การประมวลข้อมูลโพรเจคชั่นเพื่อปรับปรุงภาพตัดขวางรังสีเอ็กซ์

PROJECTION DATA PROCESSING FOR IMPROVEMENT OF X-RAY CT-IMAGING

นายสมชาย เกรียงอารีกุล

MR. SOMCHAI KREANGAREKUL

วิทยานิพนธ์
ห้ามนำออกนอกห้องสมุด

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2538

ISBN 974-621-343-1

ลิขสิทธิ์ของบัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 23625
วัน, เดือน, ปี 1 ส.ค. 2538

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

PROJECTION DATA PROCESSING FOR IMPROVEMENT OF X-RAY CT-IMAGING

SOMCHAI KREANGAREKUL

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE

MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING

GRADUATE SCHOOL

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

1995

ISBN 974-621-343-1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การประมวลข้อมูลโพรเจคชั่นเพื่อปรับปรุงภาพตัดขวางรังสีเอ็กซ์
นักศึกษา นายสมชาย เกรียงอารีกุล
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์
ระดับการศึกษา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า
ภาควิชา วิศวกรรมคอมพิวเตอร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2538

บทคัดย่อ

เครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะโดยใช้รังสีเอ็กซ์ (X-ray Computerized Tomography) เป็นอุปกรณ์การแพทย์ที่สามารถแสดงภาพตัดขวางของอวัยวะภายในร่างกายได้โดยไม่ต้องทำการผ่าเปิดอวัยวะส่วนนั้นออกมาตรวจ โดยอาศัยข้อมูลจากการลดทอนรังสีที่มุมต่าง ๆ รอบวัตถุ มาสร้างกลับเป็นภาพตัดขวางแสดงส่วนต่าง ๆ ภายในของวัตถุนั้น

ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงการศึกษาการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ โดยเนื้อหาหลักของวิทยานิพนธ์จะเน้นที่การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางด้วยการประมวลผลข้อมูลก่อนการสร้างภาพตัดขวาง ในส่วนของการทดลองนั้นจะนำอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ (Solid State Detector) มาใช้แทนอุปกรณ์รับรังสีแบบเดิมที่เป็นหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (X-ray Image Intensifier) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการจำแนกความแตกต่างของสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ (X-ray Attenuation Coefficient) ของวัตถุ โดยจะแสดงให้เห็นผลที่เกิดจากสัญญาณรบกวน ความไม่คงที่ของระดับรังสี ความแตกต่างในด้านของคุณสมบัติของตัวรับรังสีแต่ละตัวในชุด และแสดงวิธีการแก้ไขด้วยการเฉลี่ยสัญญาณ ร่วมกับการใช้วิธีการชดเชยทางคณิตศาสตร์เพื่อปรับปรุงข้อมูลที่ได้รับซึ่งมีค่าผิดไปจากค่าจริง ให้มีค่าถูกต้องยิ่งขึ้นก่อนการประมวลผลเพื่อสร้างภาพตัดขวาง

การทดลองทั้งหมดจัดทำขึ้นบนชุดทดลองที่สร้างขึ้นเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูล ด้วยการหมุนวัตถุไปรอบตัวในขณะที่ทำการฉายรังสี เพื่อเก็บข้อมูลการลดทอนของรังสีรอบ ๆ วัตถุไปจนครบทั้ง 360 องศา จากนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้ส่งเข้าไปประมวลผลเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ ผลที่ได้จากการทดลองซึ่งใช้วัตถุต่าง ๆ เช่น แท่งพีวีซี ผลไม้ ไข่ไก่ กระดูกหมู หัวใจหมู และขาหมูเป็นวัตถุทดลอง แสดงให้เห็นถึงความถูกต้องและการนำไปใช้งานได้จริงของวิธีการประมวลผลข้อมูลเพื่อการปรับปรุงภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	Projection Data Processing for Improvement of X-ray CT-imaging
Name	Mr. Somchai Kreangarekul
Thesis Advisor	Prof. Dr. Pairash Thajchayapong
Level of study	Master of Engineering in Electrical Engineering
Department	Computer Engineering
	King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Year	1995

ABSTRACT

CT-scanner is a machine for performing x-ray computerized tomography, which has long been developed especially in the field of diagnostic medicine. The salient feature of the machine is that it enables doctors to view internal organs without any operation.

In this thesis, a study of developing a CT-scanner is presented. Mainly, pre-processing method of projection data is proposed to improve quality of the reconstructed image. A solid state detector was used instead of an image intensifier in the experiment to achieve more accurate identification of x-ray attenuation coefficient. Tuning of data are performed before reconstruction by signal averaging and mathematical compensation techniques. The thesis also describes the effect on an image from noise, fluctuation of x-ray source level and characteristic differences of individual detector unit.

Furthermore, an experiment set is constructed to gathering the data. By rotating the objects around 360 degrees, the complete set of x-ray attenuation can be corrected. The illrustative results from the reconstruction process, which is performed by standard microcomputer, show that the significant improvement is successfully accomplished in an image quality. The reconstructed images of the conical PVC, fresh egg, fruits, pig bone, pig heart and pig leg verify the applicability of the proposed processing method.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงลงได้ ก็เพราะได้รับความกรุณาจากศาสตราจารย์ ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์ อาจารย์ที่ปรึกษาผู้ซึ่งคอยดูแลให้คำแนะนำในการทำวิจัยแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด ขอกราบขอบพระคุณไว้เป็นอย่างสูง ณ.ที่นี้

ขอขอบพระคุณ ดร.ยุทธพงษ์ รังสรรค์เสรี ดร.สุธี ผู้เจริญชนะชัย อาจารย์มนูร ชินกาญจน์ และ อาจารย์อัครินทร์ คุณกิตติ ที่กรุณาชี้แนะแนวทางในการทำงาน และแก้ไขปัญหาต่าง ๆ ร่วมกับผู้ทำวิจัยมาโดยตลอด ช่วยให้ผู้ทำวิจัยมีทักษะในการทำงานที่ดีขึ้น

ขอขอบพระคุณ คุณคงศักดิ์ ตติยานุกุล ผู้จัดการ บ.คงศักดิ์เอ็กซ์เรย์และอุตสาหกรรม ที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์ในการทำวิจัย ตลอดจนถึงคำชี้แนะต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย

สุดท้ายนี้ผู้ทำวิจัยขอขอบพระคุณ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC) ที่ให้ทุนสนับสนุนการวิจัยจนทำให้เกิดวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ขึ้น ขอขอบคุณทุก ๆ คนในครอบครัว เจ้าหน้าที่สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ เพื่อนพี่และน้อง ๆ ทุกคนในโครงการคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ ที่คอยช่วยเหลือทั้งแรงกายและแรงใจจนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงลงได้เป็นอย่างดี

สมชาย เกรียงอารีกุล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ II

กิตติกรรมประกาศ III

สารบัญ IV

สารบัญตาราง VII

สารบัญรูป VIII

คำอธิบายคำย่อและสัญญลักษณ์ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ XII

บทที่ 1 บทนำ

1.1 มูลเหตุของการศึกษาเรื่องอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวาง 1

1.2 ความต้องการเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย 3

1.3 ชนิดของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง 4

1.4 คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้รังสีเอ็กซ์ 6

1.5 การพัฒนาคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย 10

1.6 เนื้อหาของวิทยานิพนธ์ 12

บทที่ 2 แนวทางการพัฒนาระบบ

2.1 บทนำ 15

2.2 ระบบการเก็บข้อมูลเดิม 15

2.3 หลอดรังสีเอ็กซ์ 16

2.4 หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ 17

2.5 กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์ 19

2.6 แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอ 19

2.7 วิเคราะห์ผลการทดลองสร้างภาพตัดขวางจากระบบเดิม 20

2.8 สรุปแนวทางการพัฒนาระบบ 22

บทที่ 3 ตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ

3.1 บทนำ 23

3.2 อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ 23

3.2.1 ตัวรับรังสีแบบก๊าซ 23

3.2.2 ตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ 24

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 พื้นฐานการทำงานของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ 25
3.4 ชุดอุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลอง 28
3.4.1 หน่วยรับรังสี 29
3.4.2 หน่วยประมวลผลขั้นต้น 30
3.4.3 แผงวงจรเชื่อมต่อ 33
3.5 การปรับปรุงระบบเพื่อให้สอดคล้องกับการทำงานของอุปกรณ์รับรังสี 33
3.5.1 อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์ 34
3.5.2 โครงเหล็กจับยึดอุปกรณ์ 36
3.6 สรุป 37
บทที่ 4 การสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์
4.1 บทน~
4.2 คณิตศาสตร์ในการสร้างภาพตัดขวาง 38
4.2.1 การปรับข้อมูลโพรเจคชั่น 39
4.2.2 การคอนโวลูชั่น 39
4.2.3 การฉายเงากลับ 40
4.3 ลำดับขั้นการสร้างภาพตัดขวางที่ใช้ในงานวิจัย 41
4.4 การปรับข้อมูลให้เข้ามาตรฐานเลขซีที 45
4.5 ภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน 47
4.6 สรุปการสร้างภาพตัดขวาง 51
บทที่ 5 อุปกรณ์และการทดลองสร้างภาพตัดขวาง
5.1 บทนำ 52
5.2 การจัดระบบและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง 52
5.2.1 อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์ 53
5.2.2 อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ 53
5.2.3 แท่นหมุนวัตถุ 53
5.2.4 คอมพิวเตอร์เก็บข้อมูล 54
5.3 การทดลอง 56
5.3.1 การทดลองโดยใช้หลอดบรรจุน้ำ 58
5.3.2 การกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสปาเชียล 60
5.3.3 การเกิดความผิดพลาดรูปวงแหวน 64
5.3.4 ความผิดพลาดรูปวงแหวนที่เกิดจากระดับแรงดันออฟเซท 65

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การชดเชยข้อมูลโพรเจคชั่นด้วยสมการคณิตศาสตร์ 68
5.5 การทดลองสร้างภาพตัดขวาง 79
5.5.1 การทดลองถ่ายภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเจาะรู 79
5.5.2 การทดลองถ่ายภาพตัดขวางพืช 84
5.5.3 การทดลองถ่ายภาพตัดขวางของสัตว์ 86
5.6 สรุป 90
บทที่ 6 สรุปและข้อแนะนำ
6.1 บทนำ 91
6.2 สรุปผลการทดลอง 91
6.3 แนวทางการพัฒนา 92
6.3.1 ระบบรังสีเอ็กซ์ 92
6.3.2 อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ 92
6.3.3 อุปกรณ์ควบคุมทิศทางรังสี 92
6.3.4 อุปกรณ์กรองรังสี 92
เอกสารอ้างอิง 93
ภาคผนวก ก ข้อมูลจำเพาะของหลอดรังสีเอ็กซ์ 95
ภาคผนวก ข ข้อมูลจำเพาะของชุดอุปกรณ์รับรังสี 100
ภาคผนวก ค งานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ในวารสารวิชาการระดับประเทศ 106
ภาคผนวก ง โปรแกรมจำลองภาพตัดขวางที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ 110
ภาคผนวก จ โปรแกรมสร้างภาพตัดขวางที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ 114
ประวัติผู้เขียน 122

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1 แสดงมูลค่าการนำเข้าเครื่องมือแพทย์ 2
ตารางที่ 1.2 การกระจายของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย 3
ตารางที่ 1.3 จำนวนเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะต่อประชากร 1 ล้านคน 4
ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบคุณสมบัติในด้านปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับรังสี 22
ตารางที่ 3.1 แสดงคุณสมบัติด้านเวลาของหน่วยประมวลผลขั้นต้น 31
ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติของหลอดรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ 34
ตารางที่ 4.1 ค่าของตัวแปรที่ใช้ในการจำลองภาพตัดขวางศีรษะของเชพพ์และโลแกน 48
ตารางที่ 5.1 ค่าของตัวแปรที่ใช้ในการจำลองภาพแห่งพีวีซีเจาะรู 82

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1 แสดงลักษณะของภาพที่ได้จากการฉายรังสีแบบธรรมดาและแบบตัดขวาง 1
รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะของภาพตัดขวางสมองที่ได้จากเครื่อง CT 5
รูปที่ 1.3 แสดงลักษณะของภาพตัดขวางสมองที่ได้จากเครื่อง MRI 5
รูปที่ 1.4 แสดงลักษณะของภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกที่ได้จากเครื่อง EIT 6
รูปที่ 1.5 แสดงการฉายรังสีผ่านวัตถุเพื่อเก็บข้อมูลไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง 6
รูปที่ 1.6 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 1 7
รูปที่ 1.7 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 2 8
รูปที่ 1.8 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3 9
รูปที่ 1.9 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 4 9
รูปที่ 1.10 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 5 10
รูปที่ 1.11 แสดงภาพสมองจำลองที่สร้างขึ้นในปี 2529 11
รูปที่ 1.12 แสดงภาพตัดขวางกระดูกที่สร้างขึ้นในปี 2531 11
รูปที่ 1.13 เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะที่พัฒนาขึ้นเมื่อปี 2532 12
รูปที่ 1.14 แสดงภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกของหนูที่สร้างขึ้นในปี 2533 12
รูปที่ 2.1 ผังแสดงการเก็บข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์ในระบบเดิม 15
รูปที่ 2.2 ลักษณะของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโนดหมุน 16
รูปที่ 2.3 โครงสร้างของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโนดหมุน 17
รูปที่ 2.4 โครงสร้างของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ 18
รูปที่ 2.5 หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ 18
รูปที่ 2.6 ลักษณะของกล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์ 19
รูปที่ 2.7 แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอ 20
รูปที่ 2.8 แสดงภาพตัดขวางของกระดูกหมู 20
รูปที่ 2.9 แสดงภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกของหนู 21
รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบก๊าซ 23
รูปที่ 3.2 แสดงลักษณะของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบก๊าซ 24
รูปที่ 3.3 แสดงโครงสร้างของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ 25
รูปที่ 3.4 แสดงลักษณะของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ 25
รูปที่ 3.5 แสดงวงจรสมมูลย์ของโฟโต้ไดโอด 26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะการนำตัวรับรังสีไปใช้งาน 26
รูปที่ 3.7 การวัดพลังงานของแสงที่ตกกระทบลงบนตัวโฟโต้ไดโอด 27
รูปที่ 3.8 ผังแสดงหน่วยย่อยของอุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ 28
รูปที่ 3.9 แสดงหน่วยรับรังสี 29
รูปที่ 3.10 หน่วยรับรังสี 29
รูปที่ 3.11 แสดงหน่วยรับรังสีย่อย 30
รูปที่ 3.12 หน่วยประมวลผลขั้นต้น 31
รูปที่ 3.13 ผังแสดงระบบชดเชยค่าออฟเซ็ทและอัตราขยาย 32
รูปที่ 3.14 แผงวงจรเชื่อมต่อ 33
รูปที่ 3.15 อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์ 36
รูปที่ 3.16 ภาพแกนทรี้ 37
รูปที่ 4.1 แสดงตัวแปรในคณิตศาสตร์สร้างภาพตัดขวางแบบที่ตัวรับรังสีมีระยะห่างเท่ากัน 38
รูปที่ 4.2 ความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีเมื่อทะลุผ่านวัตถุ 41
รูปที่ 4.3 ข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนและหลังการแปลงค่า 41
รูปที่ 4.4 ข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนและหลังปรับค่า 42
รูปที่ 4.5 ทำคอนโวลูชั่นกับฟังก์ชั่นตัวกรอง 42
รูปที่ 4.6 การนำข้อมูลโพรเจคชั่นที่กรองแล้วมาฉายเงากลับ 43
รูปที่ 4.7 แสดงลักษณะภาพที่ได้จากการซ้อนที่ตำแหน่งต่าง ๆ 45
รูปที่ 4.8 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ของตัวกลาง 3 บริเวณที่มีค่าแตกต่างกัน 46
รูปที่ 4.9 แสดงลักษณะการเลือกแสดงข้อมูลภาพเพียงบางส่วน 47
รูปที่ 4.10 ภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน 48
รูปที่ 4.11 แสดงข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ของภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน 49
รูปที่ 4.12 ภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกนที่สร้างขึ้น 50
รูปที่ 4.13 ข้อมูลเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพจำลองศีรษะเส้นที่ 128 50
รูปที่ 4.14 คอมพิวเตอร์ขนาด 64 บิทที่ใช้ในการประมวลผล 51
รูปที่ 5.1 แสดงผังด้านบนของระบบที่ใช้ในการทดสอง 52
รูปที่ 5.2 เปรียบเทียบลักษณะของการหมุน 53
รูปที่ 5.3 อุปกรณ์ควบคุมแท่นหมุนที่ใช้ในการทดลอง 54
รูปที่ 5.4 เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ 16 บิทที่ใช้ในการเก็บข้อมูล 54
รูปที่ 5.5 ผังแสดงการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ในระบบ 55
รูปที่ 5.6 ระบบที่ใช้ในการทดสอบอุปกรณ์รับรังสี 55

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.7 แสดงวงจรที่ใช้ควบคุมการฉายรังสี 56
รูปที่ 5.8 แสดงผังงานการเก็บข้อมูลรังสี 57
รูปที่ 5.9 แสดงหลอดพลาสติกบรรจุน้ำที่ใช้ในการทดลอง 58
รูปที่ 5.10 ข้อมูลโพจเจคชั่นที่ 1 ของหลอดพลาสติกบรรจุน้ำ 58
รูปที่ 5.11 ภาพตัดขวางหลอดพลาสติกบรรจุน้ำที่สร้างขึ้น 59
รูปที่ 5.12 ข้อมูลเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพตัดขวางหลอดน้ำเส้นที่ 128 59
รูปที่ 5.13 ข้อมูลโพจเจคชั่นที่ 1 ของหลอดน้ำหลังทำการเฉลี่ยค่าในแกนเวลา 61
รูปที่ 5.14 ภาพตัดขวางหลอดน้ำที่สร้างขึ้นหลังจากเฉลี่ยข้อมูลโพรเจคชั่นในแกนเวลา 61
รูปที่ 5.15 ข้อมูลเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพตัดขวางหลอดน้ำเส้นที่ 128 หลังการเฉลี่ยค่า 62
รูปที่ 5.16 แสดงภาพตัดขวางของหลอดน้ำก่อนการเฉลี่ยค่าเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน 63
รูปที่ 5.17 แสดงภาพตัดขวางของหลอดน้ำหลังการเฉลี่ยค่าเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน 63
รูปที่ 5.18 แสดงลักษณะของการเกิดรูปวงแหวนเมื่อข้อมูลผิดพลาดในลักษณะเดียวกันทุกชุด 64
รูปที่ 5.19 ไข่ไก่สดที่นำมาใช้ในการทดลอง 65
รูปที่ 5.20 ภาพตัดขวางของไข่ไก่สดที่แสดงให้เห็นความผิดพลาดรูปวงแหวน 65
รูปที่ 5.21 แสดงระดับของแรงดันออฟเซท 66
รูปที่ 5.22 ภาพตัดขวางของไข่ไก่สดหลังการชดเชยค่าออฟเซท 67
รูปที่ 5.23 ผังแสดงวงจรขยายในอุดมคติ 68
รูปที่ 5.24 แสดงการขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายจำนวนมาก 69
รูปที่ 5.25 ผังแสดงลักษณะของระบบที่กำหนดขึ้น 69
รูปที่ 5.26 แสดงลักษณะการกระจายของรังสี 72
รูปที่ 5.27 แสดงข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ก่อนและหลังการชดเชย 73
รูปที่ 5.28 แสดงเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางเส้นที่ 128 ก่อนการชดเชยค่า 74
รูปที่ 5.29 แสดงเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางเส้นที่ 128 หลังการชดเชยค่า 74
รูปที่ 5.30 แสดงขนาดสัญญาณรบกวนในภาพตัดขวางก่อนการชดเชย 75
รูปที่ 5.31 แสดงภาพตัดขวางภายหลังการชดเชยข้อมูลแล้ว 75
รูปที่ 5.32 ภาพกระดูกหมูหล่อในพลาสติกที่ใช้ในการทดลอง 76
รูปที่ 5.33 ภาพตัดขวางของกระดูกหมูก่อนการชดเชยข้อมูล 76
รูปที่ 5.34 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพกระดูกหมูเส้นที่ 128 ก่อนการชดเชยค่า 77
รูปที่ 5.35 ภาพตัดขวางของกระดูกหมูภายหลังการชดเชยข้อมูลแล้ว 77
รูปที่ 5.36 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพกระดูกหมูเส้นที่ 128 หลังการชดเชยค่า 78
รูปที่ 5.37 แสดงลักษณะของแท่งพีวีซีเจาะรูที่ใช้ในการทดลอง 79

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.38 แสดงขนาดและรูเจาะของแท่งพีวีซีที่ใช้ในการทดลอง 79
รูปที่ 5.39 ภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเจาะรู 80
รูปที่ 5.40 ภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเมื่อใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์เป็นตัวรับรังสี 80
รูปที่ 5.41 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนเส้นที่ 128 ที่ได้จากตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ 81
รูปที่ 5.42 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนเส้นที่ 128 ที่ได้จากหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ 81
รูปที่ 5.43 ภาพตัดขวางจำลองของแท่งพีวีซีเจาะรู 82
รูปที่ 5.44 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนเส้นที่ 128 ของภาพจำลองแท่งพีวีซีเจาะรู 83
รูปที่ 5.46 แสดงภาพตัดขวางของผลส้มขนาด 8 ซม 84
รูปที่ 5.47 แสดงภาพตัดขวางของผลส้มโอขนาด 12 ซม 84
รูปที่ 5.48 แสดงภาพของฝักบัวที่นำมาใช้ในการทดลอง 85
รูปที่ 5.49 แสดงภาพตัดขวางของฝักบัวขนาด 9 ซม 85
รูปที่ 5.50 แสดงหัวใจหมูต้มสุกที่ใช้ในการทดลอง 86
รูปที่ 5.51 แสดงภาพตัดขวางของหัวใจหมูแนวตัดที่ 1 86
รูปที่ 5.52 แสดงภาพหัวใจหมูที่ผ่าออกเพื่อแสดงภาพภายใน 87
รูปที่ 5.53 แสดงภาพตัดขวางของหัวใจหมูแนวตัดที่ 2 87
รูปที่ 5.54 แสดงภาพตัดขวางของหัวใจหมูแนวตัดที่ 3 88
รูปที่ 5.55 แสดงขาหมูที่ใช้ในการทดลอง 88
รูปที่ 5.56 แสดงภาพตัดขวางของขาหมู 89
รูปที่ 5.57 แสดงภาพตัดขวางของขาหมูตามแนวยาว 89

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำอธิบายคำย่อและสัญญลักษณ์ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

CT	Computerized Tomography
MRI	Megnetic Resonance Imaging
NMR	Nuclear Megnetic Resonance
EIT	Electrical Impedance Tomography
FID	Free Induction Decay
CCD	Charge Couple Device
rpm	revolutions per minute
atm	atmosphere
mA	milli-Ampere
kV	kilo-Volt
ms	milli-second
MB	Mega-byte
MHz	Mega-hertz
ADC	Analog to Digital Converter
DAC	Digital to Analog Converter
RAM	Random Access Memory
HU	Heat Unit
FBP	Filtered backprojection
μ	x-ray attenuation coefficient
$\otimes$	convolution
H	Hounsfield unit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 มูลเหตุของการศึกษาเรื่องอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวาง

การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ (Computerized Tomography · CT) เพื่อแสดงภาพของรายละเอียดภายในวัตถุหรือสิ่งมีชีวิตที่ถูกถ่ายค้นพบครั้งแรกโดยเฮาซ์ฟิลด์ (G.H. Housefield) เมื่อปี ค.ศ.1967 [1] วิธีการดังกล่าวได้ถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่องจนสามารถนำไปประยุกต์และทำเป็นผลิตภัณฑ์นิยมใช้กันอยู่อย่างกว้างขวางในวงการแพทย์ปัจจุบัน ผลที่ได้จากอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวางจะช่วยให้แพทย์ทำการวินิจฉัยโรคได้ถูกต้องและแม่นยำมากขึ้นกว่าการมองและวินิจฉัยโรคจากฟิล์มรังสีเอ็กซ์ธรรมดา เพราะภาพที่ได้จะไม่เกิดการทับซ้อนกันของเนื้อเยื่อ ดังแสดงในรูปที่ 1.1

