

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
ชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวนอน

A DESIGN OF HORIZONTAL-ROTATING X-RAY MINIATURE
COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEM



T117892

วีระภัทร จันทนยิ่งยง

VERAPAT JANTANAYINGYONG

พ.ศ.
๑๙๘๖
๒๕๕๔

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....**117892**
วัน,เดือน,ปี.....**22 ส.ค. 2554**

b.....**42348880**
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2554

KMITL-2011-EN-M-045-067

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**A DESIGN OF HORIZONTAL-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
2011
KMITL-2011-EN-M-045-067**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2011

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การออกแบบระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิด

หลอดอิเล็กทรอนิกส์ในแนวนอน

นักศึกษา

นาย วีระภัทร จันทนยิ่งยง

รหัสประจำตัว

52611701

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวการแพทย์

พ.ศ.

2554

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รศ.ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอเกี่ยวกับการออกแบบและสร้างระบบอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็กชนิดหลอดอิเล็กทรอนิกส์ในแนวนอน เพื่อสร้างภาพอิเล็กทรอนิกส์ 2 มิติ และสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งจากการทดลองสร้างภาพตัดขวางนั้น พบว่า ภาพตัดขวางที่ได้มีค่าความผิดพลาดร้อยละ 2.34 ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับและสามารถนำไปใช้งานได้ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของระบบตัวตรวจจับอิเล็กทรอนิกส์ที่สร้างขึ้น พบว่า ค่าความสม่ำเสมอของภาพอิเล็กทรอนิกส์ มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ร้อยละ 2.57 และความละเอียดของระบบตัวตรวจจับอิเล็กทรอนิกส์อยู่ที่ 16 lp/inch นอกจากนี้ระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้สามารถนำไปใช้หาปริมาตรของวัตถุและสร้างเป็นภาพสามมิติได้อีกด้วย ซึ่งจากการทดลองหาปริมาตรวัตถุจำนวน 4 ชนิดด้วยการคำนวณจากภาพตัดขวาง เปรียบเทียบกับปริมาตรที่ได้จากการวัดด้วยหลักการแทนที่น้ำ พบว่า การวัดปริมาตรด้วยวิธีคำนวณจากภาพตัดขวางมีค่าความผิดพลาดจากวิธีการวัดปริมาตรด้วยหลักการแทนที่น้ำ เท่ากับร้อยละ 3.94

อย่างไรก็ดี ผู้วิจัยยังคงพบข้อจำกัดหลายประการของระบบอิเล็กทรอนิกส์ขนาดเล็กชนิดหลอดอิเล็กทรอนิกส์ในแนวนอนที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ ซึ่งผู้วิจัยได้เสนอแนะแนวทางในการปรับปรุงและแก้ไขข้อจำกัดดังกล่าว โดยมุ่งหวังให้สามารถพัฒนาระบบอิเล็กทรอนิกส์ให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้น และสามารถนำมาผลิตเพื่อใช้งานได้จริงในอนาคตอันใกล้

Thesis	A Design of Horizontal-Rotating X-Ray Miniature Computed Tomography System
Student	Mr. Verapat Jantanayingyong
Student ID.	52611701
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2011
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr. Chuchat Pintavirooj

Abstract

This thesis presents a design of horizontal-rotating x-ray miniature computed tomography system. The acceptable cross-sectional images with 2.34 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 2.57 percent. Moreover, a resolution of the X-ray detector is 16 lp/inch. For the application of miniature computed tomography system, the total volume of object was performed in 4 samples. The results show that the accuracy of the total volume calculation as compare with Eureka method is 96.06 percent (3.94 percent error).

However, limitations of the horizontal-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

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความกรุณาจากบุพการีอันประกอบด้วยบิดาและมารดา ผู้ให้ความเชื่อเหลือข้าพเจ้าและกำลังใจตลอดจนประสบความสำเร็จ

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษาเป็นอย่างสูง ที่ได้ให้คำแนะนำคำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้พร้อมด้วยความสนับสนุนต่าง ๆ ทำให้ข้าพเจ้าได้มีประสบการณ์ที่ดีและสามารถนำไปพัฒนาตนเองและผู้อื่นเพื่อให้เกิดคุณประโยชน์ต่อประเทศชาติในอนาคตต่อไป

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. มนัส สังวรศิลป์ ที่ได้คอยให้คำแนะนำสั่งสอนให้ข้าพเจ้าได้มีความรู้ ได้รับประสบการณ์ในสิ่งใหม่ๆ

ขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ ชีระศักดิ์ จันทรวินมลิอง อาจารย์ที่ปรึกษาสมัยปริญญาตรี ที่คอยสั่งสอนและให้คำแนะนำมาตลอดตั้งแต่เรียนปริญญาตรีจนถึงปัจจุบัน

ขอกราบขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ ที่อบรมสั่งสอนอีกทั้งยังเป็นผู้ให้กำลังใจ และกำลังทรัพย์ในการศึกษาเล่าเรียนแก่ข้าพเจ้ามาตั้งแต่ต้นจนสามารถทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้สำเร็จตามเป้าหมายทุกประการ

ขอขอบคุณเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ทุกคน ที่คอยให้กำลังใจและความช่วยเหลือในการทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ตลอดจนคำปรึกษาที่ทำให้ข้าพเจ้ามีแนวทางที่จะทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้ให้เสร็จสมบูรณ์

สุดท้ายนี้คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ข้าพเจ้าขอบอบแต่ บิดามารดา พี่สาว อาจารย์ และผู้มีพระคุณทุกท่าน

วีระภัทร จันทนยิ่งยง

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง	VIII
สารบัญรูป	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา	1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตของการศึกษา	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษา	2
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซเรย์	4
2.2 การเกิดเอ็กซเรย์.....	5
2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซเรย์	8
2.4 โครงสร้างหลอดเอ็กซเรย์.....	9
2.4.1 หลอดเอ็กซเรย์แบบทั่วไป จะแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ	9
2.4.2 หลอดเอ็กซเรย์แบบพิเศษ จะแบ่งออกเป็น 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 [8].....	16
2.7.2 Cinefluorography [8].....	16
2.7.3 Angiography [8].....	17
2.7.4 Xeroradiography [8].....	18
2.7.5 Dental x-ray machines [9].....	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.7.6 Portable and Mobile x-ray units [9]	20
2.7.7 Mammographic x-ray equipment [9]	21
2.7.8 Digital Raiography [9]	22
2.7.9 Tomography [10]	23
2.8 ผลและอันตรายของเอ็กซเรย์ต่อร่างกาย	31
2.8.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย.....	32
2.8.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย	35
2.9 การป้องกันอันตรายจากรังสี.....	36
2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	37
บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย	41
3.1 การออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก.....	41
3.1.1 แกนทรี	42
3.1.2 หลอดเอ็กซเรย์.....	42
3.1.3 ชุดระบายความร้อนสำหรับหลอดเอ็กซเรย์	43
3.1.4 ชุดตรวจจับเอ็กซเรย์	44
3.1.5 คอมพิวเตอร์	45
3.1.6 ชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรี.....	46
3.1.7 หน่วยควบคุมเอ็กซเรย์.....	48
3.2 การทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์	49
3.2.1 เก็บภาพเอ็กซเรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์.....	49
3.2.2 การประยุกต์ใช้ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์เพื่อสร้างภาพเอ็กซเรย์.....	49
3.2.3 การกำจัดสัญญาณรบกวน.....	49
3.2.4 ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง	50
3.3 ขั้นตอนการทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์	53
3.3.1 ทดสอบความสม่ำเสมอของภาพเอ็กซเรย์ (Uniformity)	53
3.3.2 ทดสอบความลดทอนของเอ็กซเรย์.....	53
3.3.3 ทดสอบความละเอียดของภาพ (Resolution).....	54
3.4 การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ	54

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.5 การสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System).....	56
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง	57
4.1 ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก	57
4.2 ผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก	58
4.2.1 เก็บภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	58
4.2.2 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว	59
4.2.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	60
4.3 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์.....	61
4.3.1 การทดสอบความสม่ำเสมอของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์.....	62
4.3.2 การทดสอบความลดทอนของเอ็กซ์เรย์.....	63
4.3.3 การทดสอบความละเอียดของภาพ	64
4.4 ผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ.....	65
4.4.1 การทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ.....	65
4.4.2 ผลการวัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมิติส และทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง.....	72
4.5 ผลการสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System).....	73
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ	75
5.1 สรุปผลการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก.....	75
5.2 สรุปผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก	76
5.2.1 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	76
5.2.2 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว	76
5.2.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	76
5.3 สรุปผลการทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์	76
5.3.1 หาความสม่ำเสมอของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์	76
5.3.2 หาความสามารถในการแยกความลดทอนเอ็กซ์เรย์	77
5.3.3 หาความละเอียดของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์.....	77
5.4 สรุปผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ	77
5.4.1 สร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ.....	77
5.4.2 วัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมิติส และทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง	77

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.5 สรุปผลการสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System).....	77
5.6 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะในงานวิจัยนี้	77
5.6.1 ข้อจำกัดในการทำงานของระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์	77
5.6.2 ข้อจำกัดของทิศทางการหมุนของระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์	78
5.6.3 ข้อจำกัดในการใช้ปริมาณเอ็กซเรย์	78
5.6.4 ข้อจำกัดในการถ่ายภาพเอ็กซเรย์	78
เอกสารอ้างอิง.....	79
ประวัติผู้เขียน	81



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี	32
ตารางที่ 2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น	35
ตารางที่ 2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ	36
ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย	36
ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงน้ำหนักและความสูงของวัตถุที่ทำการทดลอง	56
ตารางที่ 4.1 แสดงค่าปริมาตรของวัตถุและค่าความผิดพลาดที่คำนวณได้	73



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ผู้ค้นพบเอ็กซเรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895.....	5
รูปที่ 2.2 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือกรรยาของ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน	5
รูปที่ 2.3 เอ็กซเรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซเรย์ที่เป่าโลหะทำจากทั้งสแตน[4]	6
รูปที่ 2.4 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	6
รูปที่ 2.5 แสดงการเกิดเอ็กซเรย์แบบลักษณะเฉพาะ	7
รูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode.....	9
รูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆ ของ Rotating anode.....	10
รูปที่ 2.8 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม 17° - 20°	12
รูปที่ 2.9 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องเอ็กซเรย์.....	12
รูปที่ 2.10 ตรวจจับเอ็กซเรย์ดิจิตอลที่นำมาใช้ในทางการแพทย์.....	13
รูปที่ 2.11 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แบบใช้ฟิล์ม.....	16
รูปที่ 2.12 แสดง Cinefluorography ภาพแรกของโลก ในปี ค.ศ. 1947	17
รูปที่ 2.13 แสดง ฟิล์มที่ใช้บันทึก Cinefluorography ของบริษัท โกดัก	17
รูปที่ 2.14 แสดงเครื่อง Angiography ขณะทำการใช้งาน	18
รูปที่ 2.15 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเครื่อง Angiography	18
รูปที่ 2.16 แสดงการใช้ Xeroradiography ในการตรวจสอบวัตถุต่างๆ.....	19
รูปที่ 2.17 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์พื้นที่ใช้ในปัจุบัน.....	19
รูปที่ 2.18 แสดงตัวอย่างภาพเอ็กซเรย์พื้น	20
รูปที่ 2.19 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่สามารถเคลื่อนย้ายได้.....	20
รูปที่ 2.20 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบ C Arm ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้	21
รูปที่ 2.21 แสดงลักษณะของ Mammographic x-ray equipment.....	21
รูปที่ 2.22 แสดงลักษณะของการเอ็กซเรย์.....	21
รูปที่ 2.23 แสดงภาพที่ได้จากการเอ็กซเรย์.....	22
รูปที่ 2.24 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิตัล	22
รูปที่ 2.25 แสดงตัวอย่างการใช้งานเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิตัล	22
รูปที่ 2.26 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากฟิล์มเอ็กซเรย์.....	23
รูปที่ 2.27 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเอ็กซเรย์แบบดิจิตัล	23
รูปที่ 2.28 Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004) ผู้คิดค้นเครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก	24

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.29 EMI Head Scanner เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก.....	24
รูปที่ 2.30 ภาพตัดขวางรูปสมของมนุษย์ภาพแรก	24
รูปที่ 2.31 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องซีที	25
รูปที่ 2.32 โปรไฟล์ของวัตถุที่บันทึกได้ใน 2 ทิศทาง	27
รูปที่ 2.33 นำโปรไฟล์มาซ้อนกันเพื่อสร้างภาพ	27
รูปที่ 2.34 แสดงตัวอย่างของแกนตรี	28
รูปที่ 2.35 แสดงวงแหวนสลิปด้านหน้า	29
รูปที่ 2.36 แสดงวงแหวนสลิปด้านหลัง	29
รูปที่ 2.37 แสดงส่วนประกอบต่างๆขณะทำการเอ็กซเรย์.....	30
รูปที่ 2.38 แสดงระบบถ่ายภาพที่ใช้หลักการหมุนวัตถุของ วิทวัส วิทย์ชำนานุกุล [1].....	38
รูปที่ 2.39 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์แบบหมุนวัตถุของ ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมธียง [2].....	38
รูปที่ 2.40 แสดงระบบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยใช้กล้องหลายตัวของ น้ำทิพ ศรีสุข [3]	39
รูปที่ 2.41 แสดงแฟนทอมเปรียบเทียบของ น้ำทิพ ศรีสุข [3].....	39
รูปที่ 3.1 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ถูกรอกแบบ โดย โปรแกรม Solid Work	41
รูปที่ 3.2 แสดงแกนทรีที่ใช้ในงานวิจัยนี้	42
รูปที่ 3.3 แสดงหลอดเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้	43
รูปที่ 3.4 แสดงชุดระบายความร้อนที่ใช้ในงานวิจัยนี้	43
รูปที่ 3.5 แสดงกล้องดิจิตอลที่ใช้ในงานวิจัยนี้	44
รูปที่ 3.6 แสดงองค์ประกอบภายในอย่างง่ายของชุดตรวจจับเอ็กซเรย์.....	45
รูปที่ 3.7 แสดงชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้	45
รูปที่ 3.8 แสดงโปรแกรมควบคุมระบบฉายเอ็กซเรย์และบันทึกภาพถ่ายเอ็กซเรย์.....	46
รูปที่ 3.9 แสดงเซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับและชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้	47
รูปที่ 3.10 แสดงหัวเกียร์ (Gearbox) สำหรับเพื่อเพิ่มแรงบิดที่ใช้ในงานวิจัยนี้	47
รูปที่ 3.11 แสดงชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรีที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	48
รูปที่ 3.12 แสดงตู้วงจรควบคุมเอ็กซเรย์และชุดกำเนิดแรงดัน ไฟฟ้าสูงที่ใช้ในงานวิจัยนี้	48
รูปที่ 3.13 ไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการออกแบบการทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์	50
รูปที่ 3.14 แฟนทอมปรับตั้ง ทำจากแผ่นอะคริลิกและติดด้วยเข็มโลหะ	51
รูปที่ 3.15 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ในการปรับตั้งระบบเครื่องเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์	51

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.16 แสดงการจัดตั้งกลางลำแสงเอ็กซ์เรย์ให้อยู่ตรงกับเข็ม โลหะ	51
รูปที่ 3.17 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่กล้องดิจิตอลถ่ายได้จากขั้นตอนการปรับเทียบ	52
รูปที่ 3.18 แสดงแฟนทอมสำหรับสร้างภาพตัดขวาง	52
รูปที่ 3.19 แสดงแผ่นอลูมิเนียมแบบขั้น	53
รูปที่ 3.20 แสดงแฟนทอมสำหรับทดสอบความละเอียด.....	54
รูปที่ 3.21 แสดงรูปกระดูกสัตว์ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง	55
รูปที่ 3.22 แสดงรูปมะพร้าวซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง	55
รูปที่ 3.23 แสดงรูปขาไก่ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง	56
รูปที่ 3.24 แสดงรูปปีกบนไก่ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง.....	56
รูปที่ 4.1 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นและใช้ในงานวิจัยนี้	57
รูปที่ 4.2 ภาพวัตถุจริงที่ใช้ในการทดลองเก็บภาพเอ็กซ์เรย์	58
รูปที่ 4.3 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขณะที่มีวัตถุ (I_0).....	59
รูปที่ 4.4 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขณะที่ไม่มีวัตถุ (I_0).....	59
รูปที่ 4.5 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์	59
รูปที่ 4.6 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่มีสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์	60
รูปที่ 4.7 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีแบบค่ามีเดีย	60
รูปที่ 4.8 แสดงตัวอย่างภาพ โปรเจกชันของแฟนทอมที่ได้จากการทดลอง	61
รูปที่ 4.9 แสดงตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีฟิลเตอร์เบ็ค โปรเจกชัน	61
รูปที่ 4.10 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการวัดค่าความเข้มของฟิสิกเซล	62
รูปที่ 4.11 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ของแผ่นอลูมิเนียมแบบขั้น	63
รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความลดทอนของเอ็กซ์เรย์.....	63
รูปที่ 4.13 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์แฟนทอมวัดความละเอียดที่สามารถตรวจจับได้	64
รูปที่ 4.14 แสดงภาพโปรเจกชันของกระดูกสัตว์	65
รูปที่ 4.15 แสดงภาพโปรเจกชันของมะพร้าว.....	66
รูปที่ 4.16 แสดงภาพโปรเจกชันของขาไก่	66
รูปที่ 4.17 แสดงภาพโปรเจกชันของปีกบนไก่.....	67
รูปที่ 4.18 แสดงภาพตัดขวางของกระดูกสัตว์.....	67
รูปที่ 4.19 แสดงภาพตัดขวางของมะพร้าว	68

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.20 แสดงภาพตัดขวางของขาไก่.....	68
รูปที่ 4.21 แสดงภาพตัดขวางของปีกบนไก่.....	69
รูปที่ 4.22 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของกระดูกสัตว์.....	69
รูปที่ 4.23 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของมะพร้าว.....	70
รูปที่ 4.24 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของขาไก่.....	70
รูปที่ 4.25 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของปีกบนไก่.....	71
รูปที่ 4.26 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของกระดูกสัตว์.....	71
รูปที่ 4.27 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของมะพร้าว.....	71
รูปที่ 4.28 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของขาไก่.....	72
รูปที่ 4.29 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของปีกบนไก่.....	72
รูปที่ 4.30 แสดงตัวอย่างข้อมูล DICOM ที่จำเป็น.....	73
รูปที่ 4.31 แสดงระบบ PACS โดยใช้โปรแกรม Conquest DICOM Server.....	74

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และ โครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์เป็นระบบที่มีความสำคัญอย่างหนึ่งในงานอุตสาหกรรม ระบบการรักษาความปลอดภัย และโดยเฉพาะอย่างยิ่งในทางการแพทย์ จึงปฏิเสธไม่ได้ว่าระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์นั้นมีความสำคัญสูงในการช่วยชีวิตผู้ป่วย จึงมีการพัฒนาในด้านนี้อย่างจริงจัง และกว้างขวางมากยิ่งขึ้นในต่างประเทศ ในขณะที่ภายในประเทศกลับไม่มีการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้อย่างจริงจัง ซึ่งเป็นเหตุให้ประเทศชาติต้องสูญเสียงบประมาณเป็นจำนวนมากในการนำเข้าและบำรุงรักษาเทคโนโลยีที่มีราคาแพงเหล่านี้ ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาและพัฒนาความรู้ความเข้าใจ ในเทคโนโลยีเหล่านี้ให้มากขึ้น เพื่อเป็นจุดเริ่มต้นของการพัฒนา และอาจก่อให้เกิดผลในเชิงกว้างต่อการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้มากขึ้นภายในประเทศ

งานวิจัยนี้ได้มีการออกแบบและสร้างระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก เพื่อนำภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากระบบไปสร้างเป็นภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติ ซึ่งงานวิจัยนี้เป็นการรวบรวมและพัฒนาต่อยอดมาจากงานวิจัยหลายๆชิ้นที่สร้างขึ้นในประเทศไทย ไม่ว่าจะเป็นงานวิจัยหาโครงร่างของวัตถุ โดยใช้หลักการโทโมกราฟฟีกับภาพถ่าย [1] งานวิจัยปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซเรย์ C-ARM [2] งานวิจัยสร้างภาพจากตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบทางอ้อมโดยใช้กล้องหลายตัว [3] ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเป็นจุดเริ่มต้นของการพัฒนาอุปกรณ์การแพทย์คุณภาพสูงที่สามารถผลิตได้เองในประเทศ

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อพัฒนาระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหลอดเอ็กซเรย์หมุนในแนวนอน
2. เพื่อนำภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากระบบไปสร้างเป็นภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติ
3. สร้างภาพเอ็กซเรย์ให้เป็นไปตามมาตรฐาน DICOM
4. สร้างระบบแสดงภาพทางการแพทย์ (PACS)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นั้นจะทำการฉายเอ็กซ์เรย์รอบวัตถุ โดยระบบจะติดตั้งหลอดเอ็กซ์เรย์และตัวรับภาพอยู่บนแกนทรี เมื่อระบบเริ่มทำงานแกนทรีก็จะหมุนรอบวัตถุในแนวตั้ง จากนั้นก็ทำการฉายเอ็กซ์เรย์และเก็บภาพในทุกๆ 1 หรือ 2 องศา จากการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้กล่าวมานั้น ผู้วิจัยได้สังเกตเห็นว่าการทำงาน โดยการหมุนแกนทรีในแนวตั้งนั้น จะต้องออกแบบให้การหมุนของแกนทรีหมุนด้วยความเร็วคงที่และมีความแม่นยำ ดังนั้นเพื่อเป็นการลดความยุ่งยากในการออกแบบและควบคุมการหมุนของแกนทรี ผู้วิจัยจึงได้ออกแบบให้การหมุนของแกนทรีหมุนในแนวนอนแทน เพราะการหมุนแกนทรีในแนวนอนไม่ต้องคำนึงถึงการสมดุลน้ำหนักบนแกนทรี ทำให้สามารถควบคุมการหมุนของแกนทรีได้ง่ายและลดค่าใช้จ่ายในการออกแบบระบบ

1.4 ขอบเขตของการศึกษา

1. สร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก โดยการหมุนของระบบอยู่ในแนวนอน
2. สร้างภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติของวัตถุจากภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

ขั้นตอนของการศึกษางานวิจัยนี้ มีดังต่อไปนี้

1. กำหนดวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานแนวความคิดของงานวิจัยและขอบเขตของงานวิจัย
2. รวบรวมเนื้อหาและงานวิจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
3. ออกแบบ และพัฒนางานวิจัยที่มีอยู่เดิม
4. ทำการทดลอง และเก็บผลการทดลอง
5. สรุปผลงานวิจัย

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้
 บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา แนวคิดที่ใช้ในการวิจัย คำถาม
 ของงานวิจัย สมมุติฐานของงานวิจัย วัตถุประสงค์ของการศึกษา และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย ประกอบไปด้วยขั้นตอนต่าง ๆ ได้แก่ การออกแบบระบบ
 เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก การเตรียมความพร้อมของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ การทดลอง
 ถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ การสร้างภาพตัดขวางและภาพโมเดล 3 มิติของ
 วัตถุจากภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และการสร้างระบบแสดงผลภาพทาง
 การแพทย์ (PACS)

บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล

บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะงานวิจัย

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซเรย์

เอ็กซเรย์คือรังสีที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า มีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาคของแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นสั้น โดยมีค่าความยาวคลื่นอยู่ในช่วงประมาณ 0.04 ถึง 1000 อังสตรอม ซึ่งเป็นค่าความยาวคลื่นที่อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมากับรังสีอัลตราไวโอเลต คุณสมบัติโดยทั่วไปของเอ็กซเรย์จะคล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดาเป็นส่วนใหญ่ แต่คุณสมบัติพิเศษของเอ็กซเรย์คือมีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่างๆ ได้ โดยที่จะผ่านได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับค่าความหนาแน่นและน้ำหนักระยะของวัตถุที่ผ่าน นอกจากนั้นเอ็กซเรย์ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติด้านอื่นๆ อีกด้วย

ผู้ที่ทำการค้นพบเอ็กซเรย์เป็นคนแรกคือ นักฟิสิกส์ชาวเยอรมันชื่อ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในตอนเย็นวันที่ 8 พฤศจิกายน พ.ศ. 2438 ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัยวูซบรุค ประเทศเยอรมัน เรินท์เกนได้พบเอ็กซเรย์ในขณะที่กำลังทำการทดลองในเรื่อง “Absorption of Cathode rays” โดยใช้หลอดทดลองที่เรียกว่า Crookes' tube เขาได้สังเกตเห็นว่า Cathode rays ที่ออกมาจากหลอดทดลองนั้นทำปฏิกิริยาให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วยธาตุ “แบเรียมพลาคิโนไซยาไนด์” (Barium platinocyanide) เกิดการเรืองแสงขึ้น โดยที่ระยะที่ไกลที่สุดที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็งคือ 120 เซนติเมตร ในขณะที่เดียวกันเขาสังเกตเห็นอีกว่าตัวอักษร A ที่ทำด้วยธาตุแบเรียมพลาคิโนไซยาไนด์ซึ่งวางอยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วยทั้งๆที่ไม่อยู่ในระยะของ Cathode rays เรินท์เกนจึงคิดว่าเขาค้นพบชนิดใหม่ขึ้นแล้วและให้ชื่อว่า X-ray และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมาทำการทดลองและสังเกตถึงอำนาจในการการทะลุทะลวงของเอ็กซเรย์ผ่านกระดาษ, โลหะและแม้กระทั่งผ่านเนื้อของมนุษย์และเขาได้ถ่ายภาพรังสีของมือของภรรยาเขาไว้โดยในบริเวณที่เป็นเนื้อหนังจะเห็นเป็นรอยสีเทาหรือสีดำ ส่วนบริเวณที่เป็นกระดูกนิ้วมือจะเห็นเป็นรอยสีขาว ดังรูปที่ 2.1 (b) จึงนับได้ว่าเป็นจุดเริ่มต้นของวิชารังสีวิทยาทางการแพทย์



รูปที่ 2.1 วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ผู้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895

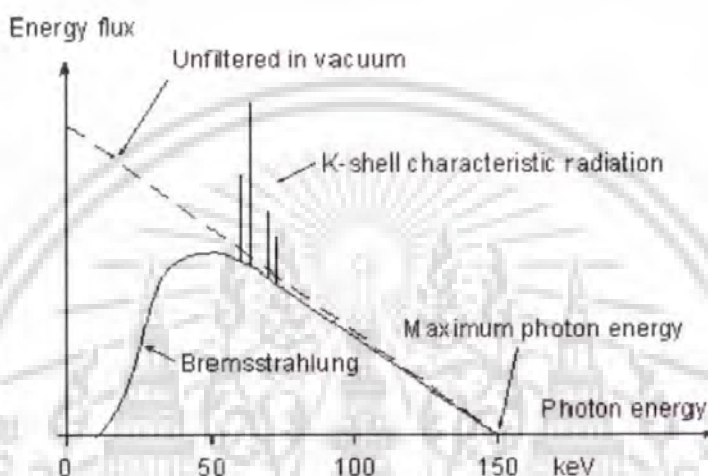


รูปที่ 2.2 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือกรรยาของ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน

