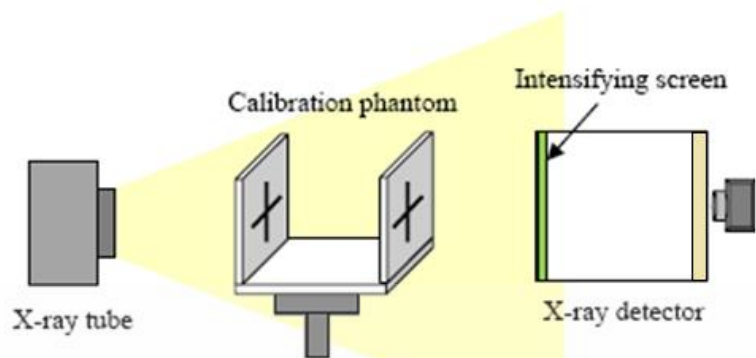
### 3.2.4 ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง

สิ่งที่สำคัญที่สุดในการสร้างภาพตัดขวางคือการออกแบบระบบในการถ่ายภาพซึ่งจะต้องออกแบบให้ภาพวัตถุที่ถ่ายได้นั้นอยู่กึ่งกลางของภาพพอดิโนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้วิธีการง่าย ๆ ในการปรับเทียบระบบโดยระบบการถ่ายภาพเอกซเรย์เพื่อสร้างภาพตัดขวางนั้นจะมีสิ่งที่เพิ่มเติมจากระบบของการถ่ายภาพเอกซเรย์สองมิติ คือ แพนทอมที่ใช้ในการปรับเทียบระบบ

ในการปรับเทียบระบบถ่ายภาพนั้นมีจุดประสงค์เพื่อให้จุดศูนย์กลางของลำแสงเอกซเรย์ตรงกับจุดกึ่งกลางของวัตถุและตัวตรวจจับเอกซเรย์นั่นเอง โดยเราจะใช้แพนทอมสำหรับปรับเทียบระบบที่ทำขึ้นเอง ซึ่งประกอบไปด้วย แผ่นอะคริลิก 2 แผ่นวางห่างกัน 4 เซนติเมตร แต่และแผ่นถูกฝังด้วยเข็มโลหะดังแสดงในรูปที่ 3.18 โดยวางแพนทอม ดังแสดงในรูปที่ 3.19 จัดตำแหน่งของกึ่งกลางลำแสงเอกซเรย์ให้อยู่ตรงกับเข็มโลหะ ดังแสดงในรูปที่ 3.20 หลังจากนั้นทำการฉายเอกซเรย์ตรวจสอบภาพที่ตัวตรวจจับเอกซเรย์จับได้ดังแสดงในรูปที่ 3.21 โดยเข็มโลหะที่ติดกับอะคริลิกแผ่นหน้าและหน้าตองซ้อนทับกันพอดี



รูปที่ 3.18 แพนทอมปรับตั้ง ทำจากแผ่นอะคริลิกและติดด้วยเข็มโลหะ

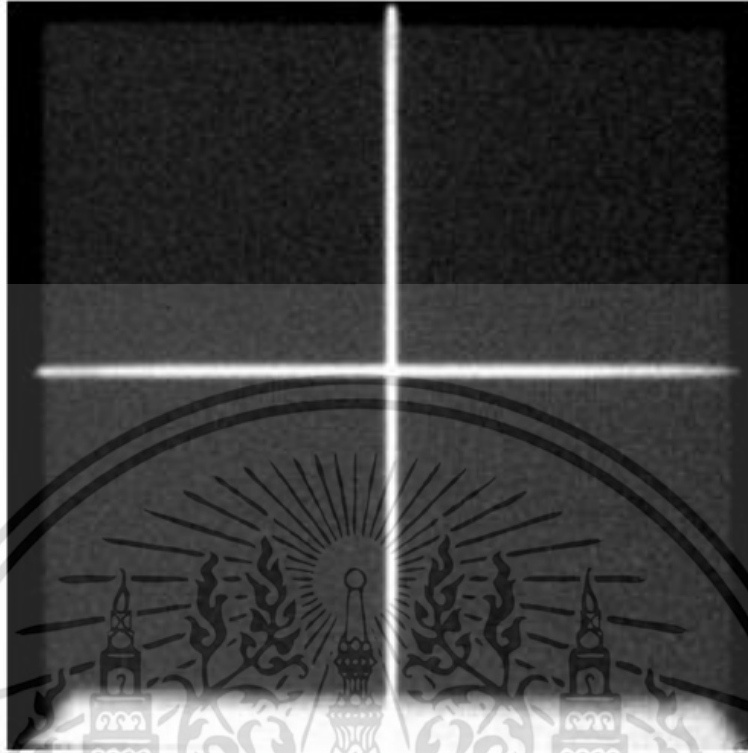


รูปที่ 3.19 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ในการปรับตั้งระบบเครื่องเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์



รูปที่ 3.20 แสดงการจัดตั้งกลางลำแสงเอ็กซเรย์ให้อยู่ตรงกับเข็มโลหะ

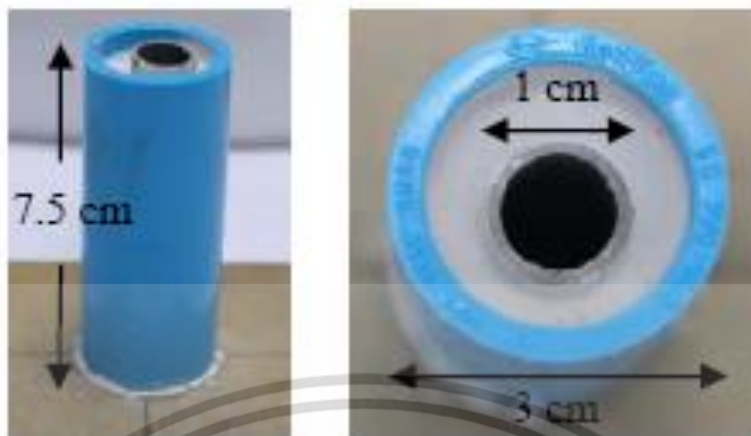
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.21 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่กล้องดิจิตอลถ่ายได้จากขั้นตอนการปรับเทียบ

เมื่อเราทำการปรับเทียบระบบเรียบร้อยแล้ว เราก็สามารถทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุที่ต้องการสร้างภาพตัดขวางได้ ซึ่งข้อมูลภาพเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางนั้นจะต้องประกอบไปด้วยชุดข้อมูลภาพเอ็กซ์เรย์ของวัตถุที่หมุนครบ 360 องศา โดยในงานวิจัยนี้ได้ใช้แทนหมุนในการหมุนวัตถุและทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุทุกๆ 1 องศา จนครบ 360 องศา ดังนั้นจะมีชุดข้อมูลจำนวน 360 ภาพ เพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง หลังจากที่ได้ข้อมูลดังกล่าวแล้วเราจะทำการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้กระบวนการฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน [2]

สำหรับวัตถุที่ใช้สร้างภาพตัดขวางในการทดลองนี้เราได้สร้างแพนทอมขึ้นเอง โดยประกอบด้วยท่อพีวีซี 2 อันซ้อนกัน ระหว่างท่อทั้งสองเป็นปูนปลาสเตอร์ ด้านในของท่ออันเล็กเป็นอากาศ แพนทอมนี้มีความสูง 7.5 เซนติเมตร ท่อใหญ่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร และท่อเล็กมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.22 แสดงแพนทอมสำหรับสร้างภาพตัดขวาง

### 3.3 การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

ในการทดลองที่ผ่านมาเป็นการทดลองใช้ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นเพื่อนำมาสร้างภาพเอ็กซเรย์สองมิติและภาพตัดขวาง อย่างไรก็ตาม ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นนั้นยังสามารถนำมาประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุได้

การสร้างภาพสามมิติสามารถทำได้โดยการถ่ายภาพโปรเจกชันกับวัตถุจากนั้นก็ให้นำภาพโปรเจกชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวางก็จะทำให้ได้ภาพตัดขวางของวัตถุหลังจากที่เราได้ภาพตัดขวางมาแล้วเรายังสามารถนำภาพตัดขวางเหล่านั้นไปสร้างเป็นภาพสามมิติได้โดยใช้โปรแกรม Rapidform XO

สำหรับการพิสูจน์ความถูกต้องของการหาปริมาตรวัตถุด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ร่วมกับโปรแกรมสร้างภาพตัดขวางดังกล่าวข้างต้นนั้น ผู้วิจัยได้ทำการเปรียบเทียบค่าปริมาตรที่หาได้กับปริมาตรจริงที่ทำการวัดจากการทดลองด้วยหลักการของอะคิมีตีส (หลักการหาปริมาตรด้วยการแทนที่น้ำ) [13] ต่อไป