(ก) ภาพถ่ายรังสีเอ็กซ์ธรรมดา

(ข) ภาพตัดขวางด้วยรังสีเอ็กซ์

รูปที่ 1.1 แสดงลักษณะของภาพที่ได้จากการฉายรังสีแบบธรรมดา (ก) และภาพที่ได้จากวิธีการสร้างภาพแบบตัดขวาง (ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังที่หลายท่านทราบกันอยู่แล้วว่าอุปกรณ์การแพทย์นั้นเป็นสิ่งจำเป็นเพราะเป็นเรื่องที่เกี่ยวข้องกับความเจ็บป่วยและความอยู่รอดของชีวิตมนุษย์ ในขณะที่ความก้าวหน้าทางด้านเทคโนโลยีในสาขาวิชาอื่น ๆ เป็นไปอย่างไม่หยุดยั้ง ความก้าวหน้าทางด้านเทคโนโลยีทางการแพทย์ก็ก้าวไปด้วยเช่นกัน แต่เนื่องจากเทคโนโลยีทางด้านอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศเรานั้นไม่ได้รับการพัฒนามากเท่าที่ควร อุปกรณ์ทางการแพทย์ส่วนใหญ่จึงได้มาจากการสั่งเข้ามาใช้จากต่างประเทศ ทำให้ประเทศไทยต้องสูญเสียเงินตราให้กับต่างประเทศเป็นจำนวนมาก พิจารณาตัวเลขในตารางที่ 1.1 ซึ่งแสดงมูลค่าการนำเข้าของเครื่องมือแพทย์ตั้งแต่ปี 2517 - 2529 [4] จะพบว่ามีแนวโน้มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง

ปี พ.ศ.	บาท
2517	628,089,117
2518	668,346,174
2519	715,219,485
2520	984,400,414
2521	1,356,894,161
2522	1,629,509,205
2523	2,136,557,754
2525	2,818,859,754
2526	3,994,541,228
2527	3,758,346,146
2528	4,164,145,018
2529	3,960,536,038

ตารางที่ 1.1 แสดงมูลค่าการนำเข้าเครื่องมือแพทย์

ปัญหาสำคัญที่ตามมาควบคู่ไปกับการสั่งซื้อเครื่องมือแพทย์ที่มีราคาแพงเข้ามาก็คือ การขาดแคลนบุคลากร ที่จะมาทำหน้าที่ดูแลและบำรุงรักษาเครื่อง บ่อยครั้งที่ต้องอาศัยเจ้าหน้าที่จากต่างประเทศ นับตั้งแต่การติดตั้ง การแนะนำการใช้เครื่อง ตลอดถึงการซ่อมแซมต่าง ๆ ค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาเครื่องจึงสูงขึ้นเป็นเงาตามตัว ทำให้เกิดการสูญเสียเงินตราของประเทศมากมาย แม้ว่าในปัจจุบันนี้เครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะจะมีราคาต่ำลงเหลือเพียงเครื่องละไม่ถึง 10 ล้านบาทแล้วก็ตาม แต่ในความเป็นจริงแล้วยังมีค่าใช้จ่ายที่ไม่ได้ถูกกล่าวถึงอีกส่วนหนึ่งก็คือค่าบำรุงรักษา ซึ่งจะตกอยู่ในราวปีละ 1 - 1.5 ล้านบาท โดยขึ้นอยู่กับอายุการใช้งานของเครื่อง กล่าวคือยิ่งเก่าก็จะยิ่งแพง ดังนั้นถ้าแต่ละเครื่องถูกใช้งานน้อยก็จะทำให้ค่าใช้จ่ายเฉลี่ยต่อคนไข้หนึ่งคนสูงขึ้นตามไปด้วย ยกตัวอย่างเช่น ถ้าอายุการใช้งานของเครื่องเท่ากับ 5 ปี ค่าเสื่อมราคาต่อปีก็จะตกราว 2 - 5 ล้านบาท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รวมกับค่าบำรุงรักษาปีละประมาณ 1 ล้านบาท จะกลายเป็นต้นทุนคงที่ประมาณ 3 - 6 ล้านบาทต่อปี ถ้าในหนึ่งปีมีคนไข้ใช้บริการ 1000 ราย ต้นทุนคงที่ก็จะเท่ากับ 3000 - 6000 บาทต่อราย ซึ่งยังไม่นับต้นทุนผันแปรต่าง ๆ เช่น ค่าตอบแทนเจ้าหน้าที่ ค่าวัสดุสิ้นเปลือง ค่าบริหารจัดการ ฯลฯ

ด้วยเหตุดังกล่าวข้างต้นจึงทำให้เห็นถึงความจำเป็นในการพัฒนาอุปกรณ์ทางด้านเครื่องมือแพทย์รวมทั้งบุคลากรที่มีความรู้ความสามารถ เพื่อลดการสูญเสียเงินตราจำนวนมากของประเทศ

1.2 ความต้องการเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย

เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเครื่องแรกที่นำเข้ามาในประเทศไทยนั้น เป็นของโรงพยาบาลสยาม [2] โดยนำเข้ามาเมื่อประมาณ 20 ปีที่แล้ว จากนั้นจำนวนการสั่งเข้ามาใช้งานก็เพิ่มขึ้นอย่างช้า ๆ เป็นเวลาเกือบ 10 ปี จนถึงช่วง พ.ศ. 2533 - 2535 ปริมาณการนำเข้าก็เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ทำให้ปริมาณของเครื่องมีประมาณ 120 เครื่อง ซึ่งเป็นตัวเลขที่ไม่แน่นอนเพราะไม่มีหน่วยงานใดในประเทศมีหน้าที่ในการกำกับหรือดูแลปริมาณการนำเข้าให้เหมาะสม ข้อมูลเชิงตัวเลขที่ได้มาจากบริษัทผู้จำหน่ายเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะหลาย ๆ บริษัท พิจารณาข้อมูลในตารางที่ 1.2

	โรงพยาบาลเอกชน	ศูนย์เอกชน	กระทรวงสาธารณสุข	ทบวงฯ	กทม.	กลาโหม	อื่น ๆ	รวม
กทม.	38	6	4	6	4	3	1	62
ภาคกลาง	12	5	3	-	-	-	-	20
ภาคเหนือ	9	3	2	2	-	-	-	16
ภาคอีสาน	3	4	3	1	-	-	-	11
ภาคใต้	5	2	2	1	-	-	-	10
รวม	67	20	14	10	4	3	1	119

ตารางที่ 1.2 การกระจายของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย

จากข้อมูลที่ได้แสดงให้เห็นว่าในต้นปี พ.ศ. 2535 ในกรุงเทพมหานครมีเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเป็นจำนวน 62 เครื่องหรือคิดเป็น 52 % ของจำนวนที่มีอยู่ทั้งหมดทั่วประเทศ อีก 17 % กระจายอยู่ในภาคกลาง และในจำนวน 62 เครื่องที่มีอยู่ในกรุงเทพฯ นอกนั้นเป็นของเอกชนถึง 44 เครื่อง (71 %) ซึ่งจากลักษณะการกระจายตัวของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเช่นนี้ ทำให้กรุงเทพมหานครมีเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะถึง 10 เครื่องต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประชากร 1 ล้านคน ซึ่งเป็นตัวเลขที่สูงพอกับประเทศสหรัฐอเมริกาซึ่งมีอยู่ 14.7 เครื่องต่อประชากร ล้านคน [5] ดังแสดงในตารางที่ 1.3

ประเทศ	จำนวนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะต่อประชากร 1 ล้านคน
ญี่ปุ่น	29.2
สหรัฐอเมริกา	14.7
ออสเตรเลีย	8.6
เยอรมัน	7.3
สวิตเซอร์แลนด์	6.2
สวีเดน	5.6
ออสเตรีย	4.0
เนเธอร์แลนด์	3.1
ฝรั่งเศส	2.8
อังกฤษ	2.3
ประเทศไทย (2535)	2.0
กรุงเทพฯ (2535)	10.0

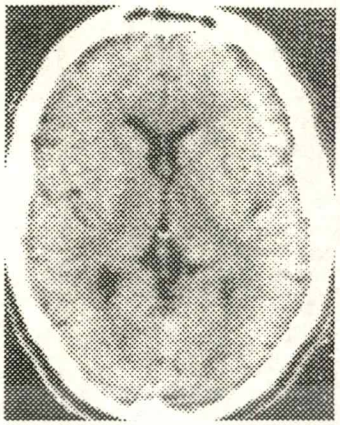
ตารางที่ 1.3 จำนวนเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะต่อประชากร 1 ล้านคน

จากข้อมูลที่ได้แสดงให้เห็นถึงการขาดแคลนอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศ โดยเฉพาะในต่างจังหวัดที่อยู่ห่างไกลจากเขตกรุงเทพฯ ดังนั้นการพัฒนาอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะขึ้นเองในประเทศจะมีส่วนช่วยผลักดันให้การใช้งานแพร่หลายไปยังพื้นที่ซึ่งอยู่ห่างไกล ผู้ป่วยในกรณีฉุกเฉินสามารถใช้บริการได้ทันเวลาก่อนที่จะเกิดการสูญเสียชีวิต

1.3 ชนิดของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

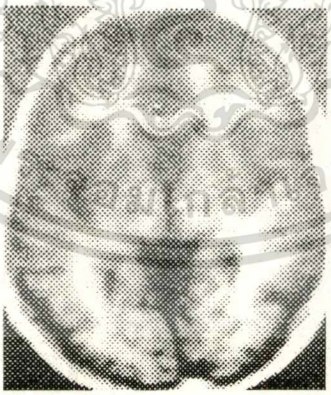
การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์นั้นมีอยู่ด้วยกันหลายวิธี ซึ่งในทุก ๆ วิธีนั้นก็จะมีหลักการเหมือนกันทั้งหมดคือ การผ่านพลังงานในรูปใดรูปหนึ่งเข้าไปในวัตถุที่ต้องการจะถ่าย แล้วนำผลตอบสนองของพลังงานที่ได้ส่งเข้าไปคำนวณในเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางของวัตถุ เช่นเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะที่ใช้รังสีเอ็กซ์ (CT) ก็จะใช้การฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านเข้าไปในวัตถุ แล้วนำผลของการลดทอนรังสีไปคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวาง ภาพตัดขวางที่ได้จะมีความสว่าง-มืดสัมพันธ์กับสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ของวัตถุ (X-ray attenuation coefficient) ที่ถ่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะของภาพตัดขวางสมองที่ได้จากเครื่อง CT

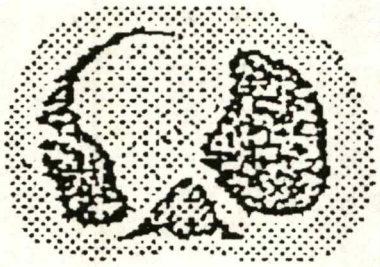
สำหรับในเครื่องถ่ายภาพทำทอนแม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging, MRI) นั้นจะใช้การผ่านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้มข้นเข้าไปในวัตถุเพื่อดูการสั่นสะเทือนของอะตอมไฮโดรเจน แล้ววัดค่าของการสลายการเหนี่ยวนำอิสระ (Free Induction Decay, FID) มาทำการแปลงฟูเรียร์ (Fourier) เพื่อให้ได้เอ็นเอ็มอาร์สเปกตรัม (NMR spectrum) ก่อนจะนำไปคำนวณเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวาง ภาพตัดขวางที่ได้จะมีความสว่าง-มืดสัมพันธ์กับจำนวนนิวเคลียสของไฮโดรเจนที่มีอยู่ในวัตถุที่ถูกถ่าย



รูปที่ 1.3 แสดงลักษณะของภาพตัดขวางสมองที่ได้จากเครื่อง MRI

ส่วนวิธีการใหม่ในการสร้างภาพตัดขวางคือ อี ไอ ที (Electrical Impedance Tomography, EIT) จะใช้การผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปในวัตถุ แล้วนำค่าศักดาไฟฟ้าที่วัดได้ไปคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวาง ภาพตัดขวางที่ได้จะมีความสว่าง-มืดสัมพันธ์กับความต้านทานทางไฟฟ้าของวัตถุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.4 แสดงลักษณะของภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกที่ได้จากเครื่อง EIT

จากตัวอย่างทั้ง 3 จะเห็นได้ว่า การสร้างภาพตัดขวางในแต่ละวิธีจะใช้พลังงานในรูปแบบต่าง ๆ กันไป สำหรับความแตกต่างกันในด้านอื่น ๆ ก็จะได้แก่ความคมชัดของภาพ ระยะเวลาในการเก็บข้อมูลและการคำนวณ รวมทั้งอันตรายที่อาจเกิดขึ้นอันเป็นผลมาจากพลังงานที่จ่ายเข้าไปในวัตถุด้วย ซึ่งการเลือกใช้เครื่องมือแต่ละประเภทนั้นจะขึ้นอยู่กับดุลยพินิจของแพทย์ผู้ทำการตรวจ

1.4 คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้รังสีเอ็กซ์

คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้รังสีเอ็กซ์ จะใช้การฉายรังสีผ่านเข้าไปยังวัตถุที่ต้องการสร้างภาพตัดขวาง แล้วทำการวัดปริมาณของรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุวัตถุออกมาทางด้านตรงกันข้าม โดยที่ปริมาณของรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุออกมานั้น จะมีค่าลดลงและเปลี่ยนแปลงไปตามคุณสมบัติการดูดซึมรังสีเอ็กซ์ของวัตถุในแนวทิศทางของรังสี ดังแสดงในรูปที่ 1.5

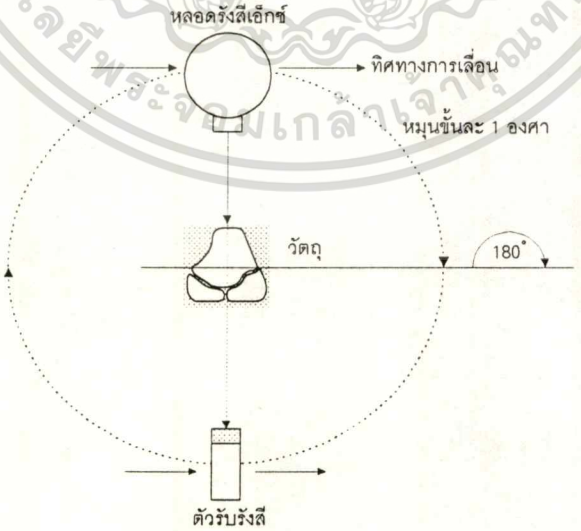
รูปที่ 1.5 แสดงการฉายรังสีผ่านวัตถุเพื่อเก็บข้อมูลไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริมาณของรังสีที่ผ่านออกมาจะถูกวัดโดยตัวรับรังสีเอ็กซ์ที่วางอยู่ทางด้านตรงข้ามกับแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์ ค่าของปริมาณของรังสีที่วัดได้จะถูกแปลงให้อยู่ในรูปที่สามารถส่งเข้าไปประมวลผลโดยเครื่องคอมพิวเตอร์ได้ ข้อมูลที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางจะได้จากการเก็บข้อมูลการลดทอนรังสีของวัตถุรอบ ๆ ตัววัตถุ ในแต่ละองศาของการหมุนรอบวัตถุจะเก็บข้อมูลไปเป็นระนาบหรือโพรเจคชั่น (Projection) และจากข้อมูลทุก ๆ โพรเจคชั่นรอบวัตถุจะนำไปคำนวณด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์เพื่อสร้างกลับมาเป็นภาพตัดขวางของวัตถุนั้น

สำหรับพัฒนาการของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางในปัจจุบันนี้ มีอยู่ด้วยกันทั้งหมด 5 รุ่น (Generation) [1] ซึ่งในแต่ละรุ่นนั้นจะแตกต่างกันที่ลักษณะของการเก็บข้อมูล อันสืบเนื่องมาจากความพยายามในการลดระยะเวลาในการเก็บข้อมูล (Scan time) ให้เหลือน้อยที่สุด เพราะว่ารังสีเอ็กซ์นั้นเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูงและเป็นพวก ไอออนไนซิงเรดิเอชั่น (Ionizing radiation) ซึ่งจะทำให้อะตอมที่เป็นส่วนประกอบของโครงสร้างต่าง ๆ ในตัวผู้ป่วยแตกตัวเป็น ไอออน (Ion) ก่อให้เกิดอันตรายต่อตัวผู้ป่วยดังที่ได้ทราบกันดีอยู่แล้ว

รุ่นที่ 1 (First generation) เป็นคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางรุ่นแรกสุดที่สร้างขึ้น ทำงานโดยใช้รังสีเอ็กซ์ที่มีลักษณะเป็นลำแคบ (pencil beam) เพียง 1 ลำ ฉายผ่านวัตถุไปยังตัวรับรังสีเอ็กซ์ที่มีอยู่เพียง 1 ตัวทางด้านตรงข้าม จากนั้นจะเคลื่อนทั้งแหล่งกำเนิดและตัวรับรังสีเอ็กซ์ไปในแนวระนาบเพื่อเก็บข้อมูลในแต่ละโพรเจคชั่น แล้วจึงหมุนไปทีละ 1 องศาจนครบ 180 ดังแสดงในรูปที่ 1.6

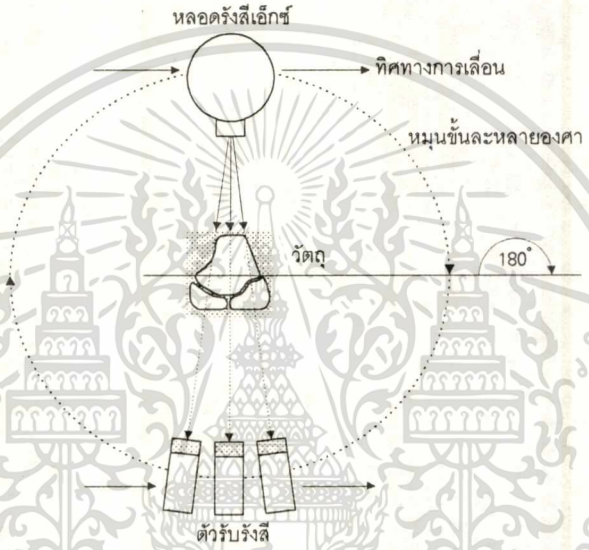


รูปที่ 1.6 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานในลักษณะนี้จะเรียกว่าแบบ เคลื่อน/หมุน (Translate/Rotate) ซึ่งวิธีการเก็บข้อมูลแบบนี้จะใช้เวลาในการเก็บข้อมูลนานประมาณ 3 - 5 นาที

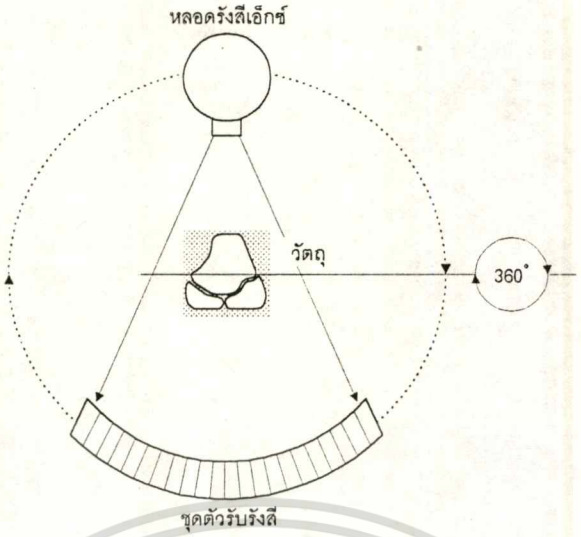
รุ่นที่ 2 (Second generation) เป็นรุ่นที่ทำงานโดยใช้รังสีเอ็กซ์ที่มีลำรังสีกระจายเป็นรูปพัด (Fan beam) และใช้ตัวรับรังสีหลายตัววางเรียงติดกันประมาณ 5 ถึง 30 ตัว การทำงานยังคงเป็นแบบเคลื่อนหมุน มีลักษณะการทำงานดังแสดงในรูปที่ 1.7 สามารถลดเวลาในการเก็บข้อมูลลดลงเหลือเพียงประมาณ 18 - 20 วินาที



รูปที่ 1.7 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 2

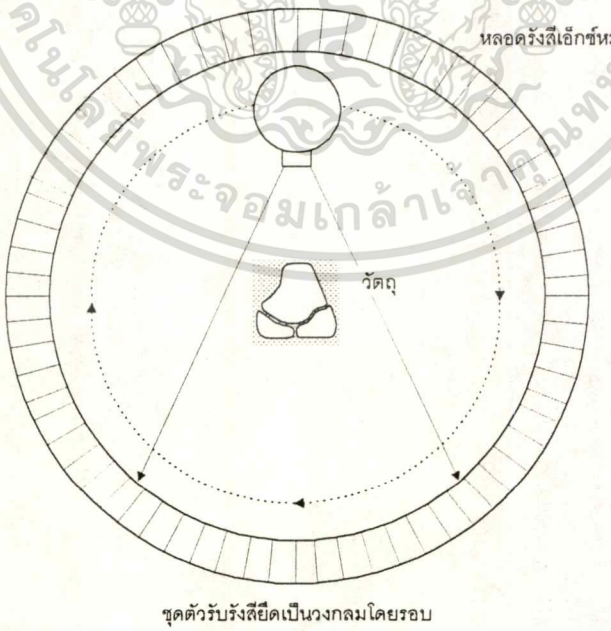
รุ่นที่ 3 (Third generation) เป็นระบบที่ทำงานโดยใช้การหมุนรอบวัตถุอย่างเดียวไม่มีการเคลื่อนที่ในแนวระนาบ เรียกว่าแบบ หมุน/หมุน (Rotate/Rotate) โดยจะทำใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์ที่มีให้รังสีลักษณะรูปพัดมีมุมบานประมาณ 30 - 90 องศา แล้วใช้ตัวรับรังสีเอ็กซ์ที่มีจำนวนมากวางเรียงติดกันขึ้นประมาณ 250 - 511 ตัว ทำให้สามารถลดเวลาในการเก็บข้อมูลลดลงได้มากเหลือเพียงประมาณ 3 - 5 วินาที มีลักษณะของการจัดระบบดังแสดงในรูปที่ 1.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.8 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3

รุ่นที่ 4 (Fourth generation) การทำงานของรุ่นนี้จะคล้ายคลึงกับในรุ่นที่ 3 โดยจะใช้รังสีเอ็กซ์ที่มีลำรังสีเป็นรูปพัด แต่จะออกแบบให้มีตัวรับรังสีเอ็กซ์ทั้งหมดตรึงอยู่โดยรอบเป็นวงกลมประมาณ 600 - 1088 ตัว ในการเก็บข้อมูลจะหมุนเฉพาะหลอดรังสีเอ็กซ์ไปรอบวัตถุโดยไม่ต้องหมุนตัวรับรังสีเอ็กซ์ตามไปด้วย มีลักษณะของการจัดระบบดังแสดงในรูปที่ 1.9

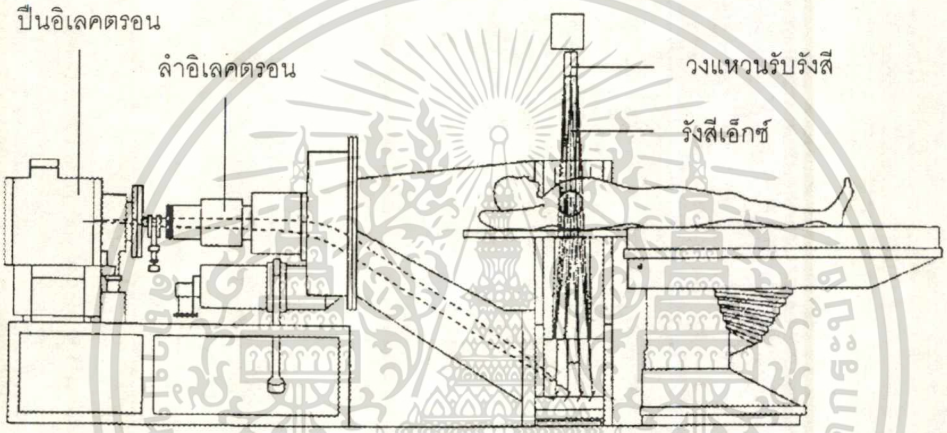


รูปที่ 1.9 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และเนื่องจากการที่ระยะเวลาในการเก็บข้อมูลลดลงเหลือเพียง 1 - 3 วินาที ทำให้สามารถถ่ายภาพของอวัยวะที่เคลื่อนไหวบางอย่างได้ชัดเจนขึ้น

รุ่นที่ 5 (Fifth generation) ในรุ่นที่ 5 นี้จะคล้ายกับรุ่นที่ 4 คือมีตัวรับรังสีเป็นจำนวนมากยึดเป็นวงกลมโดยรอบ แต่หลอดรังสีเอ็กซ์จะถูกออกแบบให้มีขนาดใหญ่เป็นพิเศษล้อมรอบตัวผู้ป่วย การหมุนของรังสีจะใช้การบังคับลำอิเลคตรอนด้วยสนามแม่เหล็กไปกระทบแอโหนด (Anode) ที่ล้อมรอบผู้ป่วยเพื่อให้จุดโฟกัสเคลื่อนที่ ขจัดการเคลื่อนที่ทางกล มีลักษณะของการจัดระบบดังแสดงในรูปที่ 1.10