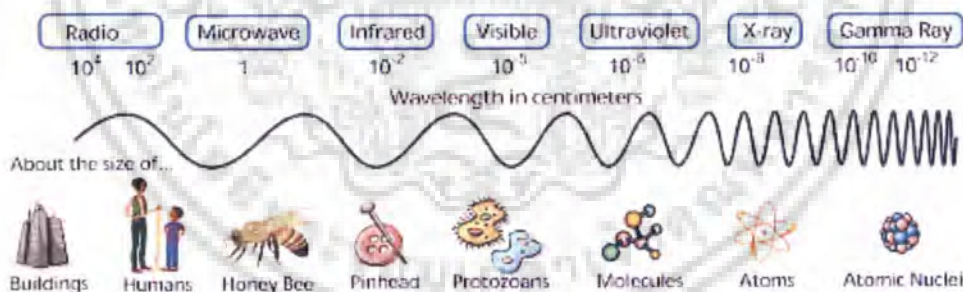
2.2 การเกิดเอ็กซ์เรย์

เอ็กซ์เรย์ไม่ได้เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ แต่เป็นรังสีที่เกิดจากการสร้างของมนุษย์ โดยใช้ปรากฏการณ์เบรมสตาร์จส์ (Bremsstrahlung) เอ็กซ์เรย์เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวล (อิเล็กตรอน 1 ตัวมีมวล 9.11×10^{-28} กรัม) วิ่งไปกระทบกับเป้าโลหะซึ่งทำมาจากทั้งสแตนและถูกทั้งสแตนสกัดกันไว้ มีผลทำให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุดและคายพลังงานจลน์ (kinetic energy) ออกมา ในขณะที่อิเล็กตรอนกำลังวิ่ง จะมีพลังงาน 2 รูป คือ พลังงานศักย์ (potential energy) และพลังงานจลน์ พอถูกทั้งสแตนสกัดกันไว้จนหยุด อิเล็กตรอนจะคงเหลือแต่พลังงานศักย์ ส่วนพลังงานจลน์ไม่สูญหาย แต่เปลี่ยนรูปไปเป็นพลังงานใหม่อีก 2 รูป คือ มากกว่า 99 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นความร้อนและน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ [4, 5] จะเปลี่ยนเป็นพลังงานในรูปของคลื่น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่า เอ็กซ์เรย์ โดยที่เอ็กซ์เรย์ที่เกิดขึ้นจะเป็นส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นแตกต่างกันตั้งแต่ความยาวคลื่นสั้นที่สุดซึ่งมีพลังงานสูงสุดที่เกิดจากอิเล็กตรอนที่ถูกทำให้หยุดและความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆ ไปจนถึงความยาวคลื่นที่สูงที่สุดซึ่งเป็นเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานต่ำและยังมีพลังงานจลน์เหลืออยู่ ส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์นี้เรียกว่าเอ็กซ์เรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) เอ็กซ์เรย์ที่มีความยาวคลื่นสั้นจะมีพลังงานสูงและมีอำนาจทะลุทะลวงมากกว่าเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นยาว



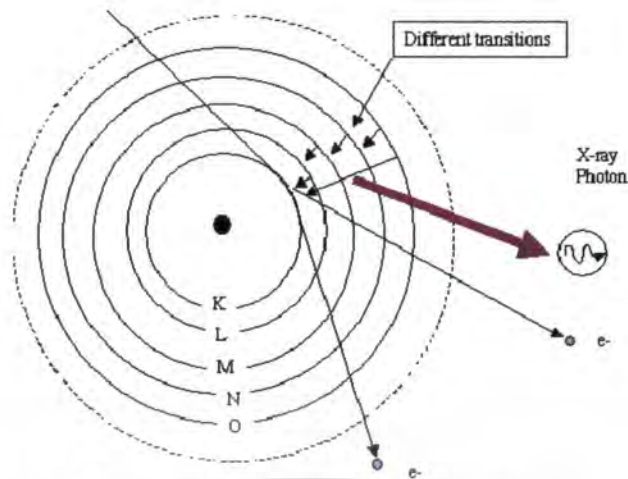
รูปที่ 2.3 เอ็กซ์เรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซ์เรย์ที่เป่าโลหะทำจากทังสเตน[4]



รูปที่ 2.4 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

นอกจากวิธีการข้างต้น เอ็กซ์เรย์ยังสามารถเกิดขึ้นได้อีกวิธีหนึ่ง คือเมื่ออิเล็กตรอนหลายๆ วงที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอม เกิดการกระโดดข้ามจากวงโคจรที่มีระดับพลังงานสูงกว่า ไปสู่วงโคจรอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะเกิดการคายพลังงานออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่ โดยขึ้นอยู่กับลักษณะอะตอมของธาตุนั้นๆ เอ็กซ์เรย์ที่ได้มาด้วยวิธีนี้ จึงเรียกว่ารังสีลักษณะเฉพาะ (characteristic radiation) [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 แสดงการเกิดเอ็กซ์เรย์แบบลักษณะเฉพาะ

การเกิดเอ็กซ์เรย์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ [6] คือ

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอนหรือการแยกอิเล็กตรอนนอกจากอะตอมของโลหะ อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นหรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์ โดยการที่เราผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้น ประมาณ 2000 องศาเซลเซียส หรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิออนิกอิมิชัน (Thermionic Emission) คือ อิเล็กตรอนหลุดออกจากเซลล์หรือวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อน อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจะมาออกันอยู่รอบๆ ผิวหน้าของโลหะจนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่ามีแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอมของโลหะยังมีอยู่

2. การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง วิธีที่จะทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดจากอะตอมไปได้ คือ ต้องหาสิ่งที่มีพลังงาน หรือแรงดึงดูด มากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนกับ อะตอมของโลหะ มาดึงดูดอิเล็กตรอนสิ่งนั้นก็ คือ ไฟฟ้าแรงสูง (High voltage) ไฟฟ้าแรงสูงนี้ นอกจากจะทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของโลหะ แล้ว ยังทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่หรือวิ่งไปด้วยความเร็วสูง กล่าวอีกอย่างหนึ่งคือ ต้องทำให้ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกและขั้วลบให้ต่างกันความต่างศักย์นี้ถ้ายังมีค่ามากขึ้นเท่าใด ก็ยิ่งทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของไส้หลอดได้มากและวิ่งไปด้วยความเร็วสูงขึ้นความต่างศักย์ 100 กิโลโวลต์จะทำให้อิเล็กตรอนมีความเร็วประมาณ 165 กิโลเมตรต่อวินาที

3. การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่าน ไปต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง จึงจะทำให้อิเล็กตรอนวิ่งไปด้วยความเร็วสูง ดังนั้นภายในหลอดเอ็กซ์เรย์จึงเป็นสุญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศหรือก๊าซอยู่ภายในหลอดแม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม ความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลงเนื่องจากเกิด ไอออนไนเซชัน (Ionization)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มข้น (Concentration of electron) จะต้องมีวิธีการที่จะทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกัน คือ พุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณ (ความเข้มข้น) ที่มากพอสมควร ซึ่งทำได้โดยการใช้เครื่องมือที่เรียกว่า "Electron focusing device" คอยควบคุม ให้อิเล็กตรอนส่วนใหญ่ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5. การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใดจะสามารถทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ได้ ซึ่งสามารถทำได้โดยหาวัตถุมำกั้นหรือขวางอิเล็กตรอนวัตถุนั้นก็คือ เป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้น คือ เกิดการชนหรือกระทบกันระหว่างอิเล็กตรอนกับเป้าอย่างแรงอิเล็กตรอนดังกล่าวจะไปชนอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้านั้นให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรและจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไปวิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจากพลังงานของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจรจะไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมี การคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน (ส่วนใหญ่จะเป็นความร้อนมากกว่า) กล่าวคือ จากพลังงานของอิเล็กตรอนทั้งหมดที่วิ่งไปสู่เป้านั้น 99.8 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นความร้อน และ 0.2 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นเอ็กซ์เรย์

2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีช่วงคลื่นสั้นมากอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม
2. มีคุณสมบัติเหมือนแสงสว่างธรรมดา เช่น เดินทางเป็นเส้นตรง ถ้าเดินทางในสุญญากาศจะมีความเร็วเท่ากับแสงคือ 186,000 ไมล์ต่อวินาที หรือ 3×10^8 เซนติเมตร/วินาที นอกจากนั้นแล้วยังมีการสะท้อนกลับ, หักเหและเบี่ยงเบน ได้เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา
3. ไม่หักเห โดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า
4. เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งเข้าชนเป้าอิเล็กตรอนดังกล่าวนี้จะวิ่งไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่นๆ ที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้าให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรอิเล็กตรอนของเซลล์นอกถัดออกไปจะวิ่งเข้ามาแทนที่และคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน
5. ทำให้เกิดการเรืองแสงในสารพิเศษบางอย่าง
6. ดูดกลืน (Absorbed) โดยสสาร (Matter) ทุกชนิดมากบ้างน้อยบ้างขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและน้ำหนัของอะตอมของสสารนั้น
7. ทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (Ionization) เมื่อผ่านไปใวอากาศหรือก๊าซ
8. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมี เช่น เมื่อเอ็กซ์เรย์ไปถูกฟิล์มถ่ายรูปจะทำให้ฟิล์มนั้นดำจึงนำผลอันนี้มาใช้ในการบันทึกภาพรังสีบนแผ่นฟิล์มเอ็กซ์เรย์

9. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะ เป็นต้นว่าทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลงหรือเกิดการผ่าเหล่า (Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก
10. มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูงสามารถทะลุผ่านเนื้อหนังของมนุษย์และสัตว์ได้แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆ ได้

2.4 โครงสร้างหลอดเอกซเรย์

หลอดเอกซเรย์ที่ใช้กันในวงการแพทย์มีด้วยกัน 2 ชนิด [6] คือ

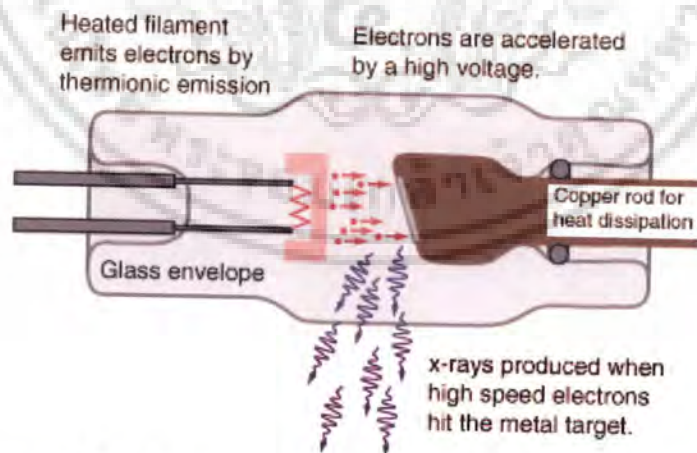
2.4.1 หลอดเอกซเรย์แบบทั่วไป จะแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ

2.4.1.1 หลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบอยู่นิ่ง (Stationary anode tube)

หมายถึงหลอดเอกซเรย์ชนิดที่ขั้วบวก อยู่คงที่ กล่าวคือขั้วบวกมักจะทำเป็นแท่งทองแดง ลักษณะเป็นบล็อกล้อมและมีเป่าเป็นบริเวณสี่เหลี่ยมเล็กๆ ทำด้วยแผ่นโลหะทั้งสแตนซึ่งฝังลงในบล็อกล้อมทองแดงอีกทีหนึ่ง

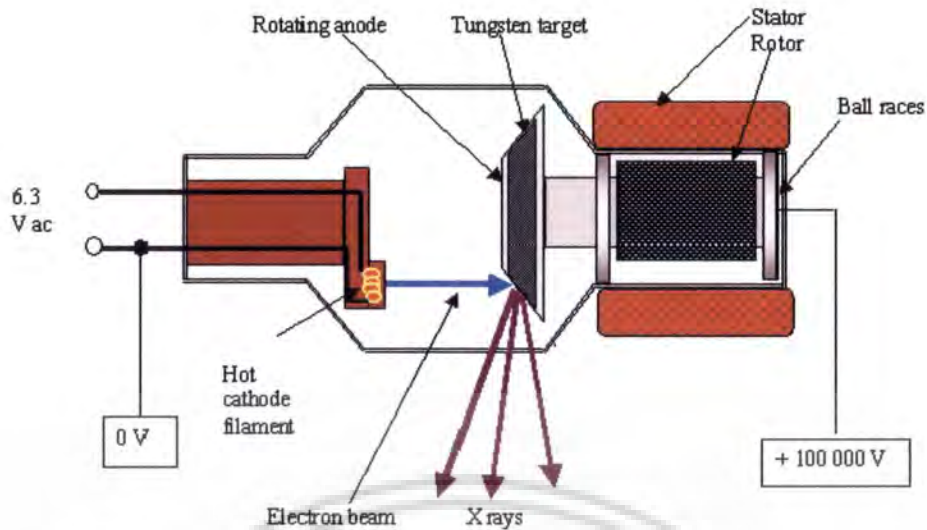
2.4.1.2 หลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบหมุนได้ (Rotating anode tube)

หมายถึงหลอดเอกซเรย์ชนิดที่ขั้วบวกไม่อยู่คงที่ กล่าวคือจะหมุนรอบตัวตลอดเวลาที่ทำการถ่ายเอกซเรย์ ขั้วบวกของหลอดชนิดนี้ จะมีรูปร่างคล้ายจาน ทำด้วยทั้งสแตนและมีแกนหรือค้ำลักษณะเรียวยาวเล็กทำด้วย โมลิบดีนัมและมีส่วนที่ทำให้เกิดการหมุนอยู่ตรงปลายของค้ำนั้น ส่วนประกอบที่สำคัญของหลอดเอกซเรย์ทั้ง 2 ชนิด แสดงดังรูปที่ 2.5 และ 2.6



รูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆ ของ Rotating anode

2.4.2 หลอดเอ็กซ์เรย์แบบพิเศษ จะแบ่งออกเป็น 3 ชนิด

2.4.2.1 หลอดเอ็กซ์เรย์แบบกริด (Grid-Controlled X-ray tube)

เป็นหลอดเอ็กซ์เรย์ที่มีขั้วไฟฟ้าขั้วที่ 3 ที่เรียกว่ากริด (Grid) เพื่อใช้ในการควบคุมการไหลอิเล็กตรอนจากขั้วแคโทดไปยังขั้วแอโนด กริดนี้จะมีลักษณะเป็นรูปถ้วยโฟกัสอยู่รอบไส้หลอด และมีศักย์เป็นลบเมื่อเทียบกับไส้หลอด ซึ่งศักย์ไฟฟ้าระหว่างกริดกับไส้หลอดจะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าที่สามารถบังคับอิเล็กตรอนให้เคลื่อนที่เป็นแนวเส้นได้ แต่หากสนามไฟฟ้าสูงเกินไปจะทำให้อิเล็กตรอนชนกันเอง และไปไม่ถึงแอโนดได้

2.4.2.2 หลอดเอ็กซ์เรย์แบบขั้วแอโนดแยกส่วนและหมุนได้ (Rotating segmented anode tube)

หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดนี้จะมีแอโนดที่ทำด้วยแกรไฟต์เป็นรูปถ้วย ภายในถ้วยจะประกอบด้วยหลอดทั้งสแตน-รีเนียมหลายร้อยเส้นเรียงรายกัน ซึ่งเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิวในการระบายความร้อนขณะที่แอโนดหมุน หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดนี้สามารถรองรับความร้อนได้มากขึ้นกว่าแบบจานหมุนมาก โดยสามารถรองรับความร้อนได้สูงถึง 700,000 Heat unit

2.4.2.3 หลอดเอ็กซ์เรย์แบบปลดปล่อยอิเล็กตรอนด้วยสนามไฟฟ้าความเข้มสูง (Field emission X-ray tube)

ลักษณะพิเศษของหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดนี้ก็คือ มีขั้วแคโทดเป็นรูปทรงกระบอกที่มีเข็มเล็กๆ อยู่ภายใน ซึ่งทำให้สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างแอโนดและแคโทดไม่กระจายออกไปเหมือนแบบปกติ ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้าที่สูงมากขึ้นทำให้อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากแคโทดมีพลังงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สูงขึ้น พลังงานเอ็กซ์เรย์ก็จะมากขึ้นด้วย หลอดเอ็กซ์เรย์ลักษณะนี้จะใช้กับการถ่ายภาพทรวงอก และทารกแรกเกิด

จากรูปที่ 2.5 และ 2.6 ส่วนประกอบสำคัญของหลอดเอ็กซ์เรย์โดยทั่วไปจะมีดังนี้

1. โครงสร้างทั้งหมดของเอ็กซ์เรย์จะถูกบรรจุอยู่ในหลอดแก้วที่ผนึกอย่างดี ทั้งนี้เพื่อให้ภายในหลอดแก้วเป็นสุญญากาศ เพื่อป้องกันไม่ให้อิเล็กตรอนที่ปล่อยออกมาชนกับโมเลกุลของอากาศซึ่งจะทำให้เสียพลังงานไป

2. มีขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว คือ ขั้วบวก (Anode) และขั้วลบ (Cathode)

Anode มี 2 ชนิดคือ

Anode ชนิดอยู่กับที่ชนิดนี้ทำด้วยทองแดง ปลายด้านหนึ่งติดอยู่กับหลอดแก้ว ส่วนอีกปลายหนึ่งมีแผ่นโลหะทั้งสแตนขนาดครึ่งตารางนิ้วติดอยู่ตรงกลาง เรียกว่า เป้า การที่ใช้โลหะทั้งสแตนเป็นเป้าก็ด้วยสาเหตุคือทั้งสแตนเป็นโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูง ด้านทานความร้อนได้ดีมาก จึงไม่ละลาย กับทั้งยังเป็นโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูง เป็นผลให้สามารถผลิตแสงเอ็กซ์เรย์ได้ดีมากกว่าโลหะที่มีน้ำหนักอะตอมต่ำ

Anode ชนิดที่หมุนได้นี้มีลักษณะคล้ายๆ งานกลมทำด้วยโลหะทั้งสแตน หมุนอยู่กับแกนที่ทำด้วยโมลิบดีนัมที่ทำเป็นแกนก็เพื่อที่จะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้นและช่วยระบายความร้อนอีกด้วย

สำหรับ Cathode นั้นประกอบด้วยลวดทั้งสแตนที่พันเป็นขดเรียกว่าไส้หลอด ขดลวดนี้จะบรรจุอยู่ในที่รองรับที่มีลักษณะถ้วยเรียกว่า “Focusing cup” ซึ่งเป็นส่วนที่ต่อออกไปภายนอกหลอดแก้วเพื่อต่อกับวงจรไฟฟ้า เมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านเข้าไปยังไส้หลอด จะทำให้อุณหภูมิของไส้หลอดสูงขึ้น และเมื่ออุณหภูมิสูงมากพอก็จะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่บริเวณผิวหลอดออกมา และเคลื่อนที่ไปตามทิศทางของสนามไฟฟ้าประหว่าแคโทดและแอนโนด ปฏิกิริยาการปลดปล่อยอิเล็กตรอนนี้เรียกว่า การปลดปล่อยเทอร์โมอิเล็กตรอน (Thermionic Emission)

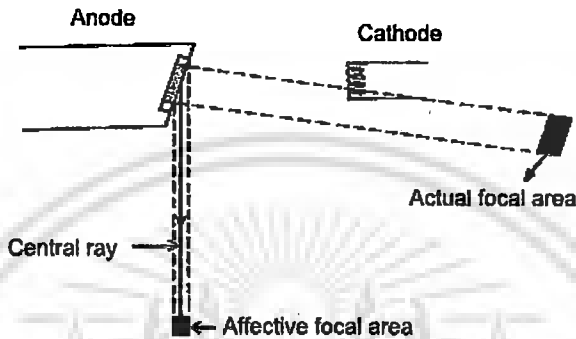
3. เป้าเป็นส่วนสำคัญที่จะทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ทั้งนี้อิเล็กตรอนต้องวิ่งมาชนเป้านี้จึงจะเกิดเอ็กซ์เรย์ จุดหรือบริเวณที่เป็นเป้าให้อิเล็กตรอนวิ่งเข้าชนนี้เรียกว่าจุดโฟกัส จุดนี้คือจุดกำเนิดของเอ็กซ์เรย์

ขนาดของจุดโฟกัสนั้นมีความสำคัญเกี่ยวกับการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์มาก โฟกัสที่มีขนาดเล็กจะให้คุณภาพที่มีคุณภาพดี มีรายละเอียดและความชัดเจนมากกว่า ส่วนจุดโฟกัสที่มีขนาดใหญ่จะมีความทนทานต่อความร้อน ได้มากกว่าแต่ภาพที่ได้รับจะมีความชัดเจนน้อยกว่าภาพที่ถ่ายโดยใช้จุดโฟกัสขนาดเล็ก

ดังนั้นเพื่อที่จะได้ภาพที่มีความชัดเจนและเพื่อให้จุดโฟกัสมีความทนทานต่อความร้อนได้เป็นอย่างดีจึงได้มีการหาวิธีที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวนี้ ทำได้ 2 วิธีคือ

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

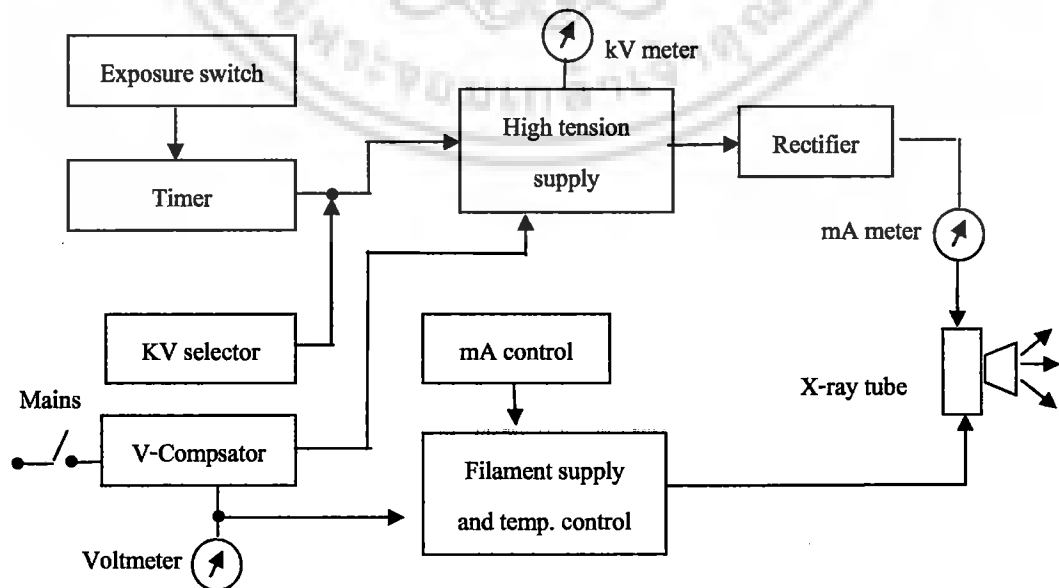
Line-focus principle นั้น อาศัยหลักการคือ บังคับให้ลำอิเล็กตรอนวิ่งไปสู่เป้าในลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมมุมฉากและสร้างให้ด้านหน้าของเป้า (Target) เอียงเป็นมุมประมาณ 17° - 20° กับด้านหน้าของ Cathode ดังในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.8 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม 17° - 20°

การสร้างให้เป้าเอียง 17° - 20° นี้มีวัตถุประสงค์คือ

1. ทำให้ Effective focal area มีขนาดเล็ก ภาพที่ได้จะชัดเจนและคม
2. ทำให้ Actual focal area มีขนาดใหญ่ รับความร้อนได้มากและทนความร้อนได้ดีสำหรับวิธีที่ทำให้ Anode หมุนนั้นก็เพื่อจะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้น ผลคือทนทานต่อความร้อนได้มากขึ้นและตำแหน่งของ Focal spot ที่ถูกอิเล็กตรอนชนจะเปลี่ยนที่ไปเนื่องจาก Anode มีการหมุน

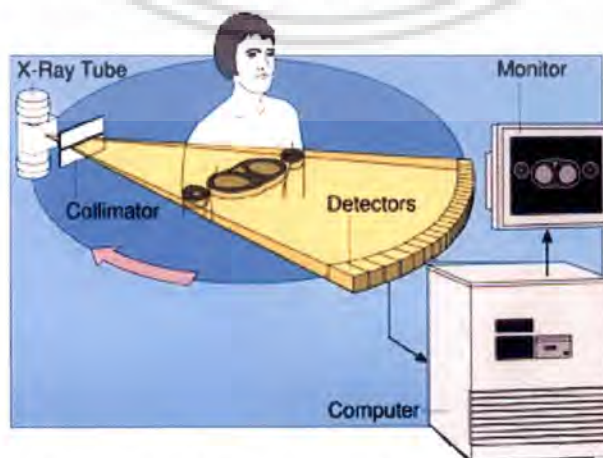


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ 2.9 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องเอ็กซเรย์นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

ในการจะนำเอ็กซเรย์มาใช้ประโยชน์ สิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงเป็นอย่างแรก คือ ทำอย่างไร จึงจะรู้ว่าบริเวณใดมีเอ็กซเรย์ มีปริมาณเท่าไร และแปลงเอ็กซเรย์ให้เป็นรูปภาพได้อย่างไร จึงมีการประดิษฐ์คิดค้นเครื่องมือเพื่อให้สามารถตรวจจับเอ็กซเรย์ที่เปล่งออกมาจากแหล่งกำเนิดและนำมาสร้างภาพในที่สุด เรียกเครื่องมือที่ว่า ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ (X-Ray Detector) โดยตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแรกที่ถูกนำมาใช้ในการสร้างภาพเอ็กซเรย์ คือ ฟิล์มเอ็กซเรย์ (X-ray Film) ซึ่งสามารถตรวจจับเอ็กซเรย์และผ่านกระบวนการทางเคมีเพื่อสร้างภาพและแสดงให้เห็นบนฟิล์มเอ็กซเรย์ ซึ่งในทางการแพทย์มีการนำมาใช้กันอย่างแพร่หลาย และยังคงมีใช้อยู่ในปัจจุบัน ถึงแม้ว่าฟิล์มเอ็กซเรย์จะให้ภาพที่คมชัดและมีรายละเอียดสูงมาก แต่ทว่ายังพบปัญหาของการใช้ฟิล์มเอ็กซเรย์หลายประการ เช่น ต้องการพื้นที่ในการเก็บข้อมูลจำนวนมาก เช่น ห้องเก็บฟิล์ม, ไม่สามารถเก็บรักษาฟิล์มเอาไว้ได้เป็นเวลานาน โดยมีอายุการเก็บฟิล์มเอ็กซเรย์เฉลี่ยได้ไม่เกิน 5 ปี, ต้องใช้เวลาในการล้างฟิล์ม ซึ่งก่อให้เกิดความล่าช้าในการทำงาน อีกทั้งยังต้องมีค่าใช้จ่ายอื่นๆ ที่ตามมา เช่น น้ำยาล้างฟิล์ม ฟิล์มเอ็กซเรย์ เครื่องล้างฟิล์ม และพนักงานล้างฟิล์ม เป็นต้น และข้อจำกัดที่สำคัญคือ ไม่สามารถแสดงภาพเอ็กซเรย์บนจอคอมพิวเตอร์ และไม่สามารถแสดงภาพเอ็กซเรย์เป็น Real Time ได้ ดังนั้น ในปัจจุบันจึงมีเทคโนโลยีตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบดิจิทัลเข้ามาช่วยเติมเต็มข้อจำกัดต่างๆ ของฟิล์ม ให้สามารถนำเอ็กซเรย์มาใช้งาน ได้กว้างขวางและหลากหลายมากยิ่งขึ้น

ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบดิจิทัลนั้น เป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีทางวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์อย่างแท้จริง ในการนำอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่มีคุณสมบัติพิเศษมาใช้ในการตรวจจับเอ็กซเรย์ โดยสร้างตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ที่สามารถแปลงเอ็กซเรย์ที่มาตกกระทบที่ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ให้กลายเป็นพลังงานไฟฟ้าซึ่งอยู่ในรูปแบบพลังงานที่สามารถนำมาประมวลผลด้วยคอมพิวเตอร์และแสดงผลภาพเอ็กซเรย์บนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ตรวจจับเอ็กซเรย์ดิจิทัลที่นำมาใช้ในทางการแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบดิจิทัลที่นำไปใช้ในการสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ 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 ที่นำมาใช้ในตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ประเภทนี้ ได้แก่ โฟโอดีไดโอด (Photodiode) โฟโตทรานซิสเตอร์ (Phototransistor) หรือ อุปกรณ์ถ่ายเทประจุ (Charge-Coupled Device; CCD) เป็นต้น

2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซ์เรย์

หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซ์เรย์ มี 2 อย่าง [7] คือ วัดคุณภาพ และ วัดปริมาณ

2.6.1 การวัดคุณภาพ

การวัดคุณภาพ คือ การวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่างๆ มี 3 วิธี คือ

- 1) โดยการวัดความยาวคลื่น ความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้มาก
- 2) โดยการวัดพลังงานของรังสี เป็นอิเล็กตรอนโวลต์ (electron volt) พลังงานมากมีอำนาจทะลุทะลวงมาก

$$1 \text{ อิเล็กตรอนโวลต์} = 1.60 \times 10^{-12} \text{ เอิ้ง (erg)}$$

$$1 \text{ วัตต์ (watt)} = 10^7 \text{ เอิ้งต่อวินาที (erg/second)}$$

$$1 \text{ แรงม้า (horse power)} = 746 \text{ วัตต์}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$= 7.46 \times 10^9 \text{ เอิร์กต่อวินาที}$$

$$= 4.66 \times 10^{21} \text{ อิเล็กตรอน โวลต์ต่อวินาที (electron volt/second)}$$

3) โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (half value layer ; H.V.L) เป็นความหนาเป็นมิลลิเมตรของโลหะ เช่น ทองแดง หรือ อะลูมิเนียม ที่สามารถกรองเอ็กซ์เรย์แล้วลดปริมาณรังสีลงได้ครึ่งหนึ่งของปริมาณเดิม

2.6.2 การวัดปริมาณ

สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ [7] คือ

1. ปริมาณและรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Expose radiation)
2. ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation) หน่วยต่างๆ ที่ใช้ในการวัดได้แก่

คูรี (Curie ; Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วไป โดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาตามแมรี คูรี และสามีปีแอร์ คูรี ได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรี เป็นหน่วยวัดความแรงของรังสี โดยกำหนดว่า สารกัมมันตรังสีที่สลายตัวในอัตรา 3.7×10^{10} ครั้งต่อวินาที จะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุกัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปีแอร์คูรีต่อลิตรของอากาศ (1 Pci = 1 ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอัตราเสี่ยง ต่อการเป็นโรคมะเร็งพอๆกับการสูบบุหรี่วันละ 1 ของ

เรินต์เกน ในปี พ.ศ. 2471 ที่ประชุมรังสีแพทยนานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์ม ประเทศสวีเดน ให้วัดปริมาณเอ็กซ์เรย์ด้วยหน่วยเรินต์เกน ซึ่งต่อมาในปี พ.ศ. 2480 ในการประชุมแบบเดียวกันที่นครชิคาโก สหรัฐอเมริกา ได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วย เพราะรังสีแกมมาและเอ็กซ์เรย์เหมือนกันทุกอย่าง นอกจากกำเนิดไม่เหมือนกัน คือ เอ็กซ์เรย์มนุษย์ทำขึ้น แต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติ รังสี 1 เรินต์เกน ฉายผ่านอากาศแห้ง จำนวน 0.001293 กรัม ที่ 0 องศาเซลเซียส ความกดดัน 760 มิลลิเมตรปรอท จะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยอิเล็กตรอนซึ่งมีไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit ; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1 เรินต์เกน จะเท่ากับ 83 เอิร์กต่อกรัมอากาศ หรือ 93 เอิร์กต่อกรัมของเนื้อ

เรป (roentgen equivalent physics ; R.E.P) คือ จำนวนรังสีใดๆที่ให้พลังงาน 93 เอิร์กต่อ 1 ลูกบาศก์เซนติเมตรของเนื้อ

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

เรด (roentgen absorbed dose ; R.A.D) ในปี พ.ศ. 2496 ในการประชุมรังสีวิทยานานาชาติครั้งที่ 7 ที่นครโคเปนโฮเกน มีมติให้ใช้เรดเป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีที่ถูกดูด โดยสิ่งมีชีวิต ในรูปของพลังงานที่สะสมในช่วงเวลาหนึ่ง

เกรย์ (Gray ; Gy) เป็นหน่วยในระบบเอสไอ (SI unit) ของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกายมีค่าเท่ากับ 2 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 เป็นเทคนิคที่นิยมใช้ในงานเอ็กซเรย์ทรวงอก โดยเป็นการบันทึกภาพเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์ม ซึ่งจะบันทึกได้เพียงครั้งเดียวต่อฟิล์ม 1 แผ่น



รูปที่ 2.11 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แบบใช้ฟิล์ม

2.7.2 Cinefluorography [8]

เป็นวิธีการบันทึกภาพยนตร์รังสีเอ็กซ์ โดยใช้กล้องถ่ายภาพยนตร์ หรือกล้องโทรทัศน์แทนฟิล์มเอ็กซเรย์ ซึ่งอาจเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Television Cinefluorography ซึ่งเครื่องเอ็กซเรย์รูปแบบนี้จะป็นต้นแบบในการพัฒนาในรุ่นต่างๆภายในเวลาต่อมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 แสดง Cinefluorography ภาพแรกของโลก ในปี ค.ศ. 1947



รูปที่ 2.13 แสดง ฟิล์มที่ใช้บันทึก Cinefluorography ของบริษัท โกดัก

2.7.3 Angiography [8]

เป็นวิธีการตรวจทางรังสีของหลอดเลือด ปกติแล้ว เส้นเลือดจะโปร่งเมื่อฉายรังสีเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์ม จึงต้องทำให้เส้นเลือดทึบ โดยการฉีดสารทึบรังสีเข้าไปในเส้นเลือดที่เราต้องการดู วิธีการนี้สามารถดูกลไกการทำงานบริเวณนั้น ได้อีกด้วย ซึ่งจะมีชื่อเรียกย่อยลงไปตามบริเวณที่ใช้ งาน เช่น

Vertebral Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดที่เลี้ยงสมองส่วนหลัง

Branchial Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดแดงที่ไปเลี้ยงแขนหรือมือ

Cerebral Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดในสมอง

Cardio Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดแดงที่เลี้ยงหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 แสดงเครื่อง Angiography ขณะทำการใช้งาน



รูปที่ 2.15 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเครื่อง Angiography

2.7.4 Xeroradiography [8]

เป็นเทคนิคการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์มชนิดพิเศษ ฟิล์มเอ็กซเรย์ชนิดนี้จะถูกฉายด้วยสารรังสีชนิดพิเศษ จึงต้องใช้วิธีการเฉพาะเมื่อทำให้เกิดภาพ โดยวิธีการนี้สามารถนำฟิล์มกลับมาใช้ใหม่ได้ เทคนิคนี้เป็นที่นิยมใช้ในการเอ็กซเรย์กระดูกบริเวณแขน ขา และทรวงอก นอกจากนี้ยังเป็นที่นิยมในการใช้เอ็กซเรย์วัตถุต่างๆ เพื่อตรวจสอบภายใน หารอยร้าว อีกด้วย ดังรูปที่ 2.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 แสดงการใช้ Xeroradiography ในการตรวจสอบวัตถุต่างๆ

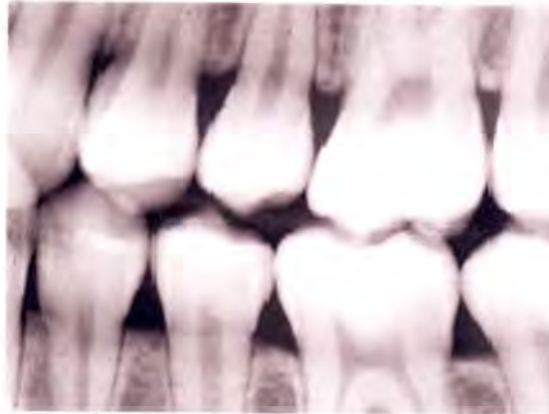
2.7.5 Dental x-ray machines [9]

เครื่องเอ็กซเรย์ฟันนั้นจะใช้สำหรับเอ็กซเรย์ลักษณะและตำแหน่งของฟันภายในช่องปาก โดยจะใช้พลังงานเอ็กซเรย์ในระดับที่ค่อนข้างต่ำ ทั่วไปใช้อยู่ที่ 50kV 7 mA ทำให้เครื่องเอ็กซเรย์ฟันมีขนาดที่เล็ก และสามารถเคลื่อนไหวได้เพื่อความสะดวกในขณะฉายเอ็กซเรย์ หลอดเอ็กซเรย์ของเครื่องเอ็กซเรย์ฟันนี้จะมีลักษณะพิเศษคือ มีกริดกั้นอยู่ระหว่างแคโทดและแอนโนด เพื่อทำการจัดเรียงลำอิเล็กตรอนให้มีความเป็นระเบียบ อีกทั้งยังมีไส้หลอดที่มีขนาดเล็กทำให้สนามไฟฟ้าระหว่างแอนโนดและแคโทดมีความเข้มสูง ซึ่งช่วยให้อิเล็กตรอนมีพลังงานมากขึ้น เอ็กซเรย์ที่เกิดจึงมีพลังงานมากพอ และมีระยะเวลาในการฉายที่สั้นมาก



รูปที่ 2.17 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์ฟันที่ใช้ในปัจจุบัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.18 แสดงตัวอย่างภาพเอ็กซเรย์ฟัน

2.7.6 Portable and Mobile x-ray units [9]

สำหรับผู้ป่วยที่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายไปไหนได้นั้น จำเป็นต้องมีเครื่องเอ็กซเรย์ที่สามารถเคลื่อนที่ได้เพื่อไปเอ็กซเรย์ผู้ป่วยที่เตียงผู้ป่วย จึงได้มีการพัฒนาเครื่องเอ็กซเรย์ที่สามารถถอดประกอบ หรือเคลื่อนย้ายได้โดยง่าย เพื่อที่สามารถนำไปถ่ายเอ็กซเรย์ที่เตียงผู้ป่วยได้ โดยทั่วไปแล้ว เอ็กซเรย์แบบ Portable X-ray unit จะมีขนาดเล็กกว่าปกติ โดยมีพลังงานในการฉายเอ็กซเรย์อยู่ที่ 15 mA ถึง 15 A ที่แรงดันไฟฟ้า 90 – 95 kV การใช้งานปกติจะอยู่ที่ 15 – 20 mA เท่านั้น ขณะที่ Mobile X-ray unit จะมีระดับพลังงานที่สูงเทียบเท่ากับเครื่องเอ็กซเรย์ทั่วไป คือ 300 mA – 30 A ที่แรงดันไฟฟ้า 125 kV



รูปที่ 2.19 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่สามารถเคลื่อนย้ายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



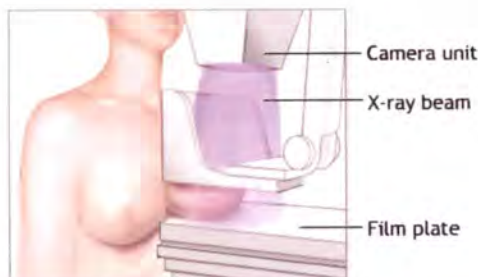
รูปที่ 2.20 แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบ C Arm ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้

2.7.7 Mammographic x-ray equipment [9]

เครื่องเอ็กซเรย์เต้านม เป็นเครื่องเอ็กซเรย์อีกชนิดหนึ่งที่มีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านม ซึ่งเป็นกันมากในสตรี และเนื่องจากหน้าอกสตรีนั้นเป็นส่วนที่มีความไวต่อรังสีค่อนข้างสูง พลังงานเอ็กซเรย์ที่ฉายจึงต้องต่ำมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ อีกทั้งฟิล์มเอ็กซเรย์ที่ใช้จึงต้องเป็นแบบชนิดพิเศษกว่าที่ใช้งานทั่วไป คือเป็นแบบ Xeroradiography ดังหัวข้อที่ 2.7.4 ในขณะที่หลอดเอ็กซเรย์ที่ใช้แผ่นอลูมิเนียมหนา 1 มม. เป็นตัวกรองเอ็กซเรย์ และใช้พลังงานอยู่ที่ 40 – 50 kV



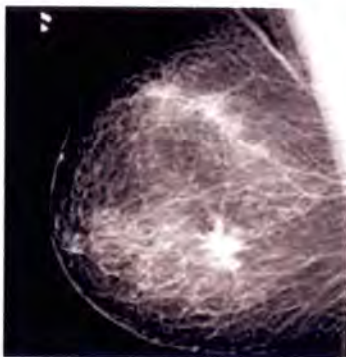
รูปที่ 2.21 แสดงลักษณะของ Mammographic x-ray equipment



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

รูปที่ 2.22 แสดงลักษณะของการเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการทบทวนเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.23 แสดงภาพที่ได้จากการเอ็กซเรย์

2.7.8 Digital Raiography [9]

เนื่องจากการเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่ใช้ฟิล์มเอ็กซเรย์บางครั้งจะได้ภาพที่ไม่ชัดเจนนัก ซึ่งอาจมาจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย หรือคุณภาพของฟิล์มที่ใช้งานเสื่อมลง จึงได้มีการคิดค้นรูปแบบใหม่ขึ้นมาแทนฟิล์ม นั่นคือ การเก็บข้อมูลภาพในรูปแบบดิจิทัล และสามารถนำมาแสดงเป็นภาพได้ที่จอมอนิเตอร์ วิธีนี้นอกจากสามารถได้ภาพที่ชัดเจนแล้วแพทย์ยังสามารถปรับแต่งความคมชัดของภาพเอ็กซเรย์ได้ตามที่แพทย์ต้องการอีกด้วย



รูปที่ 2.24 แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล



รูปที่ 2.25 แสดงตัวอย่างการใช้งานเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.26 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากฟิล์มเอ็กซเรย์



รูปที่ 2.27 แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

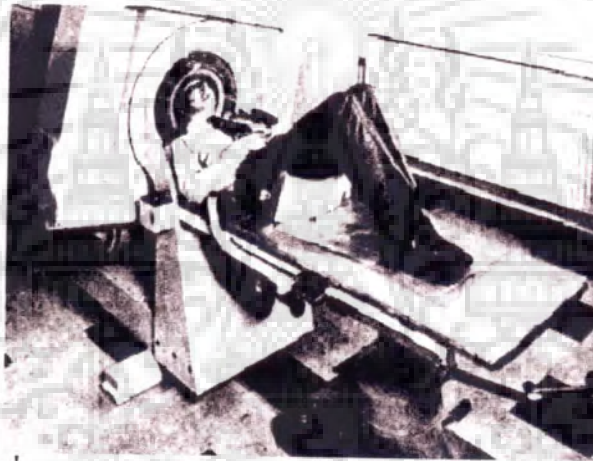
2.7.9 Tomography [10]

เทคนิคนี้ถูกค้นพบในปี พ.ศ. 2465 โดยนายแพทย์ชาวฝรั่งเศสชื่อ โบเคจ (Bocage) เทคนิคนี้เป็นการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ผ่านส่วนของลำตัว หรืออวัยวะ ในลักษณะของภาพตัดขวาง เทคนิคนี้ทำให้ได้ภาพของโครงสร้างภายในร่างกายชัดเจนเพียงระนาบใดระนาบหนึ่งเท่านั้น ขณะเดียวกันภาพเงาของระนาบอื่นก็ปรากฏซ้อนทับออกมาด้วยแต่ไม่คมชัด เทคนิคนี้จึงแก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการซ้อนทับกันของเงาของอวัยวะภายในที่ปรากฏบนฟิล์มรับภาพได้ แต่ยังไม่สมบูรณ์นัก จนหลายสิบปีต่อมาได้มีการพัฒนาเทคนิคนี้มากขึ้นจนสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้อย่างสมบูรณ์ นั่นคือ CT (Computed Tomography) ซีที เครื่องแรกได้ถูกสร้างขึ้นในปี พ.ศ. 2510 โดยวิศวกรของบริษัทอีเอ็มไอ (EMI) ชื่อเฮาส์ฟิลด์ (Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004)) โดยเฮาส์ฟิลด์ได้พัฒนาแนวคิดมาจากนักฟิสิกส์ชื่อ คอร์แม็ก และในปี พ.ศ. 2515 เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลกสามารถใช้งานกับผู้ป่วยได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



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



รูปที่ 2.29 EMI Head Scanner เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก

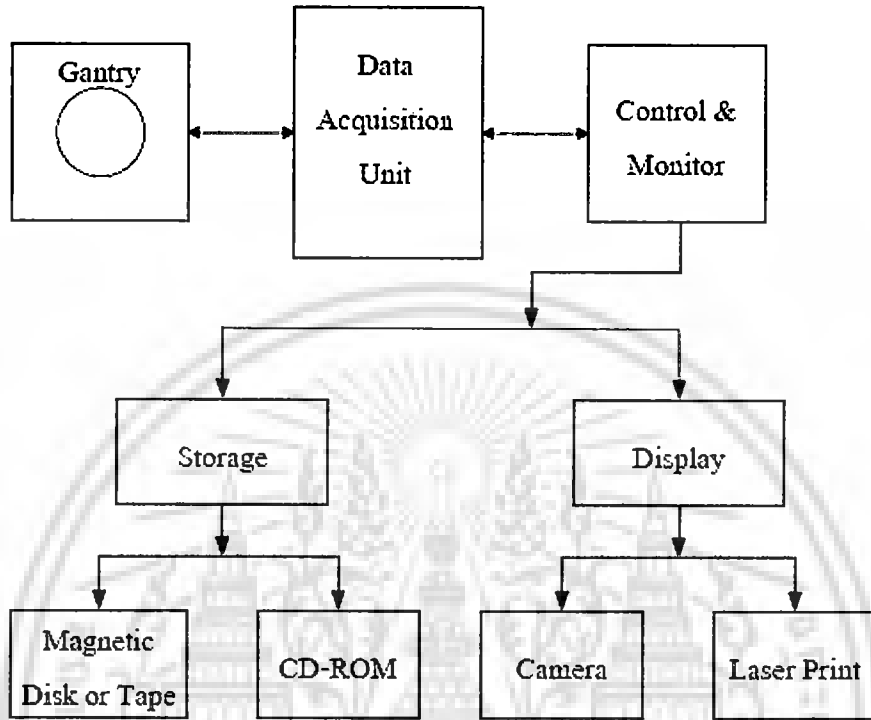


รูปที่ 2.30 ภาพตัดขวางรูปสมองมนุษย์ภาพแรก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.9.1 การทำงานพื้นฐานของเครื่องซีที

การทำงานพื้นฐานของเครื่องซีที สามารถอธิบายได้ตามบล็อกไดอะแกรมดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.31 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องซีที

ส่วนควบคุมการทำงานและแสดงผลจะควบคุมการทำงานของเครื่อง เมื่อหลอดเอ็กซเรย์ยิงเอ็กซเรย์ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยไปยังหัววัดเอ็กซเรย์ หัววัดเอ็กซเรย์จะทำหน้าที่วัดความเข้มของเอ็กซเรย์ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นข้อมูลอนาล็อก (Analog Data) ซึ่งข้อมูลเหล่านี้จะต้องผ่านวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) เพื่อขยายให้สัญญาณมีความแรงมากพอสำหรับการประมวลผลข้อมูล โดยสัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้จะแปรผันตามความเข้มของเอ็กซเรย์ที่ตกกระทบที่หัววัด นั่นหมายถึง หากเอ็กซเรย์ผ่านอวัยวะในจุดที่ต่างกัน ย่อมให้ค่าความเข้มต่างกัน แต่เนื่องจากข้อมูลที่ได้ในเบื้องต้นนี้เป็นข้อมูลอนาล็อก จึงไม่สามารถส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลได้จำเป็นต้องผ่านการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter) หรือเรียกว่า เอดีซี (ADC) เมื่อได้ข้อมูลดิจิทัลมาแล้ว ข้อมูลจะถูกส่งเข้าสู่ส่วนจัดเก็บข้อมูล ซึ่งจะเป็นส่วนจัดเก็บข้อมูลผู้ป่วยทั้งหมด จากนั้นก็จะเข้าสู่ส่วนควบคุมการทำงานและแสดงผลเพื่อทำการแสดงผลในรูปแบบต่างๆ เช่น แสดงบนจอมอนิเตอร์ หรือทำการพิมพ์ภาพผ่านทางเครื่องพิมพ์แบบเลเซอร์ นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกข้อมูลที่ไต่ลงในแผ่นดิสเก็ต หรือแผ่นซีดีรอมได้อีกด้วย

2.7.9.2 หลักการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ (Tomography)

Tomography คือกระบวนการในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุโดยใช้วิธีการวัดข้อมูลจากภายนอก อาศัยคุณสมบัติตามธรรมชาติที่แตกต่างกันของส่วนประกอบต่าง ๆ ที่ตอบสนองต่อสื่อสัญญาณที่ส่งเข้าไป เมื่อนำข้อมูลหลาย ๆ ระนาบมาประมวลผลด้วยคณิตศาสตร์ชั้นสูง ก็สามารถสร้างเป็นภาพตัดขวางแสดงการกระจายของเนื้อเยื่อหรือองค์ประกอบต่าง ๆ ภายในวัตถุได้

เอ็กซ์เรย์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงและเป็นพวกไอออนไนซิงเรดิเอชัน (Ionizing radiation) เมื่อเดินทางผ่านเข้าไปในตัวกลางใดก็ตามก็จะเกิดอันตรกิริยากับตัวกลางนั้น เช่น ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric effect) ปรากฏการณ์คอมป์ตัน (Compton effect) หรือ การผลิตสารคู่ (Pair production) เป็นต้น ซึ่งมีผลทำให้เอ็กซ์เรย์ที่เดินทางผ่านตัวกลางนั้น ๆ ออกมาแล้วมีความเข้มลดลง

ถ้าตัวกลางเป็นวัตถุเนื้อเดียว มีความหนา x เมื่อฉายเอ็กซ์เรย์ที่มีความเข้ม I_0 ผ่านเข้าไป รังสีที่ทะลุออกมามีความเข้มลดลงเป็น I โดยมีความสัมพันธ์กันดังสมการนี้

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

เมื่อ μ คือสัมประสิทธิ์การลดทอนของเอ็กซ์เรย์

กรณีในตัวกลางไม่ใช่สารเนื้อเดียว ความสัมพันธ์จะเป็นดังสมการ 2.2

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

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

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

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

เมื่อให้ θ มีค่าคงที่ การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง หมายถึง การเปลี่ยนค่า r จะได้เซตของเรย์ซัมสำหรับมุม θ 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 ซึ่งถ้าหากใช้จำนวนโปรไฟล์มากขึ้นก็จะได้ภาพที่สมบูรณ์มากขึ้นด้วย สุดท้ายเมื่อนำภาพที่ได้ไปผ่านฟิลเตอร์ก็จะได้ภาพตัดขวางแสดงลักษณะของวัตถุหรือเนื้อเยื่อภายในได้



รูปที่ 2.32 โปรไฟล์ของวัตถุที่บันทึกได้ใน 2 ทิศทาง

รูปที่ 2.33 นำโปรไฟล์มาซ้อนกันเพื่อสร้างภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.9.3 ส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

1. แกนตรี (Gantry)

แกนตรีเป็นส่วนที่ใกล้ชิดกับผู้ป่วยเพราะเป็นที่ที่จะต้องให้ผู้ป่วยนอนขณะรับการตรวจ ส่วนมากจะมีลักษณะเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยม ตรงกลางมีช่องวงกลมขนาดใหญ่เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 70 – 80 ซม. สามารถสอดผู้ป่วยเข้าไปได้ทั้งตัวอย่างสะดวก แกนตรีจะมีขนาดและน้ำหนักที่แตกต่างกันขึ้นกับบริษัทผู้ผลิต แกนตรีจะเป็นเชื่อมโยงส่วนประกอบอื่นๆเข้าด้วยกัน เช่น วงแหวนสลิป หลอดเอกซเรย์ แหล่งจ่ายไฟฟ้าแรงสูง คอลลิเมเตอร์ หัววัดเอกซเรย์ และระบบเก็บข้อมูล เป็นต้น



รูปที่ 2.34 แสดงตัวอย่างของแกนตรี

2. วงแหวนสลิป

วงแหวนสลิปเป็นอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นโดย บริษัท ซีเมนส์ และ โตชิบา เพื่อแก้ไขปัญหาข้อจำกัดของความยาวสายไฟฟ้าแรงสูงที่เชื่อมระหว่างหม้อแปลงกับหลอดเอกซเรย์ ทำให้การเคลื่อนที่หมุนของหลอดเอกซเรย์ไม่สามารถทำได้ต่อเนื่องตลอดเวลา วงแหวนสลิปเป็นอุปกรณ์ทางกลศาสตร์ไฟฟ้า ที่ทำด้วยตัวนำไฟฟ้าเพื่อนำไฟฟ้าไปสู่หลอดเอกซเรย์ได้อย่างต่อเนื่อง โดยไม่ต้องเสียบเวลาหยุดเพื่อเริ่มต้นใหม่ วงแหวนสลิปจะมี 2 แบบตามลักษณะ คือ แบบทรงกระบอก และแบบจาน หากแบ่งตามวิธีการจ่ายไฟฟ้า สามารถแบ่งได้ 2 แบบเช่นเดียวกัน คือ แบบสัทธิ์สูง และแบบสัทธิ์ต่ำ ดังรูป



รูปที่ 2.35 แสดงวงแหวนสลลิปด้านหน้า



รูปที่ 2.36 แสดงวงแหวนสลลิปด้านหลัง

3. หลอดเอ็กซ์เรย์

หลอดเอ็กซ์เรย์คือส่วนที่ใช้สร้างเอ็กซ์เรย์ ซึ่งรายละเอียดได้กล่าวไว้แล้วข้างต้น

4. ส่วนการกรอง (Filtration)

เนื่องจากเอ็กซ์เรย์ที่ออกมาจากหลอดเอ็กซ์เรย์นั้น ส่วนใหญ่จะมีพลังงานที่ไม่สม่ำเสมอ ซึ่งทำให้เกิดการประมวลผลภาพที่ผิดเพี้ยนไป และมีสัญญาณรบกวนเยอะ ดังนั้นส่วนนี้จะช่วยทำให้เกิดการตัดแยก ให้เอ็กซ์เรย์ที่เหลือออกมีค่าพลังที่สูง และใกล้เคียงกัน ทำให้ระดับพลังงานเฉลี่ยสูงขึ้นและสม่ำเสมอขึ้น