โดยในการทดลองการประยุกต์ใช้ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อสร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุนี้เราจะทำการทดลองกับวัตถุ คือ กระจกสี่ตัว, ดังแสดงในรูปที่ 3.23 ส่วนข้อมูลน้ำหนักและความสูงแสดงดังตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.23 แสดงรูปกระดูกสัตว์ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงน้ำหนักและความสูงของวัตถุที่ทำการทดลอง

วัตถุ	น้ำหนัก (กรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)
กระดูกสัตว์	182	8.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

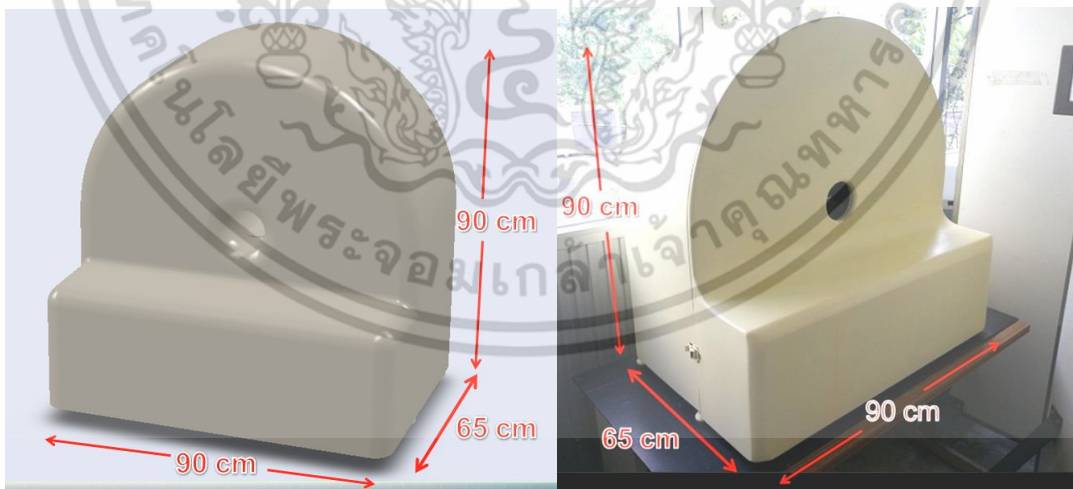
### ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง

ในบทนี้จะแสดงผลการทดลองที่เกี่ยวข้องกับตัวตรวจจับกับเอ็กซ์เรย์ โดยแบ่งผลการทดลองออกเป็น 4 หัวข้อหลัก ดังต่อไปนี้

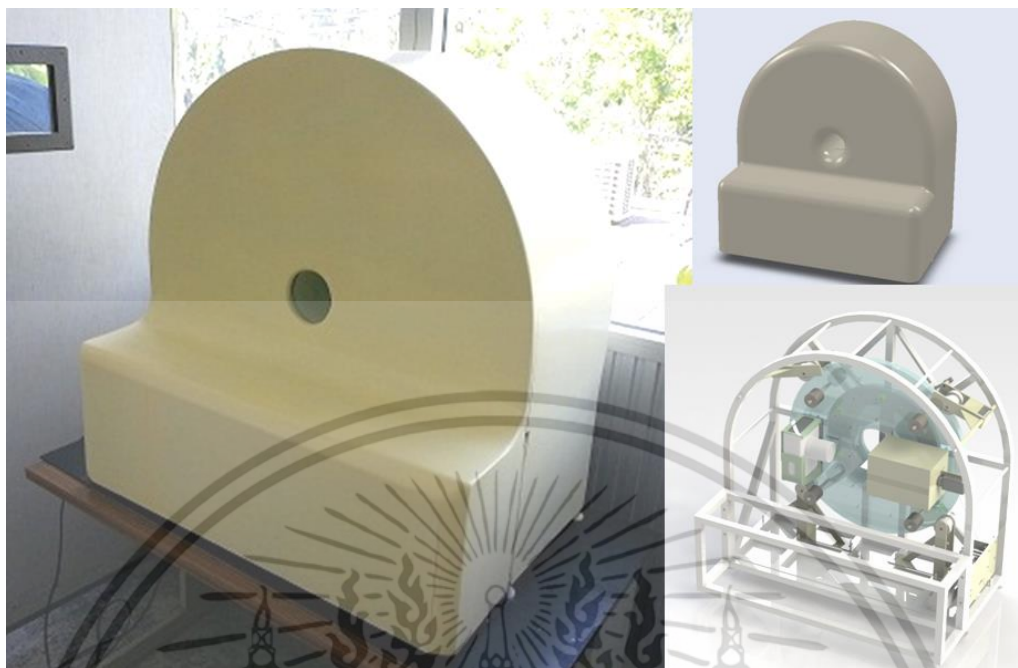
- 4.1 ผลการออกแบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง
- 4.2 ผลการจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ก่อนการสร้างจริง
- 4.3 ผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
- 4.4 ผลการประยุกต์สร้างโมเดลสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

#### 4.1 ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง

ในรูปที่ 4.1 และรูปที่ 4.2 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นและใช้งานในงานวิจัยนี้ โดยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์สามารถหมุนได้ 360 องศาในแนวตั้งเหมือนแบบจำลองในคอมพิวเตอร์ที่ได้ออกแบบไว้ มีขนาดภายนอกเล็กน้อยดังที่ได้ออกแบบไว้คือ 90x65x90 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.1



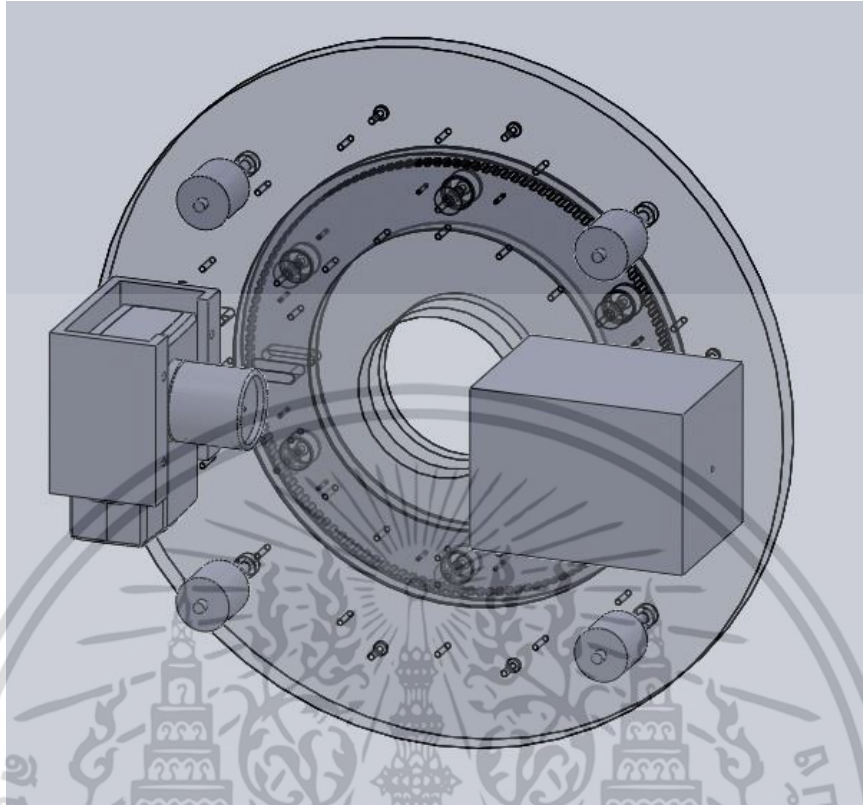
รูปที่ 4.1 แสดงการเปรียบเทียบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้งที่ออกแบบและสร้างขึ้นจริงเพื่อใช้งานในงานวิจัยนี้



รูปที่ 4.2 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กภายในและภายนอก  
ที่สร้างขึ้นและใช้ในงานวิจัยนี้