รูปที่ 1.10 ลักษณะการจัดระบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 5

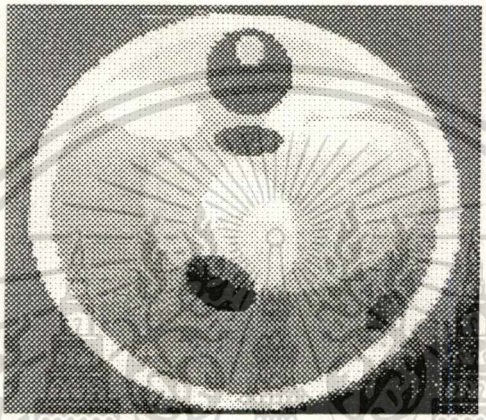
จุดประสงค์ของการออกแบบเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางรุ่นที่ 5 นี้ เพื่อใช้ถ่ายภาพตัดขวางของอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวตลอดเวลาเช่นหัวใจและปอด เนื่องจากใช้เวลาในการเก็บข้อมูลเพียง 0.05 - 0.1 วินาทีเท่านั้น

1.5 การพัฒนาคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย

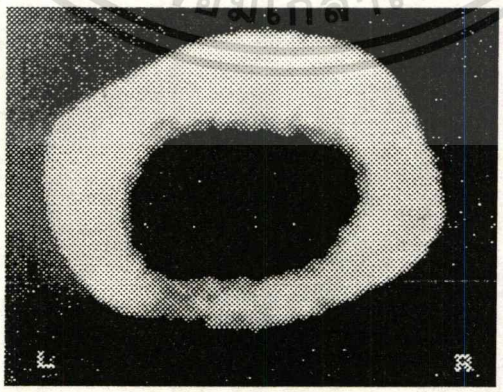
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังโดยสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ ได้เริ่มทำการศึกษาวิจัยและพัฒนาเครื่องต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะมาตั้งแต่ปี พ.ศ. 2525 โดยในขั้นแรกนั้นได้ทำการศึกษาถึงคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางและทำการจำลองภาพตัดขวางของสมอง เพื่อค้นหาและทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์เมนเฟรมเป็นตัวช่วยคำนวณ หลังจากนั้นได้ทำการเปลี่ยน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คอมพิวเตอร์ที่ใช้คำนวณสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเมนเฟรมมาเป็นเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เพื่อให้การวิจัยและพัฒนาทำได้สะดวกขึ้นและได้เล็งเห็นว่าถ้าสามารถนำเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์มาใช้เป็นเครื่องคำนวณสร้างภาพตัดขวางจะทำให้เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางมีราคาถูกลงได้มาก การทดลองสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เป็นตัวคำนวณได้ประสบความสำเร็จเป็นที่น่าพอใจ สามารถสร้างภาพตัดขวางทั้งจากการจำลองและจากการทดลองกับข้อมูลวัตถุจริงดังปรากฏในเอกสารอ้างอิง [2] ,[3] และ [6]

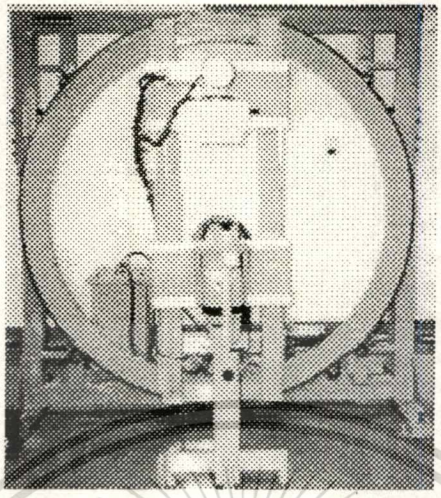


รูปที่ 1.11 แสดงภาพสมองจำลองที่สร้างขึ้นในปี 2529



รูปที่ 1.12 แสดงภาพตัดขวางกระดูกที่สร้างขึ้นในปี 2531

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.13 เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะที่พัฒนาขึ้นเมื่อปี 2532

รูปที่ 1.14 แสดงภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกของหนูที่สร้างขึ้นในปี 2533

1.6 เนื้อหาของวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงการศึกษาการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ โดยทำการทดลองในลักษณะของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3 ซึ่งมีการทำงานเป็นลักษณะแบบหมุน/หมุน โดยงานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยต่อเนื่องมาจากโครงการเดิมที่ใช้หลอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (X-ray image intensifier) เป็นอุปกรณ์รับรังสี [2], [3] เนื้อหาหลักของวิทยานิพนธ์นี้จะเน้นที่การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวาง โดยการประมวลผลข้อมูลก่อนการสร้างภาพตัดขวาง โดยในการทดลองนั้นจะนำอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ มาใช้แทนอุปกรณ์รับรังสีแบบเดิมซึ่งมีปัญหาในด้านของความคมชัดของภาพตัดขวางที่ได้ รวมทั้งปัญหาทางด้านการจำแนกความแตกต่างของข้อมูล นอกจากนั้นยังแสดงถึงสาเหตุและแนวทางในการปรับปรุงเพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว

การทดลองทั้งหมดจัดทำขึ้นบนชุดทดลองที่สร้างขึ้นเพื่อให้เกิดความคล่องตัวในการเก็บข้อมูลรวมทั้งลดตัวแปรที่ไม่เกี่ยวข้องกับการทดลองออกไป เช่น ความไม่เสถียรของแท่นหมุนและอุปกรณ์จับยึดหลอดรังสี ด้วยการหมุนวัตถุไปรอบ ๆ ในขณะที่ทำการฉายรังสี เพื่อเก็บข้อมูลการลดทอนของรังสีรอบ ๆ วัตถุไปจนครบทั้ง 360 องศา จากนั้นจึงนำข้อมูลที่ได้ส่งเข้าไปประมวลผลเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ โดยเนื้อหาในวิทยานิพนธ์จะแสดงถึงคณิตศาสตร์และวิธีการนำข้อมูลที่ได้ไปประมวลผลเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวาง ในส่วนของการทดลองจะแสดงให้เห็นถึงปัญหาในด้านต่าง ๆ ของการนำอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำมาใช้งาน การปรับปรุงระบบให้สอดคล้องกับการทำงานของอุปกรณ์รับรังสี และที่สำคัญก็คือวิธีการปรับปรุงข้อมูลโพรเจคชั่นที่ได้ก่อนการประมวลผลด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ เพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพตัดขวางและลดปัญหาที่เกิดขึ้นจากสัญญาณรบกวนให้น้อยลง จากนั้นจะแสดงผลที่ได้จากการทดลองซึ่งใช้วัตถุต่าง ๆ เช่น ท่อพีวีซี ผลไม้ ไข่ไก่ กระดูกสัตว์ หัวใจหมู และขาหมูสด เป็นวัตถุ ในส่วนท้ายของเนื้อหาจะสรุปให้เห็นถึงข้อดีและข้อเสียของระบบสร้างภาพตัดขวางรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำภายหลังจากที่ได้รับการปรับปรุงข้อมูลแล้วเปรียบเทียบกับตัวรับรังสีแบบเดิม

รายละเอียดโดยย่อของเนื้อหาในบทต่าง ๆ ของวิทยานิพนธ์นี้จะมีด้วยกันดังนี้

บทที่ 1 บทนำ

จะกล่าวถึงความเป็นมาของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะอุปกรณ์และวิธีการในการสร้างภาพตัดขวางอวัยวะแบบต่าง ๆ การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์และพัฒนาการรวมทั้งความเป็นมาและผลงานวิจัยการสร้างต้นแบบเครื่องถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาขึ้นที่สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

บทที่ 2 แนวทางการพัฒนาระบบ

ในบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างและการทำงานของอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบเดิม นับตั้งแต่หลอดรังสีเอ็กซ์ ตัวรับรังสีแบบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ รวมทั้งแสดงอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง ตลอดจนวิธีการในการเก็บข้อมูลเพื่อนำไปประมวลผล ในส่วนท้ายจะแสดงผลที่ได้จากการทดลองด้วยอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชุดดังกล่าว วิเคราะห์ปัญหาจากการใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ และนำเสนอแนวทางของการพัฒนาเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะให้ได้ภาพที่มีคุณภาพดียิ่งขึ้น

บทที่ 3 ตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ ลักษณะสมบัติ พื้นฐานการนำมาใช้งาน แสดงลักษณะของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง และกล่าวถึงการปรับปรุงระบบเพื่อให้สอดคล้องกับการทำงานของอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ

บทที่ 4 การสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการและคณิตศาสตร์ในการสร้างภาพตัดขวางที่จะนำมาใช้ในการทดลอง แสดงขั้นตอนการนำข้อมูลที่ได้จากชุดตัวรับรังสีมาคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวาง และวิธีการปรับข้อมูลเพื่อการแสดงผล

บทที่ 5 อุปกรณ์และการทดลองสร้างภาพตัดขวาง

ในบทนี้จะแสดงรายละเอียดของชุดอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย การทดลอง และผลการทดลองสร้างภาพตัดขวางที่ได้จากการใช้อุปกรณ์และวิธีการที่ได้นำเสนอไปในบทข้างต้น โดยจะแสดงที่มาและวิธีการคำนวณด้วยคณิตศาสตร์เพื่อปรับปรุงคุณภาพของข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนการประมวลผลภาพ เพื่อลดข้อบกพร่องอันเนื่องมาจากความแตกต่างทางกายภาพของอุปกรณ์รับรังสี ในส่วนท้ายจะแสดงผลการทดลองที่ทำขึ้นกับวัตถุต่าง ๆ หลายชนิดที่มีคุณสมบัติในการลดทอนพลังงานรังสีเอ็กซ์และขนาดที่แตกต่างกัน

บทที่ 6 สรุปและข้อเสนอแนะ

สรุปและวิเคราะห์ผลที่ได้จากการทดลอง นำเสนอแนวทางในการพัฒนาขั้นต่อไปเพื่อให้ได้ผลที่ดียิ่งขึ้น

ในส่วนของภาคผนวกท้ายเล่มจะเป็นรายละเอียดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง โปรแกรมที่ใช้ในการทดลองสร้างภาพตัดขวาง รวมทั้งแสดงผลงานทางวิชาการต่าง ๆ ที่ได้รับการตีพิมพ์ในวารสารทางวิชาการระดับประเทศ

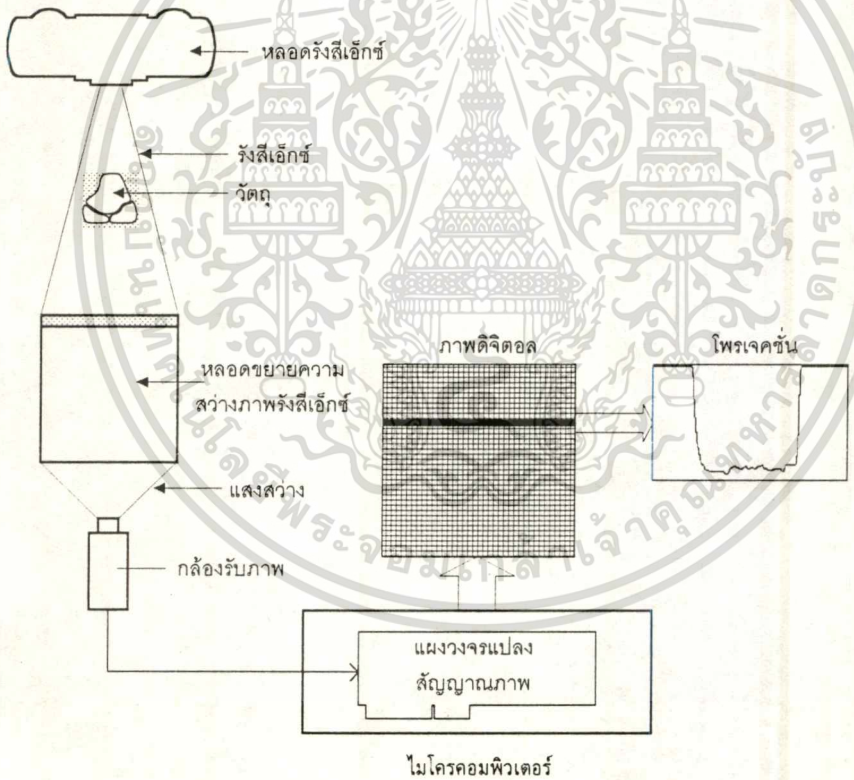
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
แนวทางการพัฒนาระบบ

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างและการทำงานของอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบเดิม นับตั้งแต่หลอดรังสีเอ็กซ์ ตัวรับรังสีแบบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ รวมทั้งแสดงอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้อง ตลอดจนวิธีการในการเก็บข้อมูลเพื่อนำไปประมวลผล ในส่วนท้ายจะแสดงผลที่ได้จากการทดลองด้วยอุปกรณ์ชุดดังกล่าว วิเคราะห์ปัญหาจากการใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ และนำเสนอแนวทางของการพัฒนาเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะให้ได้ภาพที่มีคุณภาพดียิ่งขึ้น

2.2 ระบบการเก็บข้อมูลเดิม



รูปที่ 2.1 ผังแสดงการเก็บข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์ในระบบเดิม

พิจราณารูปที่ 2.1 หลังจากที่รังสีเอ็กซ์ผ่านวัตถุมาแล้ว จะถูกตรวจจับปริมาณรังสีโดยตัวรับรังสีเอ็กซ์ ซึ่งในระบบเดิมนั้นจะใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ เป็นอุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ ซึ่งมีหน้าที่ในการขยายและแปลงข้อมูลรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุผ่านวัตถุให้อยู่ในรูปของภาพเงารังสี ซึ่งจะถูกรับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพโดยกล้องโทรทัศน์วงจรปิดแบบซีซีดี (Charge Couple Device, CCD) เพื่อแปลงเป็นสัญญาณภาพวิดีโอ (Video Signal) หลังจากนั้นสัญญาณภาพวิดีโอนี้จะส่งเข้าไปแปลงเป็นข้อมูลเชิงตัวเลขด้วยแผงวงจรให้เป็นภาพดิจิตอล (Digital Image) เก็บอยู่ในหน่วยความจำเครื่อง ข้อมูลโพรเจคชั่นที่ใช้ในการประมวลผลเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางจะได้จากการดึงเอาข้อมูลแต่ละเส้นสแกนออกมาจากหน่วยความจำมาประมวลผลในลำดับต่อไป

จากผังที่แสดงในรูปที่ 2.1 จะเห็นว่าการได้มาซึ่งข้อมูลโพรเจคชั่นเพื่อใช้ในการประมวลผลสร้างเป็นภาพตัดขวางในระบบเดิมนั้น จะได้มาจาก 4 ส่วนหลัก ๆ ดังนี้

(1) หลอดรังสีเอ็กซ์ (x-ray tube)

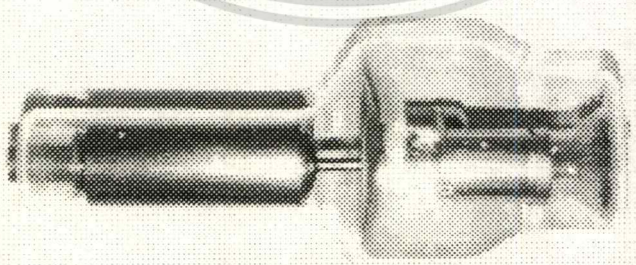
(2) หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (x-ray Image Intensifier)

(3) กล้องรับภาพเงารังสีเอ็กซ์

(4) แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอเข้าสู่คอมพิวเตอร์

2.3 หลอดรังสีเอ็กซ์

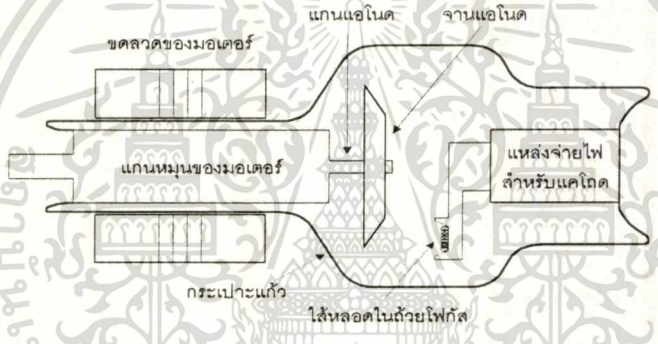
รังสีเอ็กซ์นั้นจัดอยู่ในกลุ่มของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า มีความถี่ประมาณ 3×10^{16} - 3×10^{21} เฮิทซ์ (Hz) [11] โดยที่รังสีเอ็กซ์ในหลอดนั้นจะเกิดขึ้นเมื่ออิเลคตรอนที่เคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูง ลดความเร็วลงอย่างฉับพลันเมื่อกระทบเข้ากับขั้วแอโหนดของหลอดรังสีเอ็กซ์ สำหรับชนิดของหลอดรังสีเอ็กซ์นั้นจะแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดคือ หลอดรังสีเอ็กซ์ชนิดแอโหนดอยู่กับที่ (Stationary anode tube) และหลอดรังสีเอ็กซ์ชนิดแอโหนดหมุน (Rotating anode tube) โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงเฉพาะแบบหลังเท่านั้นเพราะเป็นชนิดที่ใช้อยู่ในการทดลอง



รูปที่ 2.2 ลักษณะของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโหนดหมุน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโหนดหมุนนั้นจะมีจาน ทังสเตน (Tungsten) ขนาดใหญ่ทำหน้าที่เป็นขั้วแอโหนดของหลอด สาเหตุที่เลือกใช้ทังสเตนเป็นมาเป็นขั้วแอโหนดก็เพราะมีจุดหลอมละลายสูง และสามารถทนอุณหภูมิได้สูงถึง 3370 องศาเซลเซียส รวมทั้งทังสเตนยังเป็นวัตถุที่มีการดูดกลืนความร้อนและกระจายความร้อนได้ดี แต่เนื่องจากทังสเตนนั้นไม่สามารถทนความร้อนได้นานเท่าที่ต้องการ ในขณะเปิดรังสีเอ็กซ์เป็นเวลานาน ๆ จึงจำเป็นต้องหมุนจานทังสเตนไปเพื่อเปลี่ยนจุดกระทบของอิเลคตรอน และระบายความร้อนไปพร้อม ๆ กัน โดยใช้การหมุนของมอเตอร์ที่เพลาของจานทังสเตน ความเร็วในการรหมุนนั้นจะประมาณ 3600 รอบ/นาที (rpm) โครงสร้างส่วนประกอบจะแสดงดังในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 โครงสร้างของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโหนดหมุน

2.4 หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์

หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์จะทำหน้าที่แปลงรังสีเอ็กซ์ที่ได้รับ ให้เป็นภาพเงารังสีที่สามารถมองเห็นได้ โดยโครงสร้างและองค์ประกอบของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ จะเป็นหลอดสูญญากาศดังในรูปที่ 2.4 มีองค์ประกอบพื้นฐานอยู่ 4 ส่วนด้วยกันคือ

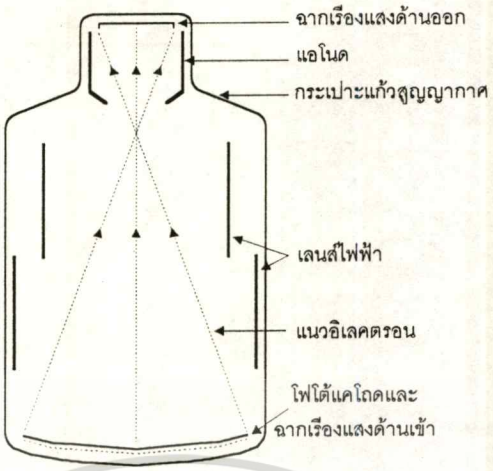
2.4.1 ฉากเรืองแสงด้านรับรังสีเอ็กซ์ (Input phosphor) และ โฟโตแคโถด (Photocathode)

2.4.2 เลนส์เพื่อใช้ปรับโฟกัสของพลังงานไฟฟ้า (Electrostatic focussing lens)

2.4.3 ขั้วแอโหนดสำหรับเร่ งความเร็วอิเลคตรอน (Accelerating anode)

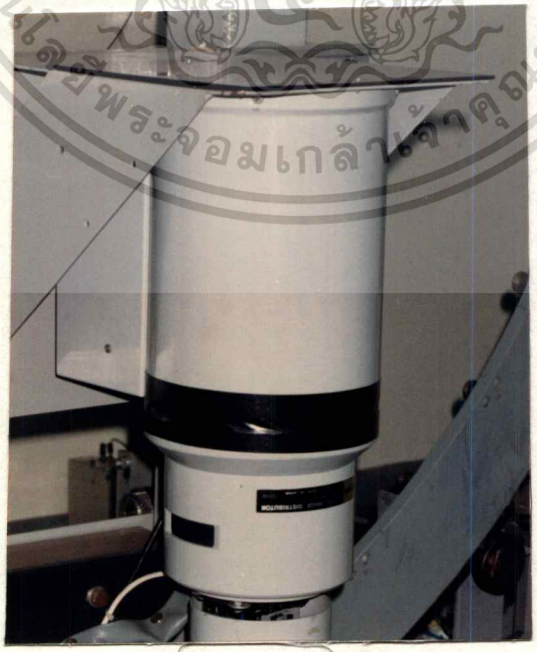
2.4.4 ฉากเรืองแสงทางด้านออก (Output phosphor)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 โครงสร้างของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์

เมื่อรังสีเอ็กซ์ทะลุผ่านวัตถุไปแล้ว รังสีจะตกลงบนหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวรับรังสีฉากเรืองแสงจะดูดซับโฟตอนของรังสีเอ็กซ์แล้วเปลี่ยนให้เป็นแสงสว่าง แสงจะไปกระทบกับโฟโตแคโถดซึ่งจะเปลี่ยนพลังงานแสงให้เป็นอิเลคตรอน และด้วยความต่างศักย์ระหว่างโฟโตแคโถดกับแอโนด จึงทำให้อิเลคตรอนเคลื่อนที่จากแคโถดไปแอโนดและอิเลคตรอนจะถูกโฟกัสโดยด้วยเลนส์ทางไฟฟ้า ซึ่งจะนำไปสู่ฉากเรืองแสงทางออกเมื่ออิเลคตรอนชนกับฉากเรืองแสงทางออกจะเปล่งโฟตอนแสงออกมาได้เป็นภาพ

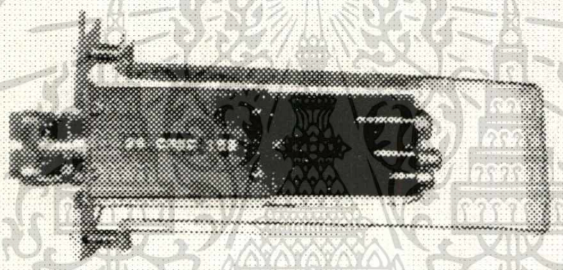


รูปที่ 2.5 หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์

กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์จะรับภาพเงารังสีเอ็กซ์นี้ได้จากจอภาพฟอสเฟอร์ที่ทางออกของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ผ่านเลนส์เข้ามา กล้องนี้จะทำหน้าที่เปลี่ยนภาพรังสีเอ็กซ์ซึ่งเป็นแสงให้อยู่ในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้าโดยสัญญาณภาพที่ออกมาจากกล้องจะอยู่ในรูปสัญญาณวิดีโอรวม (Composit video signal) ซึ่งสามารถนำไปต่อเข้ากับโทรทัศน์วงจรปิดเพื่อแสดงภาพรังสีเอ็กซ์ที่รับได้ทันที สำหรับในระบบเดิมนั้นจะใช้กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์เป็นแบบซีซีดี ซึ่งมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.6 ยึดติดไว้ที่ช่องทางออกของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ เพื่อคอยรับภาพแล้วส่งไปยังแผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอต่อไป