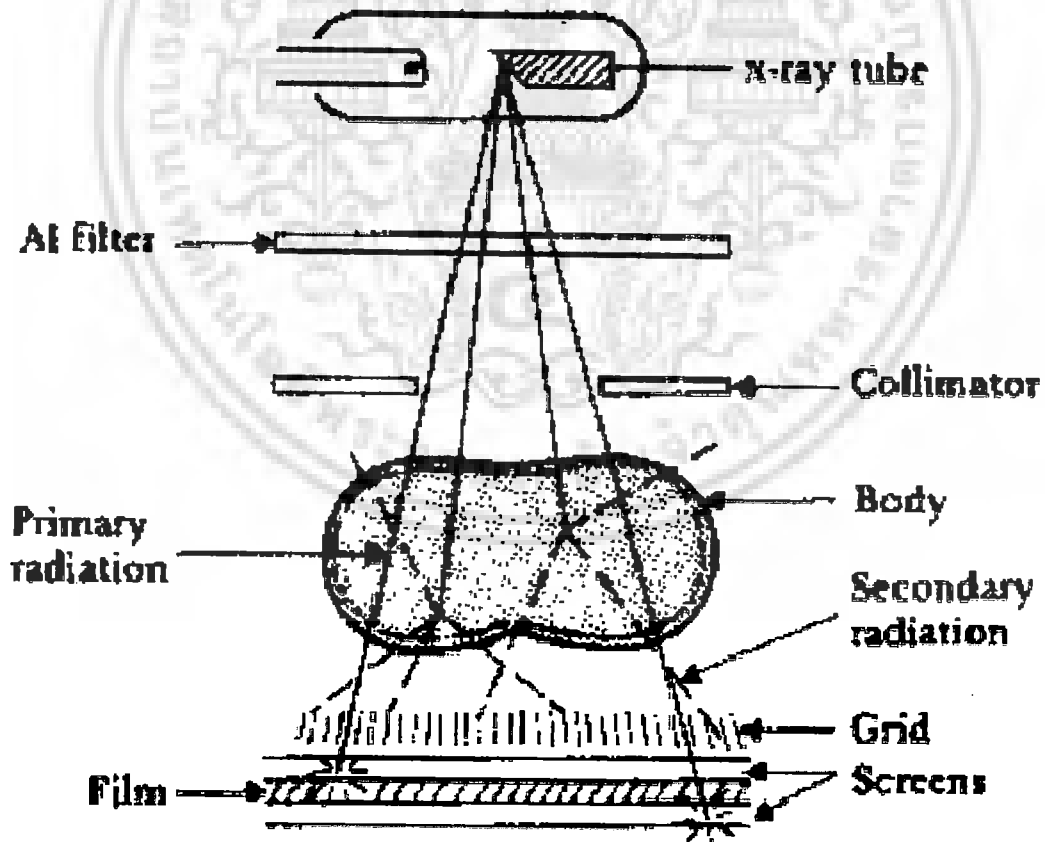
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. คอลลิเมเตอร์

คอลลิเมเตอร์ เป็นตัวทำหน้าที่จัดลำเอ็กซเรย์ในแนวภาคตัดขวางให้มีลักษณะและขนาดตามที่ต้องการ สำหรับซีที จะมีคอลลิเมเตอร์หลัก 2 ชนิด คือ คอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วย (Pre-patient Collimator) และคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด (Pre-detector Collimator) ความหนาของลำเอ็กซเรย์ที่ได้จากการปรับคอลลิเมเตอร์นั้นจะสัมพันธ์กับความหนาของชิ้นภาพ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และความคมชัดของภาพ อีกทั้งคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัดยังช่วยกั้นเอ็กซเรย์ที่กระเจิง (Scattered X-ray) ไม่ให้เข้าสู่หัววัดอีกด้วย

6. กริด (Grid)

กริดทำหน้าที่ป้องกันมิให้ฟิล์มเอ็กซเรย์ได้รับรังสีกระเจิงจากผู้ป่วย กริดจะมีลักษณะเป็นแผ่นตะกั่วซ้อนกับวัสดุโปร่งรังสี ซึ่งรังสีที่กระเจิงจากตัวผู้ป่วยจะถูกกั้นโดยตะกั่ว แต่รังสีที่อยู่ในแนวตรงจากขั้วแอโนดจะผ่านกริดไปยังฟิล์มได้



รูปที่ 2.37 แสดงส่วนประกอบต่างๆขณะทำการเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. แหล่งจ่ายไฟฟ้าแรงสูง

ในปัจจุบันแหล่งไฟฟ้าแรงสูงสำหรับเครื่องซีทีนั้น จะเป็นแบบความถี่สูง เพื่อให้มีขนาดที่เล็กทำให้สามารถติดตั้งเอาไว้ภายในแกนตรีได้ โดยที่ใช้ทั่วไปจะอยู่ที่ 400 – 2000 Hz

8. ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

เนื่องจากเอ็กซเรย์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง สามารถทะลุทะลวงผ่านตัวกลางได้เป็นอย่างดี ดังนั้นการตัวตรวจจับเอ็กซเรย์จะมีลักษณะต่าง ๆ กันตามแบบการใช้งาน

9. ส่วนควบคุมปฏิบัติการ และแสดงผลภาพ

เป็นส่วนที่ใช้คอมพิวเตอร์ในการควบคุมการทำงานของซีที การเก็บข้อมูลภาคตัดขวาง และการแสดงผลภาพตัดขวาง นอกจากนี้ยังสามารถจัดเตรียมข้อมูลของผู้ป่วย เช่น ชื่อ อายุ เพศ เลขประจำตัว เป็นต้น และยังจัดเตรียมข้อมูลเกี่ยวกับการทำงานของซีที เช่น เลขที่สแกน เทคนิคที่ใช้ ตำแหน่งของเตียง เป็นต้น

10. ที่เก็บข้อมูล และส่วนบันทึกภาพ

ที่เก็บข้อมูล คือส่วนที่ใช้ทำสำเนาชั่วคราว ได้แก่ การเก็บภาพ หรือข้อมูลแบบดิจิทัลลงในแผ่นซีดี หรือแถบแม่เหล็ก

ส่วนบันทึกภาพ คือส่วนที่ใช้ทำสำเนาถาวร ได้แก่บันทึกลงกล้อง หรือเครื่องพิมพ์

2.8 ผลและอันตรายของเอ็กซเรย์ต่อร่างกาย

อันตรายของเอ็กซเรย์ต่อร่างกายนั้น ได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรกในเดือนมกราคม หลังจากที่มีการประกาศการค้นพบเอ็กซเรย์ 1 เดือน การค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของบุคลากรที่ทำงานเกี่ยวกับเอ็กซเรย์ ซึ่งเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกัน ดังตารางที่ 2.1 [11] เวลาที่ต้องการสำหรับการเกิดอันตรายจากรังสีนั้นมีได้ตั้งแต่การทำให้เซลล์ต่างๆ ตายโดยทันที ไปจนถึงเวลาล่าช้าไปมากหลายชั่วอายุก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านกรรมพันธุ์ โดยทั่วไปแล้วถ้ารังสีมีความแรงมากจะทำให้เกิดอันตรายรวดเร็วและถึงตายได้ โดยทำให้การเคลื่อนไหวของไซโตพลาสซึมของเซลล์ (Cytoplasm) หดไป และโปรตีนในเซลล์มีการแข็งตัว เมื่อรังสีมีความเข้มข้นน้อยจะทำให้การแบ่งนิวเคลียสของเซลล์อย่างอ้อม (mitosis) ของเซลล์ล่าช้าไป นอกจากอันตรายต่อโครโมโซม (chromosome) ที่เห็นได้ ยังมีอันตราย

เอกสาร
ในทางกรรมพันธุ์อันจะนำไปสู่การผ่าเหล่าหรือการก่อมะเร็ง (carcinogenesis) ได้ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

ตารางที่ 2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี

2.8.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย

ผลที่สำคัญของรังสีต่อร่างกายที่เกิดขึ้นโดยทันทีคือ ทำให้เซลล์ของอวัยวะที่สำคัญตายไป อย่างไรก็ตามการตอบสนองของอวัยวะต่าง ๆ นั้นอาจคาดการณ์ไม่ได้และมีกลไกซับซ้อน ทั้งนี้เนื่องจากการสร้างเซลล์ขึ้นมาใหม่ ปัจจัยทางด้านฮอร์โมนและภูมิคุ้มกัน รวมทั้งกลไกการซ่อมแซมของเซลล์ เนื้อเยื่อที่ได้รับผลกระทบในระยะแรกๆ นั้นเป็นเนื้อเยื่อที่มีการสร้างทดแทนใหม่อยู่เรื่อยๆ เช่น เยื่อทางเดินอาหารและระบบการสร้างเลือด เมื่อเนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกทำลายจะทำให้ตายได้ภายในเวลาเป็นวันหรือเป็นสัปดาห์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ [12]

2.8.1.1 ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก

อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic syndrome) เป็นผลจากการทำลายของสเต็มเซลล์หรือเซลล์น้ำเหลืองในไขกระดูกที่เป็นต้นกำเนิดของเซลล์ (stem cell) ในไขกระดูกหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1.5-6 Sv 1 วัน หลังจากการรับรังสี สเต็มเซลล์ในไขกระดูกจะลดลงในอัตราที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสี เช่น ลดลง 10-20%, 25-30% และ 50-60% หลังจากที่ได้รับรังสี 1-2 Sv, 3-4 Sv และ 5-7 Sv ตามลำดับ แต่เม็ดเลือดต่างๆ ในกระแสเลือดซึ่งมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าสเต็มเซลล์จะยังคงระดับปกติ ซึ่งแตกต่างจากเซลล์น้ำเหลืองที่มีความไวต่อรังสีสูงเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รังสีมากที่สุดจำนวนเซลล์น้ำเหลืองจะลดลงกว่าครึ่งภายในเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1-2 Sv เม็ดเลือดในกระแสเลือดได้แก่ เม็ดเลือดขาว และ เกล็ดเลือด จะเริ่มลดลงในเวลา 10-15 วัน หลังจากได้รับรังสีการลดลงของเม็ดเลือดเหล่านี้เป็นผลจากการที่สเต็มเซลล์ในไขกระดูกไม่สามารถผลิตเซลล์มาทดแทนเม็ดเลือดที่เสื่อมสภาพไปตามอายุขัย ต่างจากเม็ดเลือดแดงซึ่งจะลดลงไม่มากนักเพราะมีอายุยาวนานถึง 120 วัน การลดลงของค่าฮีโมโกลบิน (hemoglobin) จะเกิดขึ้นเนื่องจากสภาวะเลือดออกง่ายจากการลดลงของเกล็ดเลือดประมาณสัปดาห์ที่ 3 ผู้ป่วยจะมีอาการหนาวสั่นอ่อนเพลียเป็นแผลในปากและมีเลือดออกได้ผิวหนังอาจมีผื่นวงถ้าได้รับรังสี > 3 Sv ถ้าปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับมีขนาดไม่เกิน 6 Sv อาจสามารถช่วยชีวิตผู้ป่วยได้โดยการให้ดูแลอย่างดีตามด้วยการปลูกถ่ายไขกระดูก มิฉะนั้นแล้วผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 1-2 เดือน อันมีสาเหตุเนื่องจากการติดเชื้อ

อาการของ โรคที่เกี่ยวข้องกับกระเพาะอาหารและลำไส้ (gastrointestinal syndrome) เป็นผลจากการรับรังสีขนาด 6-10 Sv ซึ่งมากพอที่จะทำลายเซลล์เยื่อบุทางเดินอาหาร โดยเฉพาะอย่างยิ่งลำไส้เล็ก ซึ่งไวต่อรังสีมากกว่าส่วนอื่น ซึ่งจะเริ่มต้นในเวลา 3-7 วันหลังจากรับรังสีในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนและท้องร่วงอย่างแรงรังสีขนาด 5-6 Sv อย่างไรก็ตามผลจากการทำลายในระดับนี้ ยังไม่ส่งผลร้ายแรงมากนัก แต่ถ้าปริมาณรังสีที่มีขนาดมากกว่า 6 Sv จะก่อให้เกิดการสูญเสียน้ำและเกลือแร่ และเป็นช่องทางให้เชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยจะเสียชีวิตเนื่องจากสภาวะการสูญเสียน้ำจากร่างกายอย่างมาก (dehydration) และ electrolyte imbalance ภายในเวลา 2 สัปดาห์

อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีที่มีขนาดมากเกิน 15 Sv เป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นได้ไม่บ่อยผู้บาดเจ็บจะมีอาการเจ็บป่วยภายในเวลาไม่กี่นาที หลังจากที่ได้รับรังสีโดยมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนอย่างรุนแรง และมีอาการอื่น ๆ ที่เข้าข่ายอาการของ โรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาท (neurological syndrome) ได้แก่ ความไม่สามารถประมาณทิศทาง สถานที่ เวลา หรือบุคคล (disorientation), สูญเสียการประสานงานและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (loss of coordination and muscular movement), การหดเกร็งของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรงจากอาการชักของโรคลมบ้าหมู (convulsion seizure), หมดสติ (coma) และในที่สุดจะเสียชีวิตภายในเวลา 2 วัน สาเหตุของการเสียชีวิตยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด ทั้งนี้เนื่องจากสมองเป็นอวัยวะที่มีความทนต่อรังสีมากที่สุดแต่เป็นที่เชื่อกันว่าผลของรังสีต่อหลอดเลือดที่เลี้ยงสมองน่าจะเป็นสาเหตุที่สำคัญ

2.8.1.2 ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย

เมื่อได้รับรังสีจำนวนน้อยผลที่เกิดขึ้นไม่รุนแรงมากและอาจต้องใช้เวลาานทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับซึ่งจะกล่าวถึงเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะที่น่าสนใจ ได้แก่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาการหนังร่อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (Erythema) เมื่อผิวหนังได้รับรังสีครั้งหนึ่งนั้นจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงภายใน 2-3 ชั่วโมง แต่บางครั้งจะเริ่มภายใน 2-3 วัน คือ ผิวหนังจะมีลักษณะแดงแล้วจะค่อยๆหายไปภายในเวลา 2-3 วัน อย่างไรก็ตามในวันที่ 11 หลังจากได้รับรังสีนั้นผิวหนังจะมีลักษณะแดงขึ้นมาอีก และจะอยู่จนถึงประมาณวันที่ 28 แล้วค่อยๆเปลี่ยนเป็นผิวหนังสี

ภาวะการเกิดต้อกระจก (Cataractogenesis) เนื่องจากรังสีทำให้เซลล์ตายจึงทำให้เกิดการขุ่นมัว ตามปกติภาวะนี้เกิดขึ้นได้แต่ช้ามากและขึ้นอยู่กับอายุของผู้ป่วย แต่เมื่อได้รับรังสีจะทำให้เซลล์ของเลนส์ตายมากขึ้นทำให้เกิดการขุ่นมัว ผู้ป่วยที่ได้รับรังสี 250-650 แรด จะมีระยะแฝงของการเกิดต้อกระจกถึง 8 ปี เมื่อได้รับรังสีเพิ่มขึ้นเป็น 1000 แรดจะมีระยะแฝงสั้นลงเหลือประมาณ 4 ปี

2.8.1.3 ผลต่อการสืบพันธุ์

การเป็นหมัน ผลที่สำคัญของรังสีต่ออวัยวะสืบพันธุ์ คือจะทำให้เซลล์ของอวัยวะสืบพันธุ์ตาย จึงทำให้เป็นหมัน ในเพศชายพบว่าเมื่ออัมตะได้รับรังสีเฉพาะที่ขนาด 30 แรด ทำให้ตัวอสุจิลดลงเป็นหมันชั่วคราว (Functional sterility), ขนาด 250 แรดครั้งเดียว จะทำให้ไม่มีตัวอสุจิ (Aspermia) ชั่วคราวประมาณ 1 ปี, ขนาด 400-600 แรด ครั้งเดียว จะทำให้เป็นหมันถาวรแต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในสมรรถภาพและความรู้สึกทางเพศแต่อย่างไร เพราะฮอร์โมนเพศชายยังปกติ การผ่าเหล่าในมนุษย์ พบว่าผู้ที่ได้รับรังสีประมาณ 9.4 % จะเกิดโรคทางกรรมพันธุ์ได้ และรังสีสามารถทำให้เกิดความผิดปกติทางกรรมพันธุ์ได้ 4 ประการ คือ ลักษณะส่วนสำคัญที่ถ่ายทอดทางกรรมพันธุ์ (Dominant), recessive, x-linked และ chromosomal

2.8.1.4 ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีมีผลต่อการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ มีดังนี้

รังสีขนาดปานกลาง ประมาณ 250 เเรดที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์ จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมา ถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้งขนาดของรังสีที่ใช้ในการรักษาทางการแพทย์ คือ 500 เเรดที่ทารกได้รับในระยะ 4-11 สัปดาห์ จะทำให้เกิดความผิดปกติของทารกที่เกิดมาได้อย่างมาก

ปริมาณรังสีขนาด 500 เเรดที่ทารกได้รับในระหว่าง 11-16 สัปดาห์จะไม่ค่อยมีความผิดปกติต่อตา กระจก หรืออวัยวะสืบพันธุ์ แต่จะพบบ่อยว่ามีศีรษะเล็กผิดปกติ (microcephaly), ปัญญาอ่อน (mental retardation) และ การเจริญเติบโตช้าลง (stunted growth)

ปริมาณรังสีขนาด 500 เเรดที่ทารกได้รับในระหว่าง 16-20 สัปดาห์ อาจทำให้เกิดความผิดปกติได้เล็กน้อย คือ มีศีรษะเล็กผิดปกติ, ปัญญาอ่อนและ การเจริญเติบโตช้าลง อย่างชนิดที่เป็นน้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกิน แต่ได้รับหลังสัปดาห์ที่ 20 ไปแล้ว มักไม่ทำให้เกิดปฏิกิริยาในอวัยวะต่างๆที่เห็นได้ชัดเจน แต่อาจมีอาการผิวหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (skin erythema) หรือความบกพร่องของระบบการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic system)

จากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถสรุประดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น ได้ดังตารางที่ 2.2 [7]

ความแรงรังสีระดับ 10,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสีทันทีและทำให้ถึงแก่ความตายใน 2-3 สัปดาห์
ความแรงรังสีระดับ 1,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสี เช่นคลื่นไส้ อาเจียนแต่ไม่ถึงตายและอาจเกิด เป็นมะเร็ง ใน ระยะ หลัง
ความแรงรังสีระดับ 20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	เกณฑ์ความปลอดภัยทางรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในสถานปฏิบัติงานทางรังสี
ความแรงรังสีระดับ 2 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	ระดับรังสีปกติในธรรมชาติ
ความแรงรังสีระดับ 0.05 มิลลิซีเวิร์ท	ระดับรังสีสูงสุดที่ยอมให้มีอยู่ ณ รอบบริเวณสถานปฏิบัติงานนิวเคลียร์

ตารางที่ 2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น

2.8.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย

ระดับรังสีที่ปลอดภัย หมายถึง การเปลี่ยนแปลงในร่างกายที่เกิดขึ้น เนื่องจากรังสีนั้นไม่ปรากฏออกมาให้เห็นและตรวจพบได้ การกำหนดค่าปริมาณสูงสุดที่ยอมให้มนุษย์รับได้โดยถือว่าปลอดภัย ได้รับการพิจารณาจากนักวิทยาศาสตร์และแพทย์มานานแล้ว โดยได้มีการจัดตั้งกลุ่มหรือสถาบันขึ้นทั้งในประเทศ และระหว่างประเทศ เรียกว่า คณะกรรมการว่าด้วยการป้องกันรังสีระหว่างประเทศ (ICRP = International Commission on Radiological Protection) ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้รับได้ เรียกว่าค่า MPD (MPD = Maximum Permissible dose) ขึ้นมาโดยมีความหมายในแง่ที่ว่าการทำงานกับรังสี ถ้าได้รับรังสีต่ำกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัย ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่าง ๆ ดังตารางที่ 2.3 และระดับรังสีที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ที่เป็นระดับรังสีที่ปลอดภัยแสดงดังตารางที่ 2.4 [7]

อวัยวะ (organ)	MPD rem/ปี
อวัยวะสืบพันธุ์, เลนส์ตา, ไชกระดูก	5
มือ แขน ขา	75
ผิวหนัง, ไทรอยด์	30
อวัยวะอื่น ๆ	15

ตารางที่ 2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ

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

ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย

2.9 การป้องกันอันตรายจากรังสี

มีดังนี้

1. จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด
2. ระยะห่าง ถ้าใช้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมากที่สุดจะได้รับรังสีน้อยที่สุด
3. เครื่องป้องกัน ใช้วัสดุต่างๆที่สามารถดูดซับรังสีได้ มากั้นไว้ตรงกลางระหว่างร่างกายกับแหล่งกำเนิดของรังสี เช่น การใส่เสื้อตะกั่วกันรังสี หรือใช้ฉากป้องกันรังสี
4. สำหรับรังสีแพทย์และผู้มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสี เช่น ฟิล์มวัดรังสี (Film badge) ติดตัวไว้ตลอดเวลาทำงานเพื่อวัดจำนวนรังสีที่ร่างกายได้รับ โดยไม่รู้ตัวฟิล์มวัดรังสี : ที่ใช้โดยทั่วไปมีหลายชนิดแต่ลักษณะการใช้ จะคล้ายกัน โดยจะมีฟิล์มเล็กๆ ใส่เอาไว้ในที่เก็บ ซึ่งเรียกว่า Badge และจะถูกแสงไปพร้อมกับผู้แขวน ด้านหน้าของ Badge จะประกอบ ด้วยตัวกรองแสง (filter) หลายชนิด รวมทั้งช่องว่างเพื่อใช้ในการจำแนกชนิดของแสงที่ได้รับ และการวัดว่าผู้ใช้ฟิล์มวัดรังสีได้รับแสงหรือไม่ และได้รับเท่าไร จะทำโดยการนำ ฟิล์มไปทำการล้าง แล้ววัดค่าความหนาแน่นของฟิล์ม แล้วหาค่าจาก calibration curve ก็จะทราบว่า ได้รับรังสีปริมาณเท่าไร
5. ผู้ที่มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องเป็นผู้มีความรู้เรื่องการป้องกันอันตรายจากการแผ่รังสีด้วย จึงจะปลอดภัย
6. สำหรับผู้ที่มารับการตรวจทางรังสี ควรจะปฏิบัติตัวดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่น การถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมด เพื่อจะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่น การฉีดตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาระบาย อาจมีอุจจาระบังส่วนของไต ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ก็จะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าทางและกลั้นหายใจขณะถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วย

- สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าต้องทำการตรวจทางเอ็กซเรย์ของท้องน้อย ควรทำภายใน 10 วัน หลังจากที่มีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบเดือน) ถือเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก

- ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการเอ็กซเรย์ช่วงท้อง ถ้าจำเป็นควรใช้อัลตราซาวด์ แทนการเอ็กซเรย์ส่วนอื่น ๆ ของร่างกายถ้าจำเป็น ต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ

- กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็ก หรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติ หรือบุคลากรทางการแพทย์ฝ่ายอื่นควรปฏิบัติ ดังนี้

- สวมเสื้อตะกั่ว ถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่เข้าช่วย

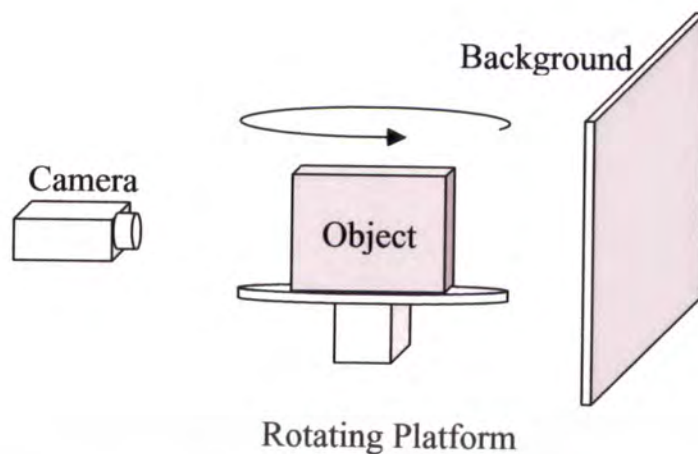
- ถ้าเป็นไปได้ให้อยู่ห่างจากแนวรังสีอย่างน้อย 2 เมตร กรณีนี้รวมถึงการถ่ายเอ็กซเรย์ตามหอผู้ป่วย (Portable X-ray) ด้วย

- ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซเรย์บ่อยๆ ควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์

- ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซเรย์ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น

2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี พ.ศ. 2546 วิทวัส วิทย์ชำนานุกูล [1] ได้นำกล้องคิจิตอลมาประยุกต์ใช้ในการถ่ายภาพวัตถุ เพื่อนำมาสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยใช้หลักการโทโมกราฟฟีกับภาพถ่าย ซึ่งหลักการโทโมกราฟฟี คือกระบวนการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุด้วยการใช้ภาพถ่ายรอบวัตถุ 360 องศา งานวิจัยนี้ได้นำหลักการโทโมกราฟฟีไปประยุกต์ใช้ในการถ่ายภาพวัตถุภายใต้แสงปกติ ซึ่งจะทำให้ได้เฉพาะพื้นผิวภายนอกของวัตถุเท่านั้น ซึ่งโดยปกติแล้วหลักการโทโมกราฟฟีนี้จะใช้ในการฉายเอ็กซเรย์ ทำให้สามารถเห็นข้อมูลของวัตถุ ทั้งภายในและภายนอกได้



รูปที่ 2.38 แสดงระบบถ่ายภาพที่ใช้หลักการหมุนวัตถุของ วิทวัส วิทยชำนาญกุล [1]

ต่อมาในปี พ.ศ. 2550 ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมลียง [2] ได้ทำการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แบบหมุนวัตถุ (Computed Tomography; CT) โดยประยุกต์ใช้งานกล้องดิจิตอลร่วมกับแผ่นเรืองแสงชนิด $Gd_2O_2S:Tb$ ซึ่งทำหน้าที่แปลงเอ็กซ์เรย์ที่ซึ่งไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าให้เป็นแสงที่กล้องดิจิตอลสามารถตรวจจับได้ และส่งข้อมูลที่ไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปสร้างเป็นภาพตัดขวางด้วยหลักการโทโมกราฟี โดยงานวิจัยนี้มีข้อเสียคือ ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์เป็นแบบหมุนวัตถุ ซึ่งการหมุนวัตถุนั้นยากต่อการควบคุมวัตถุให้อยู่นิ่ง การขยับของวัตถุเพียงเล็กน้อยจะส่งผลให้ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นมานั้นมีความผิดพลาดได้ อีกทั้งเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพานิชย์นั้นยังเป็นแบบหมุนแกนทรีอีกด้วย



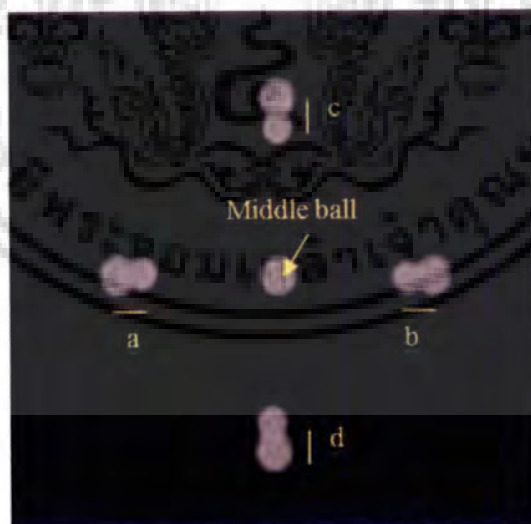
รูปที่ 2.39 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แบบหมุนวัตถุของ ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมลียง [2]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อมาในปี พ.ศ. 2553 น้ำทิพ ศรีสุข [3] ได้ทำการออกแบบระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์โดยใช้กล้องดิจิตอลหลายตัวเพื่อให้สามารถถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุที่มีขนาดใหญ่มากขึ้นได้ และก่อนที่จะถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ต้องมีการปรับเทียบระบบก่อน โดยจะต้องทำให้จุดศูนย์กลางของหลอดเอ็กซ์เรย์และจุดศูนย์กลางของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์อยู่ตรงกัน ดังนั้นผู้ทำงานวิจัยนี้จึงได้สร้างแพนทอมปรับเทียบดังที่แสดงในรูปที่ 2.41