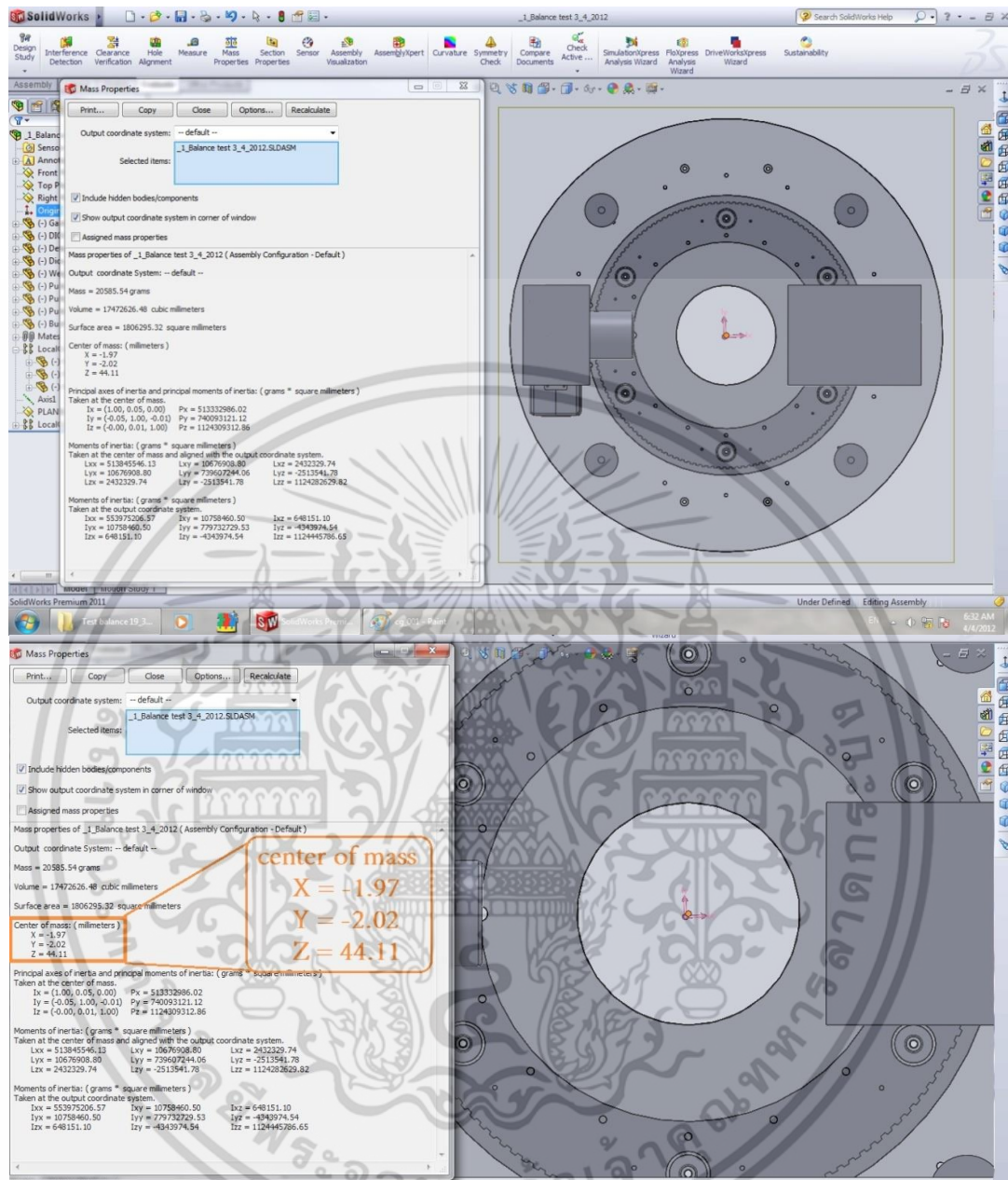
#### 4.2..ผลการจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

ในขณะที่ทำการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้งเราต้องคำนึงถึงความสมดุลของระบบด้วย นั่นก็คือตัวแกนทรี เหตุด้วยขณะใช้งานแกนทรีต้องมีการเคลื่อนไหว หมุนไปโดยรอบได้อย่างอิสระทั้ง 360 องศา และบนแกนทรีอะคลิลิกจะมีอุปกรณ์ต่างๆ ประกอบอยู่ด้วย เช่น หลอดเอ็กซ์เรย์ ชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์ เครื่องคอมพิวเตอร์และระบบส่งข้อมูล ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ต่างๆ ซึ่งหากแกนทรีมีความไม่สมดุลขณะใช้งานเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นี้อาจส่งผลทำให้เกิดปัญหากับระบบขับเคลื่อน ชุดมอเตอร์และสายพานได้ ด้วยเหตุนี้เราจึงต้องทำการทดสอบจำลองหาจุดศูนย์ถ่วงของแกนทรีก่อนทำการสร้างจริง โดยแกนทรีและอุปกรณ์ประกอบที่นำมาทดสอบแสดงอยู่ดังรูปที่ 4.3



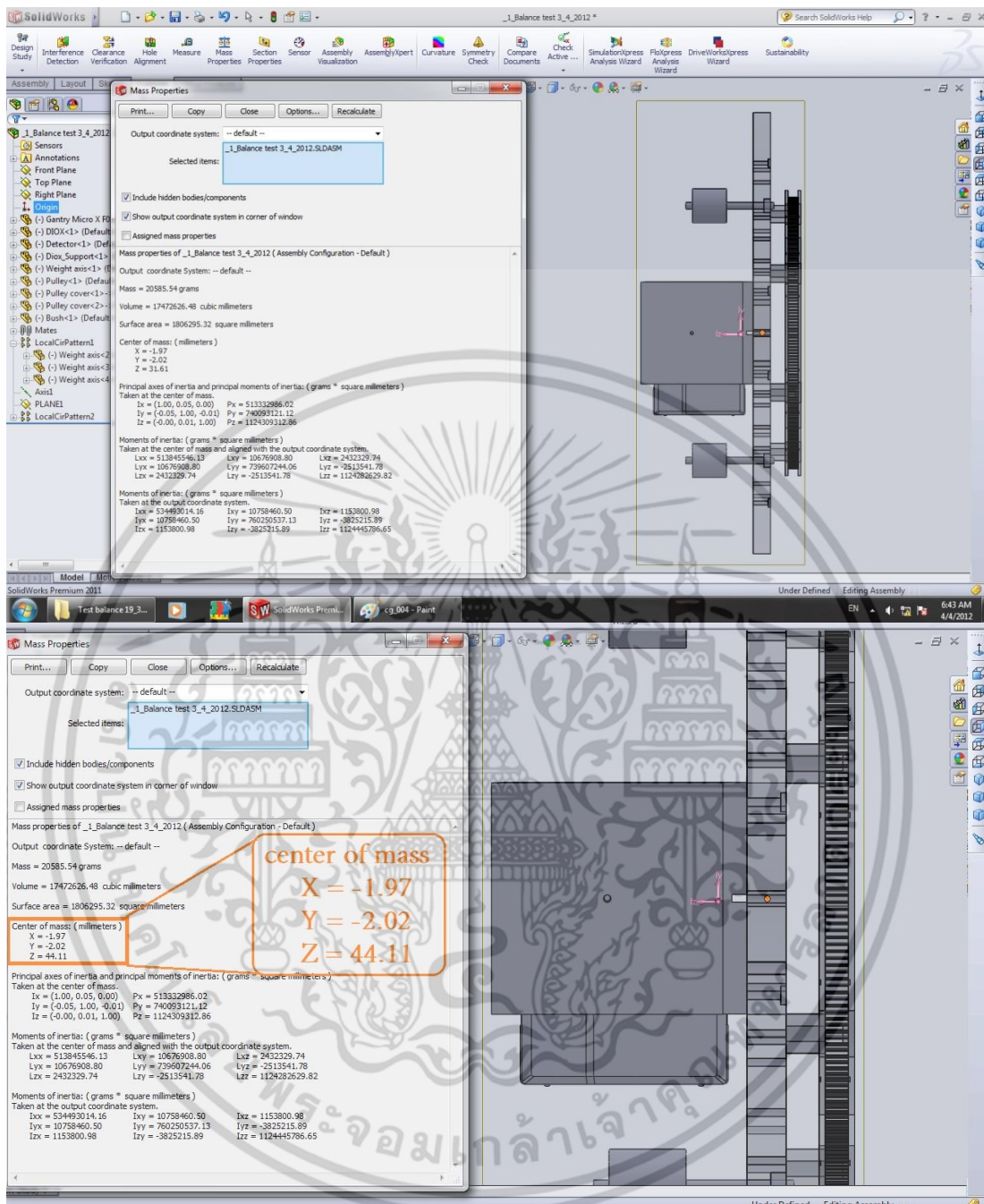
รูปที่ 4.3 แสดงแกนที่นำมาทดสอบจำลองหาจุดศูนย์ถ่วง

ผลการทดสอบการจำลองหาค่าจุดศูนย์ถ่วงจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ก่อนทำการสร้างจริง แสดงในรูปที่ 4.4 - รูปที่ 4.6 โดยจะมีจุดสีส้มแสดงตำแหน่งที่เหมาะสมที่สุดของจุดศูนย์ถ่วง และจุดพร้อมลูกศรสีชมพูแสดงตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงซึ่งได้จากการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 4.4 - รูปที่ 4.6