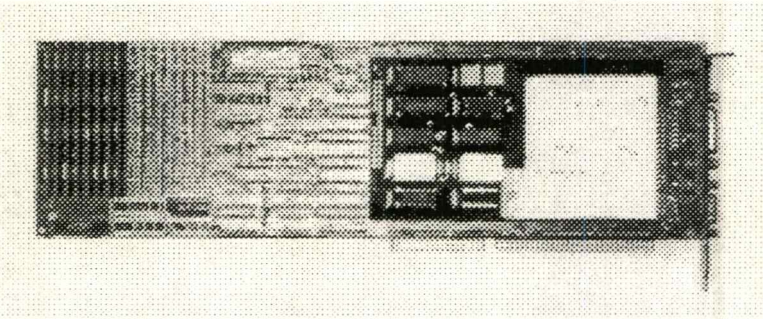


รูปที่ 2.6 ลักษณะของกล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์

2.6 แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอ

สัญญาณวิดีโอที่ส่งออกมาจากกล้องวิดีโอจะถูกส่งเข้าไปแปลงเป็นข้อมูลเชิงตัวเลขในเครื่องคอมพิวเตอร์โดยผ่านแผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอที่เป็นสัญญานอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิตอล โดยในระบบเดิมนั้นจะใช้แผงจะที่มีความละเอียดขนาด 8 บิท (256 ระดับ) มีจำนวนจุดภาพขนาด 256 x 256 จุดภาพ (pixel) ในการเก็บข้อมูลจะทำการดึงเอาข้อมูลเฉพาะแถวแนวนอนเส้นที่ต้องการออกมาจากหน่วยความจำเพื่อใช้เป็นข้อมูลหนึ่งโพรเจคชั่น ซึ่งสามารถที่จะดึงข้อมูลออกมาได้พร้อม ๆ กันหลาย ๆ โพรเจคชั่นเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางหลาย ๆ ตำแหน่งตัด (Slice) ได้ในการสแกนเพียงครั้งเดียวลักษณะของแผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอที่ใช้แสดงได้ดังในรูปที่ 2.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



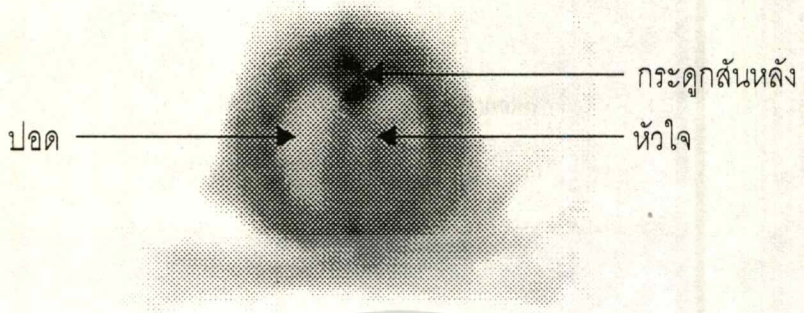
รูปที่ 2.7 แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอ

2.7 วิเคราะห์ผลการทดลองสร้างภาพตัดขวางจากระบบเดิม

จากการทดลองรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์โดยใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ทำงานร่วมกับกล้องรับภาพและวงจรแปลงสัญญาณภาพเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ได้ทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางของวัตถุต่าง ๆ เช่นกระดูกหมู [2] ตลอดจนสิ่งมีชีวิตเช่นหนู [6] ดังแสดงในรูปที่ 2.8 และ 2.9

รูปที่ 2.8 แสดงภาพตัดขวางของกระดูกหมู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 แสดงภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกของหนู

จากผลการทดลองที่ได้พอสรุปเพื่อใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาได้ดังนี้

2.7.1 ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นมีความคมชัดต่ำ สังเกตุได้จากขอบของวัตถุในภาพจะไม่คมชัด อันเนื่องมาจากการที่หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์นั้นเป็นตัวรับรังสีที่เป็นชิ้นเดียวกันตลอด การแบ่งแยกจุดภาพไปกระทำภายหลังที่แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอ ทำให้เกิดการรบกวนกันของจุดภาพที่อยู่ติดกัน เมื่อนำข้อมูลโพรเจคชั่นที่ถูกรบกวนจากข้อมูลข้างเคียงไปสร้างเป็นภาพตัดขวางจึงได้ภาพที่ไม่ชัดเจน

2.7.2 ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นไม่สามารถจำแนกให้เห็นข้อมูลที่มีระดับใกล้เคียงกันได้ โดยจะสามารถแสดงผลได้ดีเมื่อวัตถุที่ถ่ายมีสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์แตกต่างกันมาก ๆ เท่านั้น เช่น อากาศ น้ำ และ กระดูก ที่เป็นเช่นนี้ก็เพราะว่าหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์มีย่านการทำงาน (dynamic range) ที่แคบ ไม่สามารถที่จะแสดงให้เห็นวัตถุที่มีความแตกต่างกันมาก ๆ ได้พร้อม ๆ กัน รวมทั้งแผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอที่ใช้ก็มีความสามารถในการจำแนกสัญญาณได้เพียงแค่ 256 ระดับ ทำให้ข้อมูลโพรเจคชั่นที่ได้มีความละเอียดของข้อมูลต่ำ เมื่อนำไปสร้างเป็นภาพตัดขวางจึงแสดงได้เพียงข้อมูลที่แตกต่างกันมาก ๆ เท่านั้น

2.7.3 ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นทำได้กับวัตถุที่มีขนาดเล็ก เป็นเพราะหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ที่ใช้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเพียง 6 นิ้วและมีระยะสัมฤทธิ์ผลในการใช้งานเพียง 3 นิ้วเท่านั้น หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางโตกว่านี้จะมีราคาสูงและมีน้ำหนักมากไม่สะดวกกับการนำไปใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8 สรุปแนวทางการพัฒนาระบบ

จากผลการทดลองข้างต้นจะเห็นได้ว่าคุณภาพของภาพตัดขวางจะขึ้นอยู่กับคุณภาพของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์เป็นอันดับแรก ดังนั้นแนวทางในการพัฒนาระบบจึงมุ่งไปที่อุปกรณ์รับข้อมูล โดยจะเลือกใช้อุปกรณ์ชนิดอื่นที่สามารถชดเชยข้อบกพร่องต่าง ๆ ที่พบได้ โดยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะทำการทดลองด้วยการนำอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำมาใช้เป็นอุปกรณ์รับรังสีเพราะสามารถตอบสนองความต้องการในหัวข้อ 2.7 ได้ด้วยคุณสมบัติต่าง ๆ ดังนี้

2.8.1 อุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำแยกกันอยู่เป็นตัว ๆ ตั้งแต่ขั้นแรกเมื่อกระทบรังสี จึงเกิดการรบกวนกันระหว่างตัวติดกันเพียงเล็กน้อย

2.8.2 อุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำมีย่านการทำงานที่กว้าง สามารถทำการวัดสัญญาณที่มีความแตกต่าง ๆ กันมาก ๆ ได้

2.8.3 อุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำมีขนาดเบาและสามารถต่อขยายได้เป็นจำนวนมาก

สำหรับผลการเปรียบเทียบคุณสมบัติของอุปกรณ์รับรังสีทั้งสองชนิดในแง่ของปริมาณรังสี [2] จะแสดงไว้ในตารางที่ 2.1

หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์	ตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ
1. ใช้ศักดาไฟฟ้าคร่อมหลอดรังสีเอ็กซ์ต่ำ ประมาณ 60 กิโลโวลท์	1. ใช้ศักดาไฟฟ้าคร่อมหลอดรังสีเอ็กซ์สูง ประมาณ 120 กิโลโวลท์
2. กระแสที่จ่ายให้หลอดรังสีเอ็กซ์ต่ำ ประมาณ 0 - 4 มิลลิแอมป์	2. กระแสที่จ่ายให้หลอดรังสีเอ็กซ์สูง ประมาณ 200 มิลลิแอมป์
3. ปริมาณรังสีเอ็กซ์ต่ำ	3. ปริมาณรังสีเอ็กซ์สูง
4. ควบคุมจุดรับรังสีได้ยาก	4. ควบคุมจุดรับรังสีได้ง่าย
5. มีอันตรายน้อยต่อผู้ป่วยเพราะปริมาณรังสีน้อย	5. มีอันตรายมากต่อผู้ป่วยเพราะปริมาณรังสีมาก

ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบคุณสมบัติในด้านปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
ตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ

3.1 บทนำ

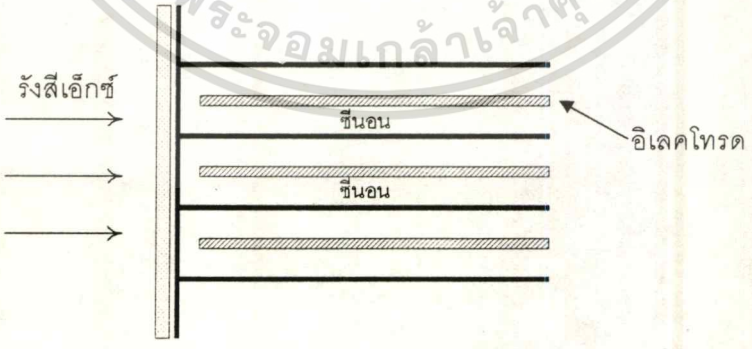
ในการทดลองสร้างภาพตัดขวางที่ผ่านมาทั้งหมดนั้นได้ทำการทดลองโดยใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ ซึ่งมีรายละเอียดและลักษณะการนำไปใช้งานดังที่ได้นำเสนอไปในบทที่ 2 เป็นอุปกรณ์รับรังสี สำหรับเนื้อหาในบทที่ 3 นี้จะกล่าวถึงอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ (solid state detector) ลักษณะสมบัติ พื้นฐานการนำมาใช้งาน แสดงอุปกรณ์และคุณสมบัติของตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำที่ใช้ในการทดลอง และการปรับปรุงระบบเพื่อให้สอดคล้องกับการทำงานของอุปกรณ์รับรังสี

3.2 อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์

อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ที่นิยมใช้กันในเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะที่มีจำหน่ายเชิงพาณิชย์อยู่ในปัจจุบันนี้มีอยู่ด้วยกัน 2 ชนิดคือ แบบใช้ก๊าซ (gas detector) และแบบใช้สารกึ่งตัวนำ ซึ่งจะมีโครงสร้างในแต่ละชนิดแตกต่างกันดังนี้

3.2.1 ตัวรับรังสีแบบก๊าซ

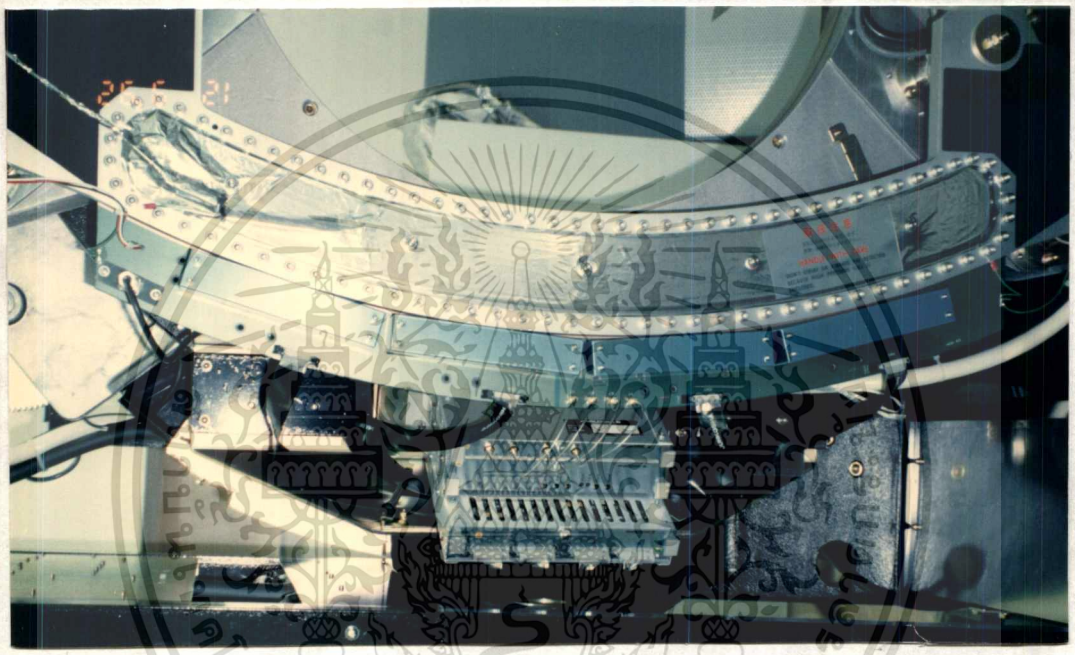
ตัวรับรังสีแบบนี้จะแบ่งออกเป็นช่อง (Chamber) ย่อย ๆ ปิดทึบ ภายในบรรจุก๊าซเฉื่อย เช่น ซีนอน (Xenon) หรือ ซีนอนผสมคริพตอน (Krypton) [1] ในแต่ละช่องของตัวรับรังสีจะมีแผ่นอิเลคโทรด (electrode) วางอยู่ตรงกลาง ผนังด้านข้างทั้งสองด้านจะทำด้วยแทนทาลัม (tantalum) หรือทังสเต็น (tungsten) ห่างกันประมาณ 1 - 5 มิลลิเมตร ความต่อยาวช่องประมาณ 8 เซนติเมตร



รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบก๊าซ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากภาพเมื่อโฟตอนของรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านเข้าไปในช่องจะทำให้เกิดการแตกตัวของอิออน (ionization) ซึ่งปริมาณของการแตกตัวนั้นจะขึ้นอยู่กับความยาวของช่อง และความดันของก๊าซที่บรรจุอยู่ภายในซึ่งมีค่าอยู่ราว 5 - 30 เท่าของความดันบรรยากาศ (atm) [1] ซึ่งทำให้เกิดกระแสไหลผ่านขั้วอิเลคโทรดด้วยปริมาณที่สัมพันธ์กับความเข้มของรังสีที่ผ่านเข้าไป ประสิทธิภาพโดยรวมของตัวรับรังสีแบบนี้จะตกอยู่ราว 60 - 80 เปอร์เซนต์ ข้อดีของตัวรับรังสีแบบนี้คือราคาไม่แพง และสามารถวางเรียงชิดติดกันได้มาก

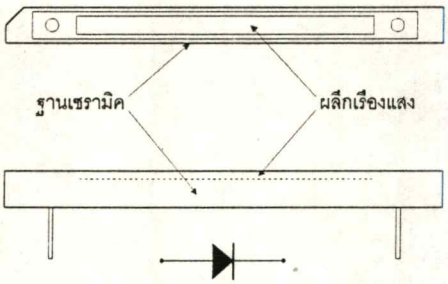


รูปที่ 3.2 แสดงลักษณะของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบก๊าซ

3.2.2 ตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ

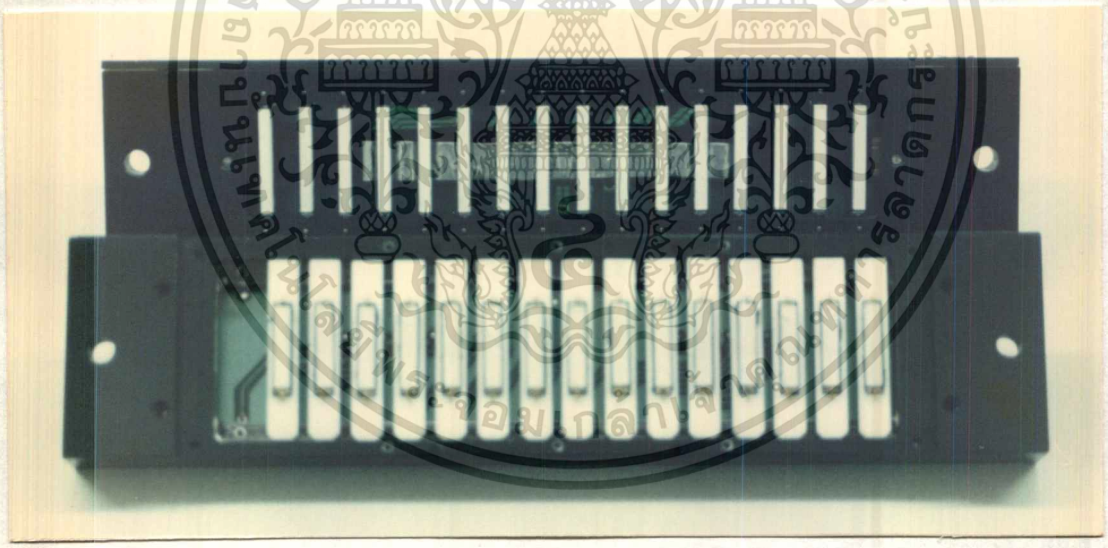
ตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำนั้นจะเป็นตัวรับรังสีที่ใช้ผลึกเรืองแสง (scintillation crystal) ประกบติดกับโฟโต้ไดโอด (Photo diode) ซึ่งส่วนใหญ่แล้วผลึกเรืองแสงนี้จะทำจากสาร โซเดียมไอโอดายด์ (sodium iodide) บิสมัสเจอมาเนท (bismuth germanate) หรือ ซีเซียมไอโอดายด์ (cesium iodide) ผลึกเรืองแสงที่นำมาประกบติดกับโฟโต้ไดโอดนี้จะทำงาน 2 หน้าที่คือ ทำหน้าที่รวบรวมโฟตอนของรังสีเอ็กซ์ทั้งหมดที่ตกลงบนผิวหน้าของผลึก และทำหน้าที่เป็นสารเรืองแสงด้วยการเปลี่ยนพลังงานของอิเลคตรอนให้เป็นแสงสว่างเพื่อให้โฟโต้ไดโอดสามารถตรวจวัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงโครงสร้างของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ

ตัวรับรังสีแบบนี้จะมีประสิทธิภาพในการตรวจวัดสูงมาก กว่า 90 เปอร์เซนต์ของรังสีเอ็กซ์ทั้งหมดที่ตกลงบนตัวรับรังสีจะถูกเปลี่ยนเป็นพลังงานไฟฟ้า

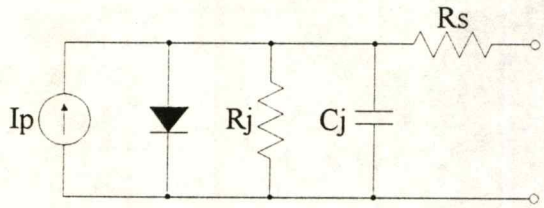


รูปที่ 3.4 แสดงลักษณะของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ

3.3 พื้นฐานการทำงานของตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบสารกึ่งตัวนำ

อุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ ในที่นี้หมายถึงโฟโต้ไดโอด (Photo diode) ซึ่งเป็นอุปกรณ์อิเลคทรอนิกส์ที่มีคุณสมบัติทางไฟฟ้าแปรตามความเข้มและความยาวของคลื่นแสงที่ตกกระทบลงบนตัวอุปกรณ์ มีวงจรสมมูลย์ดังแสดงในรูปที่ 3.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 แสดงวงจรสมมูลย์ของโฟโต้ไดโอด

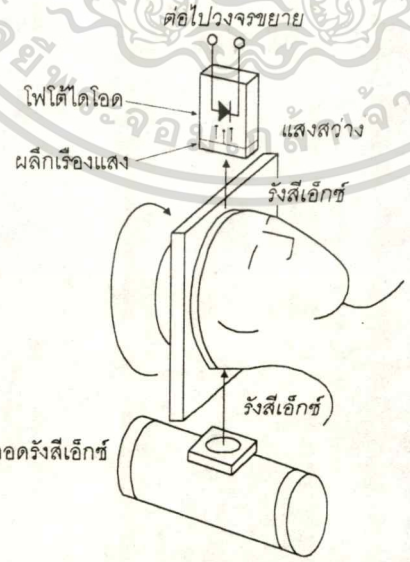
โดยที่ Ip = กระแสโฟโต้ (Photo current)

Rj = ความต้านทานขนานของรอยต่อ (Shunt Resistance of Junction)

Cj = ค่าความเก็บประจุของรอยต่อ (Junction Capacitance)

Rs = ความต้านทานอนุกรม (Series Resistance)

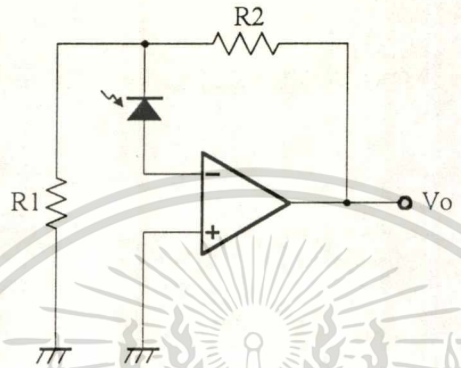
สำหรับโฟโต้ไดโอดที่ใช้ในเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะที่ใช้รังสีเอ็กซ์นั้น จะเป็นแบบที่มีผลึกเรืองแสงหรือ ซินทิลเลเตอร์ (Scintillator) ติดอยู่บนช่องรับแสงของตัวโฟโต้ไดโอด มีหน้าที่ในการเปลี่ยนรังสีเอ็กซ์ที่ตกกระทบบนตัวไดโอดให้เป็นแสงสว่างที่อยู่ในย่านการทำงานของไดโอด มีลักษณะการนำไปใช้งานดังแสดงในรูปที่ 3.6



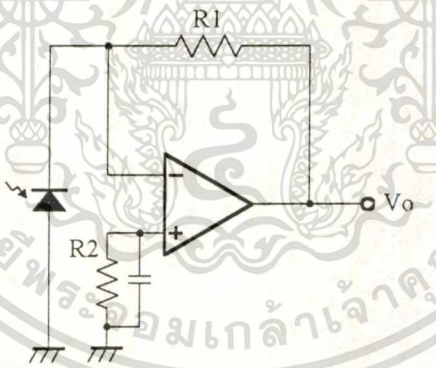
รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะการนำตัวรับรังสีไปใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากภาพรังสีเอ็กซ์ที่วิ่งผ่านเข้าไปในวัตถุจะถูกวัตถุดูดซึมพลังงานไว้ ทำให้รังสีที่ทะลุผ่านวัตถุออกมามีความเข้มลดลง เมื่อรังสีตกกระทบลงบนตัวโฟโต้ไดโอด ผลึกซิลทิลเลเตอร์ก็จะเปลี่ยนรังสีให้อยู่ในรูปของแสง ส่องไปตกบนช่องรับแสงของตัวโฟโต้ไดโอด ทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าไหลผ่านตัวไดโอด จนสามารถทำการวัดได้ สำหรับการวัดพลังงานของแสงที่ตกกระทบลงบนตัวโฟโต้ไดโอดนั้นสามารถทำได้ใน 2 ลักษณะคือ การวัดในรูปของแรงดัน และการวัดในรูปของกระแสดังแสดงในรูปที่ 3.7



(ก) วัดในรูปของแรงดัน



(ข) วัดในรูปของกระแส

รูปที่ 3.7 การวัดพลังงานของแสงที่ตกกระทบลงบนตัวโฟโต้ไดโอด

การวัดพลังงานที่ตกคร่อมตัวโฟโต้ไดโอดในรูปแบบของแรงดันนั้นไม่เหมาะกับการนำมาใช้ในงาน เพราะสัญญาณเอ๊าท์พุทที่ได้จากวงจรขยายจะไม่เชิงเส้น เนื่องจากพลังงานและแรงดันที่ตกคร่อมตัวโฟโต้ไดโอดนั้น จะมีความสัมพันธ์กันแบบล็อคการิธึ่ม (logarithm) [7] ตามสมการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$V_o = \left(1+\frac{R_2}{R_1}\right)\left(\frac{KT}{q}\right)\ \ln\ \left(1+\frac{I_p}{I_S}\right) \qquad (3.1)$$

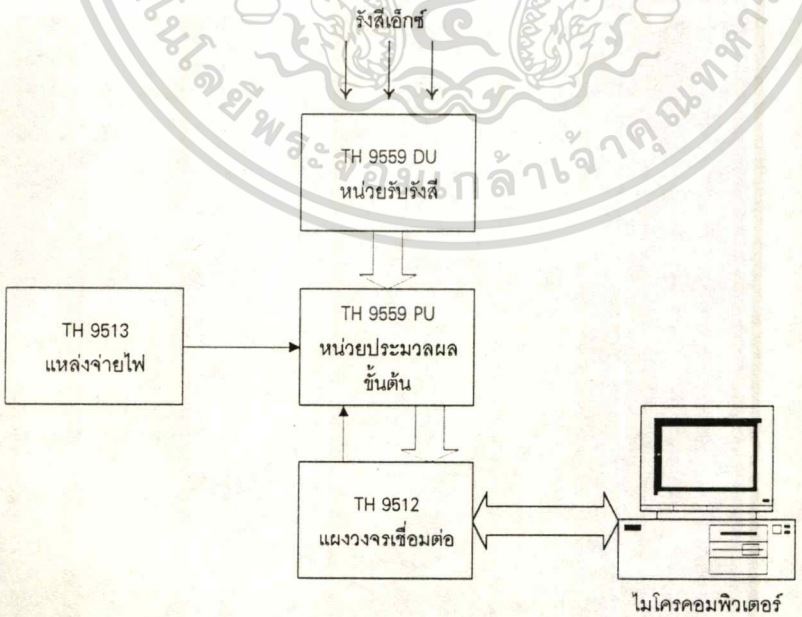
ส่วนความสัมพันธ์ของกระแสนั้นจะเป็นไปตามสมการ

$$V_o = I_P R_1 \qquad (3.2)$$

ด้วยเหตุนี้วงจรขยายสัญญาณที่ใช้ในเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะจึงใช้การวัดพลังงานในรูปของกระแส โดยจะทำการเปลี่ยนกระแสกลับให้เป็นแรงดันไฟฟ้าด้วยวงจรแปลงกระแสเป็นแรงดัน (current to voltage converter) หลังจากนั้นแรงดันไฟฟ้าที่ได้ก็จะถูกแปลงให้อยู่ในรูปของตัวเลขด้วยวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter, ADC) แล้วจึงส่งข้อมูลดิจิตอลที่ได้ไปคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวางโดยเครื่องคอมพิวเตอร์