รูปที่ 2.40 แสดงระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์โดยใช้กล้องหลายตัวของ น้ำทิพ ศรีสุข [3]



รูปที่ 2.41 แสดงแพนทอมปรับเทียบของ น้ำทิพ ศรีสุข [3]

จากงานวิจัยที่กล่าวมาผู้วิจัยได้วิเคราะห์ถึงปัญหา ข้อดี และข้อเสียต่างๆ ของแต่ละงานวิจัยจนได้ข้อสรุปว่า การสร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นั้น สามารถทำได้โดยการนำกล้องดิจิตอลมาประยุกต์ใช้งานควบคู่กับแผ่นเรืองแสงชนิด $Gd_2O_3:S:Tb$ ก็จะสามารถรับภาพเอ็กซ์เรย์แล้วนำไปเอกซเรย์เอ็กซเรย์ที่ส่งมาไว้สำหรับใช้ในการวินิจฉัยเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำมาใช้ในการวินิจฉัยไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สร้างภาพตัดขวางได้โดยใช้หลักการโทโมกราฟี ก่อนการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ก็ต้องทำการปรับเทียบระบบให้จุดศูนย์กลางของหลอดเอ็กซเรย์และจุดศูนย์กลางของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์อยู่ตรงกันเสียก่อน ส่วนปัญหาการขยับของวัตถุนั้นสามารถแก้ไขได้โดยการออกแบบให้ระบบเปลี่ยนเป็นการหมุนแกนที่แทนการหมุนวัตถุ และผู้วิจัยยังได้ออกแบบให้ระบบทำงานโดยอัตโนมัติอีกด้วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

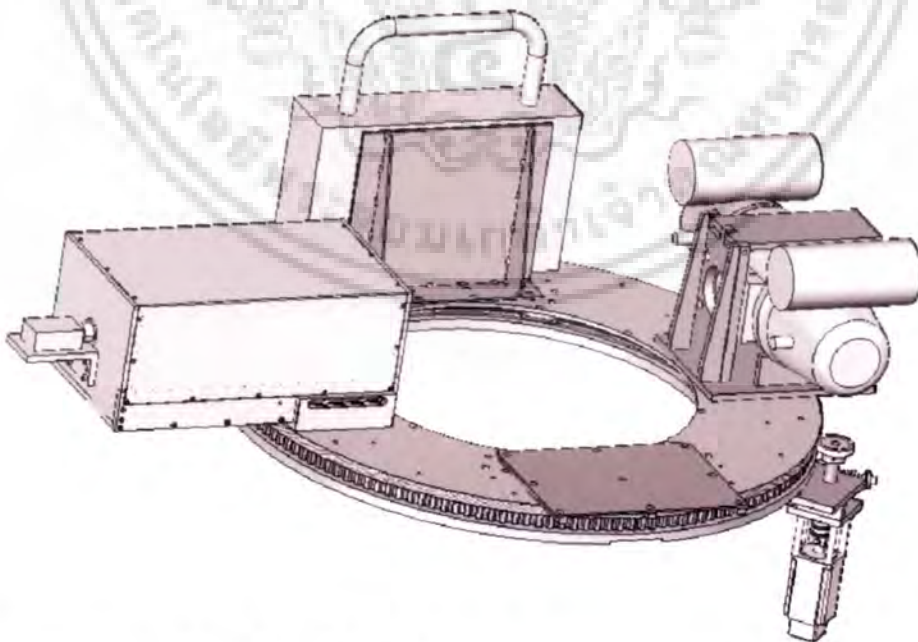
ระเบียบวิธีการวิจัย

ในบทนี้จะขอล่าวถึงขั้นตอนในการศึกษาวิจัย เพื่อสร้างระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก และการทดลองนำระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นนี้ไปทดลองสร้างภาพเอ็กซเรย์ โดยขั้นตอนในการวิจัยประกอบไปด้วยขั้นตอนหลัก ๆ ดังต่อไปนี้

- 3.1) การออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
- 3.2) การทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
- 3.3) การทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์
- 3.4) การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ
- 3.5) การสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System)

3.1 การออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กด้วยโปรแกรม Solid Work เพื่อจำลองการหมุนของระบบก่อนที่จะสร้างชิ้นงานจริง โดยจำลองระบบให้มีขนาดเท่ากับขนาดที่จะสร้างจริง เพื่อให้การจำลองการหมุนของระบบมีความถูกต้องใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด



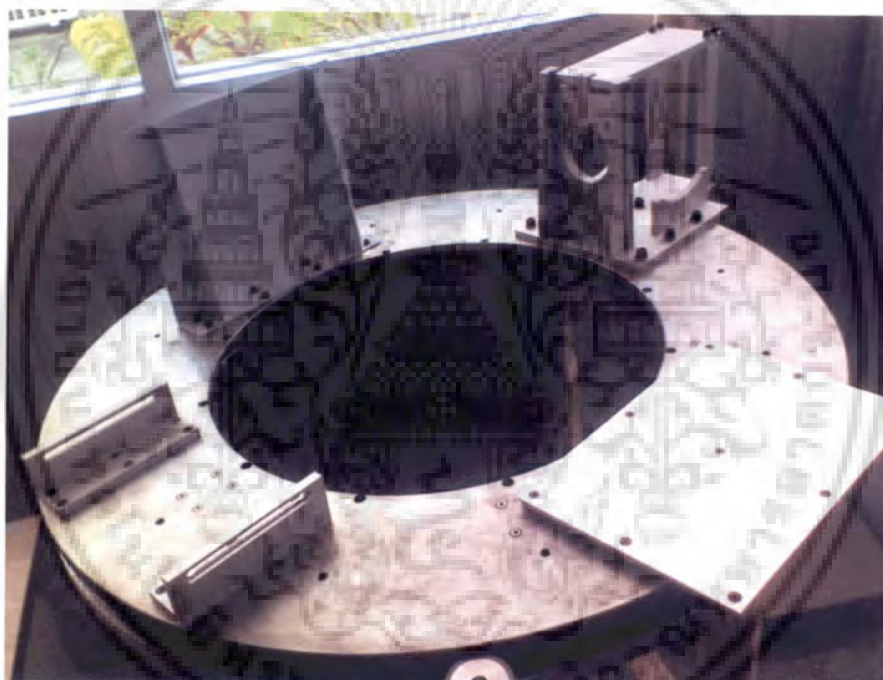
รูปที่ 3.1 แสดงระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ถูกออกแบบโดยโปรแกรม Solid Work

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากทดสอบการหมุนของระบบจนเป็นที่ยอมรับแล้ว จากนั้นก็จะนำแบบจำลองที่สร้างขึ้นไปสร้างเป็นชิ้นงานจริง โดยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่ออกแบบขึ้นในงานวิจัยนี้มีส่วนประกอบที่สำคัญ ดังต่อไปนี้

3.1.1 แกนทรี

แกนทรีสร้างจากแผ่นเหล็กรูปวงกลม 2 แผ่นที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางวงใน 50 เซนติเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลางวงนอก 84 เซนติเมตร และมีการติดตั้งรางเลื่อนอยู่ระหว่างแกนทรีแผ่นบนและล่าง ทำให้แกนทรีสามารถหมุนได้ 360 องศา นอกจากนี้ได้มีการติดตั้งตัวยึดติดอุปกรณ์ไว้ที่แกนทรีแผ่นบนอีกด้วย

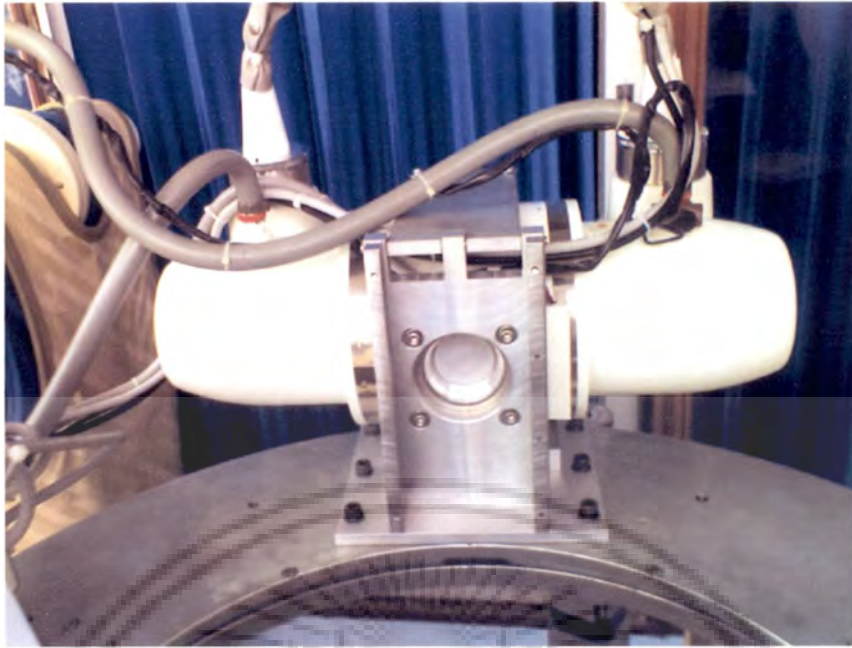


รูปที่ 3.2 แสดงแกนทรีที่ใช้ในงานวิจัยนี้

3.1.2 หลอดเอ็กซ์เรย์

หลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นชนิด Cone Beam ของบริษัท Varian จูดไฟก๊าส 0.8×1.5 Insert Model S-785 Housing Model B-160H สามารถใช้งานได้สูงสุดที่ 120 kV 100 mA โดยหลอดเอ็กซ์เรย์นี้จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงหลอดอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

3.1.3 ชุดระบายความร้อนสำหรับหลอดอิเล็กทรอนิกส์

เนื่องจากการฉายอิเล็กทรอนิกส์จะทำให้เกิดความร้อนขึ้นภายในหลอดอิเล็กทรอนิกส์ ดังนั้นเพื่อเป็นการป้องกันไม่ให้หลอดอิเล็กทรอนิกส์เกิดความเสียหายจากความร้อน ระบบจึงต้องมีชุดระบายความร้อนให้แก่หลอดอิเล็กทรอนิกส์ ชุดระบายความร้อนนี้ใช้น้ำมันเป็นตัวระบายความร้อน โดยชุดระบายความร้อนนี้จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี



รูปที่ 3.4 แสดงชุดระบายความร้อนที่ใช้ในงานวิจัยนี้

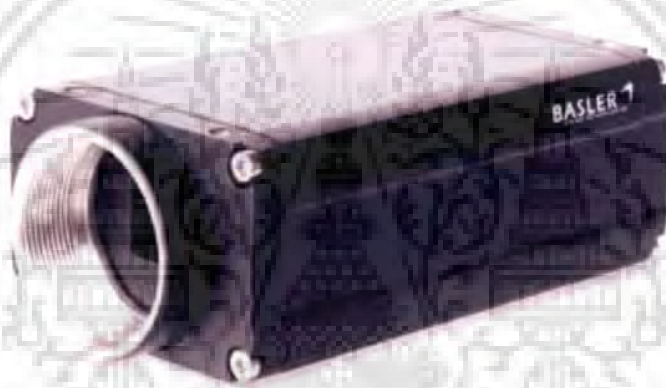
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 ชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์

ชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์มีหน้าที่ถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ โดยชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์นี้จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี และมีส่วนประกอบดังนี้

3.1.4.1 กล้องดิจิทัล (Digital Camera)

กล้องดิจิทัลที่ใช้ในงานวิจัยนี้ เป็นกล้องวิดีโอ 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 1034×779 พิกเซล ติดต่อกอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต IEEE 1394b



รูปที่ 3.5 แสดงกล้องดิจิทัลที่ใช้ในงานวิจัยนี้

3.1.4.2 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

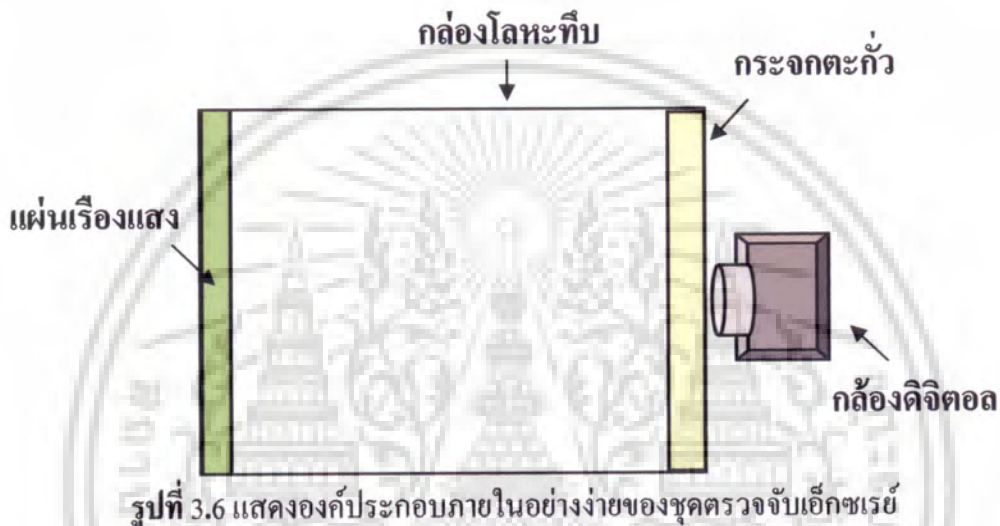
3.1.4.3 กระจกตะกั่ว

กระจกตะกั่วถูกนำมาประยุกต์ใช้ในระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ เนื่องจากเอ็กซ์เรย์นั้นจะมีผลกระทบต่อการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในตัวกล้อง และทำให้ภาพที่ได้มีสัญญาณรบกวนมาก เราจึงใช้กระจกตะกั่วเพื่อป้องกันความเสียหายที่อาจเกิดขึ้นกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และลดสัญญาณรบกวนในภาพ

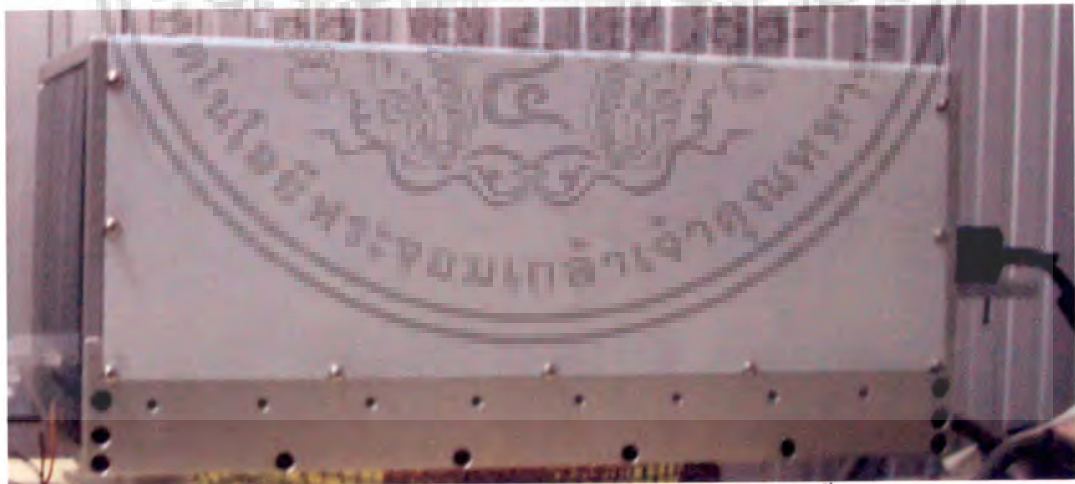
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4.4 กล้องโลหะทึบ

กล้องดิจิตอลถูกติดตั้งบนกล้องโลหะทึบเพื่อป้องกันแสงรบกวนและยังมีการติดกระจกตะกั่วไว้ด้านหน้ากล้องดิจิตอลเพื่อลดสัญญาณรบกวนจากเอ็กซเรย์ ส่วนด้านหน้าของกล้องจะติดตั้งแผ่นเรืองแสงเพื่อเปลี่ยนพลังงานเอ็กซเรย์ให้อยู่ในรูปของแสงที่กล้องวิดีโอสามารถรับได้ ตัวกล้องโลหะทึบมีความยาว 43 เซนติเมตร ซึ่งความยาวนี้ก็คือระยะโฟกัสของกล้องดิจิตอลนั่นเอง



รูปที่ 3.6 แสดงองค์ประกอบภายในอย่างง่ายของชุดตรวจจับเอ็กซเรย์

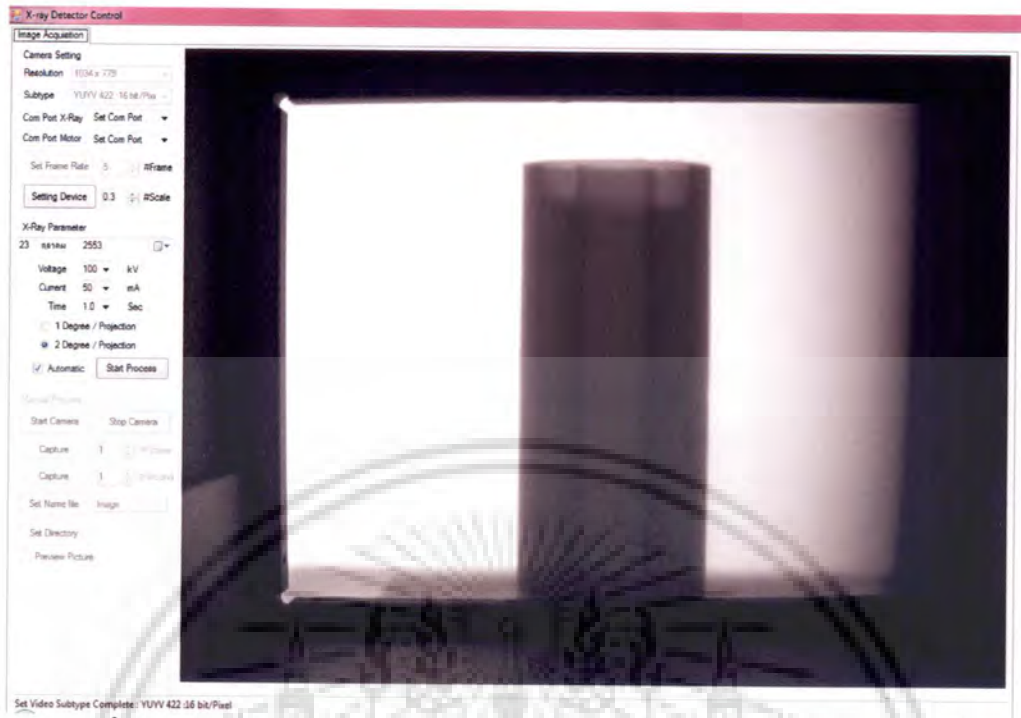


รูปที่ 3.7 แสดงชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

3.1.5 คอมพิวเตอร์

คอมพิวเตอร์จะถูกติดตั้งอยู่บนแกนทรี มีหน้าที่ควบคุมระบบการฉายเอ็กซเรย์และบันทึกภาพถ่ายเอ็กซเรย์ที่ได้จากกล้องดิจิตอลผ่านโปรแกรมที่ผู้วิจัยได้พัฒนาขึ้นมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 แสดงโปรแกรมควบคุมระบบฉายเอ็กซเรย์และบันทึกภาพถ่ายเอ็กซเรย์

3.1.6 ชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรี

ชุดมอเตอร์จะติดตั้งอยู่ด้านข้างของแกนทรี มีหน้าที่ขับเคลื่อนแกนทรีให้หมุนตำแหน่งไปที่ละ 1 หรือ 2 องศาด้วยความแม่นยำ ซึ่งมีส่วนประกอบดังนี้

3.1.6.1 เซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับ (AC Servo Motor)

เซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับ ยี่ห้อ YASKAWA รุ่น SGMAH-02AAA2S ขนาด 400 W 3000 รอบต่อนาที คุณสมบัติ ค่าเก็บประจุไฟฟ้าน้อย, แรงเฉื่อยต่ำ, ทอร์กสูง

3.1.6.2 ชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ (Servo pack)

ชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ ยี่ห้อ YASKAWA รุ่น SGDM-04ADA ขนาด 200 V แรงดันไฟฟ้า 1 เฟส สามารถปรับตั้งค่าและควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ผ่านทางคอมพิวเตอร์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 แสดงเซอร์โวมอเตอร์กระแสสลับและชุดควบคุมเซอร์โวมอเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

3.1.6.3 หัวเกียร์ (Gearbox)

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



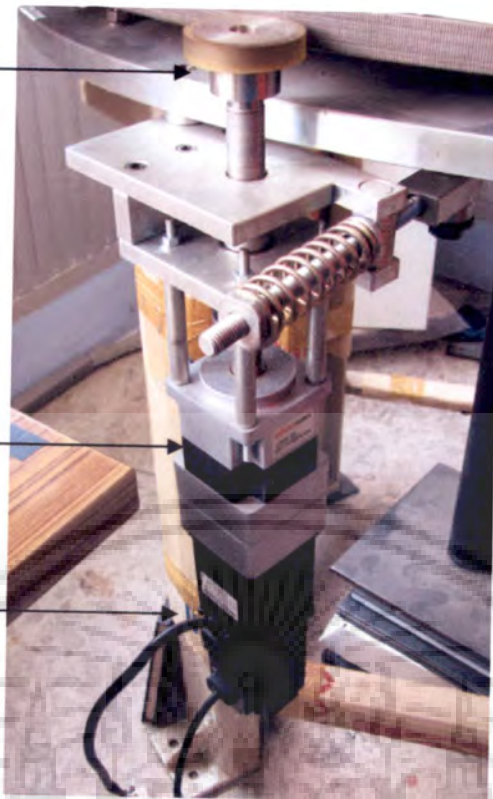
รูปที่ 3.10 แสดงหัวเกียร์ (Gearbox) สำหรับเพื่อเพิ่มแรงบิดที่ใช้ในงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างสำหรับ
ขับเคลื่อนแกนทรี

หัวเกียร์

เซอร์โวมอเตอร์



รูปที่ 3.11 แสดงชุดมอเตอร์สำหรับขับเคลื่อนแกนทรีที่ใช้ในงานวิจัยนี้

3.1.7 หน่วยควบคุมอิเล็กทรอนิกส์

หน่วยควบคุมอิเล็กทรอนิกส์มีหน้าที่ควบคุมการฉายอิเล็กทรอนิกส์ ไม่ว่าจะเป็นการควบคุมแรงดันไฟฟ้า, กระแสไฟฟ้าและเวลาในการฉายอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งหน่วยควบคุมอิเล็กทรอนิกส์จะถูกตั้งงานผ่านคอมพิวเตอร์ที่อยู่บนแกนทรี



รูปที่ 3.12 แสดงตู้วงจรควบคุมอิเล็กทรอนิกส์และชุดกำเนิดแรงดันไฟฟ้าสูงที่ใช้ในงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

โดยในหัวข้อนี้จะขอกล่าวถึงขั้นตอนการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติ ซึ่งประกอบไปด้วย การออกแบบระบบการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ การนำทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์มาประยุกต์ใช้เพื่อสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมจริง และขั้นตอนสุดท้ายคือ การกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดในภาพเอ็กซ์เรย์นั่นเอง โดยจะขออธิบายขั้นตอนต่างๆ โดยละเอียด ดังต่อไปนี้

3.2.1 เก็บภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

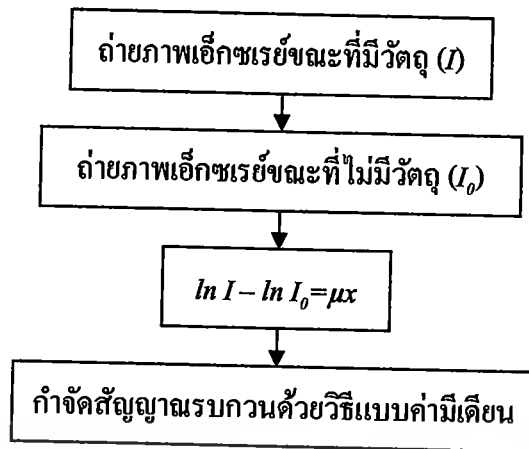
ขั้นตอนนี้เป็นการเก็บภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติ เพื่อตอบคำถามงานวิจัยที่ว่าสามารถใช้กล้องดิจิทัลร่วมกับแผ่นเรืองแสงมาประดิษฐ์เป็นระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ได้หรือไม่นั่นเอง โดยภาพที่ได้จากขั้นตอนนี้ยังไม่ใช่ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์ ซึ่งจะต้องทำการทดลองในขั้นตอนต่อไป

3.2.2 การประยุกต์ใช้ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์เพื่อสร้างภาพเอ็กซ์เรย์

ขั้นตอนนี้เป็นการนำภาพที่ได้จากขั้นตอน 3.2.1 มาทำการประยุกต์ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์เพื่อให้ได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์ตรงตามทฤษฎี ในรูปที่ 3.13 อธิบายขั้นตอนในการเปลี่ยนภาพที่ได้จากกล้องดิจิทัลโดยตรงไปเป็นภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์ โดยเราจะทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ของวัตถุหนึ่งครั้งและถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ฉากหลัง (Background) หรือภาพเอ็กซ์เรย์ที่ไม่มีวัตถุหนึ่งครั้ง โดยภาพทั้งสองจะต้องทำการฉายเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าแรงดัน กระแส และเวลาที่เท่ากัน เพื่อที่จะนำข้อมูลของภาพทั้งสองไปประยุกต์ใช้กับสมการของแลมเบิร์ต-เบียร์ ดังนี้ $\ln I - \ln I_0 = \mu x$ โดยเราสมมติให้ I คือข้อมูลภาพเอ็กซ์เรย์ขณะที่มีวัตถุ I_0 คือข้อมูลของภาพขณะที่ไม่มีวัตถุ เราจะนำข้อมูลทั้งสองนี้ไปหาค่าลอการิทึมฐานธรรมชาติจะได้เป็นค่า $\ln I$ และ $\ln I_0$ นำค่าทั้งสองนั้นมาลบกันก็จะได้ค่า μx ซึ่งเป็นข้อมูลของภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมจริงนั่นคือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของเอ็กซ์เรย์ที่จะลดลงตามความหนาแน่นของวัตถุและระยะทางนั่นเอง

3.2.3 การกำจัดสัญญาณรบกวน

เมื่อเราได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์แล้วเราจะทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนที่มีลักษณะเป็นจุดขาวและดำบนภาพที่เกิดขึ้นเนื่องจากเอ็กซ์เรย์ไปรบกวนการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในกล้องนั่นเองซึ่งเราจะใช้การกำจัดสัญญาณรบกวนแบบค่ามีเดีย เพื่อทำให้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้นั้นมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น



รูปที่ 3.13 ไคอะแกรมแสดงขั้นตอนการออกแบบการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์

3.2.4 ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง

สิ่งที่สำคัญที่สุดในการสร้างภาพตัดขวางคือการออกแบบระบบในการถ่ายภาพ ซึ่งจะต้องออกแบบให้ภาพวัตถุที่ถ่ายได้นั้นอยู่กึ่งกลางของภาพพอดี ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้วิธีการง่าย ๆ ในการปรับเทียบระบบ โดยระบบการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์เพื่อสร้างภาพตัดขวางนั้นจะมีสิ่งที่เพิ่มเติมจากระบบของการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติ คือ เฟนทอมที่ใช้ในการปรับเทียบระบบ