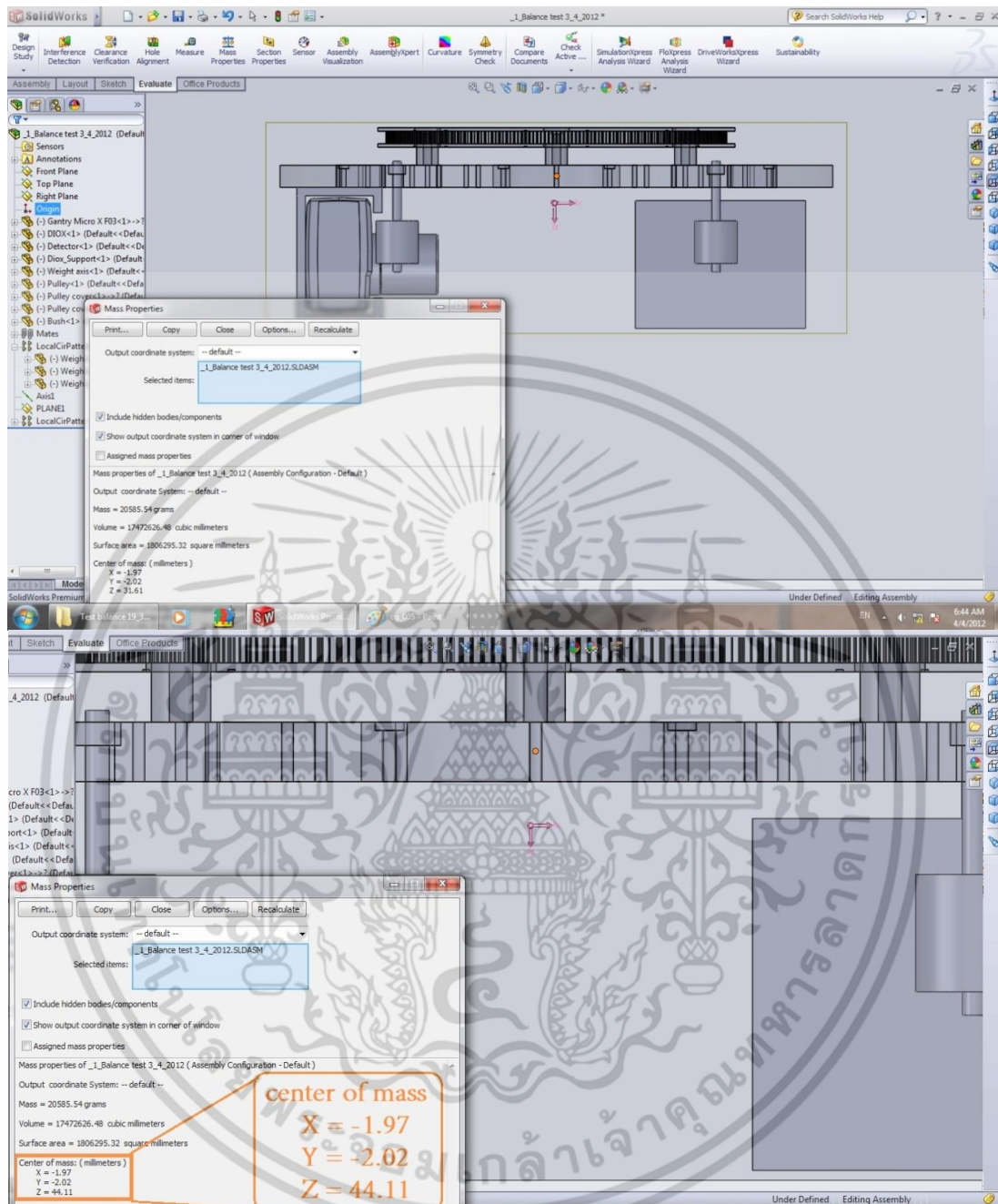
รูปที่ 4.4 แสดงผลการจำลองหาจุดศูนย์กลางของแกนที่หมุนมองด้านหน้า (ระนาบ XY)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.5 แสดงผลการจำลองหาจุดศูนย์กลางถ่วงของแกนที่มุมมองด้านข้าง (ระนาบ YZ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 แสดงผลการจำลองหาจุดศูนย์กลางของแกนที่มุมมองด้านบน (ระนาบ XZ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**ตารางที่ 4.1** แสดงจุดศูนย์กลางที่ได้จากการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

แนวแกน	ตำแหน่งจุดศูนย์กลางที่ต้องการ (ซ.ม.)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)
X	0	-1.79
Y	0	-2.02
Z	0	44.11

### 4.3 ผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

จากผลการทดลองทางเอ็กซเรย์ สามารถแบ่งผลการทดลองออกเป็น 3 หัวข้อย่อยๆ ดังต่อไปนี้

- 4.3.1 ภาพเอ็กซเรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์
  - 4.3.2 ภาพเอ็กซเรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวน
  - 4.3.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์
- โดยจะขออธิบายรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 4.3.1 ภาพเอ็กซเรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์

จากผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์สองมิติ จะเห็นได้ว่า ภาพที่กล้องดิจิทัลจับได้นั้นเป็นลักษณะเหมือนเงาของวัตถุ ดังแสดงใน รูปที่ 4.8 ซึ่งไม่ตรงตามหลักการของแลมเบิร์ต-เบียร์ เนื่องจากทฤษฎีระบุไว้ว่า เมื่อเอ็กซเรย์เคลื่อนที่มากระทบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยที่ไม่ผ่านวัตถุใดๆ นั้น ควรจะเห็นภาพเป็นสีดำ ดังนั้น ฉากหลัง หรือ Background ของภาพนั้นจะต้องเป็นสีดำนั่นเอง ผู้วิจัยจึงนำภาพจากรูปที่ 4.8 และรูปที่ 4.9 ไปทำการประยุกต์ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ในซอฟต์แวร์อีกครั้งก็จะได้ภาพเอ็กซเรย์ที่สมบูรณ์ดังแสดงในรูปที่ 4.10

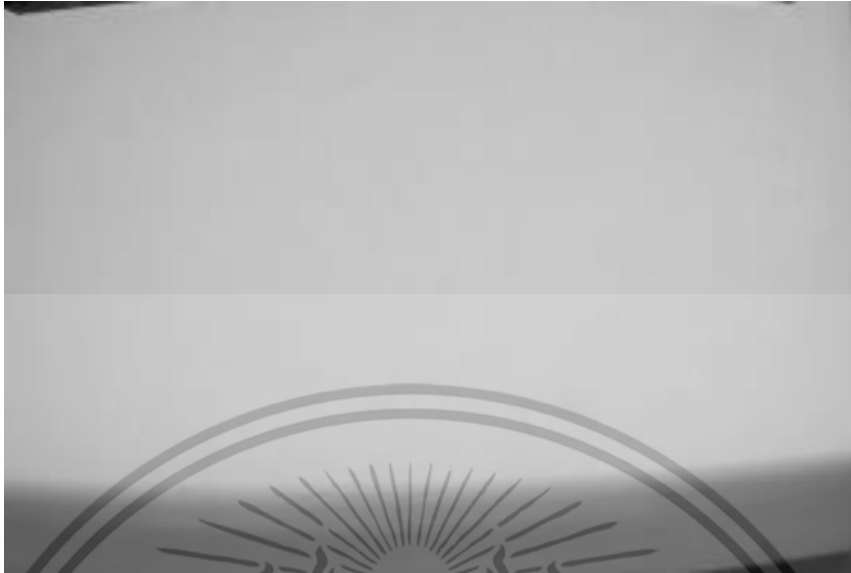


รูปที่ 4.7 ภาพวัตถุจริงที่ใช้ในการทดลองเก็บภาพเอ็กซเรย์



รูปที่ 4.8 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ขณะที่มีวัตถุ (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ขณะที่ไม่มีวัตุ ( $I_0$ )



รูปที่ 4.10 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ที่ได้จากทฤษฎีของ แลมเบิร์ต-เปียร์

#### 4.3.2 ภาพเอ็กซเรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวน

เมื่อได้ภาพเอ็กซเรย์ที่สมบูรณ์เรียบร้อยแล้ว เพื่อให้ได้ภาพเอ็กซเรย์ที่สมบูรณ์ยิ่งขึ้น จะต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนบนภาพดังแสดงในรูปที่ 4.11 ซึ่งเป็นภาพเอ็กซเรย์ที่ได้กำจัดสัญญาณรบกวนแบบ Salt and Pepper อันเป็นผลเนื่องมาจากเอ็กซเรย์ไปรบกวนการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในกล้องนั่นเอง



รูปที่ 4.11 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่มีสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์