3.4 ชุดอุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลอง

ในการทดลองนี้ได้ใช้ชุดอุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ของบริษัทธอมสันทูบส์แอนอิเลคทรอนิกส์ (Thomson Tubes Electroniques) รุ่น TH 9559DU ซึ่งเป็นตัวรับรังสีแบบระนาบ (flat detector) ร่วมกับวงจรประมวลผลขั้นต้น (pre-processing unit) รุ่น TH 9559PU และแผงวงจรเชื่อมต่อ (Interfacing card) รุ่น TH 9512 เพื่อทำการรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ โดยมีการเชื่อมต่อกันดังนี้

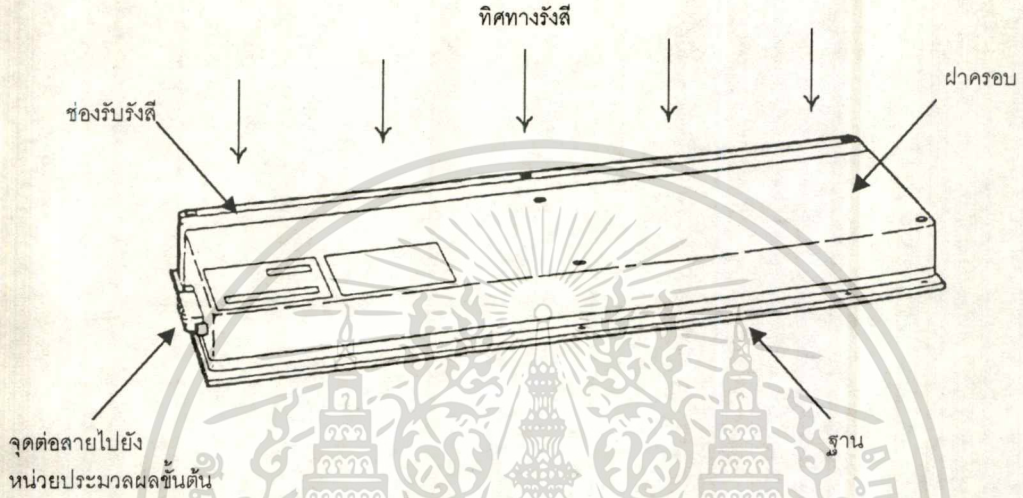


รูปที่ 3.8 ผังแสดงหน่วยย่อยของอุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์

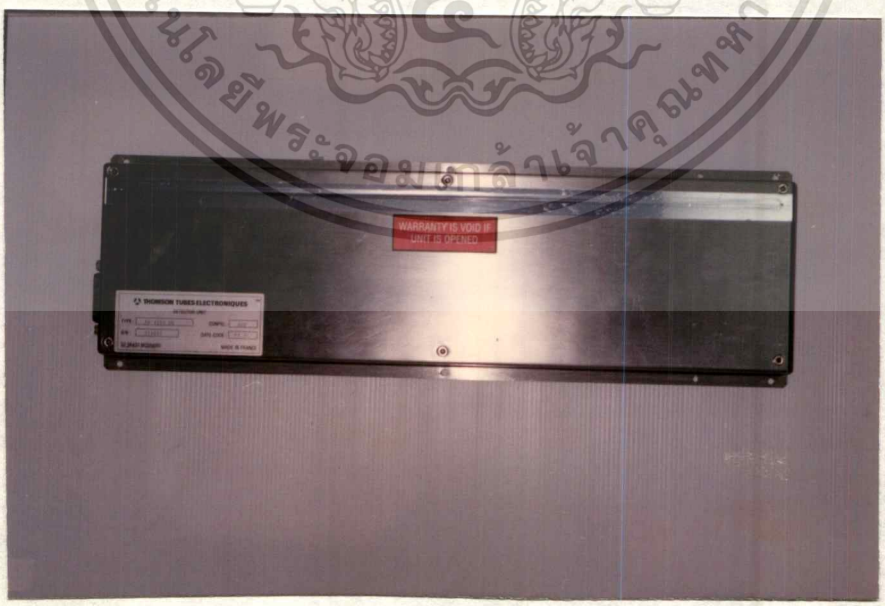
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.1 หน่วยรับรังสี

เป็นส่วนที่ทำหน้าที่เปลี่ยนรูปของพลังงานรังสีเอ็กซ์ให้อยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้า ภายในประกอบไปด้วยตัวรับรังสีจำนวน 1024 ตัว สามารถที่จะรับรังสีได้ในช่วง 20 kV ถึง 160 kV มีความยาว 460.8 มม. ระยะห่างระหว่างตัวรับรังสีแต่ละตัว 0.45 มม. [8] มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 3.9 และ 3.10



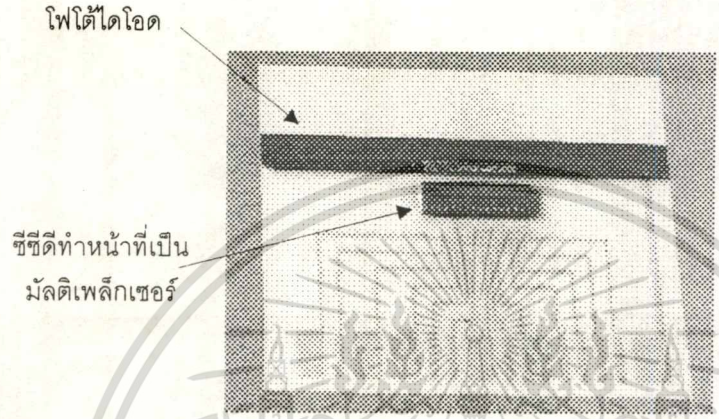
รูปที่ 3.9 แสดงหน่วยรับรังสี



รูปที่ 3.10 หน่วยรับรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภายในหน่วยรับรังสีประกอบไปด้วยหน่วยรับรังสีย่อย 16 ชุด ในแต่ละชุดจะมีโฟโต้ไดโอดอยู่ 64 ตัว ประกบติดอยู่กับผลึกซิลทิลเลเตอร์ มีซีซีดีทำหน้าที่เป็นมัลติเพล็กเซอร์ (multiplexer) ทำหน้าที่ในการส่งสัญญาณแบบอนุกรมออกจากหน่วยรับรังสีย่อย มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 3.11

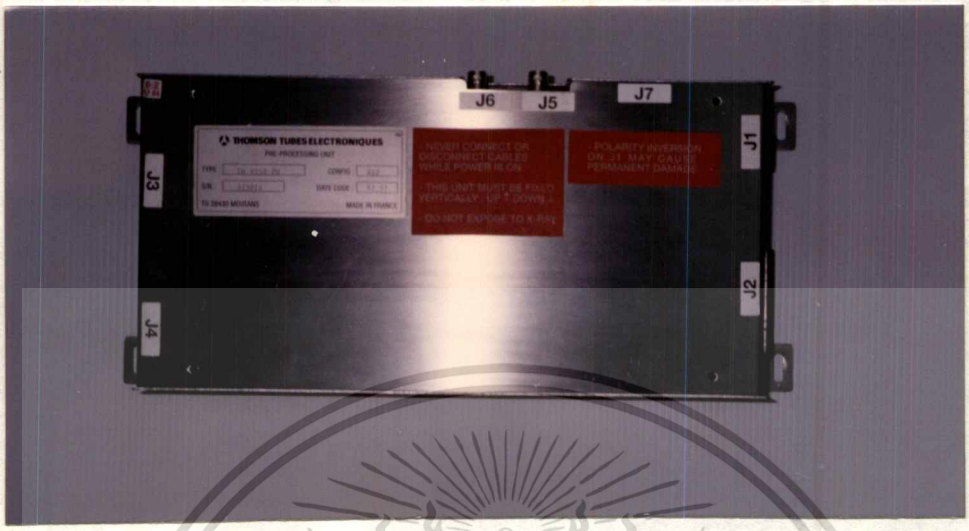


รูปที่ 3.11 แสดงหน่วยรับรังสีย่อย

3.4.2 หน่วยประมวลผลขั้นต้น

หน่วยประมวลผลขั้นต้นเป็นส่วนที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าที่ได้รับจากหน่วยรับรังสีให้เป็นข้อมูลเชิงตัวเลขเพื่อส่งไปประมวลผลยังคอมพิวเตอร์ มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 3.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 หน่วยประมวลผลขั้นต้น

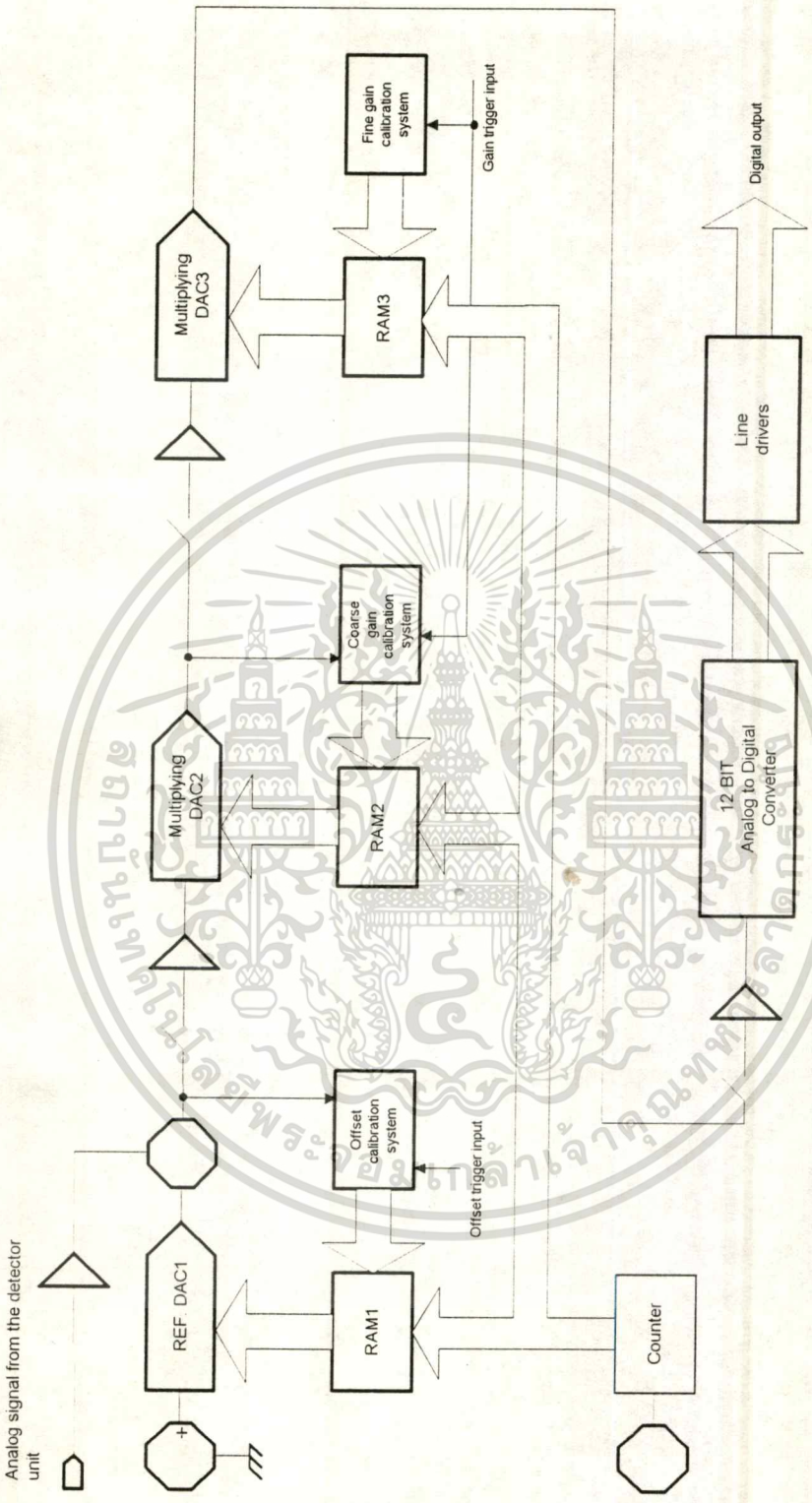
ภายในหน่วยประมวลผลขั้นต้นจะประกอบไปด้วยวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นดิจิตอล ขนาด 12 บิท วงจรชดเชยความผิดพลาดจากค่าออฟเซ็ท (offset) และค่าอัตราขยาย (gain) โดยใช้ข้อมูลที่บันทึกค่าไว้ในขั้นตอนของการปรับค่า (calibration) ซึ่งถูกเก็บไว้ด้วยหน่วยความจำแบบแรม (Random Access Memory, RAM) ภายใน [8] สำหรับคุณสมบัติด้านเวลาของหน่วยประมวลผลขั้นต้นจะแสดงอยู่ในตารางที่ 3.1

เวลาต่ำสุดในการแปลงข้อมูลหนึ่งเส้น	5 ms
เวลาสูงสุดในการแปลงข้อมูลหนึ่งเส้น	100 ms
อัตราการส่งข้อมูลเอาท์พุท	250 kHz
เวลาในการปรับค่าออฟเซ็ท	1024 เท่าของเวลาหนึ่งเส้นข้อมูล
เวลาในการปรับค่าอัตราขยาย	256 เท่าของเวลาหนึ่งเส้นข้อมูล

ตารางที่ 3.1 แสดงคุณสมบัติด้านเวลาของหน่วยประมวลผลขั้นต้น

ผังแสดงระบบชดเชยค่าออฟเซ็ทและอัตราขยายที่อยู่ในหน่วยประมวลผลขั้นต้นนั้น จะแสดงอยู่ในรูปที่ 3.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

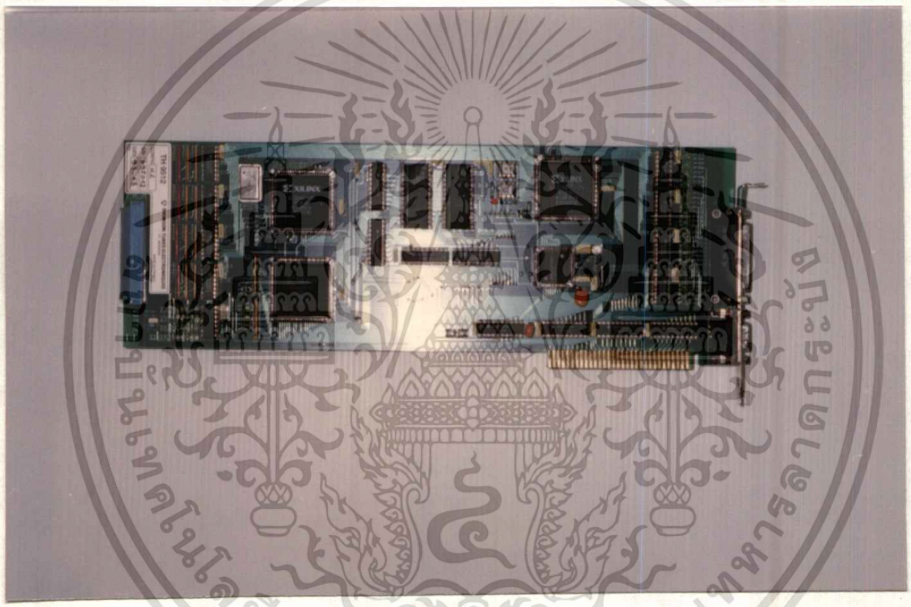


รูปที่ 3.13 ผังแสดงระบบชดเชยค่าออฟเซ็ทและอัตราขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.3 แผงวงจรเชื่อมต่อ

เป็นอุปกรณ์เชื่อมต่อเพื่อส่งข้อมูลของปริมาณรังสีในรูปของข้อมูลดิจิตอลขนาด 12 บิทเข้าสู่เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เพื่อการประมวลผล มีหน่วยความจำบนแผงขนาด 4 x 8192 x 16 บิท เพื่อใช้ในการเก็บข้อมูล เนื่องจากหน่วยความจำเป็นแบบเข้าถึง (access) ได้ทางเดียว ดังนั้นจึงไม่สามารถอ่านข้อมูลไปประมวลผลในคอมพิวเตอร์พร้อมกันกับการเก็บข้อมูลขณะฉายรังสี ข้อมูลที่ส่งมาจากหน่วยประมวลผลขั้นต้นจะเป็นแบบผลต่าง (differential) ตามมาตราฐาน RS-422 [9] มีช่องต่อสัญญาณทริกเกอร์ จากภายนอก (external trigger) เพื่อใช้ในการซิงโครไนซ์ (Synchronization) ในกรณีที่รังสีเอ็กซ์มีการกระเพื่อมของระดับรังสี มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แผงวงจรเชื่อมต่อ

3.5 การปรับปรุงระบบเพื่อให้สอดคล้องกับการทำงานของอุปกรณ์รับรังสี

เนื่องจากอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำนั้นต้องการปริมาณรังสีเพื่อกระตุ้นการทำงานที่สูงกว่าตัวรับรังสีแบบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ ดังนั้นหลอดรังสีเอ็กซ์ที่ใช้จึงต้องเป็นชนิดที่มีค่าความจุความร้อนสูงเพียงพอสำหรับการใช้งาน อีกทั้งแท่นหมุนอุปกรณ์รังสีก็จะต้องเพิ่มความเร็วให้สูงขึ้นเพื่อลดระยะเวลาในการเก็บข้อมูล เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่ไม่สูงมากเกินไป ทั้งยังลดปริมาณความร้อนสะสมที่เกิดขึ้นที่หลอดรังสีเอ็กซ์ รวมทั้งลดระยะเวลาในการพักหลอดระหว่างการเก็บข้อมูลในแต่ละครั้งด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.1 อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์

อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้กับหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์นั้นจะทำงานในแบบฟลูโร-สโคปี (fluoroscopy) ซึ่งสามารถเปิดฉายรังสีได้ต่อเนื่อง [6] โดยใช้กระแสและแรงดันหลอดต่ำคือใช้แรงดันหลอดขนาด 40 - 90 กิโลโวลต์ และกระแสเพียง 1 - 3 มิลลิแอมแปร์เท่านั้น สำหรับอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่จะนำมาใช้กับตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำนั้นจะต้องสามารถจ่ายแรงดันได้สูงถึง 40 - 150 กิโลโวลต์ และกระแส 40 - 200 มิลลิแอมแปร์เพื่อให้มีปริมาณรังสีเพียงพอที่จะกระตุ้นให้เกิดการไหลของกระแสในตัวรับรังสี สำหรับระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นของบริษัท โตชิบา (Toshiba) ประเทศญี่ปุ่น ซึ่งมีรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 3.1 [10] และมีลักษณะของส่วนต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.15 (ก) - (ค)

หมายเลขรุ่นของหลอด	DRX-1603B
แรงดันหลอดสูงสุด	150 kV (1 เฟส, ทำงานแบบเรดิโอกราฟฟิค)
กระแสหลอดสูงสุด	โฟกัส 2 มม. 500 mA : 1มม. 250 mA
ขนาดของจุดโฟกัส	2.0 มม., 1.0 มม.
มุมรังสี	16 องศา
ค่าความจุความร้อนของแอโหนด	140,000 หน่วยความร้อน (HU)
อัตราการคายความร้อนสูงสุดของแอโหนด	667 HU/s
ค่าความจุความร้อนของโครงหลอด	1,250,000 HU
การระบายความร้อน	อากาศ / พัดลม
วงจรควบคุม	1 เฟส เรียงกระแสแบบเต็มคลื่น (full-wave)

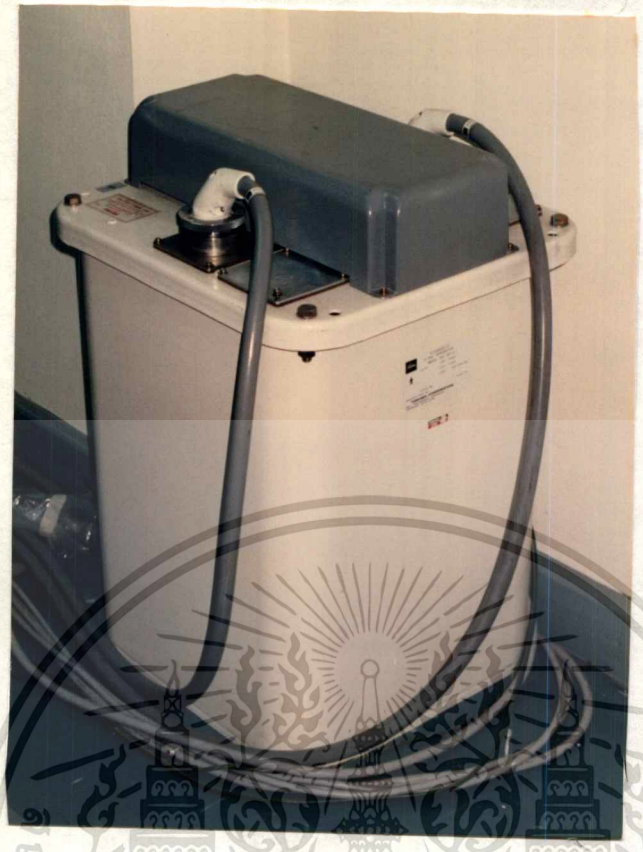
ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติของหลอดรังสีเอ็กซ์ที่ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(ก) หลอดรังสีเอ็กซ์

(ข) อุปกรณ์ควบคุมปริมาณรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) หม้อแปลงแรงดันไฟสูง

รูปที่ 3.15 อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์

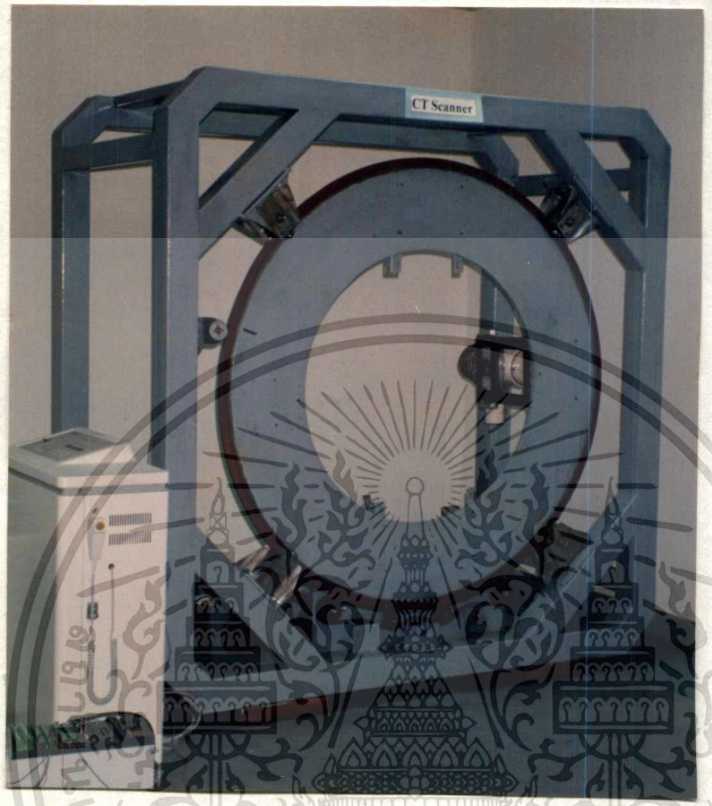
หลอดรังสีเอ็กซ์ที่ใช้เป็นแบบแอโหนดหมุน มีค่าความจุความร้อน 140,000 หน่วยความร้อน (Heat Unit, HU) รับแรงดันหลอดสูงสุดได้ถึง 150 กิโลโวลต์ (kV) ใช้อากาศเป็นตัวระบายความร้อน (ในระหว่างทำการทดลองจะใช้พัดลมช่วยในการระบายความร้อน) ขนาดของจุดโฟกัสจะถูกปรับจาก 1 มม. เป็น 2 มม. โดยอุปกรณ์ควบคุมการจ่ายรังสีเมื่อเลือกใช้งานกระแสหลอดในระดับ 200 mA ขึ้นไป