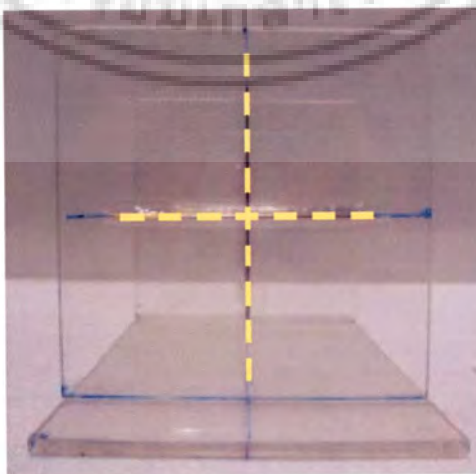
ในการปรับเทียบระบบถ่ายภาพนั้นมีจุดประสงค์เพื่อให้จุดศูนย์กลางของลำแสงเอ็กซ์เรย์ตรงกับจุดกึ่งกลางของวัตถุและตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์นั่นเอง โดยเราจะใช้เฟนทอมสำหรับปรับเทียบระบบที่ทำขึ้นเอง ซึ่งประกอบไปด้วย แผ่นอะคริลิก 2 แผ่นวางห่างกัน 14 เซนติเมตร แต่และแผ่นถูกฝังด้วยเข็มโลหะ ดังแสดงในรูปที่ 3.14 โดยวางเฟนทอมดังแสดงในรูปที่ 3.15 จัดตำแหน่งของกึ่งกลางลำแสงเอ็กซ์เรย์ให้อยู่ตรงกับเข็ม โลหะ ดังแสดงในรูปที่ 3.16 หลังจากนั้นทำการฉายเอ็กซ์เรย์ ตรวจสอบภาพที่ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์จับได้ดังแสดงในรูปที่ 3.17 โดยเข็มโลหะที่ติดกับอะคริลิกแผ่นหน้าและหน้าต้องซ้อนทับกันพอดี



รูปที่ 3.14 เฟรมทอมปรับตั้ง ทำจากแผ่นอะคริลิกและติดด้วยเข็มโลหะ

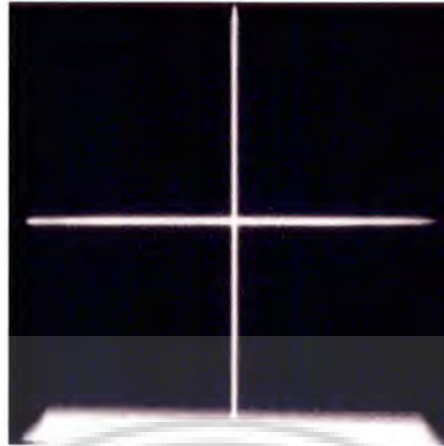


รูปที่ 3.15 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ในการปรับตั้งระบบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์



รูปที่ 3.16 แสดงการจัดกึ่งกลางลำแสงเอกซเรย์ให้อยู่ตรงกับเข็มโลหะ

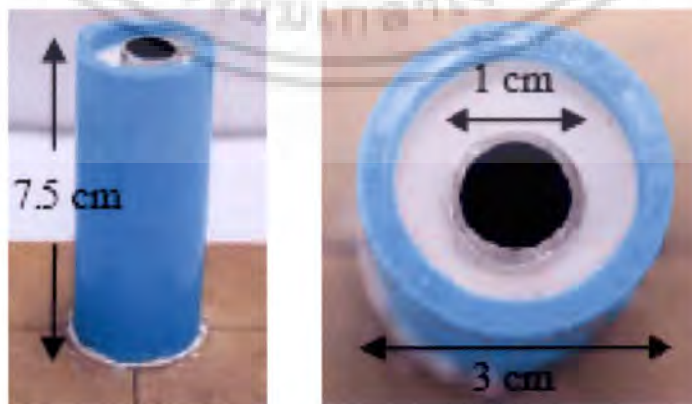
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.17 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่กล้องดิจิทัลถ่ายภาพได้จากขั้นตอนการปรับเทียบ

เมื่อเราทำการปรับเทียบระบบเรียบร้อยแล้ว เราก็สามารถทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุที่ต้องการสร้างภาพตัดขวางได้ ซึ่งข้อมูลภาพเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางนั้นจะต้องประกอบไปด้วยชุดข้อมูลภาพเอ็กซ์เรย์ของวัตถุที่หมุนครบ 360 องศา โดยในงานวิจัยนี้ได้ใช้แทนหมุนในการหมุนวัตถุและทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุทุกๆ 2 องศา จนครบ 360 องศา ดังนั้นจะมีชุดข้อมูลจำนวน 180 ภาพ เพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง หลังจากที่ได้ข้อมูลดังกล่าวแล้วเราจะทำการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้กระบวนการฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชัน [2]

สำหรับวัตถุที่ใช้สร้างภาพตัดขวางในการทดลองนี้ เราได้สร้างแฟนทอมขึ้นเอง โดยประกอบด้วยท่อพีวีซี 2 อันซ้อนกัน ระหว่างท่อทั้งสองเป็นปูนปลาสเตอร์ ด้านในของท่ออันเล็กเป็นอากาศ แฟนทอมนี้มีความสูง 7.5 เซนติเมตร ท่อใหญ่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร และท่อเล็กมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 แสดงแฟนทอมสำหรับสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 ขั้นตอนการทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

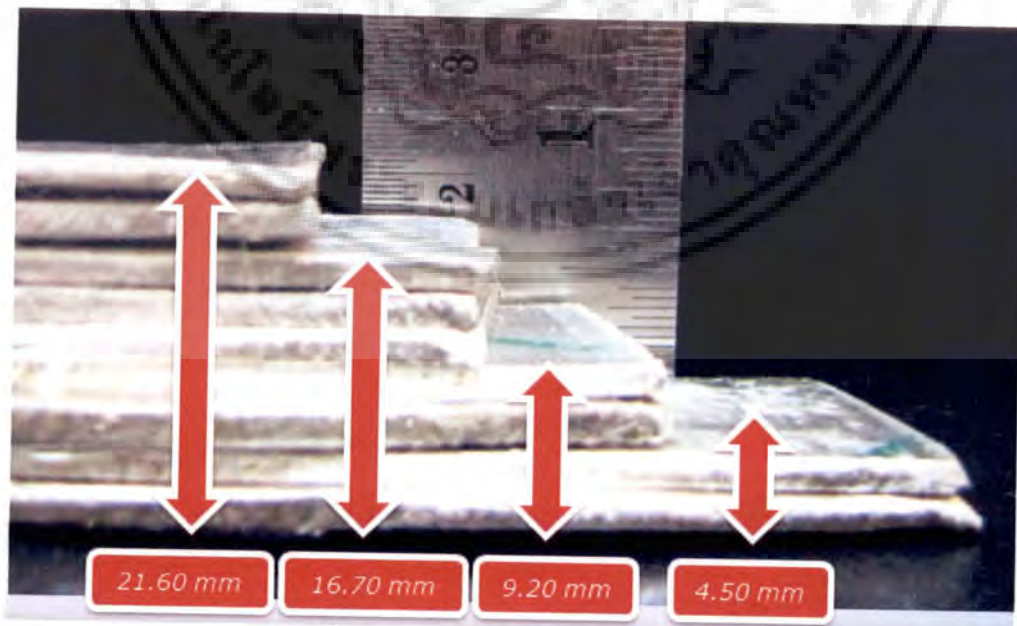
3.3.1 ทดสอบความสม่ำเสมอของภาพเอ็กซ์เรย์ (Uniformity)

สำหรับการทดสอบความสม่ำเสมอของภาพเอ็กซ์เรย์นี้เราจะทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ขณะที่ไม่มีวัตถุด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ดังกล่าว 2 ครั้ง จากนั้นนำภาพทั้งสองไปประยุกต์ใช้กับทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ ดังสมการ $\ln I - \ln I_0 = \mu x$ ซึ่งในทางอุดมคติแล้วในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ทั้งสองครั้งนั้นจะต้องได้ภาพที่มีความเหมือนกัน ดังนั้นค่าของ $\ln I$ และ $\ln I_0$ ก็จะมีค่าที่เท่ากัน ทำให้ค่าของ μx นั้นเท่ากับศูนย์ ซึ่งหมายถึงเราจะต้องได้ภาพออกมาเป็นสีดำนั่นเอง

เมื่อเราได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่สมบูรณ์จากทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ แล้ว ก็จะทำการหาค่าความเข้มของพิกเซลในภาพ โดยเลือกวัดค่าความเข้มของพิกเซลที่ตำแหน่งกึ่งกลางภาพในแนวนอน จากนั้นนำค่าที่ได้ไปพล็อตกราฟความเข้ม (Intensity Profile) และหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard Deviation) ต่อไป

3.3.2 ทดสอบความลดทอนของเอ็กซ์เรย์

สำหรับการทดสอบความลดทอนของเอ็กซ์เรย์นั้นเป็นการทดสอบเพื่อให้รู้ว่าระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้มีความสามารถในการแยกความลดทอนของเอ็กซ์เรย์ได้ในระดับใด โดยเราจะทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์แผ่นอลูมิเนียมแบบขั้นด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่สร้างขึ้นและดูว่าระบบที่สร้างขึ้นนี้มีความสามารถแยกความลดทอนของเอ็กซ์เรย์ในระดับใด



รูปที่ 3.19 แสดงแผ่นอลูมิเนียมแบบขั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 ทดสอบความละเอียดของภาพ (Resolution)

สำหรับการทดสอบความละเอียดของภาพนั้นเป็นการทดสอบเพื่อให้รู้ว่าระบบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้มีความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพได้ในระดับใด โดยเราจะทำการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แฟนทอม Nuclear Associates-Carle Place, N.Y. 07-523 ซึ่งเป็นแฟนทอมสำหรับวัดความละเอียด (Resolution Phantom) ด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ที่สร้างขึ้นและดูว่าระบบที่สร้างขึ้นนี้มีความสามารถในระดับใด



รูปที่ 3.20 แสดงแฟนทอมสำหรับทดสอบความละเอียด

3.4 การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

ในการทดลองที่ผ่านมาเป็นการทดลองใช้ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นเพื่อนำมาสร้างภาพเอ็กซเรย์สองมิติและภาพตัดขวาง อย่างไรก็ตาม ระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นนั้นยังสามารถนำมาประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุได้

การสร้างภาพสามมิติสามารถทำได้โดยทำการถ่ายภาพโปรเจกชันกับวัตถุ จากนั้นก็จะนำภาพโปรเจกชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวางก็จะทำให้ได้ภาพตัดขวางของวัตถุ หลังจากที่เราได้ภาพตัดขวางมาแล้วเรายังสามารถนำภาพตัดขวางเหล่านั้นไปสร้างเป็นภาพสามมิติได้โดยใช้โปรแกรม Rapidform XO

สำหรับการพิสูจน์ความถูกต้องของการหาปริมาตรวัตถุด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ร่วมกับโปรแกรมสร้างภาพตัดขวางดังกล่าวข้างต้นนั้น ผู้วิจัยได้ทำการเปรียบเทียบค่าปริมาตรที่หา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้กับปริมาตรจริงที่ทำการวัดจากการทดลองด้วยหลักการของอะคิมีคีส (หลักการหาปริมาตรด้วยการแทนที่น้ำ) [13] ต่อไป

โดยในการทดลองการประยุกต์ใช้ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์เพื่อสร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุนี้เราจะทำการทดลองกับวัตถุ 4 ชิ้น คือ กระจุกสัตว์, มะพร้าว, ขาไก่ และปีกบนไก่ ดังแสดงในรูปที่ 3.21 ถึงรูปที่ 3.24 ตามลำดับ ส่วนข้อมูลน้ำหนักและความสูงแสดงดังตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.21 แสดงรูปกระจุกสัตว์ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 3.22 แสดงรูปมะพร้าวซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.23 แสดงรูปขาไก่ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 3.24 แสดงรูปปีกบนไก่ซึ่งเป็นวัตถุที่ใช้ในการทดลอง

วัตถุ	น้ำหนัก (กรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)
กระดุกสัตว์	182	8.5
มะพร้าว	376	8.2
ขาไก่	58	10.6
ปีกบนไก่	84	6.9

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงน้ำหนักและความสูงของวัตถุที่ทำการทดลอง

3.5 การสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System)

โดยในหัวข้อนี้จะขอกล่าวถึงการสร้างระบบ PACS เพื่อใช้ในจัดเก็บรูปภาพทางการแพทย์ และรับส่งข้อมูลภาพในรูปแบบดิจิทัล ซึ่งระบบ PACS ใช้การรับส่งข้อมูลภาพตามมาตรฐาน DICOM ผ่านทางระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องทำการเปลี่ยนภาพถ่ายเอ็กซเรย์ธรรมดาให้เป็นภาพถ่ายเอ็กซเรย์ตามมาตรฐาน DICOM ส่วนระบบ PACS นั้นผู้วิจัยได้เลือกใช้โปรแกรม Conquest DICOM Server ซึ่งเป็นฟรีซอฟต์แวร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง

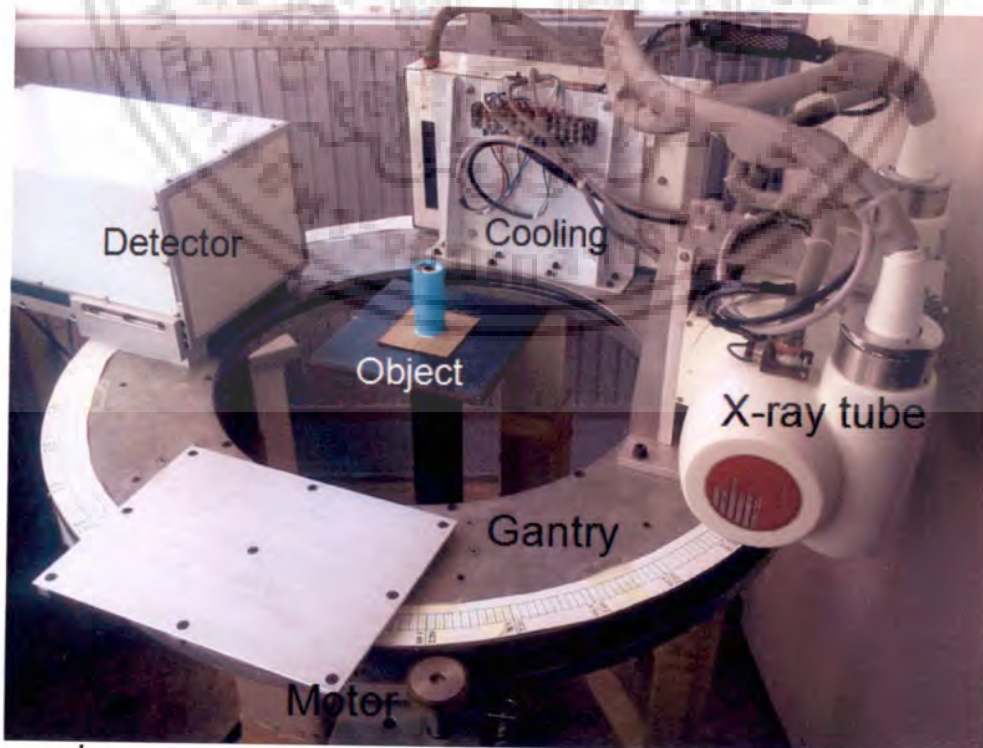
ในบทนี้จะแสดงผลการทดลองที่เกี่ยวข้องกับตัวตรวจจับกับเอ็กซ์เรย์ โดยแบ่งผลการทดลองออกเป็น 3 หัวข้อหลัก ดังต่อไปนี้

- 4.1) ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
- 4.1) ผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์
- 4.2) ผลการทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์
- 4.3) ผลการประยุกต์สร้าง โมเดลสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ
- 4.5) ผลการสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System)

โดยจะขออธิบายรายละเอียดในแต่ละหัวข้อ ดังต่อไปนี้

4.1 ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

ในรูปที่ 4.1 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นและใช้ในงานวิจัยนี้ โดยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์สามารถหมุนได้ 360 องศาในแนวนอนเหมือนแบบจำลองที่ได้ออกแบบไว้



รูปที่ 4.1 แสดงระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นและใช้ในงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขึ้นด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

จากผลการทดลองทางเอ็กซเรย์ สามารถแบ่งผลการทดลองออกเป็น 3 หัวข้อย่อยๆ ดังต่อไปนี้

4.2.1) ภาพเอ็กซเรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

4.2.2) ภาพเอ็กซเรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว

4.2.3) ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

โดยจะขออธิบายรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.2.1 เก็บภาพเอ็กซเรย์สองมิติด้วยระบบเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์

จากผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซเรย์สองมิติ จะเห็นได้ว่า ภาพที่กล้องดิจิตอลจับได้นั้นเป็นลักษณะเหมือนเงาของวัตถุ ดังแสดงในรูปที่ 4.3 ซึ่งไม่ตรงตามหลักการของแลมเบิร์ต-เบียร์ เนื่องจากทฤษฎีระบุไว้ว่า เมื่อเอ็กซเรย์เคลื่อนที่มากระทบตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยที่ไม่ผ่านวัตถุใดๆ นั้น ควรจะเห็นภาพเป็นสีดำ ดังนั้น ฉากหลัง หรือ Background ของภาพนั้นจะต้องเป็นสีค้ำนั่นเอง ผู้วิจัยจึงนำภาพจากรูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.4 ไปทำการประยุกต์ทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์ในซอฟต์แวร์อีกครั้ง ก็จะได้ภาพเอ็กซเรย์ที่สมบูรณ์ดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.2 ภาพวัตถุจริงที่ใช้ในการทดลองเก็บภาพเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ขณะที่มีวัตถุ (I)



รูปที่ 4.4 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ขณะที่ไม่มีวัตถุ (I_0)



รูปที่ 4.5 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ที่ได้จากทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์

4.2.2 ภาพเอ็กซเรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว

เมื่อได้ภาพเอ็กซเรย์ที่สมบูรณ์เรียบร้อยแล้ว เพื่อให้ได้ภาพเอ็กซเรย์ที่สมบูรณ์ยิ่งขึ้น จะต้องทำการกำจัดสัญญาณรบกวนบนภาพดังแสดงในรูปที่ 4.6 ซึ่งเป็นภาพเอ็กซเรย์ที่ได้กำจัดสัญญาณ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รบกวนแบบ Salt and Pepper อันเป็นผลเนื่องมาจากเอ็กซ์เรย์ไปรบกวนการทำงานของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในกล้องนั่นเอง



รูปที่ 4.6 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่มีสัญญาณรบกวนแบบซอลท์และเปปเปอร์



รูปที่ 4.7 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านการกำจัดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีแบบค่านีเดียน

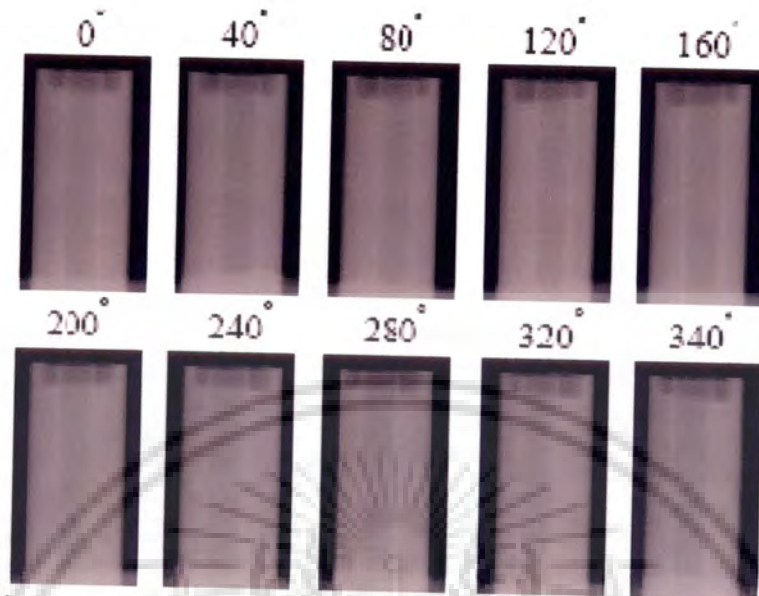
4.2.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

ในรูปที่ 4.8 แสดงตัวอย่างบางส่วนของภาพ โปรเจกชันของวัตถุที่ได้ทำการสร้างขึ้นมา ซึ่งได้อธิบายไปแล้วในบทที่ 3 โดยภาพโปรเจกชันที่ได้นำไปสร้างเป็นภาพตัดขวางจริงนั้นมีจำนวน 180 ภาพ ซึ่งไม่สามารถแสดงได้ทั้งหมดจึงขอแสดงเพียงบางส่วนเท่านั้น

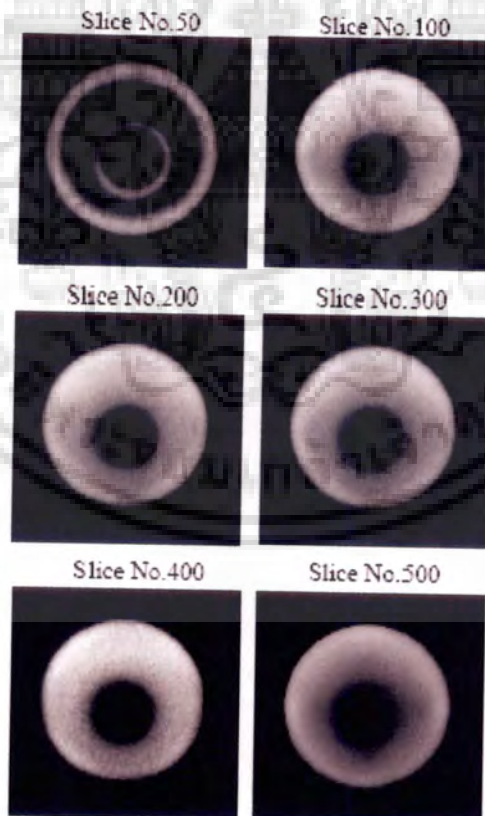
หลังจากที่นำภาพโปรเจกชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวางแล้วเราก็จะได้ภาพตัดขวางของแพนทอม ดังในรูปที่ 4.9 แสดงตัวอย่างของภาพตัดขวางที่ได้ ซึ่งเราจะต้องทำการตรวจสอบความถูกต้องของภาพตัดขวางที่ได้โดยการเปรียบเทียบความกว้างของท่อพีวีซีที่วัดได้กับความกว้างของท่อพีวีซีที่ได้จากการคำนวณจากภาพตัดขวาง ซึ่งจากการคำนวณ เราจะได้ ค่าความกว้างของท่อพีวีซี อันใหญ่เท่ากับ 3.08 เซนติเมตร ซึ่งท่อพีวีซีของจริงกว้าง 3 เซนติเมตร จึงมีค่าผิดพลาดเท่ากับร้อยละ 2.67 และความกว้างของท่อพีวีซีอันเล็กที่คำนวณได้เท่ากับ 1.02 เซนติเมตร ส่วนของจริงมีความกว้าง 1 เซนติเมตร คำนวณค่าผิดพลาดได้ร้อยละ 2.00 ค่าผิดพลาดเฉลี่ยเท่ากับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ร้อยละ 2.34 ซึ่งค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นนี้เกิดขึ้นจากการปรับเทียบระบบ



รูปที่ 4.8 แสดงตัวอย่างภาพโปรเจกชันของแฟนทอมที่ได้จากการการทดลอง



รูปที่ 4.9 แสดงตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธีฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน

4.3 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

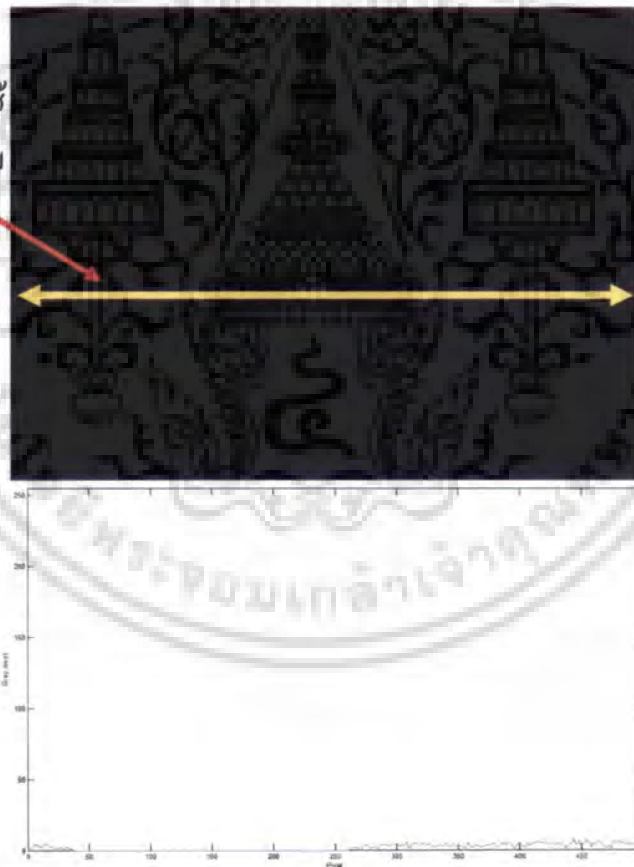
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดสอบประสิทธิภาพของระบบเป็นสิ่งสำคัญอย่างหนึ่งในการทดลอง เพราะการทดสอบนี้จะทำให้เราได้รู้ถึงประสิทธิภาพ ความสามารถ และขีดจำกัด ของระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้น ดังนั้นในหัวข้อนี้จะทำการทดสอบประสิทธิภาพของระบบอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ 3 ประการ คือ การทดสอบความสม่ำเสมอของตัวตรวจจับอิเล็กทรอนิกส์, การทดสอบความลatchingของอิเล็กทรอนิกส์และการทดสอบความละเอียดของภาพ

4.3.1 การทดสอบความสม่ำเสมอของระบบตัวตรวจจับอิเล็กทรอนิกส์

ในรูปที่ 4.10 จากกราฟที่ได้จะเห็นว่าค่าความเข้มของพิกเซลตลอดแนวเส้นภาพนั้นมีค่าต่ำสุดเท่ากับ 0 และค่าสูงสุดเท่ากับ 12 ซึ่งความเข้มของภาพดังกล่าวอาจมีค่าได้ ตั้งแต่ 0-255 เมื่อนำค่าความเข้มที่วัดได้ทั้งหมดไปหาค่าเฉลี่ยได้เท่ากับ 2.38 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานได้เท่ากับ 2.57 ซึ่งอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ที่จะนำไปใช้งาน