รูปที่ 4.12 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีแบบค่ามีเดียน

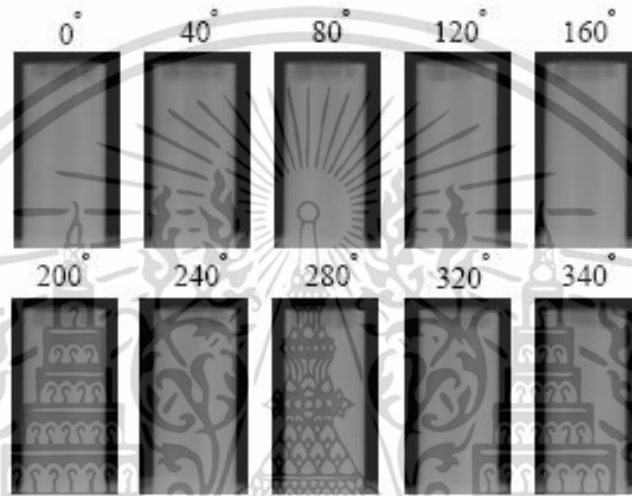
#### 4.3.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์

ในรูปที่ 4.13 แสดงตัวอย่างบางส่วนของภาพโปรเจกชันของวัตถุที่ได้ทำการสร้างขึ้นมา ซึ่งได้อธิบายไปแล้วในบทที่ 3 โดยภาพโปรเจกชันที่ได้นำไปสร้างเป็นภาพตัดขวางจริงนั้นมีจำนวน 360 ภาพ ซึ่งไม่สามารถแสดงได้ทั้งหมดจึงขอแสดงเพียงบางส่วนเท่านั้น

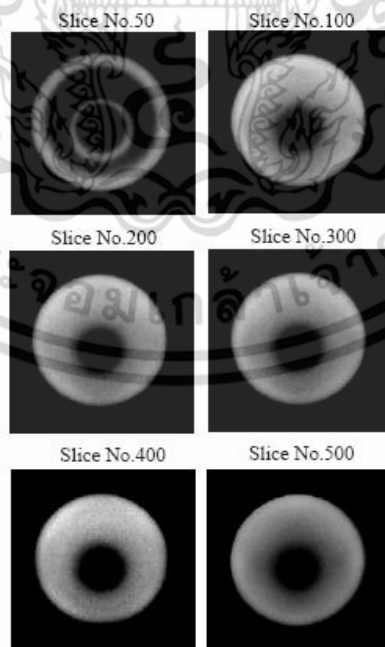
หลังจากที่นำภาพโปรเจกชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวางแล้วเราก็จะได้ภาพตัดขวางของแพนทอม ดังในรูปที่ 4.14 แสดงตัวอย่างของภาพตัดขวางที่ได้ ซึ่งเราจะต้องทำการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรวจสอบความถูกต้องของภาพตัดขวางที่ได้โดยการเปรียบเทียบความกว้างของท่อพีวีซีที่วัดได้กับความกว้างของท่อพีวีซีที่ได้จากการคำนวณจากภาพตัดขวาง ซึ่งจากการคำนวณ เราจะได้ ค่าความกว้างของท่อพีวีซี อันใหญ่เท่ากับ 3.08 เซนติเมตร ซึ่งท่อพีวีซีของจริงกว้าง 3 เซนติเมตร จึงมีค่าผิดพลาดเท่ากับร้อยละ 3.36 และความกว้างของท่อพีวีซีอันเล็กที่คำนวณได้เท่ากับ 1.02 เซนติเมตร ส่วนของจริงมีความกว้าง 1 เซนติเมตร ค่าความผิดพลาดได้ร้อยละ 3.00 ค่าผิดพลาดเฉลี่ยเท่ากับ ร้อยละ 3.18 ซึ่งค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นนี้เกิดขึ้นจากการปรับเทียบระบบ



รูปที่ 4.13 แสดงตัวอย่างภาพโปรเจกชันของแพนทอมที่ได้จากการการทดลอง



รูปที่ 4.14 แสดงตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

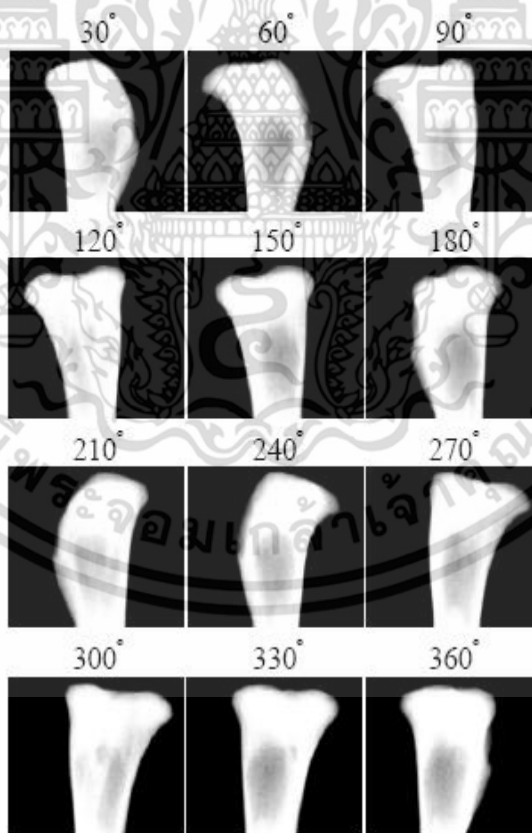
#### 4.4 ผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้สามารถนำมาประยุกต์เพื่อสร้างภาพสามมิติและปริมาตรของวัตถุได้ โดยในหัวข้อนี้จะแบ่งออกเป็นการทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ และผลการวัดปริมาตรด้วยทฤษฎีอะคีมิติส (การวัดปริมาตรด้วยการแทนที่น้ำ) และทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง โดยอภิปรายค่าความผิดพลาดเป็นเปอร์เซ็นต์

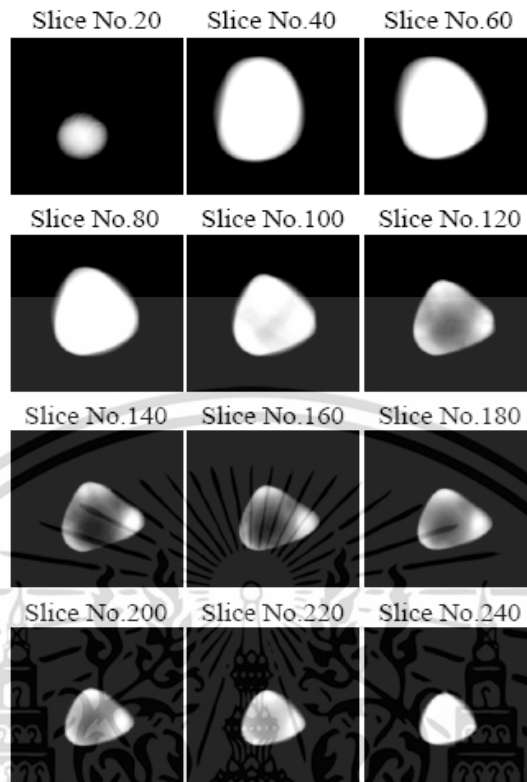
##### 4.4.1 การทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ

เมื่อเราทำการถ่ายภาพโปรเจกชันของวัตถุ คือกระดูกสัตว์ ดังแสดงในรูปที่ 4.15 เรียบร้อยแล้ว เราก็จะนำภาพโปรเจกชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวางก็จะทำให้ได้ภาพตัดขวางของวัตถุดังแสดงในรูปที่ 4.16

หลังจากที่เราได้ภาพตัดขวางมาแล้วเราก็ยังสามารถนำภาพตัดขวางเหล่านั้นไปสร้างเป็นภาพสามมิติได้โดยใช้โปรแกรม Rapidform XO ดังแสดงในรูปที่ 4.17 ถึง รูปที่ 4.18



รูปที่ 4.15 แสดงภาพโปรเจกชันของกระดูกสัตว์

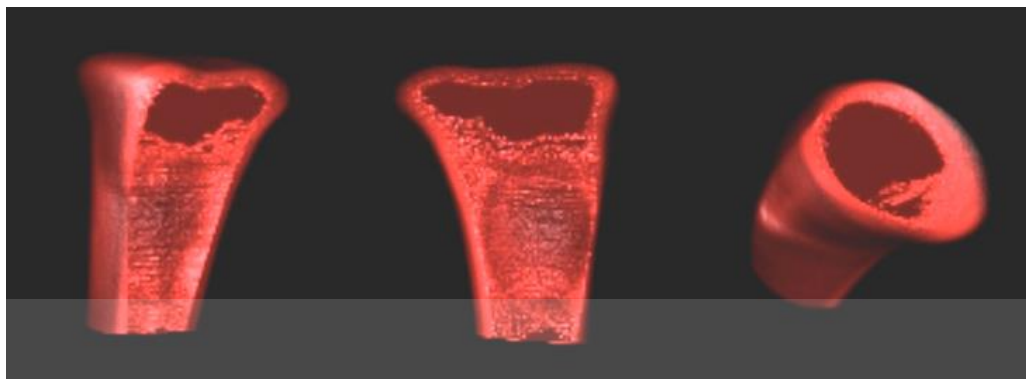


รูปที่ 4.16 แสดงภาพตัดขวางของกระดูกสัตว์



รูปที่ 4.17 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของกระดูกสัตว์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.18 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของกระดุกสัตว์