3.5.2 โครงเหล็กจับยึดอุปกรณ์

โครงเหล็กขนาดใหญ่ที่ใช้จับยึดหลอดรังสีและตัวรับรังสีเอ็กซ์ ที่เรียกว่าแกนทรี้ (Gantry) ถูกสร้างเป็นแบบเหล็กวงกลมซึ่งตั้งอยู่บนฐานที่หมุนได้รอบทั้ง 360 องศา ขับเคลื่อนโดยใช้สายพานร่วมกับเซอร์โวมอเตอร์แบบกระแสตรง (DC Servo Motor) การกำหนดตำแหน่งในการหมุนของแกนทรี้จะควบคุมโดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ เหตุที่ต้องออกแบบและจัดสร้างแกนทรี้ขึ้นใหม่ เนื่องมาจากแกนทรี้แบบเก่าซึ่งขับเคลื่อนโดยใช้โซ่ มีปัญหาเรื่องการเคลื่อนที่ช้าทำให้ใช้เวลาการเก็บข้อมูลนาน ซึ่งมีผลโดยตรงต่อการเลือกปริมาณค่าความจุความร้อนของหลอดและปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพตัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขวาง ดังนั้นในการออกแบบเชิงอุตสาหกรรมจึงต้องแก้ไขระบบดังกล่าวไปเป็นระบบขับเคลื่อนที่ใช้สายพานในการส่งกำลัง เพื่อเพิ่มความเร็วในการขับเคลื่อนให้สูงขึ้น ลักษณะของแกนทรี้ที่ออกแบบขึ้นจะแสดงอยู่ในภาพที่ 3.16



รูปที่ 3.16 ภาพแกนทรี้

ล้อเหล็กในภาพสามารถหมุนได้ด้วยความเร็ว 3 - 15 วินาทีต่อหนึ่งรอบ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางวงนอกเท่ากับ 150 เซนติเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลางวงในเท่ากับ 90 เซนติเมตร ความหนา 1.8 เซนติเมตร ซึ่งแข็งแรงเพียงพอที่จะจับยึดและหมุนหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสีไปพร้อม ๆ กันได้ สำหรับเนื้อหาในส่วนของการทดลองบนแท่นหมุนขนาดใหญ่นี้จะไม่ได้แสดงอยู่ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้สนใจสามารถค้นคว้าได้จาก [11] และ [12]

3.6 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงอุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำซึ่งนำมาใช้ในการทดลอง โดยได้แสดงให้เห็นถึงพื้นฐานการนำมาใช้งานเก็บข้อมูลรังสีเพื่อสร้างภาพตัดขวาง แสดงลักษณะของอุปกรณ์รับรังสีที่นำมาใช้งาน การเปลี่ยนไปเลือกใช้อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์ที่มีค่าความจุความร้อน เนื่องจากหลอดจะต้องถูกใช้งานที่แรงดันและกระแสหลอดสูงกว่าที่เคยใช้อยู่ในระบบเดิมมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

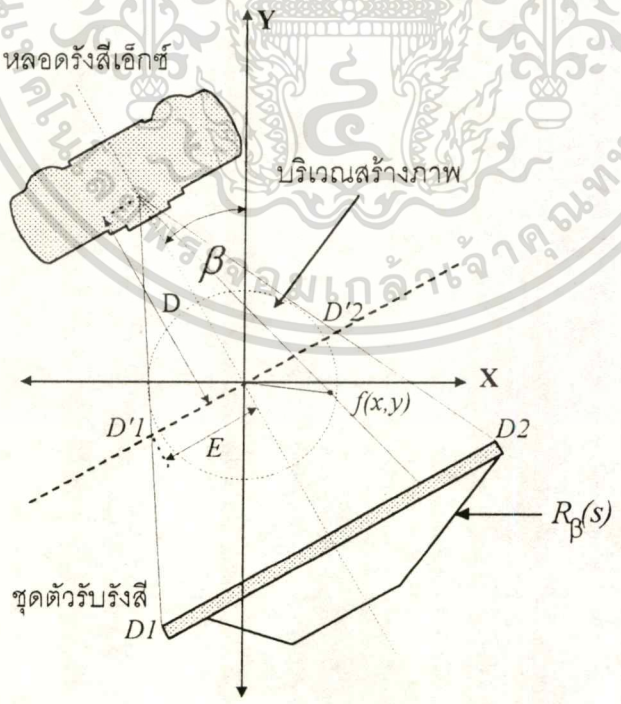
บทที่ 4
การสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์

4.1 บทนำ

ข้อมูลรังสีทั้งหมดที่ได้รับจากระบบอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์นั้นจะถูกนำมาประมวลผลโดยเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางของวัตถุด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการและคณิตศาสตร์ในการสร้างภาพตัดขวางที่จะนำมาใช้ในการทดลอง แสดงขั้นตอนการนำข้อมูลที่ได้จากชุดตัวรับรังสีมาคำนวณสร้างเป็นภาพตัดขวาง และวิธีการปรับข้อมูลเพื่อการแสดงผล

4.2 คณิตศาสตร์ในการสร้างภาพตัดขวาง

ชุดข้อมูลเงารังสีของวัตถุที่ตกกระทบตัวรับรังสีในแต่ละองศาของการหมุนขณะที่ทำการเก็บข้อมูลเรียกว่าข้อมูลโพรเจคชั่น (projection data) โดยที่ข้อมูลโพรเจคชั่นนั้นจะแปรตามสัมประสิทธิ์การดูดซึมรังสีของวัตถุ (attenuation coefficient, μ) ที่วางอยู่ระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสี และเนื่องจากตัวรับรังสีที่ใช้เป็นแบบระนาบ คณิตศาสตร์ที่ใช้ในการทดลองจึงใช้คณิตศาสตร์สำหรับการสร้างภาพตัดขวางแบบที่มีระยะห่างของตัวรับรังสีในข้อมูลโพรเจคชั่นเท่ากัน (equally spaced projection) โดยใช้วิธีการกรองและฉายเงากลับ (filtered backprojection, FBP) [1] ซึ่งมีหลักการดังนี้



รูปที่ 4.1 แสดงตัวแปรที่ใช้ในคณิตศาสตร์การสร้างภาพตัดขวางแบบที่ตัวรับรังสีมีระยะห่างเท่ากัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้ $R_\beta(s)$ เป็นข้อมูลโพรเจคชั่นที่มุม β ซึ่งได้จากตัวรับรังสีเอ็กซ์ ถึงแม้ว่า $R_\beta(s)$ นี้จะเก็บข้อมูลของภาพที่ระยะ $D1$ ถึง $D2$ แต่เพื่อจุดประสงค์ทางคณิตศาสตร์ เราจะสมมุติว่าตัวรับรังสีถูกวางไว้ที่ระยะ $D'1$ ถึง $D'2$ ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ $2E$ ข้อมูล $R_\beta(s)$ นี้จะมีระยะห่างระหว่างข้อมูลของตัวรับรังสีแต่ละตัวเป็น a โดยที่

$$a = \frac{2E}{N_S - 1} \tag{4.1}$$

และ N_S เป็นจำนวนของตัวรับรังสีทั้งหมดในโพรเจคชั่น R_β ดังนั้นจะเขียน $R_\beta(s)$ แบบเต็มหน่วย (discrete) ได้เป็น $R_\beta(na)$ โดยที่ n เป็นเลขจำนวนเต็ม และ $n = 0$ เป็นค่าที่รังสีผ่านศูนย์กลางของพื้นที่สร้างภาพ $(-E \le na \le E)$ ความละเอียดของการสุ่มข้อมูล คือจำนวนของข้อมูลในหนึ่งโพรเจคชั่น และจำนวนของโพรเจคชั่น M ต่อรอบการเก็บข้อมูล ควรมีค่าที่สัมพันธ์กันดังนี้

$$\frac{M}{N_S} \approx \frac{\pi}{2} \tag{4.2}$$

สำหรับขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางแบบระยะห่างของตัวรับรังสีในข้อมูลโพรเจคชั่นเท่ากันจะแบ่งได้เป็น 3 ขั้นตอนด้วยกันดังนี้

4.2.1 การปรับข้อมูลโพรเจคชั่น (modified projection)

$$R'_{\beta_i}(na) = R_{\beta_i}(na).\frac{D}{\sqrt{D^2 + n^2a^2}} \tag{4.3}$$

ค่า D คือระยะทางจากหลอดรังสีเอ็กซ์ถึงศูนย์กลางการหมุน และ $R'_\beta(s)$ คือข้อมูลโพรเจคชั่นภายหลังการปรับค่าตามระยะทางแล้ว

4.2.2 การคอนโวลูชั่น (convolution)

$$Q_{\beta_i}(na) = R'_{\beta_i}(na) \otimes g(na) \tag{4.4}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ $g(na)$ เป็นผลตอบสนองอิมพัลซ์ (impulse response) ของตัวกรอง (filter) ซึ่งหาได้จาก

$$g(na)=\begin{cases}\dfrac{1}{8a^2}, & n=0\\ 0, & n\ even\\ -\dfrac{1}{2n^2\pi^2a^2}, & n\ odd.\end{cases} \qquad (4.5)$$

และค่า $Q_{\beta_i}(na)$ คือข้อมูลโพรเจคชั่นภายหลังจากทำการกรองแล้ว

4.2.3 การฉายเงากลับ (backprojection)

$$f(x,y)=\Delta B\sum_{i=1}^{M}\frac{1}{U^2(x,y,\beta_i)}Q_{\beta_i}(s) \qquad (4.6)$$

$$\Delta B=\frac{2\pi}{M}$$

$$U(x,y,\beta_i)=\frac{D+x\sin\beta-y\cos\beta}{D}$$

$$s'=\frac{x\cos\beta+y\sin\beta}{U}$$

M เป็นจำนวนของข้อมูลโพรเจคชั่นในหนึ่งชุด

วิธีการสร้างภาพทั้ง 3 ขั้นตอน จะเปลี่ยนข้อมูลโพรเจคชั่น $R_\beta(s)$ ให้เป็นภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่มีค่าในแต่จุดภาพ (pixel) สัมพันธ์กับสัมประสิทธิ์การดูดซึมรังสีเอ็กซ์ μ ที่พิกัด x และ y ของวัตถุที่ถูกถ่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ลำดับขั้นการสร้างภาพตัดขวางที่ใช้ในงานวิจัย

ขั้นตอนในการนำข้อมูลโพรเจคชั่นที่ได้จากชุดตัวรับรังสีไปประมวลผลด้วยไมโครคอมพิวเตอร์เพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวางนั้น สรุปได้ดังนี้

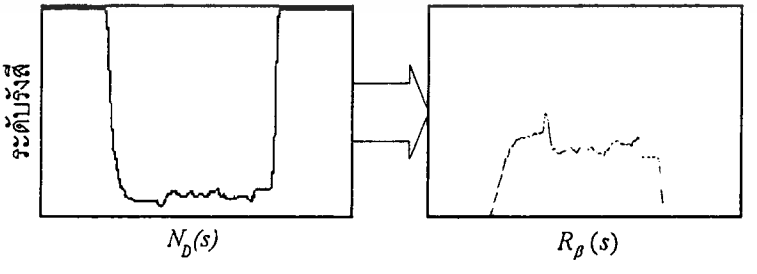
4.3.1 นำข้อมูลที่ได้จากตัวรับรังสี N_D มาแปลงให้เป็นค่าอินทิกรัลเส้น (line integral) ของสัมประสิทธิ์การดูดซึมรังสีเอ็กซ์ตามความสัมพันธ์

$$R_\beta(s) = \int_A^B \mu(x,y) = \ln\frac{N_{in}}{N_D} \qquad (4.7)$$

โดยที่ N_{in} เป็นค่าของปริมาณรังสีก่อนที่จะผ่านเข้าไปในวัตถุดังแสดงในรูปที่ 4.2

รูปที่ 4.2 ความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีเมื่อทะลุผ่านวัตถุ

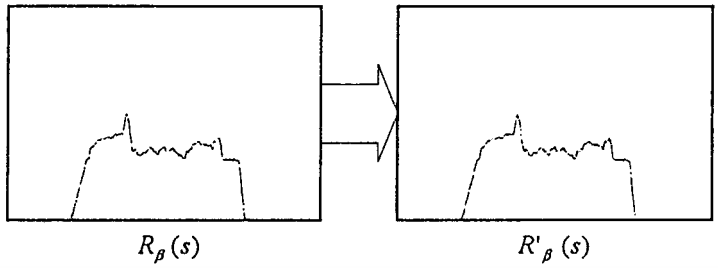
ข้อมูลก่อนและหลังการแปลงค่าจะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 ข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนและหลังการแปลงค่า

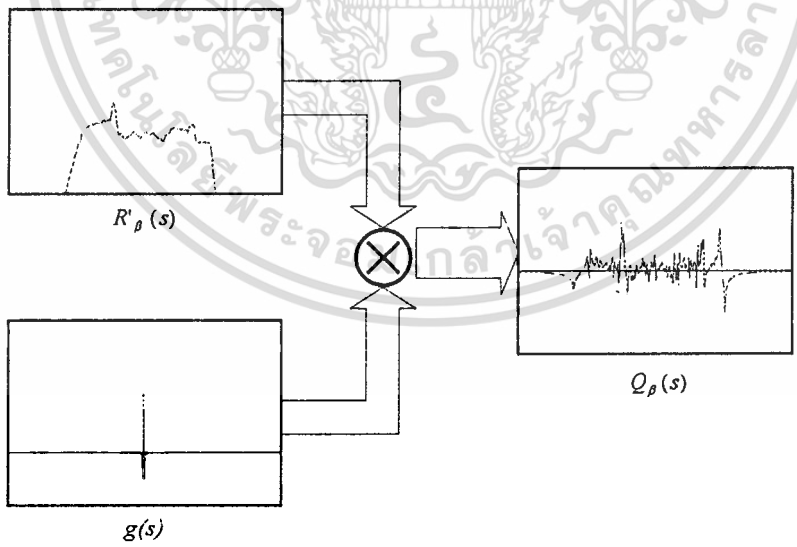
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 ทำการปรับข้อมูลโพรเจคชั่นตามสมการ 4.3



รูปที่ 4.4 ข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนและหลังปรับค่า

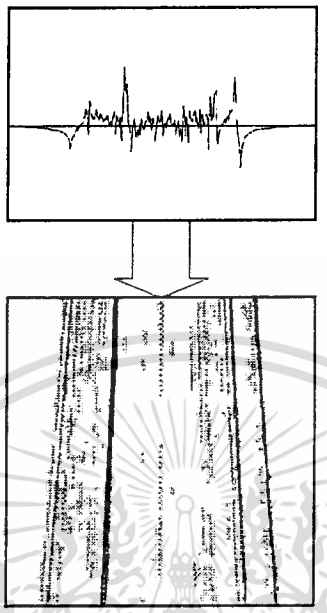
4.3.3 นำข้อมูลโพรเจคชั่นที่ปรับแล้วไปทำคอนโวลูชั่นกับฟังก์ชั่นการกรอง (สมการ 4.4)



รูปที่ 4.5 ทำคอนโวลูชั่นกับฟังก์ชั่นตัวกรอง

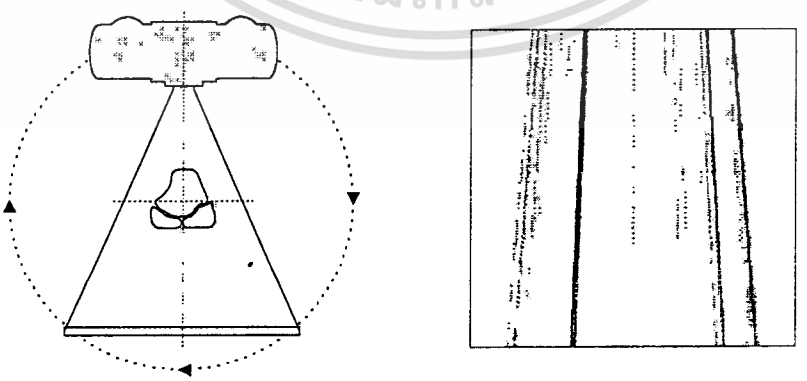
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.4 นำข้อมูลโพรเจคชั่นที่ผ่านการกรองแล้วมาทำการฉายเงากลับด้วยสมการ 4.6



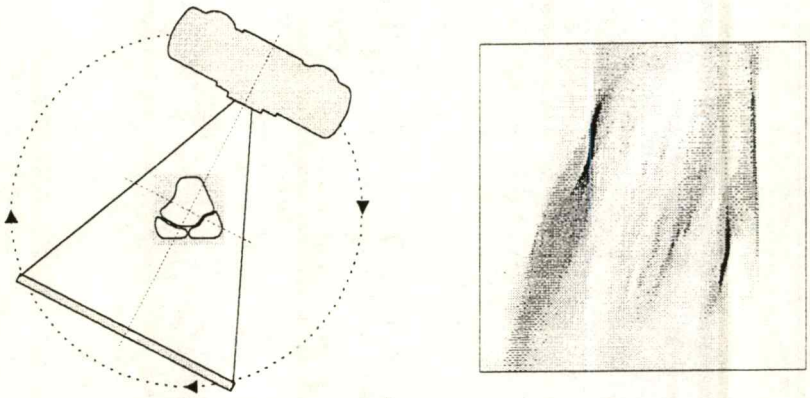
รูปที่ 4.6 การนำข้อมูลโพรเจคชั่นที่กรองแล้วมาฉายเงากลับ

4.3.5 ทำการซ้อน (superposition) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่คำนวณได้จากข้อมูลทุก ๆ โพรเจคชั่นรอบวัตถุเข้าด้วยกันเพื่อให้เกิดเป็นภาพตัดขวาง

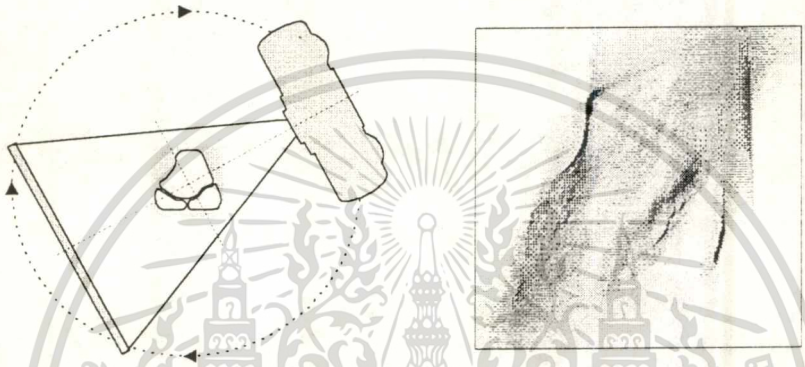


(ก) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่มุม 0 องศา

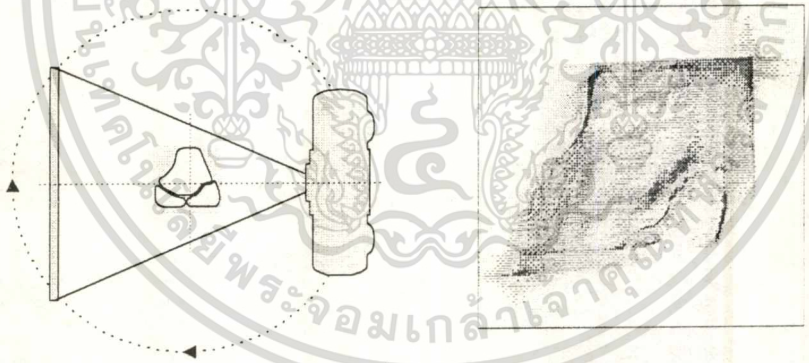
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



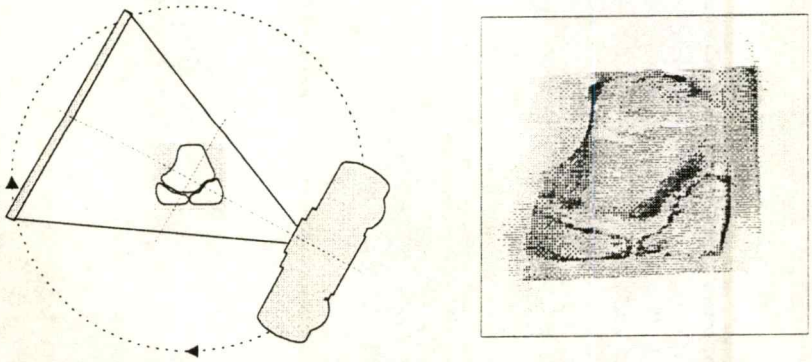
(ข) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่ทำการทับซ้อนถึงมุม 30 องศา



(ค) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่ทำการทับซ้อนถึงมุม 60 องศา

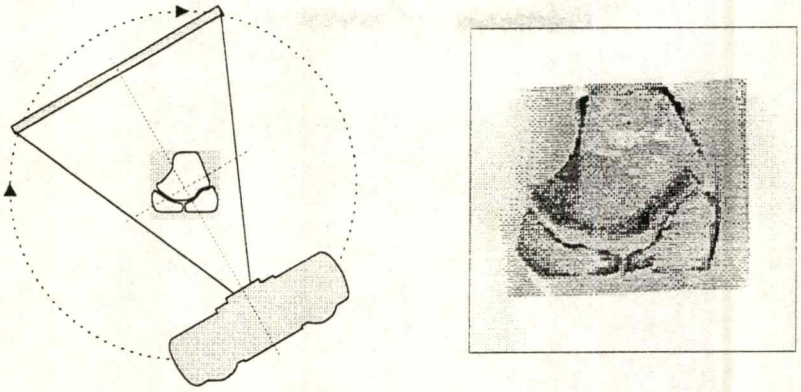


(ง) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่ทำการทับซ้อนถึงมุม 90 องศา



(จ) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่ทำการทับซ้อนถึงมุม 120 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ฉ) ภาพตัดขวาง $f(x,y)$ ที่ทำการทับซ้อนถึงมุม 150 องศา

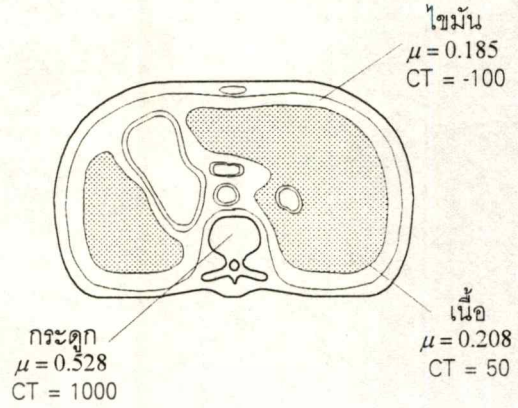
รูปที่ 4.7 (ก) - (ฉ) แสดงลักษณะภาพที่ได้จากการซ้อนที่ตำแหน่งต่าง ๆ

4.3.6 นำภาพที่ได้จากการซ้อนของข้อมูลทุกโพรเจคชั่นไปปรับช่วงข้อมูลภาพก่อนการแสดงผล ซึ่งทำได้ด้วยการปรับข้อมูลที่มีค่าสูงสุดและต่ำสุดให้สามารถแสดงข้อมูลทั้งหมดออกไปทางจอแสดงภาพได้ [6] การเลือกแสดงเฉพาะช่วงของข้อมูล [11] หรือปรับข้อมูลให้เป็นมาตราฐานเลขซีที (CT-number) [1] เพื่อเลือกแสดงผลเฉพาะช่วงของข้อมูลที่ต้องการ

4.4 การปรับข้อมูลให้เข้ามาตรฐานเลขซีที

ข้อมูลที่ได้ภายหลังจากการประมวลผลแล้วจะอยู่ในรูปของแมทริกซ์ $f(x,y)$ ซึ่งเป็นเลขทศนิยมที่มีค่าสัมพันธ์กับสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีของวัตถุนั้น การจะนำข้อมูลทั้งหมดที่จัดเก็บอยู่ในลักษณะดังกล่าวไปแสดงผลออกทางจอแสดงผลนั้น โดยทั่วไปแล้วจะทำได้โดยใช้วิธีการปรับสเกลของข้อมูลเพื่อให้สามารถแสดงข้อมูลทั้งหมดออกไปทางจอแสดงภาพได้ แต่เนื่องจากข้อจำกัดในการแสดงผลของจอภาพรวมทั้งการจำแนกความแตกต่างของสายตามนุษย์ ทำให้วิธีการแสดงผลด้วยวิธีปรับสเกลไม่เหมาะในการใช้แสดงผลภาพที่ข้อมูลแตกต่างกันมาก ๆ รวมอยู่ด้วยกัน เพราะจะทำให้การแยกแยะความแตกต่างของข้อมูลที่มีค่าใกล้เคียงกันทำได้ไม่ดี การปรับข้อมูลให้เป็นมาตราฐานเลขซีที (CT-number) ซึ่งมีหน่วยเป็นเฮานส์ฟิลด์ (Hounsfield unit หรือ H) โดยการใช้ข้อมูลสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ของน้ำและอากาศที่แรงดันหลอดรังสีเอ็กซ์เดียวกันมาเป็นตัวเปรียบเทียบ ข้อดีของการปรับข้อมูลให้เป็นมาตราฐานเลขซีทีคือ เลขซีทีจะมีค่าที่ไม่ขึ้นอยู่กับแรงดันและกระแสที่จ่ายให้กับหลอดรังสีเอ็กซ์ในขณะที่เก็บข้อมูลสร้างภาพตัดขวางดังเช่นภาพถ่ายรังสีธรรมดา นอกจากนั้นยังทำให้จำแนกวัตถุที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงกันได้ดียิ่งขึ้น พิจารณารูปที่ 4.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ของตัวกลาง 3 บริเวณที่มีค่าแตกต่างกัน