ตำแหน่งเส้นภาพที่ใช้
ในการวัดค่าความเข้ม
ของแต่ละพิกเซล

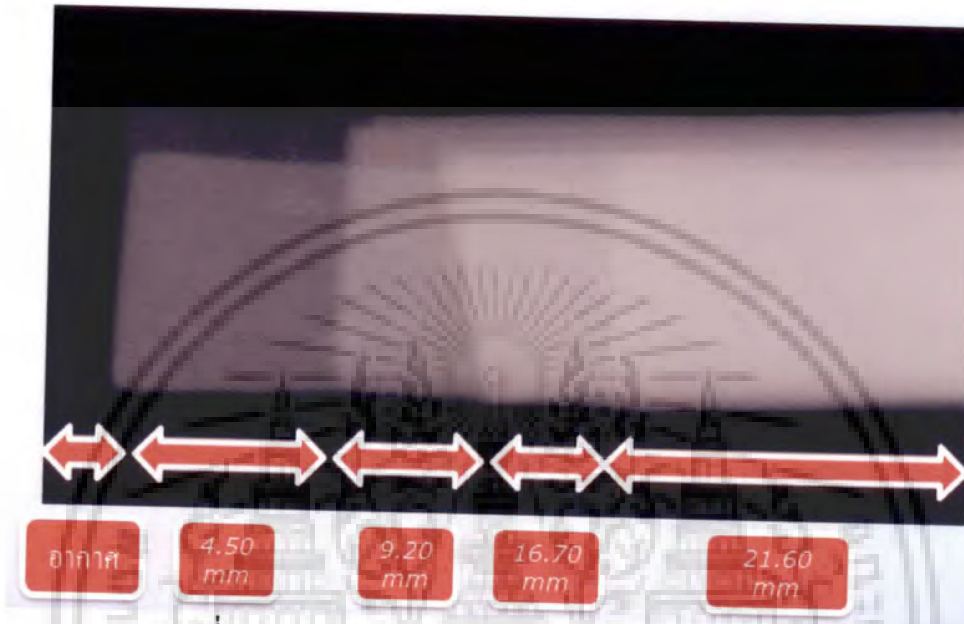


รูปที่ 4.10 แสดงภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการวัดค่าความเข้มของพิกเซล

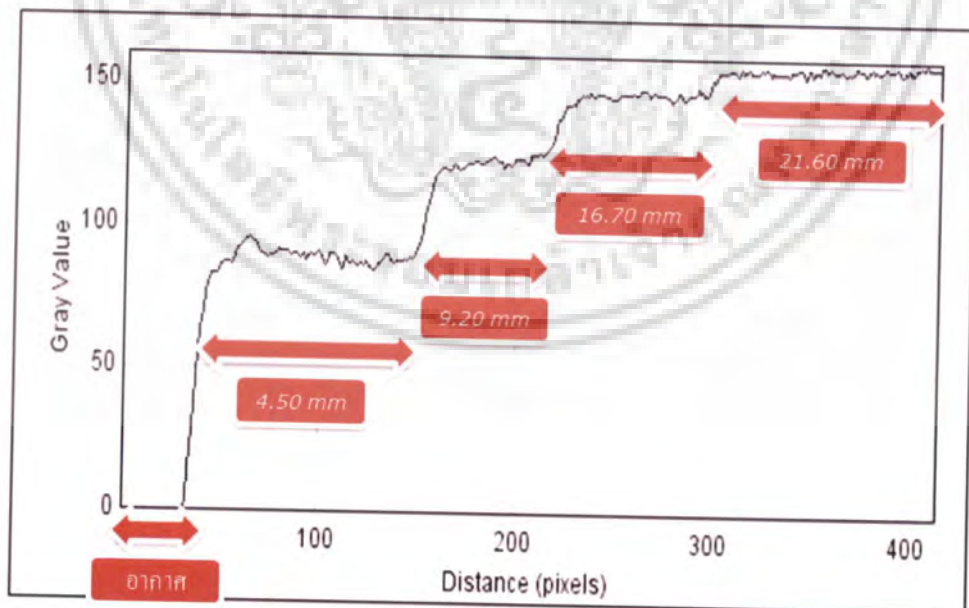
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 การทดสอบความลดทอนของเอ็กซ์เรย์

สำหรับการทดสอบความลดทอนของเอ็กซ์เรย์นั้น เมื่อเราทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์แผ่นอลูมิเนียมแบบขั้นแล้ว ทำให้ได้ภาพเอ็กซ์เรย์ของแผ่นอลูมิเนียมแบบขั้นดังรูปที่ 4.13 ซึ่งจะเห็นว่าตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่สร้างจากกล้องดิจิตอลนั้นสามารถแยกความลดทอนของเอ็กซ์เรย์รูปที่ 4.12



รูปที่ 4.11 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ของแผ่นอลูมิเนียมแบบขั้น

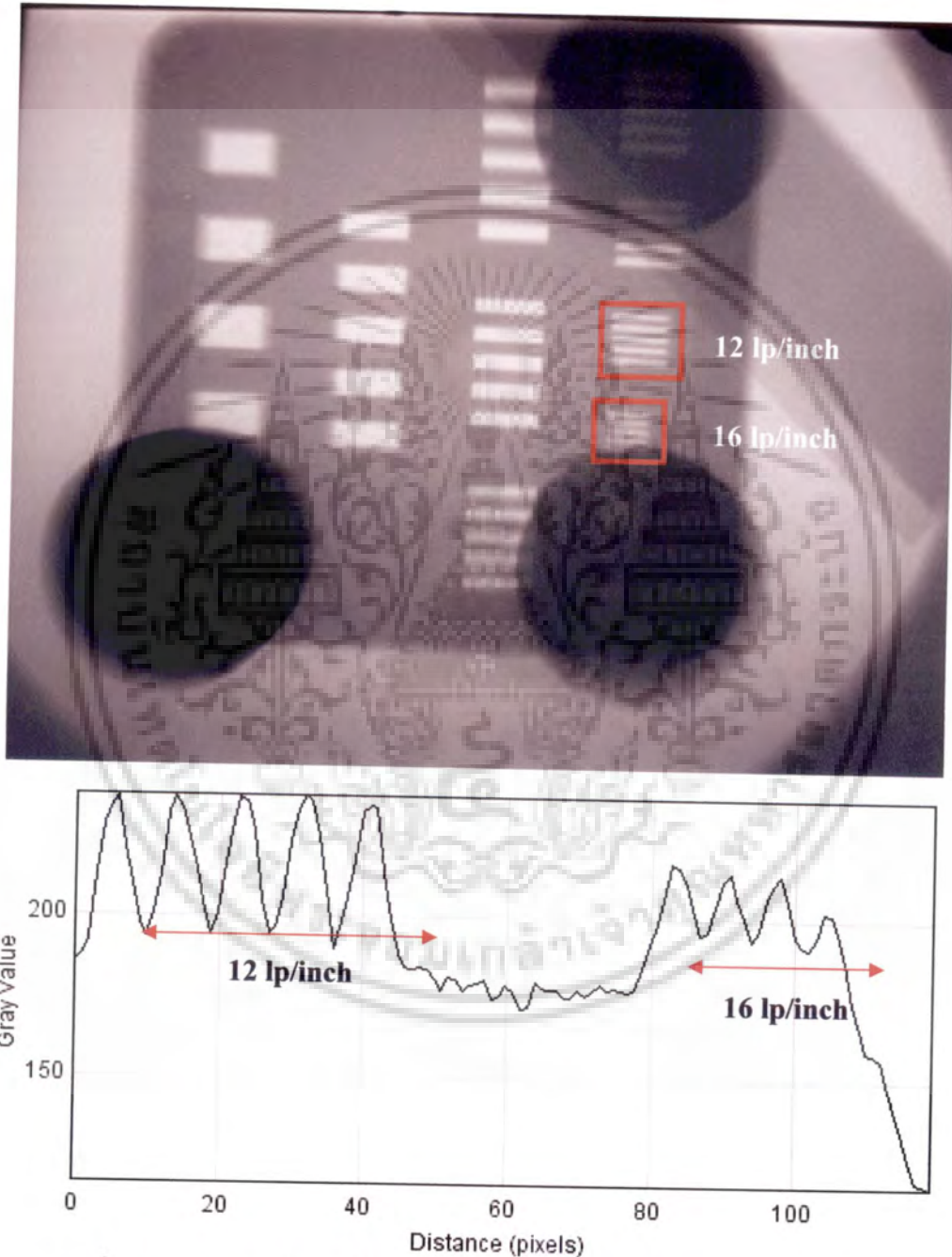


รูปที่ 4.12 กราฟแสดงความลดทอนของเอ็กซ์เรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 การทดสอบความละเอียดของภาพ

สำหรับการทดสอบความละเอียดของภาพนั้น เมื่อเราทำการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์แฟนทอมที่ใช้สำหรับวัดความละเอียดแล้ว ทำให้ได้ภาพเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมดังรูปที่ 4.13 ซึ่งจะเห็นได้ว่าตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่สร้างจากกล้องดิจิทัลนั้นสามารถถ่ายภาพที่มีความละเอียดได้สูงสุด 16 lp/inch



รูปที่ 4.13 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์แฟนทอมวัดความละเอียดที่สามารถตรวจจับได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

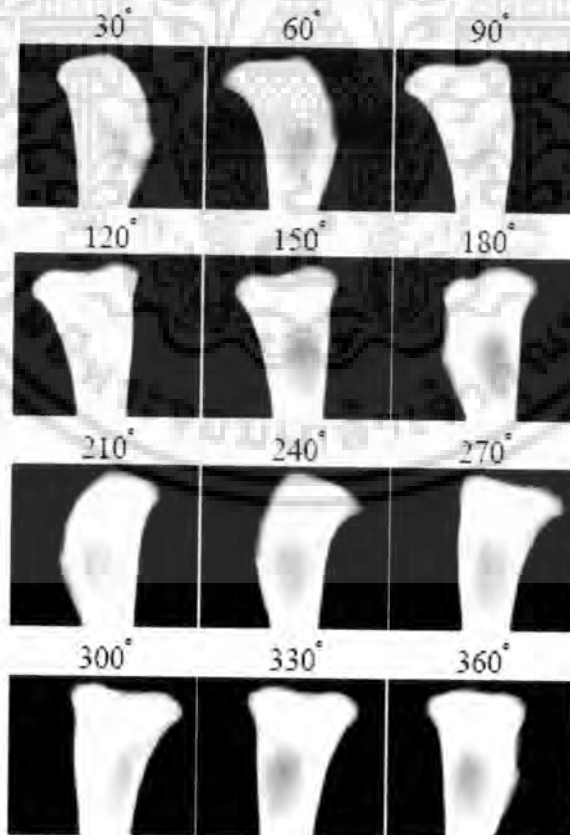
4.4 ผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้สามารถนำมาประยุกต์เพื่อสร้างภาพสามมิติและปริมาตรของวัตถุได้ โดยในหัวข้อนี้จะแบ่งออกเป็นการทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ และผลการวัดปริมาตรด้วยทฤษฎีอะคิมีดิส (การวัดปริมาตรด้วยการแทนที่น้ำ) และทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง โดยอภิปรายค่าความผิดพลาดเป็นเปอร์เซ็นต์

4.4.1 การทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ

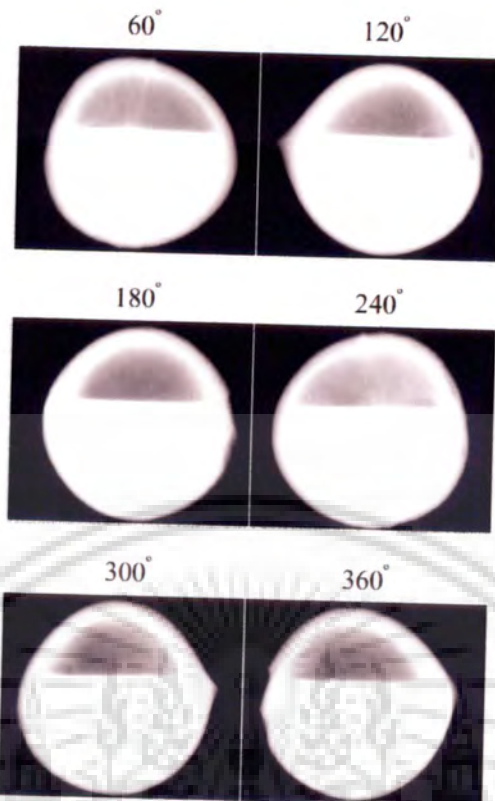
เมื่อเราทำการถ่ายภาพโปรเจกชันของวัตถุทั้งสี่ชิ้น คือกระดูกสัตว์, มะพร้าว, ขาไก่ และปีกบนไก่ ดังแสดงในรูปที่ 4.14 ถึงรูปที่ 4.17 เรียบร้อยแล้ว เราก็จะนำภาพโปรเจกชันไปผ่านกระบวนการสร้างภาพตัดขวางก็จะทำให้ได้ภาพตัดขวางของวัตถุดังแสดงในรูปที่ 4.18 ถึงรูปที่ 4.21

หลังจากที่เราได้ภาพตัดขวางมาแล้วเราก็ยังสามารถนำภาพตัดขวางเหล่านั้นไปสร้างเป็นภาพสามมิติได้โดยใช้โปรแกรม Rapidform XO ดังแสดงในรูปที่ 4.22 ถึงรูปที่ 4.29

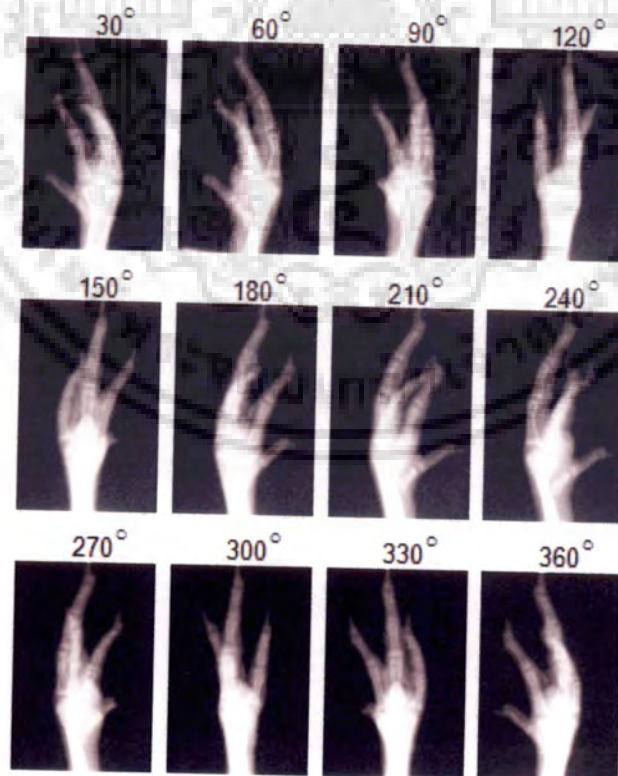


รูปที่ 4.14 แสดงภาพโปรเจกชันของกระดูกสัตว์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

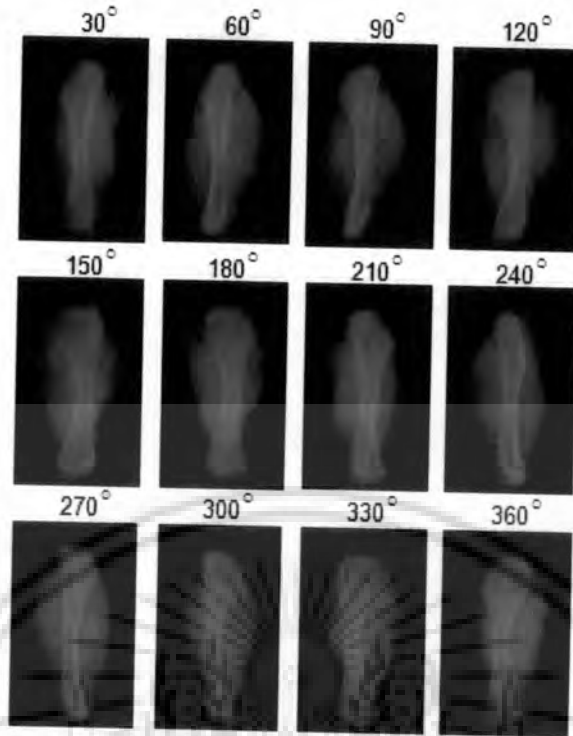


รูปที่ 4.15 แสดงภาพโปรเจกชันของมะพร้าว

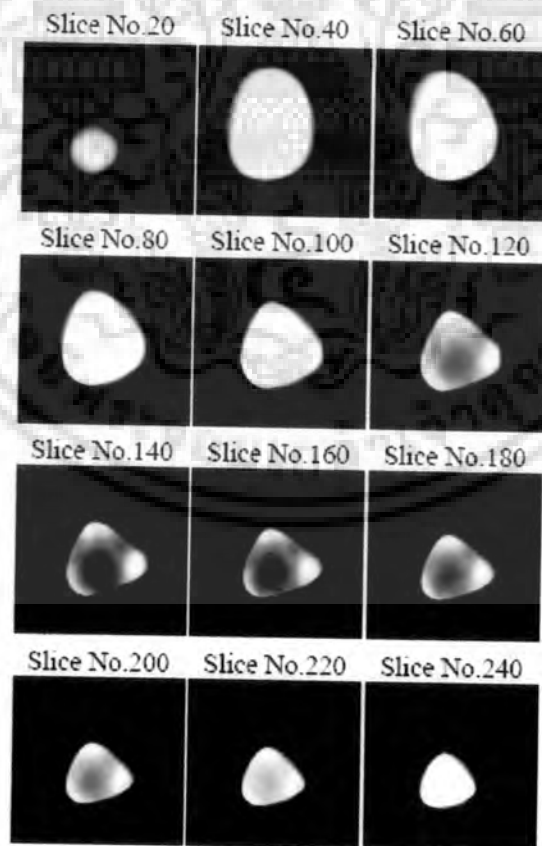


รูปที่ 4.16 แสดงภาพโปรเจกชันของขาไก่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

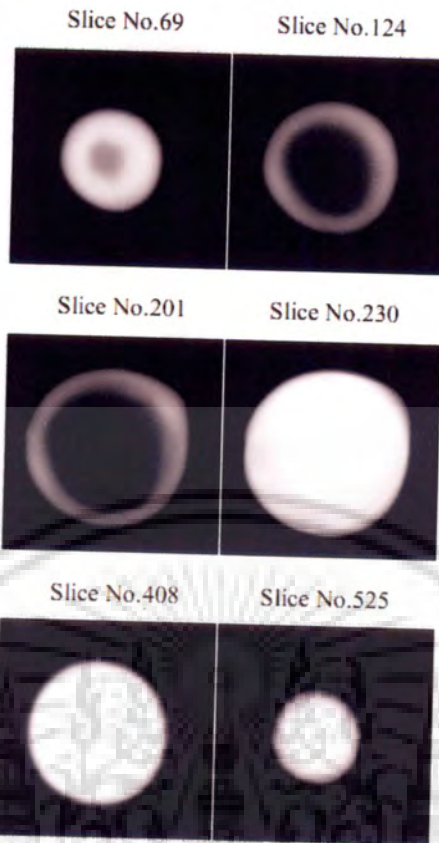


รูปที่ 4.17 แสดงภาพโปรเจกชันของปีกบนกล้วย

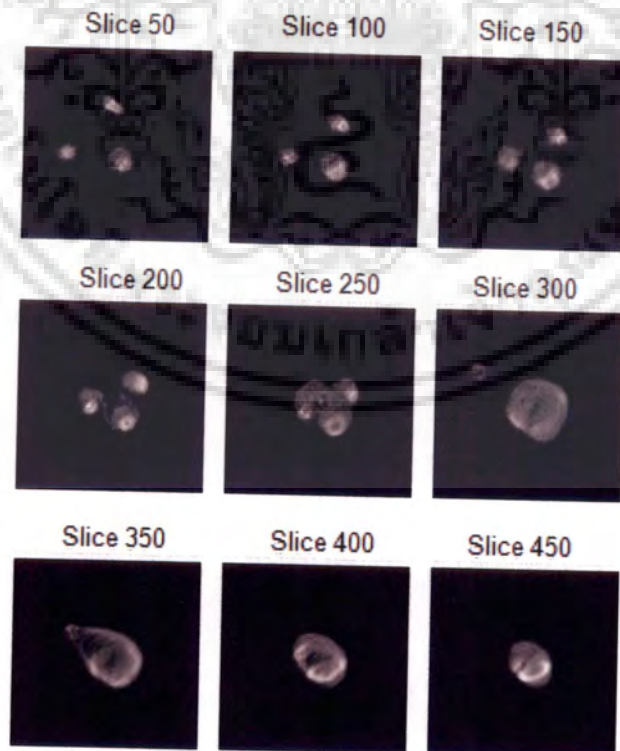


รูปที่ 4.18 แสดงภาพตัดขวางของกระดุกกล้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

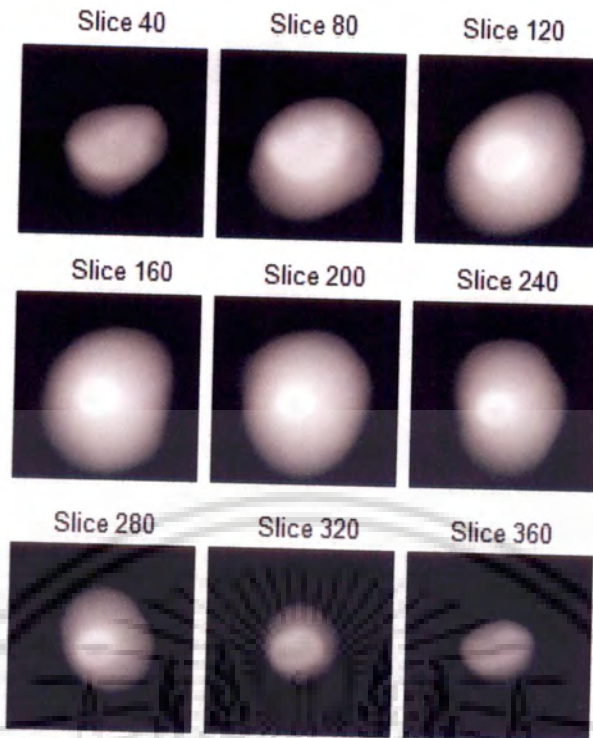


รูปที่ 4.19 แสดงภาพตัดขวางของมะพร้าว



รูปที่ 4.20 แสดงภาพตัดขวางของข่าไก่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

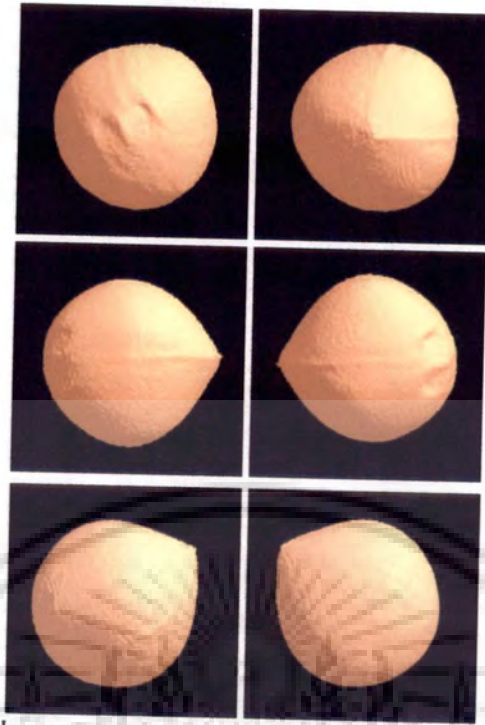


รูปที่ 4.21 แสดงภาพตัดขวางของปีกบนไก่



รูปที่ 4.22 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของกระดูกสัตว์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

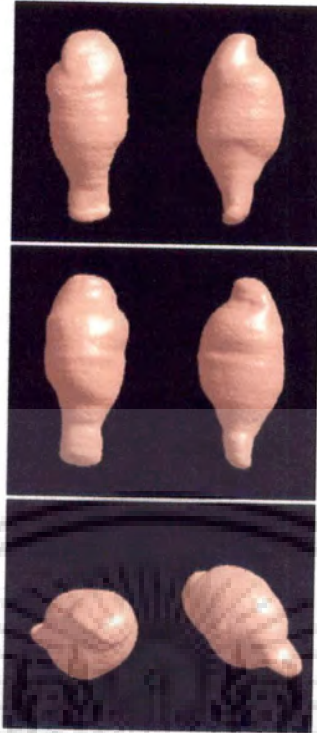


รูปที่ 4.23 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของมะพร้าว



รูปที่ 4.24 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของขาไก่

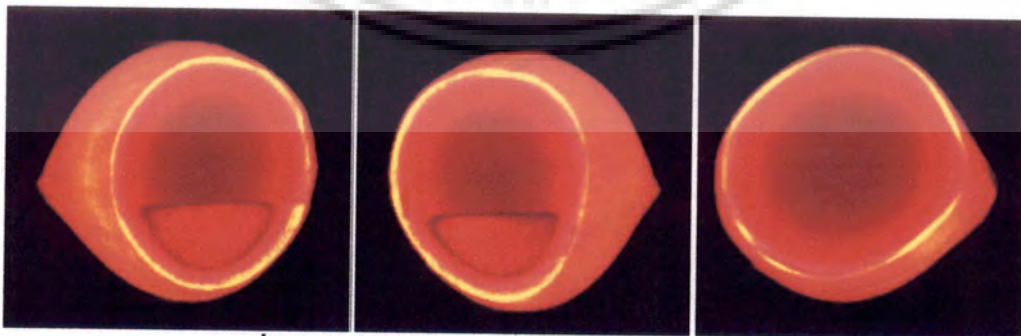
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.25 แสดงภาพสามมิติเชิงพื้นผิวของเปลือกนไก้



รูปที่ 4.26 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของกระดุกสัตว์



รูปที่ 4.27 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของมะพร้าว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.28 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของขาไก่



รูปที่ 4.29 แสดงภาพสามมิติเชิงปริมาตรของปีกบนไก่

4.4.2 ผลการวัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมิติส และการเปรียบเทียบผลการทดลอง

ในหัวข้อนี้เราจะทำการเปรียบเทียบผลการทดลองเพื่อหาค่าความผิดพลาดของการหาปริมาตรวัตถุจากภาพสามมิติที่ได้ทำในหัวข้อที่แล้ว โดยจะใช้การหาปริมาตรด้วยทฤษฎีอะคิมิติส (การวัดปริมาตรด้วยการแทนที่น้ำ) ซึ่งเราได้ทำการทดลองกับวัตถุทั้งสองชิ้น คือ กระจุกสัตว์และมะพร้าว ซึ่งผลที่ได้แสดงดังตารางที่ 4.1 ซึ่งค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้นนั้นอาจเกิดจากหลายสาเหตุ เช่น ความคลาดเคลื่อนในการปรับเทียบระบบ หรือความคลาดเคลื่อนในขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วัตถุ	ปริมาณที่ได้จากการ คำนวณภาพสามมิติ (มิลลิเมตร)	ปริมาณที่ได้จากการวัด ด้วยหลักการแทนที่น้ำ (มิลลิเมตร)	ความผิดพลาด (ร้อยละ)
กระดูกสัตว์	49.2	47.5	3.58
มะพร้าว	72.1	75.8	4.88
ชาไก่	15.6	14.9	4.70
ปีกบนไก่	27.8	27.1	2.58

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าปริมาณของวัตถุและค่าความผิดพลาดที่คำนวณได้

4.5 ผลการสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System)