#### 4.4.2 ผลการวัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมีดิสและทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง

ในหัวข้อนี้เราจะทำการเปรียบเทียบผลการทดลองเพื่อหาค่าความผิดพลาดของการหาปริมาตรวัตถุจากภาพสามมิติที่ได้ทำในหัวข้อที่แล้ว โดยจะใช้การหาปริมาตรด้วยทฤษฎีอะคิมีดิส (การวัดปริมาตรด้วยการแทนที่น้ำ) ซึ่งเราได้ทำการทดลองกับวัตถุทั้งสองชิ้น คือ กระดุกสัตว์และมะพร้าว ซึ่งผลที่ได้แสดงดังตารางที่ 4.2 ซึ่งค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นนั้นอาจเกิดจากหลายสาเหตุ เช่น ความคลาดเคลื่อนในการปรับเทียบระบบ หรือความคลาดเคลื่อนในขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง เป็นต้น

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าปริมาตรของวัตถุและค่าความผิดพลาดที่คำนวณได้

วัตถุ	ปริมาตรที่ได้จากการคำนวณภาพสามมิติ (มิลลิลิตร)	ปริมาตรที่ได้จากการวัดด้วยหลักการแทนที่น้ำ (มิลลิลิตร)	ความผิดพลาด (ร้อยละ)
กระดุกสัตว์	50.2	47.5	5.38

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นที่จะทำการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการสร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์ในแนวนอน เพื่อประดิษฐ์เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่มีราคาถูกลงและสามารถใช้งานได้

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบการทดลองเพื่อเป็นการทดสอบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยว่าสามารถนำมาใช้ในการสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ได้หรือไม่ โดยทำการทดลอง 4 การทดลอง ได้แก่

1. การออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง
2. การจำลองหาจุดศูนย์กลางของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ก่อนการสร้างจริง
3. การทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
  - 3.1 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์
  - 3.2 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว
  - 3.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์
4. การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ
  - 4.1 สร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ
  - 4.2 วัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมิติสและทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง

#### 5.1 สรุปผลการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนในแนวตั้ง

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กด้วยโปรแกรม SolidWorks เพื่อจำลองการหมุนของระบบก่อนที่จะสร้างขึ้นงานจริง โดยจำลองระบบให้มีขนาดและน้ำหนักเท่ากับขนาดที่จะสร้างจริง เพื่อให้การจำลองการหมุนของระบบมีความถูกต้องใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุดซึ่งการหมุนของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้เป็นการหมุนในแนวตั้ง

หลังจากทดสอบการหมุนของระบบในแบบจำลองจนเป็นที่ยอมรับแล้วว่าไม่มีชิ้นส่วนใดติดขัดเมื่อทำการหมุนจากโปรแกรม จากนั้นก็จะนำแบบจำลองที่สร้างขึ้นไปทำการจำลองหาจุดศูนย์กลางของแกนทรีซึ่งเป็นชิ้นส่วนที่ต้องมีการเคลื่อนไหวด้วยการหมุน โดยที่มีอุปกรณ์ต่างๆเช่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลอดเอ็กซ์เรย์ ตัวตรวจจับภาพ และชุดส่งข้อมูลภาพซึ่งมีขนาดและน้ำหนักไม่เท่ากันติดอยู่บนแกนทรีเพื่อตรวจสอบและปรับให้สมดุลก่อนนำไปทำการสร้างเป็นชิ้นงานจริง โดยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์สามารถหมุนได้ 360 องศาในแนวตั้งเหมือนแบบจำลองที่ได้ออกแบบไว้

## 5.2 สรุปผลการจำลองหาจุดศูนย์กลางของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ก่อนสร้างจริง

ผู้วิจัยได้ทำการจำลองหาจุดศูนย์กลางของแกนทรีก่อนทำการสร้างจริง ซึ่งได้ผลเป็นที่น่าพอใจ โดยเราคำนึงถึงจุดศูนย์กลางสำคัญจุดศูนย์กลางที่อยู่บนระนาบในระนาบ XY เท่านั้นที่จะมีผลต่อการหมุนรอบของแกนทรี โดยผลการจำลองหาจุดศูนย์กลาง ในแนวแกนนอน (แกน X) มีการเอียงไปทางซ้ายจากห่างจากจุดศูนย์กลางไปเป็นระยะ 1.97 เซนติเมตร จุดศูนย์กลางในแนวแกนตั้ง (แกน Y) มีการเอียงไปทางด้านล่างจากห่างจากจุดศูนย์กลางไปเป็นระยะ 2.02 เซนติเมตร ซึ่งถือว่ามีความน้อยมากและอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ เราจึงทำไปสู่กระบวนการสร้างจริงและทดสอบต่อไป

## 5.3 สรุปผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

### 5.3.1 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

เมื่อเรานำทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์มาประยุกต์ใช้กับการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นแล้ว พบว่าภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือ ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้นั้นมีความใกล้เคียงกับภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากฟิล์มมากยิ่งขึ้น

### 5.3.2 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวน

การกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยวิธีแบบค่ามีเดียมนั้นสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์ที่เกิดขึ้นในภาพเอ็กซ์เรย์ได้ทำให้ได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่มีคุณภาพดีขึ้น

### 5.3.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

ในการทดลองนำภาพโปรเจกชันที่ได้จากการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นนั้น ไปสร้างเป็นภาพตัดขวาง จากภาพตัดขวางที่ได้นั้นสามารถหาค่าผิดพลาดเฉลี่ยได้เท่ากับร้อยละ 2.34 ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับและสามารถนำไปใช้งานได้

## 5.4 สรุปผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

### 5.4.1 สร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ

เราสามารถนำภาพถ่ายโปรเจกชันของวัตถุไปสร้างภาพตัดขวางได้ โดยเราสามารถหาปริมาตรของวัตถุได้ด้วยการคำนวณจำนวนพิกเซลในภาพตัดขวางแล้วคูณด้วยค่าออกเซล

หลังจากที่เราได้ภาพตัดขวางมาแล้วเรายังสามารถนำภาพตัดขวางเหล่านั้นไปสร้างเป็นภาพสามมิติได้อีกด้วย

### 5.4.2 วัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมิติสและทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง

หลังจากการวัดปริมาตรของวัตถุโดยใช้ทฤษฎีของอะคิมิติส (หลักการแทนที่น้ำ) และเปรียบเทียบกับการคำนวณหาปริมาตรของวัตถุด้วยภาพตัดขวาง พบว่ามีค่าผิดพลาดเฉลี่ยอยู่ที่ 5.38%

## 5.5 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะในงานวิจัยนี้

### 5.5.1 ข้อจำกัดในการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์จะต้องหมุนแกนทรี 360 องศา ซึ่งในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ทั้งหมด 360 องศาใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 15-25 นาที หากนำเวลานี้มาเปรียบเทียบกับเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์พบว่าใช้เวลาเพียง 3-5 นาทีเท่านั้น โดยเหตุผลหลักที่ทำให้ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ใช้เวลาในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์นานเป็นเพราะการฉายภาพเอ็กซ์เรย์ในแต่ละภาพต้องมีการหยุดเพื่อถ่ายภาพ และเครื่องที่ใช้จริงในเชิงพาณิชย์จะใช้ตัวรับภาพเอ็กซ์เรย์เป็นแบบชนิดโดยตรงซึ่งมีราคาสูง แต่เครื่องเอ็กซ์เรย์ที่เราสร้างขึ้นใช้ตัวรับภาพเอ็กซ์เรย์แบบทางอ้อมนั่นเอง

### 5.5.2 ข้อจำกัดของทิศทางการหมุนของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้หมุนในแนวนอน ซึ่งต่างจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์ที่หมุนในแนวตั้ง ทั้งนี้เป็นเพราะการที่จะทำให้ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์หมุนในแนวตั้งนั้น จะต้องออกแบบให้น้ำหนักของอุปกรณ์ที่วางอยู่บนแกนทรีมีความสมดุลกันทั้งหมด ไม่เช่นนั้นก็จะทำให้เกิดแรงเหวี่ยงขึ้นเมื่อหมุนระบบ

### 5.5.3 ข้อจำกัดในการใช้ปริมาณเอ็กซ์เรย์

ในการสร้างภาพตัดขวางแต่ละครั้ง จะต้องใช้ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ทั้งหมด 360 องศา ดังนั้นจึงต้องทำการฉายเอ็กซ์เรย์ทั้งหมด 360 ครั้ง ดังนั้นระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้จึงเหมาะที่จะใช้กับวัตถุเท่านั้น เพราะการฉายเอ็กซ์เรย์ในแต่ละครั้งจะทำให้มีปริมาณรังสีสะสมซึ่งเป็นอันตรายต่อชีวิต แต่ถ้าต้องการใช้งานกับสิ่งมีชีวิต ผู้วิจัยแนะนำว่าควรจะลดระดับพลังงานในการฉายเอ็กซ์เรย์ลงเพื่อความปลอดภัย