จากข้อมูลในภาพจะเห็นว่าเนื้อเยื่อที่ต้องการจะแสดงภาพมีความหนาแน่นต่างกันสามบริเวณคือ ไขมัน เนื้อและกระดูก ซึ่งมีค่าเฉลี่ยสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์เป็น 0.185, 0.208 และ 0.528 ซม.$^{-1}$ ตามลำดับ ความแตกต่างของความหนาแน่นของเนื้อเยื่อทั้งสามมีไม่มากนักโดยเฉพาะไขมันกับเนื้อ แต่เมื่อทำการแปลงให้เป็นเลขซีทีแล้ว จะพบว่าค่าของเลขซีทีของวัตถุทั้งสองเป็น -100 และ 50 ตามลำดับซึ่งแตกต่างกันมากเพียงพอที่จะจำแนกได้ด้วยตาเมื่อดูจากจอแสดงผลภาพ

การแปลงข้อมูลดิบ (raw data) ที่ได้จากขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางให้เป็นเลขซีที ทำได้โดยการใช้ข้อมูลของวัตถุหรือสารเนื้อเดียวมาเป็นตัวเปรียบเทียบ โดยทั่วไปแล้วจะใช้ค่าของน้ำและอากาศมาเป็นตัวเปรียบเทียบเพราะมีค่าคงที่ ทั้งยังหาได้ง่ายและมีลักษณะใกล้เคียงกันทุกแห่ง การหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ของน้ำ ทำได้โดยการสร้างภาพตัดขวางของน้ำที่แรงดันเอ็กซ์เรย์ค่าหนึ่ง นำข้อมูลดิบของน้ำมาใช้ในการหาค่าของเลข ซีที โดยใช้สมการ

$$H = \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000 \qquad (4.8)$$

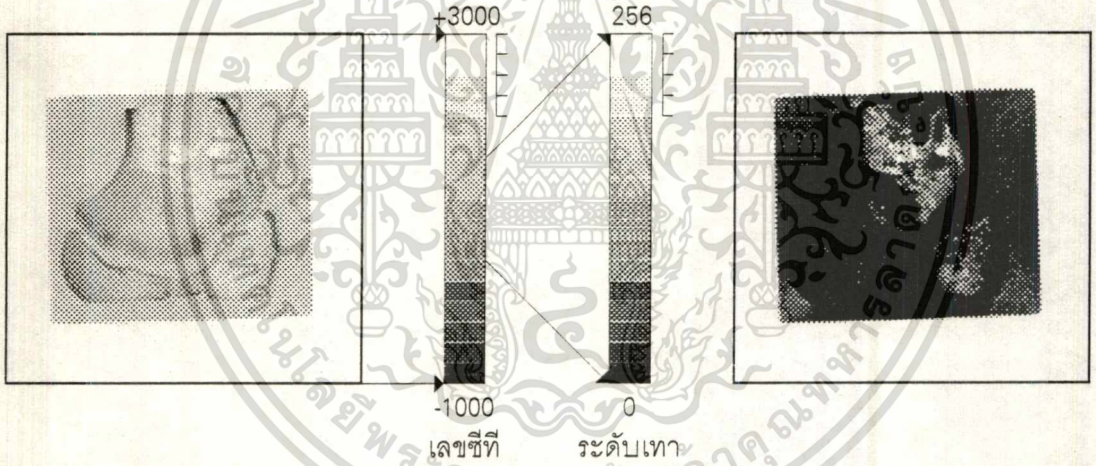
ค่าของ μ และ μ_{water}ที่ใช้จะต้องเป็นค่าที่หาด้วยปริมาณรังสีที่เป็นค่าสัมฤทธิ์ผล (effective energy) ซึ่งในทางทฤษฎีแล้วหลังการคำนวณแล้วจะต้องได้ค่า H ของน้ำเป็น 0 และ H จะมีค่าเป็น -1000 เมื่อค่า μ เป็น 0 ซึ่งเรานิยามว่าเป็นค่า μ ของอากาศ เพราะในทางทฤษฎีแล้วอากาศจะไม่ลดทอนพลังงานรังสีเอ็กซ์ ดังนั้นถ้าหากว่าเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะได้รับการปรับอย่างถูกต้อง ควรจะให้ค่าเลขซีทีเป็น 0 เมื่อถ่ายน้ำ และให้ค่าเป็น -1000 เมื่อถ่ายอากาศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทางปฏิบัตินั้นถ้าค่าของเลขซีทีที่หาได้ไม่เท่ากับค่ามาตราฐาน เราสามารถทำการปรับค่าของ H ที่หาได้ให้มีค่าเข้าสู่ค่า H ที่ต้องการได้โดยใช้สมการเชิงเส้น

$$H = \frac{H_m - H_{m,water}}{H_{m,water} - H_{m,air}} \times 1000 \qquad (4.9)$$

โดยที่ H_m คือค่าของเลขซีทีที่ต้องการปรับ $H_{m,water}$ $H_{m,air}$ คือค่าเลขซีทีของน้ำและอากาศ ค่าของ H ที่ได้จากการปรับโดยใช้สมการ (4.8) จะเป็นค่าของเลขซีทีที่มีค่าใกล้เคียงกับค่ามาตรฐานยิ่งขึ้น ซึ่งค่าของเลขซีทีที่หาได้จะมีค่าอยู่ในช่วง -1000 ถึง +3000 ดังนั้นในการแสดงผลภาพจะใช้การเลือกแสดงเฉพาะช่วงของข้อมูลภาพเพื่อให้ได้ภาพที่มีความแตกต่างของความมืด-สว่าง (Contrast) ของภาพสูงในช่วงของข้อมูลที่สนใจดังแสดงในรูปที่ 4.9



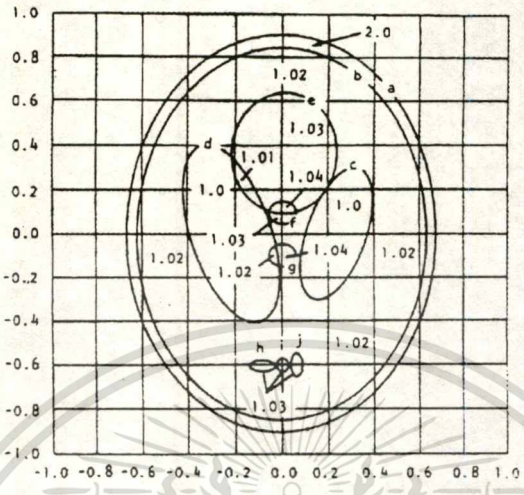
รูปที่ 4.9 แสดงลักษณะการเลือกแสดงข้อมูลภาพเพียงบางส่วน

4.5 ภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน

ในการทดสอบผลการคำนวณสร้างภาพตัดขวางที่ใช้กันอยู่นั้น จะใช้ภาพจำลองที่มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 4.10 ซึ่งเป็นภาพที่เรียกกันว่า ภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน (Shepp and Logan head phantom) [1] ซึ่งจะเป็นภาพที่ใช้กันในการทดสอบความถูกต้องของคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของศีรษะมนุษย์ในงานสร้างภาพตัดขวางด้วยรังสีเอ็กซ์ เพราะเป็นที่เชื่อกันว่าศีรษะมนุษย์นั้นเป็นอวัยวะส่วนที่ต้องการความถูกต้องในการคำนวณสูงที่สุดในการสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่แสดงอยู่ในรูปที่ 4.10 นั้นจะประกอบไปด้วยวงรี 10 วง ซึ่งมีค่าตัวแปรต่าง ๆ ดังแสดงในตารางที่ 4.1



รูปที่ 4.10 ภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน

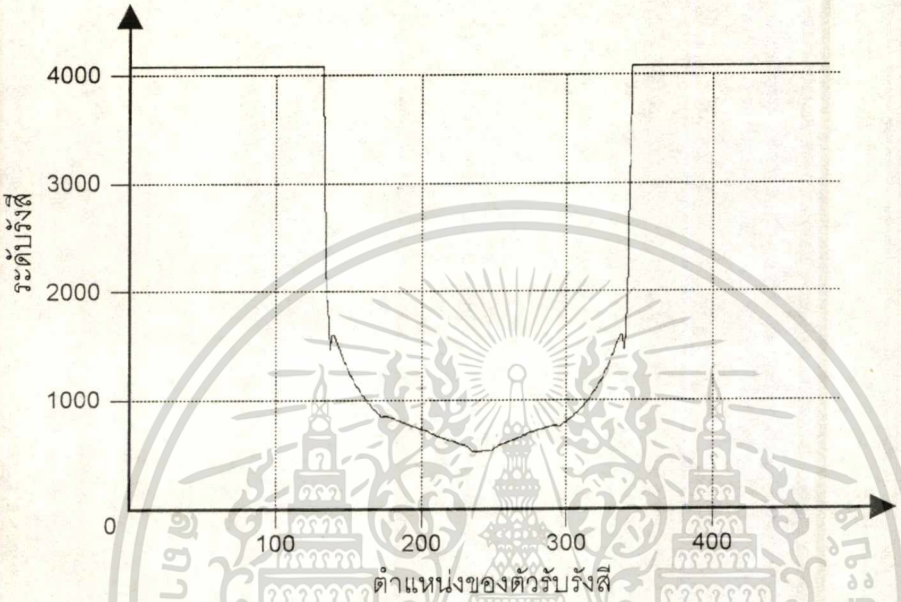
พิกัดของศูนย์กลาง	แกนหลักของวงรี	แกนรองของวงรี	มุมบิด	ดัชนีหักเห
(0, 0)	0.92	0.69	90	2.0
(0, -0.0184)	0.874	0.6624	90	-0.98
(0.22, 0)	0.31	0.11	72	-0.02
(-0.22, 0)	0.41	0.16	108	-0.02
(0, 0.35)	0.25	0.21	90	0.01
(0, 0.1)	0.046	0.046	0	0.01
(0. -0.1)	0.046	0.046	0	0.01
(-0.08, -0.605)	0.046	0.023	0	0.01
(0, -0.605)	0.023	0.023	0	0.01
(0.06, -0.605)	0.046	0.023	90	0.01

ตารางที่ 4.1 ค่าของตัวแปรที่ใช้ในการจำลองภาพตัดขวางศีรษะของเชพพ์และโลแกน

เมื่อนำทำการจำลองขึ้นตามข้อมูลในตารางที่ 4.1 (รายละเอียดของโปรแกรมจำลองข้อมูลโพรเจคชั่นที่ใช้ในการทดลองจะแสดงอยู่ในภาคผนวก) โดยกำหนดให้ข้อมูลแต่ละจุด (หรือหนึ่งตำแหน่งตัวรับรังสี) มีความละเอียด 12 บิท เพื่อให้เทียบเคียงกับความละเอียดของชุดตัวรับรังสีที่จะใช้ในการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

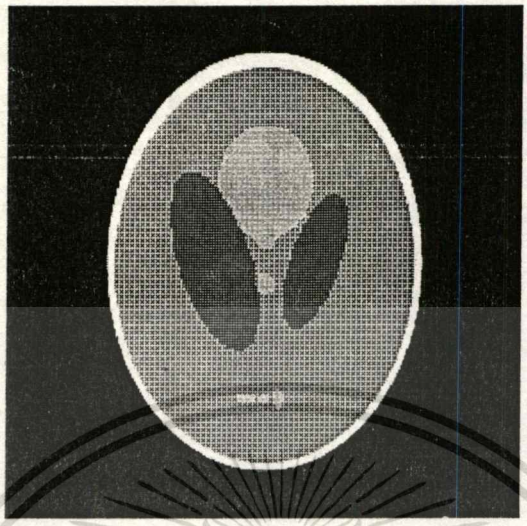
ทดลอง และด้วยข้อมูลจำนวน 360 โพรเจคชั่น ตัวรับรังสี 479 ตัว โดยมีระยะ D เท่ากับ 61 ซม. และระยะ E เท่ากับ 16 ซม. ข้อมูลโพรเจคชั่นที่จำลองขึ้นจะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 4.11



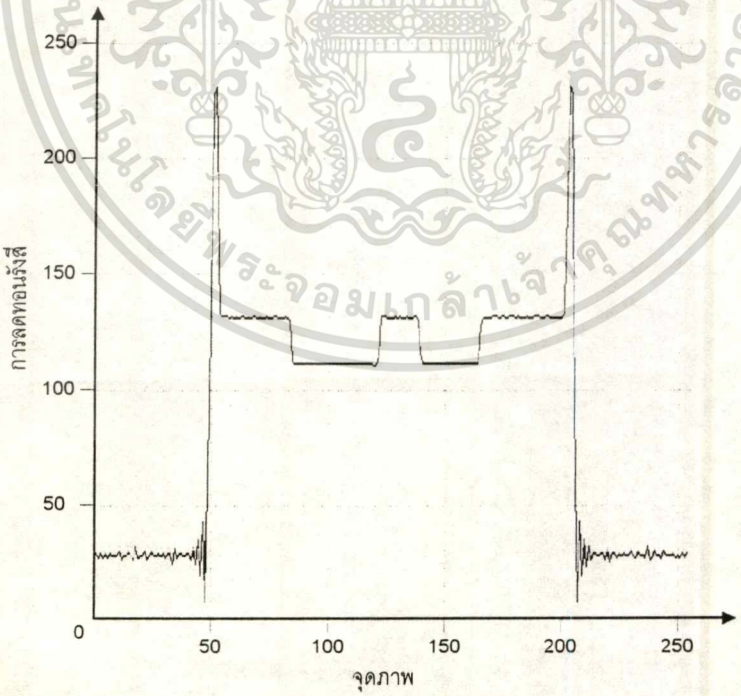
รูปที่ 4.11 แสดงข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ของภาพจำลองศีรษะของเชพพ์และโลแกน

และเมื่อนำข้อมูลชุดดังกล่าวไปสร้างเป็นภาพตัดขวางตามขั้นตอนในหัวข้อ 4.3 ด้วยความละเอียดภาพขนาด x = 256 และ y = 256 จุดภาพ จะได้ภาพดังแสดงในรูปที่ 4.12 ซึ่งมีเส้นตัดขวางของภาพในแนวนอนเส้นที่ 128 ดังในรูปที่ 4.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 ภาพจำลองศีรษะของเซพพ์และโลแกนที่สร้างขึ้น

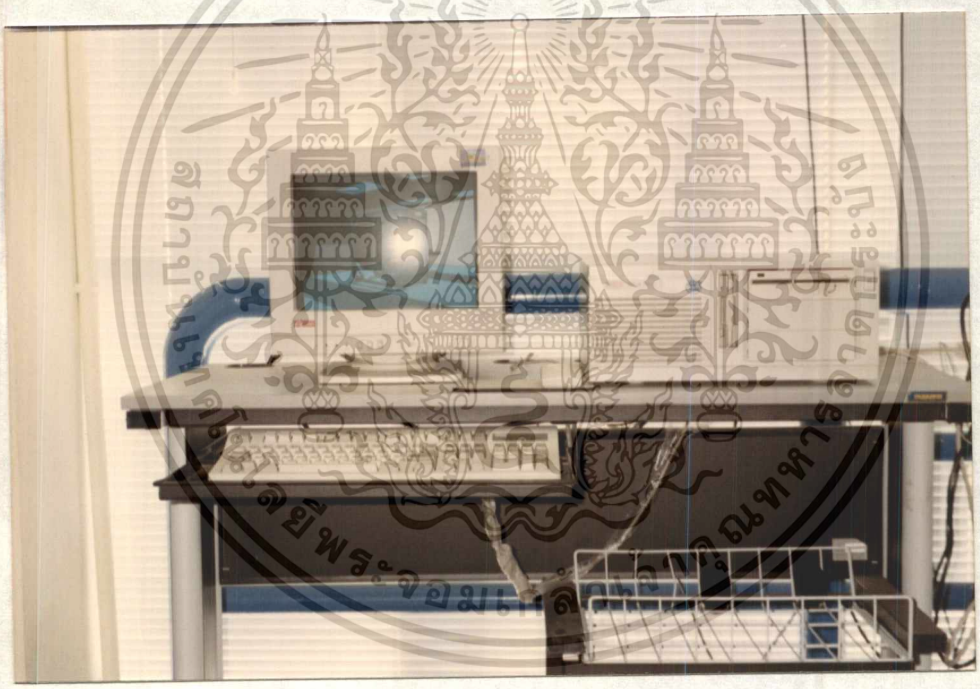


รูปที่ 4.13 ข้อมูลเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพจำลองศีรษะเส้นที่ 128

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6 สรุปการสร้างภาพตัดขวาง

จากผลการสร้างภาพตัดขวางที่ได้ แสดงให้เห็นถึงความถูกต้องของคณิตศาตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางและโปรแกรมสร้างภาพตัดขวางที่เขียนขึ้น สำหรับโปรแกรมสร้างภาพตัดขวางที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้พัฒนาขึ้นตามวิธีการที่ได้นำเสนอไปในบทที่ 4 นี้ โดยทำการเขียนขึ้นด้วยภาษาซี (C language) และใช้วัตคอมซี/ซี++ รุ่น 9.5 (WATCOM C/C++ Version 9.5) เป็นตัวแปรภาษา (compiler) ซึ่งรายละเอียดของโปรแกรมจะแสดงอยู่ในภาคผนวก ความเร็วในการคำนวณเมื่อทำการสร้างภาพขนาด 256 x 256 จุดภาพ โดยใช้ข้อมูลจำนวน 319 จุดต่อโพรเจคชั่น จำนวน 360 โพรเจคชั่น จะใช้เวลาประมาณ 1.53 นาทีต่อภาพ เมื่อทำการประมวลผลด้วยเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ 64 บิท หน่วยประมวลผลกลางเพนเทียม (Pentium) ความเร็ว 66 Mhz



รูปที่ 4.14 คอมพิวเตอร์ขนาด 64 บิทที่ใช้ในการประมวลผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

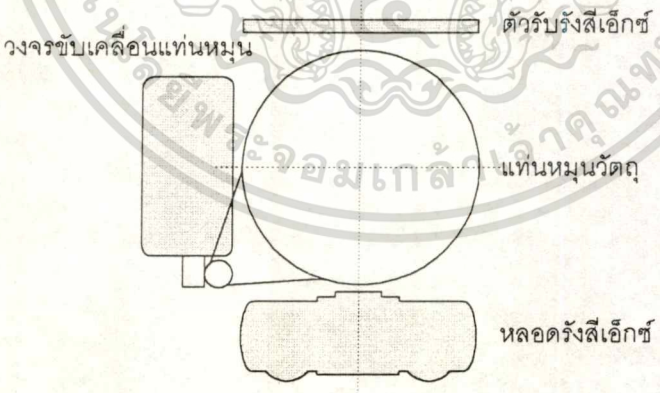
บทที่ 5
อุปกรณ์และการทดลองสร้างภาพตัดขวาง

5.1 บทนำ

ในบทนี้จะแสดงรายละเอียดของชุดอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองสร้างภาพตัดขวาง โดยใช้อุปกรณ์และวิธีการที่ได้นำเสนอไปในบทข้างต้น โดยจะแสดงให้เห็นถึงปัญหาที่เกิดขึ้นกับภาพตัดขวาง และการใช้วิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์เข้ามาช่วยปรับปรุงคุณภาพของข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนการประมวลผลสร้างภาพ เพื่อลดข้อบกพร่องอันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนและความแตกต่างทางกายภาพของอุปกรณ์รับรังสี ในส่วนท้ายจะแสดงผลการทดลองที่ทำขึ้นกับวัตถุต่าง ๆ หลายชนิดที่มีคุณสมบัติในการลดทอนพลังงานรังสีเอ็กซ์และขนาดที่แตกต่างกันภายหลังจากที่ทำการปรับปรุงข้อมูลโพรเจคชั่นแล้ว

5.2 การจัดระบบและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

การทดลองสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำได้ทำขึ้นโดยใช้ชุดทดลองขนาดเล็กซึ่งมีผังของการจัดระบบดังแสดงในรูปที่ 5.1 การจัดชุดทดลองในลักษณะนี้จะเป็นลักษณะของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะแบบพัฒนาการขั้นที่ 3 ซึ่งเป็นแบบที่จะหมุนทั้งหลอดกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสีไปพร้อม ๆ กัน



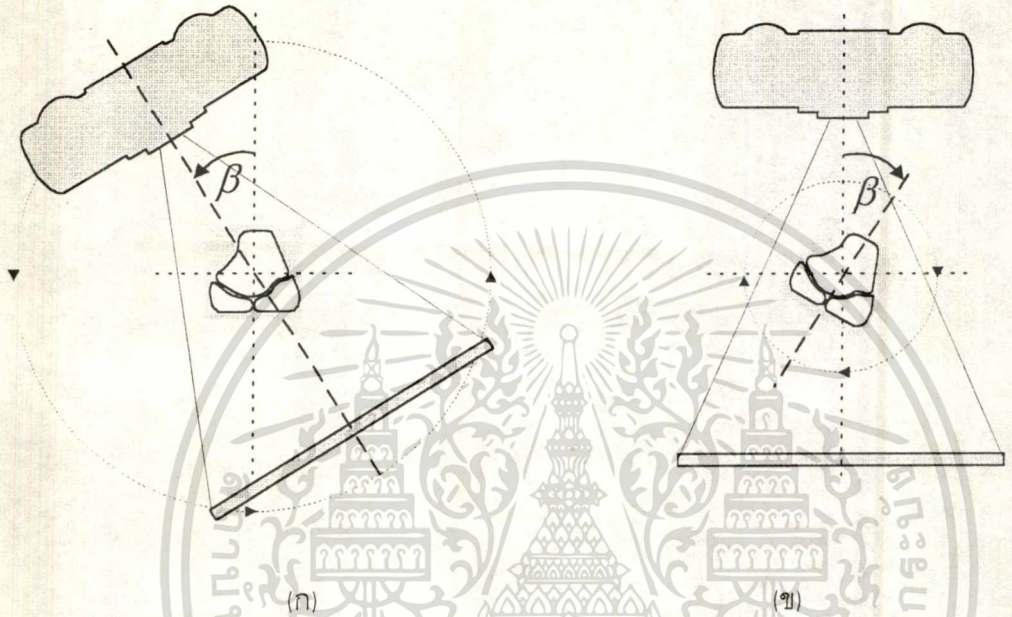
รูปที่ 5.1 แสดงผังด้านบนของระบบที่ใช้ในการทดสอง

ข้อแตกต่างที่สำคัญของชุดทดลองในลักษณะดังแสดงในรูปที่ 5.1 กับลักษณะการทำงานของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะจริงก็คือ การทำงานของชุดทดลองจะใช้การหมุนของวัตถุแทนการหมุน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสี เพื่อให้ง่ายต่อการทดลอง ทั้งยังช่วยลดตัวแปรต่าง ๆ ที่ไม่เกี่ยวข้องกับการทดลองออกไป เช่น ความไม่เสถียรของโครงเหล็กจับยึดอุปกรณ์ ความคลาดเคลื่อนจากการจัดวางตำแหน่งของหลอดและตัวรับรังสี รวมทั้งตำแหน่งของศูนย์กลางการหมุนรวมด้วย

ในรูปที่ 5.2 จะเปรียบเทียบลักษณะของการหมุนวัตถุและการหมุ นของหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวรับรังสีเอ็กซ์ไปในทิศทางตรงข้ามกันเป็นมุม β



รูปที่ 5.2 เปรียบเทียบลักษณะของการหมุน โดยภาพ (ก) หมุนของหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสี และภาพ (ข) แสดงการหมุนของวัตถุ

คุณสมบัติของอุปกรณ์ส่วนที่ใช้ในระบบ มีดังนี้

5.2.1 อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์ - เป็นของบริษัทโตชิบา ใช้ไฟหนึ่งเฟส รุ่น KXO-12R จ่ายแรงดันและกระแสให้กับหลอดได้ตั้งแต่ 40 - 125 กิโลโวลท์ และ 20 - 320 มิลลิแอมแปร์