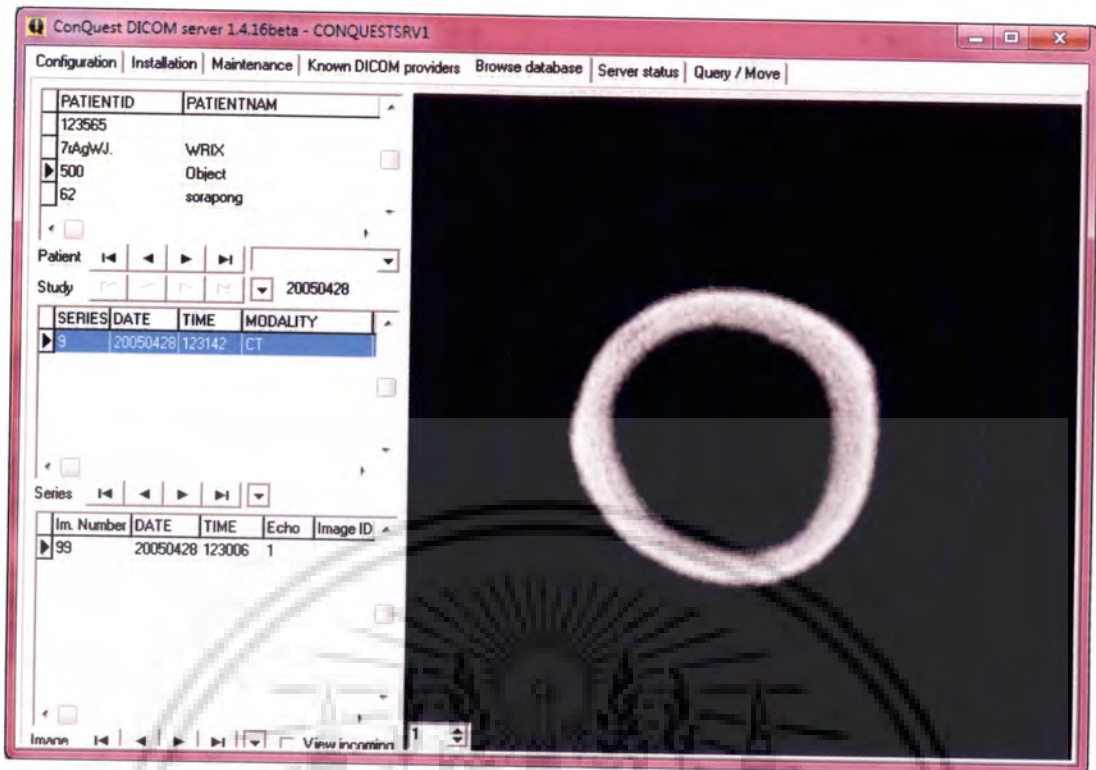
จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าระบบ PACS จะใช้การรับส่งข้อมูลภาพตามมาตรฐาน DICOM ผ่านทางระบบเครือข่ายคอมพิวเตอร์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงต้องทำการเปลี่ยนภาพถ่ายเอ็กซเรย์ธรรมดาให้เป็นภาพถ่ายเอ็กซเรย์ตามมาตรฐาน DICOM

ผู้วิจัยจึงทำการเพิ่มข้อมูล DICOM ที่จำเป็นเข้าไปที่ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ เช่น Patient Name, Patient ID, Study ID, Rows, Columns เป็นต้น เมื่อส่งภาพถ่ายเอ็กซเรย์ที่มีมาตรฐาน DICOM ไปที่ระบบ PACS โปรแกรมก็จะแสดงภาพถ่ายเอ็กซเรย์และข้อมูล DICOM ที่ผู้วิจัยได้สร้างขึ้น โดยผู้วิจัยได้เลือกใช้โปรแกรม Conquest DICOM Server เป็นระบบ PACS ซึ่งเป็นพีซีซอฟต์แวร์ดังแสดงในรูปที่ 4.31

```
(0008,0060) CS [CT] # 2 Modality
(0008,0070) LO [KMIL Technologies] # 18 Manufacturer
(0008,0080) LO [KMIL Technologies] # 18 InstitutionName
(0010,0010) PN [Coconut ] # 8 PatientName
(0010,0020) LO [501 ] # 4 PatientID
(0010,0030) DA [19740806] # 8 PatientBirthDate
(0018,0060) DS [120 ] # 4 KVP
(0018,1140) CS [CW] # 2 RotationDirection
(0018,1151) IS [47] # 2 XrayTubeCurrent
(0020,0010) SH [1000] # 4 StudyID
(0020,0011) IS [10] # 2 SeriesNumber
(0020,0013) IS [1 ] # 2 ImageNumber
(0028,0004) CS [MONOCHROME2 ] # 12 PhotometricInterpretation
(0028,0008) IS [256 ] # 4 NumberOfFrames
(0028,0010) US 256 # 2 Rows
(0028,0011) US 256 # 2 Columns
```

รูปที่ 4.30 แสดงตัวอย่างข้อมูล DICOM ที่จำเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.31 แสดงระบบ PACS โดยใช้โปรแกรม Conquest DICOM Server

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นที่จะทำการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการสร้างระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กชนิดหมุนหลอดเอ็กซ์เรย์ในแนวนอน เพื่อประดิษฐ์เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่มีราคาถูกและสามารถใช้งานได้

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบการทดลองเพื่อเป็นการทดสอบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยว่าสามารถนำมาใช้ในการสร้างภาพเอ็กซ์เรย์ได้หรือไม่ โดยทำการทดลอง 5 การทดลอง ได้แก่

- 1.) การออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
- 2.) การทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก
 - 2.1) ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์
 - 2.2) ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว
 - 2.3) ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์
- 3.) การทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์
 - 3.1) หาความสม่ำเสมอของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์
 - 3.2) หาความสามารถในการแยกความลดทอนเอ็กซ์เรย์
 - 3.3) หาความละเอียดของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์
- 4.) การประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ
 - 4.1) สร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ
 - 4.2) วัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคิมิคิส และทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง
- 5.) การสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System) สามารถสรุปผลการทดลองได้ ดังต่อไปนี้

5.1 สรุปผลการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กด้วยโปรแกรม Solid Work เพื่อจำลองการหมุนของระบบก่อนที่จะสร้างขึ้นงานจริง โดยจำลองระบบให้มีขนาดเท่ากับขนาดที่จะสร้างจริง เพื่อให้การจำลองการหมุนของระบบมีความถูกต้องใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด ซึ่งการหมุนของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็กที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้เป็นการหมุนในแนวนอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากทดสอบการหมุนของระบบในแบบจำลองจนเป็นที่ยอมรับแล้ว จากนั้นก็จะนำแบบจำลองที่สร้างขึ้นไปสร้างเป็นชิ้นงานจริง โดยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์สามารถหมุนได้ 360 องศาในแนวอนเหมือนแบบจำลองที่ได้ออกแบบไว้

5.2 สรุปผลการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก

5.2.1 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่สมบูรณ์ซึ่งสร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

เมื่อเรานำทฤษฎีของแลมเบิร์ต-เบียร์มาประยุกต์ใช้กับการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นแล้ว พบว่าภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือ ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้นั้นมีความใกล้เคียงกับภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากฟิล์มมากยิ่งขึ้น

5.2.2 ภาพเอ็กซ์เรย์สองมิติที่ทำการกำจัดสัญญาณรบกวนแล้ว

การกำจัดสัญญาณรบกวนในภาพเอ็กซ์เรย์ด้วยวิธีแบบค่ามีเดียวนั้นสามารถลดทอนสัญญาณรบกวนแบบชอล์กที่และเปปเปอร์ที่เกิดขึ้นในภาพเอ็กซ์เรย์ได้ทำให้ได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่มีคุณภาพดีขึ้น

5.2.3 ภาพตัดขวางของวัตถุที่สร้างขึ้นด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

ในการทดลองนำภาพโปรเจกชันที่ได้จากการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์วัตถุด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นนั้น ไปสร้างเป็นภาพตัดขวาง จากภาพตัดขวางที่ได้นั้นสามารถหาค่าผิดพลาดเฉลี่ยได้เท่ากับร้อยละ 2.34 ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับและสามารถนำไปใช้งานได้

5.3 สรุปผลการทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

เมื่อทดสอบคุณสมบัติของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ว่าสามารถนำมาใช้งานได้แล้ว ต่อมาจึงได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ 3 การทดลอง สามารถสรุปผลการทดลองได้ดังต่อไปนี้

5.3.1 หาค่าความสม่ำเสมอของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

ระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่สร้างขึ้นมีความสม่ำเสมอของภาพ (Uniformity) มีค่าความเข้มเฉลี่ยได้เท่ากับ 2.38 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานได้เท่ากับ 2.57 ซึ่งอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ที่จะนำไปใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3.2 หากความสามารถในการแยกความลดทอนเอ็กซ์เรย์

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์สามารถแยกความลดทอนของเอ็กซ์เรย์ของแผ่นอลูมิเนียมแบบชั้นในแต่ละความหนาได้เป็นอย่างดี

5.3.3 หากความละเอียดของระบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์สามารถแยกรายละเอียดได้สูงสุดอยู่ที่ 16 lp/inch ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับและสามารถนำไปใช้งานได้

5.4 สรุปผลการประยุกต์สร้างภาพสามมิติและหาปริมาตรของวัตถุ

5.4.1 สร้างภาพตัดขวางเพื่อหาปริมาตรและสร้างภาพสามมิติ

เราสามารถนำภาพถ่ายโปรเจกชันของวัตถุไปสร้างภาพตัดขวางได้ โดยเราสามารถหาปริมาตรของวัตถุได้ด้วยการคำนวณจำนวนพิกเซลในภาพตัดขวางแล้วคูณด้วยค่าออกเซล

หลังจากที่เราได้ภาพตัดขวางมาแล้วเรายังสามารถนำภาพตัดขวางเหล่านั้นไปสร้างเป็นภาพสามมิติได้อีกด้วย

5.4.2 วัดปริมาตรวัตถุด้วยทฤษฎีอะคีมิติส และทำการเปรียบเทียบผลการทดลอง

หลังจากการวัดปริมาตรของวัตถุโดยใช้ทฤษฎีของอะคีมิติส (หลักการแทนที่น้ำ) และเปรียบเทียบกับผลการคำนวณหาค่าปริมาตรของวัตถุด้วยภาพตัดขวาง พบว่ามีค่าผิดพลาดเฉลี่ยอยู่ที่ 3.94%

5.5 สรุปผลการสร้างระบบ PACS (Picture Archiving and Communication System)

โปรแกรม Conquest DICOM Server สามารถนำมาใช้เป็นระบบ PACS ได้ โดยโปรแกรมนี้สามารถแสดงภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์และข้อมูล DICOM ที่ผู้วิจัยได้สร้างขึ้นได้เป็นอย่างดี และโปรแกรมนี้ยังเป็นฟรีซอฟต์แวร์อีกด้วย

5.6 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะในงานวิจัยนี้

5.6.1 ข้อจำกัดในการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์จะต้องหมุนแกนทรี 360 องศา ซึ่งในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ทั้งหมด 360 องศาใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 10-20 นาที หากนำเวลานี้มาเปรียบเทียบกับเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์พบว่าใช้เวลาเพียง 3-5 นาทีเท่านั้น โดยเหตุผลหลักที่ทำให้ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ใช้เวลาในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์นานเป็นเพราะ ในการฉายเอ็กซ์เรย์แต่ละครั้งตัวหลอดเอ็กซ์เรย์จะเกิดความร้อนสูง ทำให้ต้องมีการพักหลอดเอ็กซ์เรย์ เพื่อที่จะรักษาหลอดเอ็กซ์เรย์ให้มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน

5.6.2 ข้อจำกัดของทิศทางการหมุนของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่าการทำงานของระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ หมุนในแนวนอน ซึ่งต่างจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์ที่หมุนในแนวตั้ง ทั้งนี้เป็นเพราะการที่จะทำให้ระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์หมุนในแนวตั้งนั้น จะต้องออกแบบให้น้ำหนักของอุปกรณ์ที่วางอยู่บนแกนทรีมีความสมดุลกันทั้งหมด ไม่เช่นนั้นก็จะทำให้เกิดแรงเหวี่ยงขึ้นเมื่อหมุนระบบ

5.6.3 ข้อจำกัดในการใช้ปริมาณเอ็กซ์เรย์

ในการสร้างภาพตัดขวางแต่ละครั้ง จะต้องใช้ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ทั้งหมด 360 องศา ดังนั้นจึงต้องทำการฉายเอ็กซ์เรย์ทั้งหมด 360 ครั้ง ดังนั้นระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ จึงเหมาะที่จะใช้กับวัตถุเท่านั้น เพราะการฉายเอ็กซ์เรย์ในแต่ละครั้งจะทำให้มีปริมาณรังสีสะสมซึ่งเป็นอันตรายต่อชีวิต แต่ถ้าต้องการใช้งานกับสิ่งมีชีวิต ผู้วิจัยแนะนำว่าควรลดระดับพลังงานในการฉายเอ็กซ์เรย์ลงเพื่อความปลอดภัย

5.6.4 ข้อจำกัดในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์

จากการทดลองถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์พบว่า ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ผู้วิจัยได้ออกแบบสามารถถ่ายภาพวัตถุที่มีขนาดสูงสุดไม่เกิน 30 เซนติเมตร ดังนั้นหากต้องการถ่ายภาพวัตถุที่มีขนาดใหญ่กว่านี้ก็ต้องออกแบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์นี้ใหม่ โดยอาจจะออกแบบให้ใช้กล้องหลายตัวแล้วนำภาพมาต่อกันเพื่อให้สามารถถ่ายภาพวัตถุได้ใหญ่ขึ้น

เอกสารอ้างอิง

1. วิทวัส วิทย์ชำนานุกูล, “การทำโครงร่างของวัตถุโดยใช้หลักการโทโมกราฟฟีกับภาพถ่าย”. 2546, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
2. ชีระศักดิ์ จันทร์วิเมลียง, “การปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซเรย์ชนิดลำแสงกรวยกรณี่หลอดเอ็กซเรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ”. 2550, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
3. น้ำทิพ ศรีสุข, “การสร้างภาพจากตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบทางอ้อมโดยใช้กล้องหลายตัว”. 2553, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
4. Kieran Maher. *Production of X-Rays*. [Online]. Available :. 2001; Available from: <http://www.life.rmit.edu.au/mrs/subject/mr100/prodxray.html>.
5. Jim Lochner. *X-ray Detectors*. [Online]. Available :. 2005; Available from: http://imagine.gsfc.nasa.gov/docs/science/how_12/xray_detectors.html.
6. ปรีดา เต็มจิตรอารีย์ และ K. Nagaiwa, เอ็กซเรย์เทคโนโลยี. Vol. พิมพ์ครั้งที่ 4. 2533, กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย.
7. พิทยา อึ้งพินิจพงศ์, “การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซเรย์โดยใช้อัลกอริธึมทางพีชคณิต”. 2546, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
8. ชัยวิทย์ ศิวาว์ชนาไ নয়, ฟิสิกส์ของรังสีเอกซ์. 2528, กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์.
9. Khandpur R S, *Handbook of Biomedical Instrumentation*, ed. S. Edition. 2003, New Delhi: Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited.
10. มานัส มงคลสุข, เอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟี หลักการทางฟิสิกส์ เทคนิค และการควบคุมภาพ. 2546, ขอนแก่น: หจก. โรงพิมพ์คลังนานาวิทยา.
11. เอกภพ งามละเมียด, “เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแกววยาวโดยใช้สารเรืองแสงเคลือบบนโฟโตทรานซิสเตอร์”. 2548, วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Surface Rendering and Reconstruction in Small-Sized Computed Tomography with Rotating Gantry

Verapat Jantanayingyong^{#1}, Thitikarn Okowat^{#2}, Theerasak Chanwimalueang^{*3},

Chuchart Pintavirooj^{#4}, Manas Sangworasil^{#5}

[#]Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

¹tratraus_mod@hotmail.com

²tequier9@hotmail.com

⁴kpchucha@kmitl.ac.th

⁵ksamanas@kmitl.ac.th

^{*}Biomedical Engineering Programme, Faculty of Engineering Srinakharinwirot University Nakhon-Nayok, Thailand

³theerasak@swu.ac.th

Abstract— Small-sized computed tomography system with 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 x-ray every two degrees of rotating angle. Thus, 180 projection data were performed in this study. Finally, Feldkamp algorithm based on a 3-D filtered backprojection was employed to reconstruct cross sectional images. The result shows that cross sectional images and surface rendering obtained from small-sized computed tomography were satisfactory. In conclusion, the small-sized computed tomography presented in this study is capable to construct 3-D model with an ease technique.

Keywords— Computed Tomography, Filtered Backprojection, Reconstruction, Surface Rendering

I. INTRODUCTION

Small-sized computed tomography (CT) scanners can be classified into two major categories: rotating sample and 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].

T.Chanwimalueang *et al.* [4] presented a miniature CT application in 3-D modeling with cone-beam geometry reconstruction. They reported that the system is capable of constructing a volumetric cross-sectional 3-D model of the small subject. Thus, their miniature CT system is a versatile and cost effective technique. However, their system is rotating sample. A rotating sample system does not practical in medical application and also a time-consuming technique.

In this paper, the small-sized CT system with rotating gantry is presented. The aim of this study is carried out to construct 3-D model tested on a series of axial CT data of an object.

II. 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 Fig 1. The well-known algorithm for cone-beam tomography is called Feldkamp cone-beam tomography [5]. The Feldkamp algorithm based on a 3-D filtered backprojeciton. The generalized cone beam image reconstruction is expressed as follows:

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

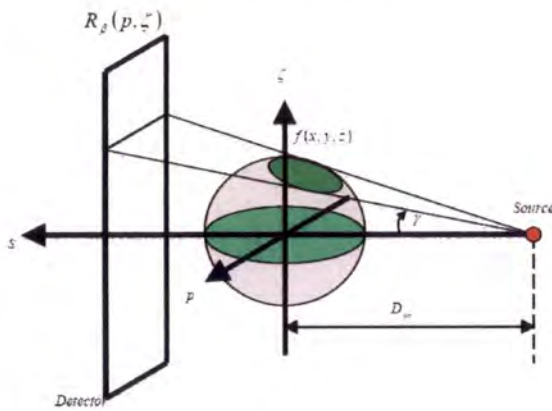


Fig. 1 Cone-beam geometry



Fig. 2 Small-sized CT system includes 1.) gantry 2.) x-ray tube 3.) x-ray detector 4.) computer for controlling x-ray tube and image acquisition 5.) platform for placing object 6.) cooling system 7.) servo motor for rotating gantry

where $g(x, y, z)$ is a reconstructed volumetric data, D is the distance between the source and the Z -axis, β is the source rotation angle relative to the z axis, $R(p, \zeta, \beta)$ is the cone-beam projection data, $t = x \cos \beta - y \sin \beta$, $s = -x \sin \beta - y \cos \beta$ and (p, ζ) 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 backproject the filtered data

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

III. SMALL-SIZED CT SYSTEM

Small-sized CT system includes gantry, x-ray tube, x-ray detector, computer for controlling x-ray tube and image acquisition, platform for placing an object, cooling system, servo motor for rotating gantry, and computer for control servo motor as shown in Fig 2.

The small-sized CT system is controlled by two computers each running program Visual C#. PC1 controls the x-ray tube and camera acquisition. PC2 acts as the sequencer for the system. It receives triggers from PC1 that control servo motor for the gantry by rotate increased two degrees per a projection.

IV. ACHIEVING THE PROJECTION DATA AND IMAGE RECONSTRUCTION

Before achieving the projection data, a center of x-ray beam and a center of x-ray detector must be adjusted to align with the same alignment. Thus, the calibration process must be performed [6].

The object is a coconut as shown in Fig 3. For achieving the projection images, the object was placed on a platform between x-ray tube and x-ray detector as shown in Fig 4. One rotation is enough to obtain the projection data for the reconstruction of the whole object volume. X-ray was exposed and then the x-ray detector captured an image.

The source detector distance (SDD) and the source object distance (SOD) are 50 and 25 cm, respectively. The number of projections is 180 or 2 degrees per a projection from 0 to 360 degrees. The projection data were used in the reconstruction process. The algorithm used to reconstruct cross sectional images was the Feldkamp, which is base on filtered back projection. The Hamming filter with cut-off frequency at 0.85 was used in this study.



Fig. 3 A coconut using as object

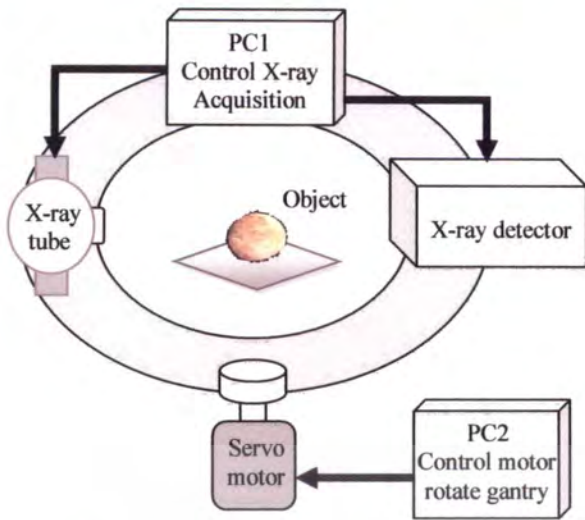


Fig. 4 A schematic of the system. The system is controlled by two computers each running program Visual C#. PC1 controls the x-ray tube using wireless and control the camera acquisition. PC2 acts as the sequencer for the system. It receives triggers from PC1 that control servo motor for the gantry by rotate increased two degrees per a projection.

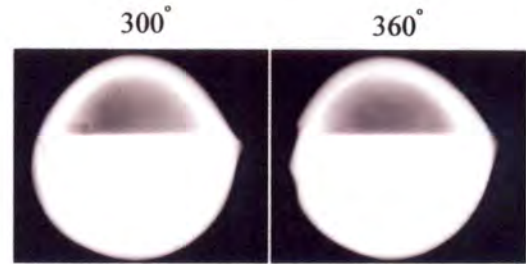


Fig. 5 The samples of projection data obtained from 0 to 360 degrees

V. RESULTS

The samples of projection data obtained from 0 to 360 degrees per a rotation are shown in Fig 5. These projection data were used to reconstruct cross sectional images as shown in Fig 6.

After the reconstruction process, all of these slices are reformed as a volumetric data. The surface rendering is then performed on those volumetric data to provide a 3-D model. The 3-D model of coconut reconstructed in this study are visualized in Fig 7.

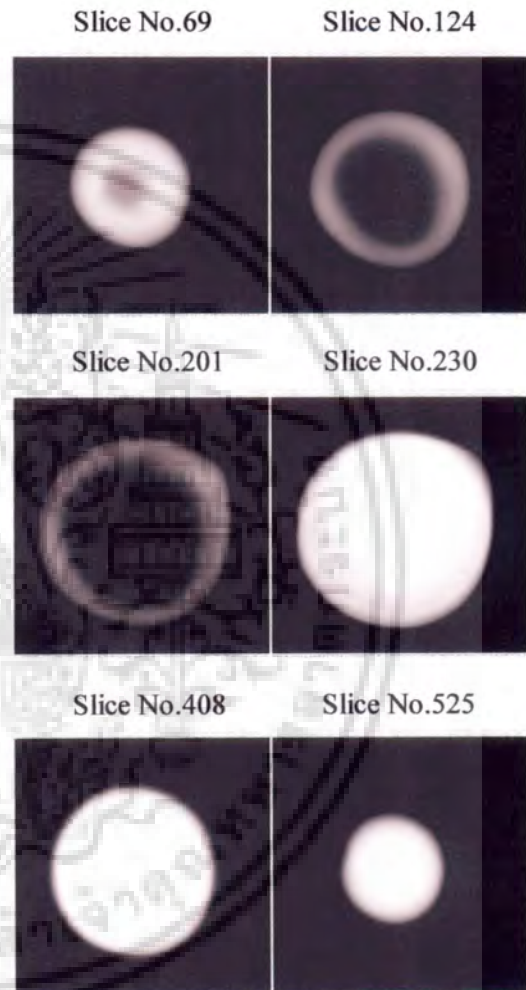
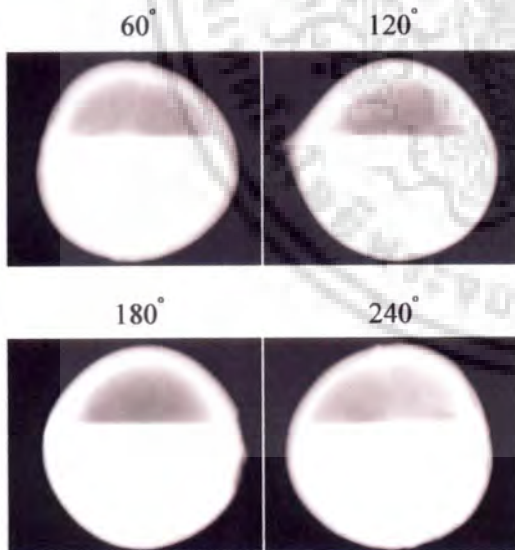


Fig. 6 The samples of cross sectional image obtained from reconstruction process.



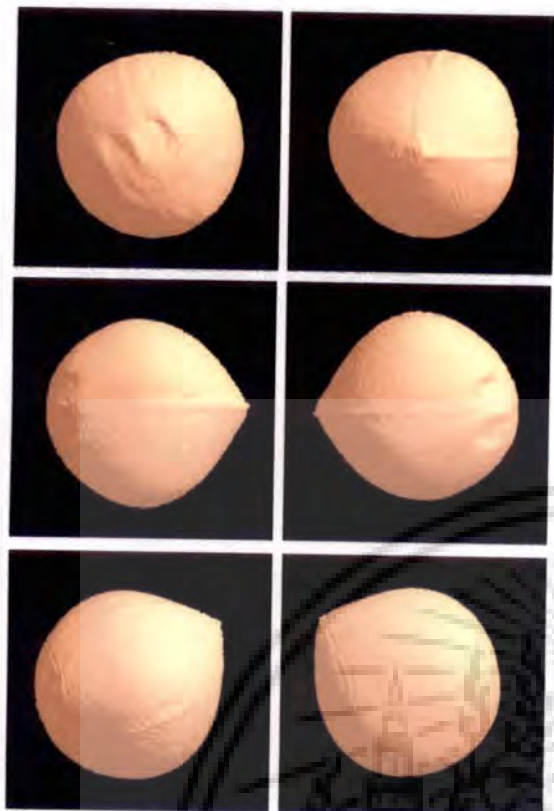


Fig. 7 The surface rendering of coconut.

VI. DISCUSSION AND CONCLUSION

The small-sized computed tomography with rotating gantry is presented in this paper. From the result, it can be seen that cross sectional images and volume-rendering from small-sized CT are satisfactory. Thus, it can be concluded that the small-sized CT is capable of constructing a 3-D model with an ease technique.

VII. ACKNOWLEDGMENT

Authors would like to thank National Electronics and Computer Technology Center, NECTEC, (Thailand) for their financial support for this research.

VIII. 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, Wolhard Semmler and Fabian Kiessling. *Small Animal Computed Tomography Imageing*. *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*

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นามสกุล นาย วีระภัทร จันทนยิ่งยง
วัน เดือน ปีเกิด 21 มีนาคม พ.ศ. 2530
สถานที่เกิด จังหวัดกรุงเทพมหานคร
ที่อยู่ บ้านเลขที่ 9/156 ถนนศรีนครินทร์ ตำบลบางแก้ว อำเภอบางพลี จังหวัดสมุทรปราการ รหัสไปรษณีย์ 10540 โทร 084-0840092 อีเมลล์ tratraus_mod@hotmail.com
วุฒิการศึกษา 2551 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการยอมรับ

- 2010: The 3rd Joint International Conference on Information & Communication Technology, Electronic and Electrical Engineering (JICTEE) 2010 in titled “Surface Rendering and Reconstruction in Small-Sized Computed Tomography with Rotating Gantry”, at Luang Prabang, Laos PDR.
- 2010: The 33rd Electrical Engineering Conference (EECON) 2010 in titled “การประยุกต์สร้างโมเดล 3 มิติด้วยระบบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก”, at Chiang Mai, Thailand.
- 2010: The 3rd Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2009) in titled “Apply 3-D Model Reconstruction in Small-Sized Computed Tomography with Rotating Gantry”, at Kyoto, Japan.
- 2010: The 7th Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI) Conference in titled “Small-Size Computed Tomography System with Rotating Gantry”, at Chiang Mai, Thailand.
- 2009: The 2nd Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2009) in titled “Miniature Computed Tomography System using the Multiple Cameras X-Ray Detector”, at Phuket, Thailand.