### 5.5.4 ข้อจำกัดในขนาดวัตถุที่ถ่ายได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์นี้

จากการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์พบว่า ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ผู้วิจัยได้ออกแบบสามารถถ่ายภาพวัตถุที่มีขนาดสูงสุดไม่เกิน 5x5 เซนติเมตร ดังนั้นหากต้องการถ่ายภาพวัตถุที่มีขนาดยาวกว่านี้ก็ต้องออกแบบตัวถาดเลื่อนชิ้นงานนี้ใหม่ให้สามารถมีการสไลด์ได้ เหมือนดังเช่นเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้จริงในเชิงพาณิชย์ และพัฒนาโปรแกรมการเก็บและประมวลผลภาพเพื่อสร้างภาพตัดขวางต่อไป

## เอกสารอ้างอิง

- [1] วิทวัส วิทย์ชำนานุกุล. 2546. "การหาโครงร่างของวัตถุโดยใช้หลักการโทโมกราฟีกับภาพถ่าย." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [2] อีระศักดิ์ จันทน์วิเมลือง. 2550. "การปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซเรย์ชนิดลำแสง กรวยกรณี่หลอดเอ็กซเรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [3] วีระภัทร จันทน์ยิ่งยง. 2554. "การออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวนอน." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- [4] Kieran Maher. "Production of X-Rays." [Online]. Available : <http://www.life.rmit.edu.au/mrs/subject/mr100/prodxray.html>. 2001.
- [5] Jim Lochner. "X-ray Detectors." [Online]. Available : [http://imagine.gsfc.nasa.gov/docs/science/how\\_l2/xray\\_detectors.html](http://imagine.gsfc.nasa.gov/docs/science/how_l2/xray_detectors.html). 2005.
- [6] ปรีดา เต็มจิตธอารีย์ และ K. Nagaiwa. **เอ็กซเรย์เทคโนโลยี**. พิมพ์ครั้งที่ 4. กรุงเทพมหานคร : โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย. 2533.
- [7] พิทยา อึ้งพินิจพงศ์. 2546. "การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซเรย์โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [8] ชัยวิทย์ ศิลาวัชานาไนย, **ฟิสิกส์ของรังสีเอกซ์**. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์. 2528.
- [9] Khandpur R S. **Handbook of Biomedical Instrumentation**. ed. S. Edition. New Delhi : Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited. 2003.
- [10] มานัส มงคลสุข. **เอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี หลักการทางฟิสิกส์ เทคนิค และการควบคุมภาพ**. ขอนแก่น : หจก.โรงพิมพ์คลังน่านวิทยา. 2546.
- [11] เอกภพ งามละเมียด. "เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแกวยาวโดยใช้สารเรืองแสงเคลือบบนโพโต้ทรานซิสเตอร์." 2548. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.

- [12] KASEI OPTONIX LTD. "KYOKKO GREEN series." [Online]. Available :  
<http://www.kasei-optonix.co.jp/english/products/x-ray/intensifying-sc/medical.html>
- [13] วลีตะ นาคบัวแก้ว. “การสร้างแบบจำลอง 3 มิติด้วยหลักการโทโมกราฟีกับภาพถ่ายโดยกำหนดลำแสงแบบกรวยที่มีทิศทางเคลื่อนที่แบบเกลียว.” 2549. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย. สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.



## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล นาย กิตติคุณ ตันติวานิชกิจ  
 วัน เดือน ปีเกิด 22 มีนาคม พ .ศ.2528  
 สถานที่เกิด จังหวัดกรุงเทพมหานคร  
 ที่อยู่ บ้านเลขที่ 34 ถนนหน้าเมือง ตำบลหน้าเมือง อำเภอเมือง  
 ฉะเชิงเทรา จังหวัดฉะเชิงเทรา รหัสไปรษณีย์ 24000 โทร  
 086-0501240 อีเมลล์ kittikunau@gmail.com  
 วุฒิการศึกษา 2550 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
 คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

### ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการยอมรับ

2012: The 5<sup>th</sup> Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2012) in titled “Miniature Computed Tomography with Vertical Rotating Gantry: Application for 3D Modeling”, at UbonRatchathani, Thailand.

# ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

The 2012 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2012)

## Miniature Computed Tomography with Vertical Rotating Gantry: Application for 3D Modeling

K. Tantivanichakit\* and C. Pintavirooj

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520 Thailand

\*s3612103@kmitl.ac.th

**Abstract**— Miniature computed tomography system with vertical rotating gantry is presented in this paper. System calibration was performed before achieving the projection data. An object placed on platform was exposed by the camera every one degrees of rotating angle. Thus, 360 projection data were performed in this study. Finally, Feldkamp algorithm based on a 3-D filtered back projection was employed to reconstruct cross sectional images. The result shows that 3-D model images and volume-rendering obtained from our miniature computed tomography were satisfactory. In conclusion, the miniature computed tomography presented in this study is capable to construct 3-D model with an ease technique.

**Keywords**—Miniature computed tomography, Feldkamp conebeam, back projection image reconstruction, 3D Modeling.

### I. INTRODUCTION

Miniature computed tomography (mini CT) scanners can be classified into two major categories: rotating sample and vertical rotating gantry systems [1].

So-called rotating sample systems feature a stationary x-ray source and a stationary x-ray detector usually mounted on a mechanical bench. Both detector and x-ray tube are facing each other and have to be precisely aligned with the central axis of the CT system. A rotating sample holder is placed on the mechanical bench in between source and detector, also aligned with the central axis of the scanner system. The sample holder can usually be precisely rotated perpendicular to the central axis of the scanner system by a computer-controlled motor-driven rotating stage.

Systems with rotating gantry but stationary sample accommodate x-ray source and detector mounted exactly facing each other on the inside of a ring-shaped mechanical support (gantry). Here, the gantry containing source and detector is no longer stationary but rotates around the central axis of the scanner. The sample which is to be imaged can be placed in a prone or supine position.

Compared to scanners having a rotating sample holder, rotating gantry based systems usually do not offer the possibility to change the scanner geometry easily, normally SDD and SOD are fixed numbers of the particular scanner system. Sample handling during examination is much easier in rotating gantry systems. In addition, these systems support faster rotation times than rotating sample systems [2].

Three-dimensional (3-D) arrays of digital data representing spatial volume arise in several scientific applications. Computed tomography (CT) scanners can be used to create an object volume by imaging a series of cross sections. These techniques have found extensive use in medicine, and more recently, in non-destructive evaluation (NDE) [3].

In this paper, we propose a design and construction of a miniature computed tomography with vertical rotating gantry. Our system is intently focused to use with a small object scanning or be applied in veterinarian clinic for small animal cross-section imaging. We also present an application of an effective feldkamp conebeam method and shape extraction algorithm for an image reconstruction process. The reconstructed image obtains from our imaging system shows quite satisfactory result in term of an object volume calculation.

This paper is proposed as following. An introduction is presented in section I. A design of mini CT system was in section II. A brief explanation about feldkamp conebeam image reconstruction and shape extraction process is mentioned in section III and IV respectively. Section V is experimental results. Discussion and conclusion is described finally in section VI.

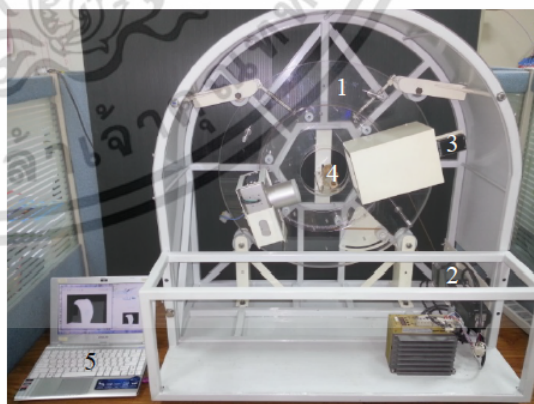


Figure 1. Mini CT system includes 1.) Vertical acrylic gantry 2.) Servo motor 3.) Camera 4.) Platform 5.) Computer for control system.

978-1-4673-4892-8/12/\$31.00 ©2012 IEEE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

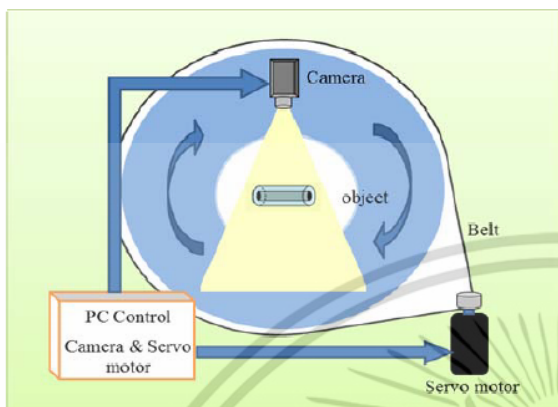


Figure 2. The mini CT system is controlled by computer running program Visual C#. Computer controls camera acquisition.

## II. MINI CT SYSTEM

Mini CT system includes vertical acrylic gantry, servo motor for rotating vertical gantry, camera, platform for placing an object and computer for controlling camera and servo motor as shown in Fig 1.

The mini CT system is controlled by computer running program Visual C#. Computer controls camera acquisition.

## III. FELDKAMP CONE-BEAM TOMOGRAPHY

The goal of image reconstruction is to obtain an image  $f(x,y)$  of a cross section of the object from these projections. The algorithm can also be classified based on the geometry of the beam into parallel-beam, fan-beam and cone-beam tomography. While the projection data for the parallel-beam and cone-beam tomography is a 1D vector, the projection data for the cone-beam tomography is a 2-D array as show in Figure 3. The well-known algorithm for cone-beam tomography is called Feldkamp cone-beam tomography [5]. The Feldkamp algorithm based on a 3-D filtered backprojection. The generalized cone beam image reconstruction is expressed as follows:

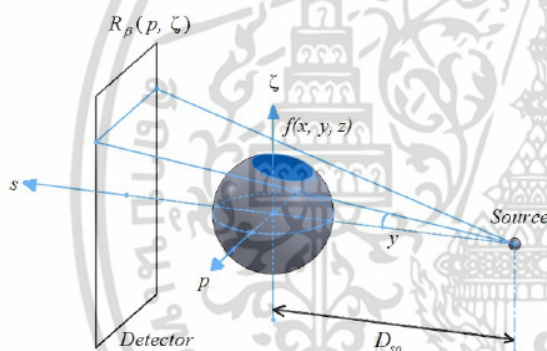


Figure 3. Cone-beam geometry

$$g(x,y,z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{D^2}{(D-s)^2} R(p, \zeta, \beta) h\left(\frac{D-t}{D-s} - p\right) \frac{D}{\sqrt{D^2 + p^2 + \zeta^2}} dp d\beta \quad (1)$$

Where  $g(x,y,z)$  is a reconstructed volumetric data,  $D$  is the distance between the source and the  $Z$ -axis,  $\beta$  is the source rotation angle relative to the  $z$  axis, is  $R(p, \zeta, \beta)$  the cone-beam projection data,  $t = x \cos \beta - y \sin \beta$ ,  $s = -x \sin \beta - y \cos \beta$  and  $(p, \zeta)$  is the coordinate system of the detector plane. The generalized cone-beam reconstruction can be divided into the following steps:

1. Obtain the weighted projection data

$$R'(p, \zeta, \beta) = \frac{D}{\sqrt{D^2 + p^2 + \zeta^2}} R(p, \zeta, \beta)$$

2. Filter the weighted data

$$Q(p, \zeta, \beta) = R'(p, \zeta, \beta) * h(p)$$

3. Weight and back filtered data

$$g(x,y,z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{D^2}{(D-s)^2} Q(p, \zeta, \beta) d\beta$$

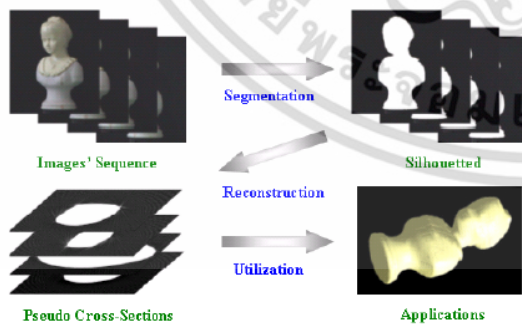


Figure 4. The process diagram of the photographic tomography

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### IV. SHAPE EXTRACTION PROCESS

Figure 4 shows the total process for the shape extraction from a series of images. First process starts with capturing images around the object. Then, the segmentation procedure with the thresholding for high-contrasting image, is brought up to turn the captured images into a binary format where the background is equal to zero and the foreground is equal to one. As a result, shape extraction algorithm can extract the shape of any object regardless of the type of surface either the Lambertian or non-Lambertian surface. When the binary images or the silhouetted projections are passed into the adapted Fladkamp reconstruction algorithm described previously. This stack of cross sections is utilized in such applications as a 3D shape modeling, geometric measurement, and so on. [7]

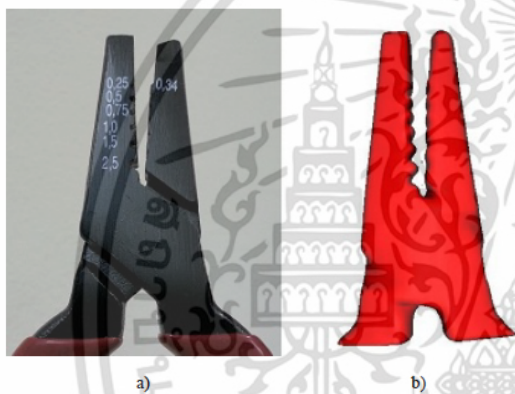


Figure 5. a) Original crimper ; b) 3D model of crimper

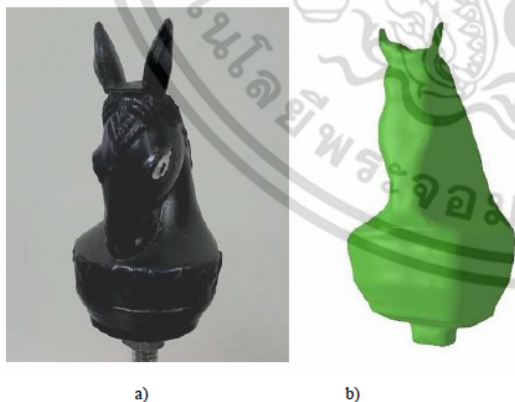


Figure 6. a) Original chess horse ; b) 3D model of chess horse

#### V. RESULTS

As a preliminary, a performance of our miniature CT was basically tested by 3D reconstruction of a simple object as crimper and chess horse. After image projection was performed completely by our prototype imaging system then the image reconstruction process was implemented according to the effective algorithm described above. The obtained image was shown in Figure.5 and 6. Figure 5 shows the original crimper and 3D model of crimper. Figure 6 shows the Original Chess horse and 3D model of Chess horse

For validating the volume of 3-D reconstructed model obtained from this study, the crimper and Chess horse was placed in water for measuring the volume in milliliter unit. The volume obtained from measurement and computations were compared as demonstrated in Table 1.

TABLE I. COMPARING BETWEEN VOLUME MEASUREMENT AND VOLUME OF 3-D RECONSTRUCTED MODEL

object	Volume measurement	Volume of 3-D reconstructed model	Error
Crimper	11.3	12.1	6.84 %
Chess horse	23.4	24.7	5.58 %

#### VI. DISCUSSION AND CONCLUSION

The miniature computed tomography with vertical rotating gantry is presented in this paper. From the result, it can be seen that volume-rendering from Miniature computed tomography are satisfactory. Thus, it can be concluded that the Miniature computed tomography is capable of constructing a 3-D model with an ease technique.

#### VII. ACKNOWLEDGMENT

Authors would like to thank National Science and Technology Development Agency, NSTDA, (Thailand) for their financial support for this research.

#### REFERENCES

- [1] Holdsworth DW, Thornton MM. Micro-CT in small animal and specimen imaging. *Trends Biotechnol* 2002; 20: 34-9.
- [2] Soenke H, Bartling, Wolfram Stiller, Wolfhard Semmler and Fabian Kiessling. *Small Animal Computed Tomography Imaging*. *Current Medical Imaging Reviews* 2007; 3: 45-59.
- [3] R.A. Drebin, et. al., 'Volume Rendering,' *ACM SIGGRAPH Comput. Graph.*, vol. 22, no. 4, pp.65-74, Aug. 1988.
- [4] T.Chanwimalueang, Y.Pitiherapad, M.Sangworasil, C.Pintavirooj. *Miniature Computed Tomography Application in 3D Modeling with Conebeam Geometry Reconstruction*. *ICBME* 2005.
- [5] A.C. Kak. "Tomographic Imaging with Diffracting and Non-Diffracting Sources," *Array Signal Processing*, S. Haykin, Ed. Eaglewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1985.
- [6] V. Jantanayingyong, T.Chanwimalueang, N. Srisuk, C. Pintavirooj *Small-Sized Computed Tomography System with Rotating Gantry ECTICON* 2010
- [7] C. Pintavirooj W.Narkbuakaew W.Withayachumnankul M.Sangworasil *3D Modeling from Multiple Projections:Parallel-Beam to Helical Cone-Beam Trajectory WSCG'2005*, January 31-February 4, 2005