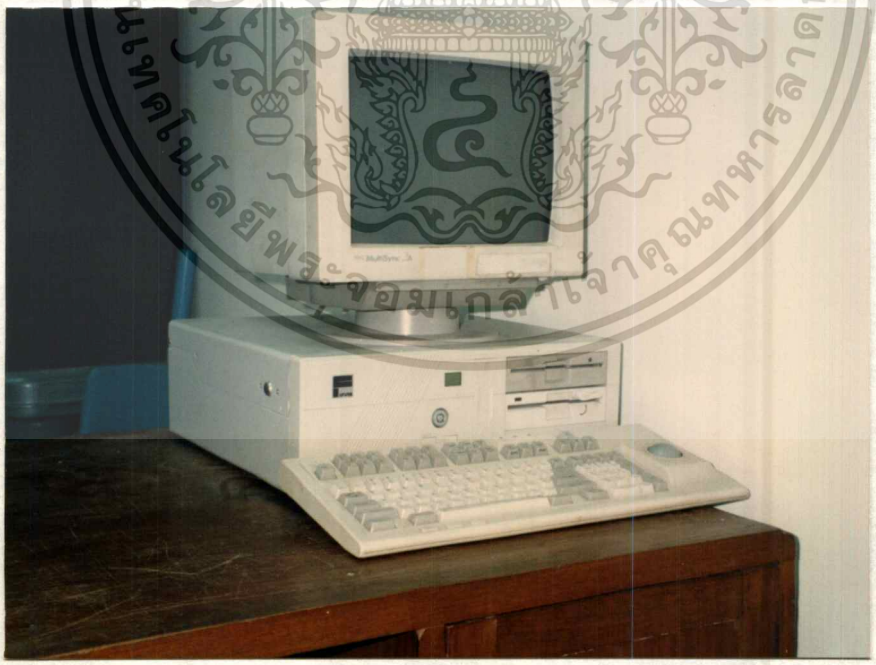
5.2.2 อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ - เป็นของบริษัทธอมสัน รุ่น TH 9559 ใช้ตัววัดรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ ให้ข้อมูลออกมาเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 12 บิท (4096 ระดับ) ปริมาณของกระแสไฟฟ้าที่วัดได้จะถูกแปลงให้อยู่ในรูปของข้อมูลเชิงตัวเลข เพื่อส่งเข้าไปประมวลผลในคอมพิวเตอร์ด้วยวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นดิจิตอลผ่านการ์ดเชื่อมต่อรุ่น TH 9512

5.2.3 แท่นหมุนวัตถุ - เป็นของบริษัทเอ็มโก (EMCO) รุ่น 1060-1 ใช้มอเตอร์ไฟฟ้าเป็นอุปกรณ์ขับเคลื่อน ควบคุมตำแหน่งด้วยไมโครคอมพิวเตอร์ผ่านบัสมาตราฐาน GPIB (IEEE-488) ความคลาดเคลื่อน +/- 1 องศา ความเร็ว 1 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.3 อุปกรณ์ควบคุมแท่นหมุนที่ใช้ในการทดลอง

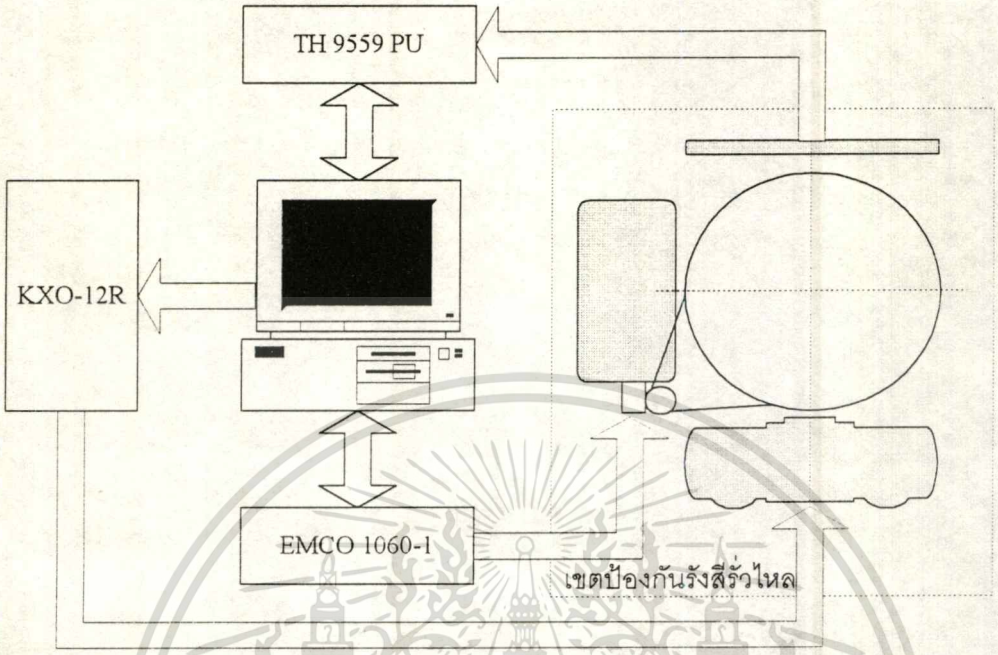
5.2.4 คอมพิวเตอร์เก็บข้อมูล - ไมโครคอมพิวเตอร์ขนาด 16 บิท หน่วยประมวลผลกลาง 80286 ความเร็ว 12 MHz หน่วยความจำ 1 MB



รูปที่ 5.4 เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ 16 บิทที่ใช้ในการเก็บข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผังการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ในระบบแสดงได้ดังในรูปที่ 5.5 และ 5.6



รูปที่ 5.5 ผังแสดงการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ในระบบ

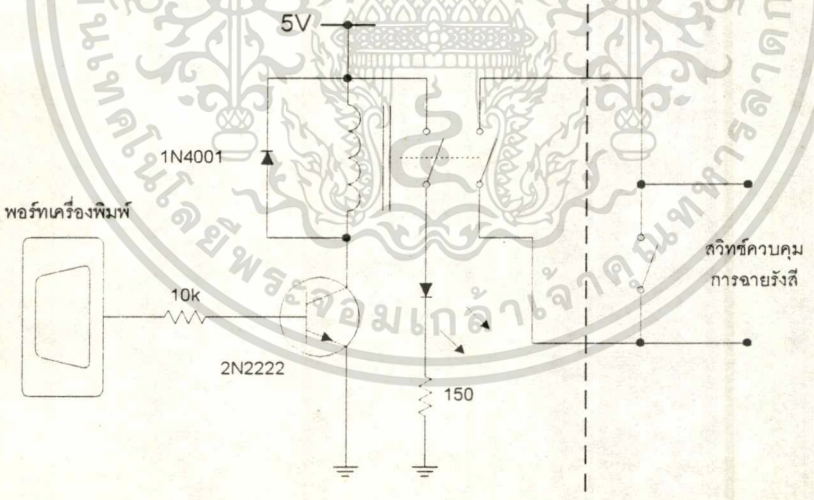
รูปที่ 5.6 ระบบที่ใช้ในการทดสอบอุปกรณ์รับรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 การทดลอง

การทดลองเก็บข้อมูลเพื่อสร้างภาพตัดขวางจะทำการหมุนวัตถุไปอย่างต่อเนื่อง ในขณะที่ฉายรังสีและเก็บข้อมูลไปพร้อม ๆ กันทุก ๆ หนึ่งองศา โดยที่ระยะเวลาในการหมุนต่อเนื่องแต่ละช่วงจะถูกกำหนดด้วยค่าความจุความร้อนของหลอดรังสีเอ็กซ์ ซึ่งระยะเวลาที่ใช้ในการทดลองคือ 3 วินาที ดังนั้นในหนึ่งช่วงการหมุนต่อเนื่องจะเก็บข้อมูลได้ทั้งหมดประมาณ 18 โพรเจคชั่น เพราะแท่นหมุนวัตถุมีความเร็วหนึ่งรอบต่อนาที สำหรับระยะเวลาในการพักหลอดจะขึ้นอยู่กับความร้อนสะสมที่ตัวหลอด โดยอุปกรณ์ที่จ่ายแรงดันให้กับหลอดจะเป็นตัวควบคุมเพื่อไม่ให้เกิดความเสียหายขึ้นกับหลอด ในการทดลองเลือกใช้ค่าเวลาพักหลอด 20 วินาที (เป็นค่าที่ได้จากการทดลอง) ดังนั้นในการทดลองเก็บข้อมูลเพื่อใช้ในการสร้างภาพตัดขวางหนึ่งภาพจะใช้เวลาประมาณ 8 นาที การเปิด-ปิดเพื่อฉายรังสีและการควบคุมตำแหน่งของแท่นหมุนจะถูกควบคุมด้วยไมโครคอมพิวเตอร์เก็บข้อมูลเพียงเครื่องเดียว ผังงานแสดงการเก็บข้อมูลรังสีจะแสดงในรูปที่ 5.8

การควบคุมการเปิด-ปิดอุปกรณ์รับรังสีและการอุ่นไส้หลอดกระทำได้ด้วยการใช้การควบคุมผ่านทางพอร์ท (port) เครื่องพิมพ์ของคอมพิวเตอร์ และใช้อุปกรณ์รีเลย์ในการตัดต่อวงจรโดยทำการเชื่อมต่อวงจรเข้าทางสวิทช์ควบคุมการฉายรังสีของอุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์โดยตรงดังแสดงในรูปที่ 5.7

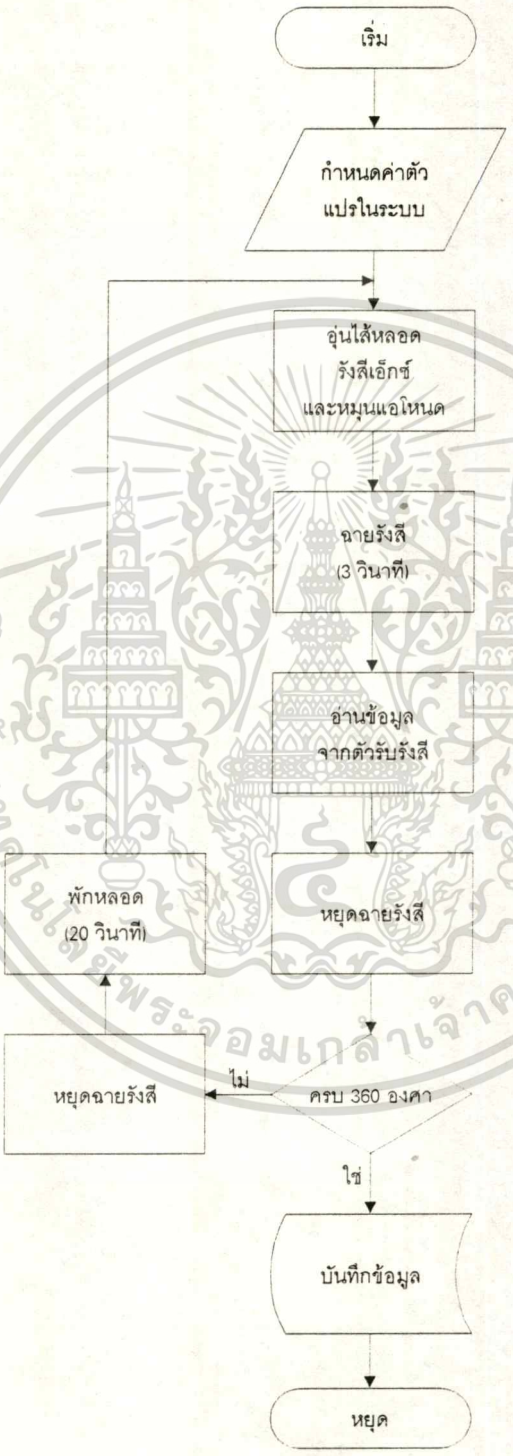


รูปที่ 5.7 แสดงวงจรที่ใช้ควบคุมการฉายรังสี

การระบายความร้อนให้กับหลอดรังสีเอ็กซ์จะใช้การเป่าด้วยพัดลมโดยตรงเข้าที่ตัวหลอดเพื่อให้ความร้อนสะสมที่อยู่ในน้ำมันภายในหลอดระบายผ่านทางโครงหลอด เนื่องจากหลอดรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลองเป็นแบบระบายความร้อนด้วยอากาศ (ซึ่งต่างจากหลอดรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในงานถ่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพตัดขวางอวัยวะที่ใช้การระบายความร้อนด้วยการหมุนเวียนน้ำมันในโครงหลอด แล้วนำน้ำมันร้อนไปลดอุณหภูมิภายนอกหลอดด้วยพัดลมอีกครั้ง) อันเป็นเหตุที่ทำให้ไม่สามารถทำการเก็บข้อมูลได้อย่างต่อเนื่องดังที่ได้กล่าวไปเมื่อข้างต้น

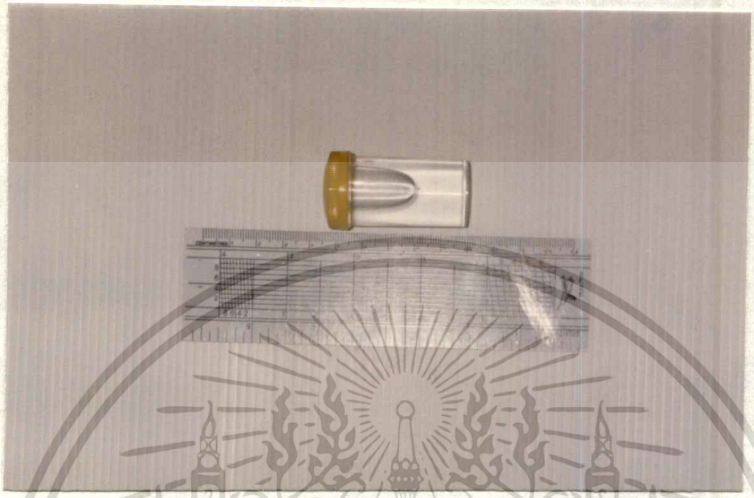


รูปที่ 5.8 แสดงผังงานการเก็บข้อมูลรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

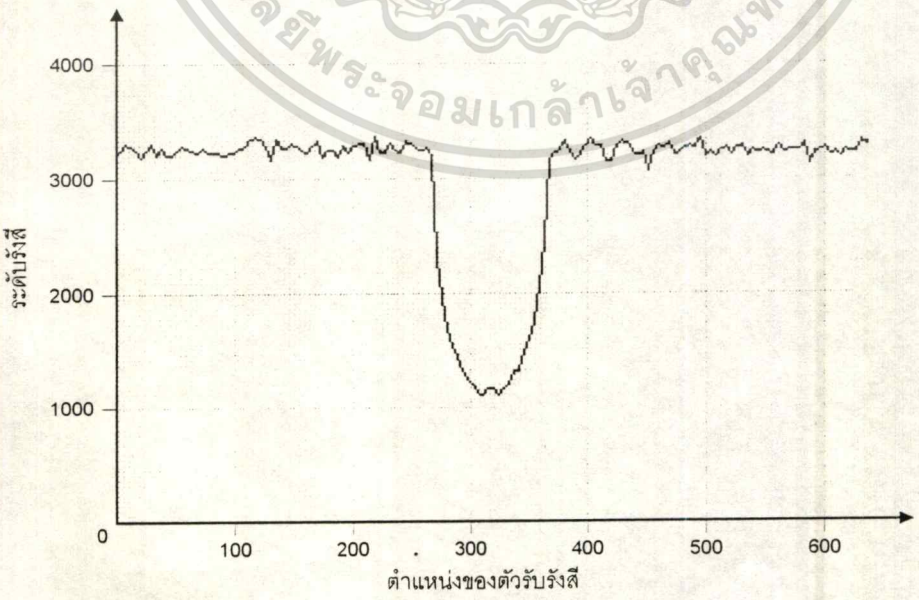
5.3.1 การทดลองโดยใช้หลอดบรรจุน้ำ

หลอดน้ำที่ใช้ในการทดลองเป็นหลอดพลาสติกขนาดเล็กบรรจุน้ำไว้ภายใน มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.5 เซนติเมตร ยาว 5 เซนติเมตร ดังในรูปที่ 5.9 ในการทดลองได้ทำการฉายรังสีเอ็กซ์ด้วยแรงดัน 60 กิโลโวลท์ กระแส 50 มิลลิแอมแปร์ เก็บข้อมูล 639 จุดต่อโพรเจคชั่นเป็นจำนวน 360 โพรเจคชั่น



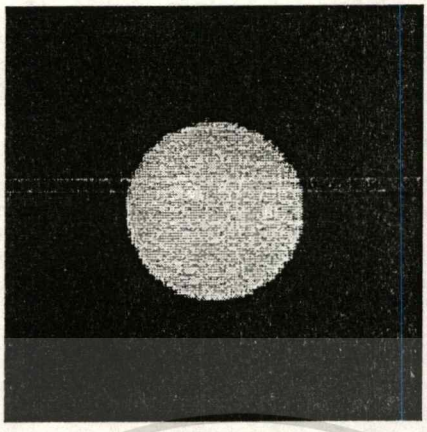
รูปที่ 5.9 แสดงหลอดพลาสติกบรรจุน้ำที่ใช้ในการทดลอง

ข้อมูลโพรเจคชันเส้นที่ 1 ที่ได้จากการทดลองจะแสดงอยู่ในรูปที่ 5.10 และเมื่อนำข้อมูลโพรเจคชั่นทั้งหมดไปสร้างภาพตัดขวางแบบ 2 มิติ ที่มีขนาดของภาพ x = 256 และ y = 256 จุดภาพ จะได้ผลดังแสดงในรูปที่ 5.11



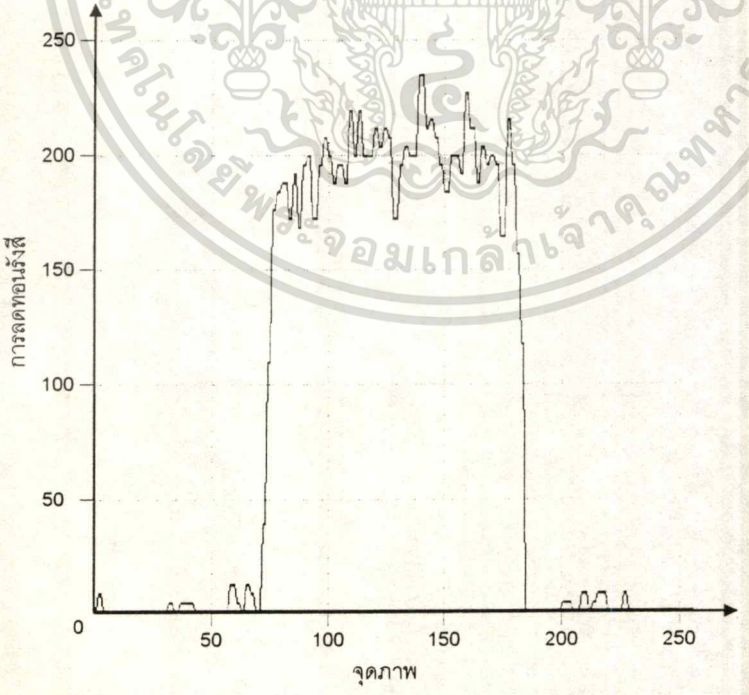
รูปที่ 5.10 ข้อมูลโพจเจคชั่นที่ 1 ของหลอดพลาสติกบรรจุน้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.11 ภาพตัดขวางหลอดพลาสติกบรรจุน้ำที่สร้างขึ้น

เมื่อพิจารณาผลที่ได้จากการทดลองจะเห็นว่าภาพตัดขวางที่สร้างขึ้น มีความไม่สม่ำเสมอของภาพ โดยจะเห็นได้ชัดบริเวณภาพในส่วนที่เป็นน้ำ ซึ่งเป็นผลมาจากการที่ข้อมูลโพรเจคชั่นผิดพลาดหรือเบี่ยงเบนไปจากค่าจริง และเมื่อนำข้อมูลเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางหลอดน้ำเส้นที่ 128 ซึ่งเป็นเส้นที่อยู่กึ่งกลางภาพมาแสดง จะเห็นความผิดพลาดได้ชัดเจนยิ่งขึ้นดังในรูปที่ 5.12



รูปที่ 5.12 ข้อมูลเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางหลอดน้ำเส้นที่ 128

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สาเหตุที่ทำให้เกิดปัญหาดังกล่าวนั้นเกิดได้จากเหตุผลหลายประการด้วยกันคือ

1. ความคลาดเคลื่อนทางด้านรังสีเอ็กซ์ - เป็นปรากฏการณ์ทางธรรมชาติของรังสีเอ็กซ์ เมื่อรังสีเอ็กซ์กระทบเข้ากับวัตถุนอกจากจะถูกลดทอน (attenuate) พลังงานไปแล้ว ยังจะเกิดการแตกตัว (Scatter) ภายในวัตถุ [13] - [16] และกระจายออกไปทุก ๆ ทิศทางอีกด้วย ทำให้เกิดการรบกวนอุปกรณ์รับรังสีที่ทำการวัดปริมาณรังสีอยู่

2. ความคลาดเคลื่อนทางด้านกายภาพของอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ - เนื่องจากอุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์มีการสึกกร่อนเนื่องจากการใช้งาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งการหลอมละลายของจานทังสเตนในตัวหลอดเนื่องมาจากความร้อนในขณะใช้งาน ทำให้รังสีที่ฉายออกมาจากหลอดไม่สม่ำเสมอหรือไม่เท่าเทียมกันทุก ๆ จุด นอกจากนั้นแล้วลักษณะของการเรียงกระแสไฟฟ้าของระบบจ่ายไฟให้กับชุดอุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์รวมทั้งกระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้ระบบก็มีผลกับความสม่ำเสมอของปริมาณรังสี

3. ความผิดพลาดของอุปกรณ์ที่ใช้ในการนำข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์ - อุปกรณ์นำข้อมูลรังสีเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลนั้นมีอยู่ด้วยกันหลายส่วน ซึ่งในแต่ละส่วนก็สามารถเกิดความผิดพลาดได้ในลักษณะต่าง ๆ กัน เช่นลักษณะสมบัติทางกายภาพที่แตกต่างกันของตัวรับรังสีทำให้ค่าที่วัดได้ไม่เท่าเทียมกัน หรือผลของการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่มีต่ออุปกรณ์อิเลคทรอนิกส์ประเภทสารกึ่งตัวนำ [17] นอกจากนั้นยังมีปัญหาทางด้านสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า เนื่องจากว่าวงจรขยายที่ใช้งานนั้นมีอัตราขยายสูงกว่าล้านเท่าดังนั้น การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิหรือการเกิดสัญญาณรบกวนเพียงเล็กน้อยก็สามารถก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของกระแสที่ไหลในวงจรได้มาก

5.3.2 การกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสปาเชียล

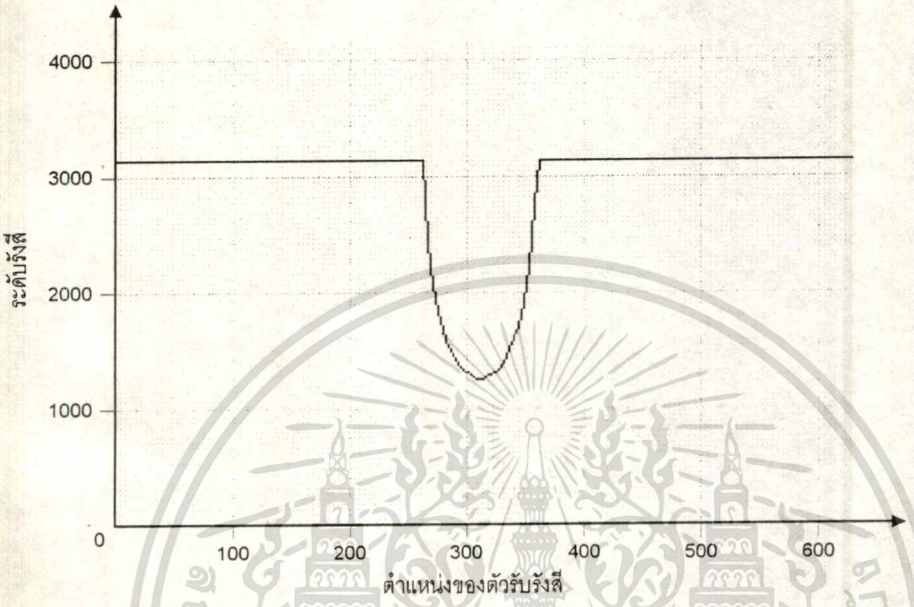
สัญญาณรบกวนคือสัญญาณที่ไม่ต้องการนำไปประมวลผล ซึ่งเป็นสัญญาณซึ่งรวมมากับสัญญาณที่เราต้องการนำไปใช้งาน สำหรับในงานสร้างภาพตัดขวางด้วยรังสีเอ็กซ์นั้น สาเหตุที่ก่อให้เกิดสัญญาณรบกวน และผลที่เกิดขึ้นก็ได้กล่าวไปแล้วในหัวข้อที่ 5.3.1 และเมื่อนำวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสปาเชียล (Spatial Domain) [18] มาใช้งาน ด้วยการเฉลี่ยข้อมูลในแกนเวลา (แกน z) โดยใช้สมการที่ 5.1 จะช่วยให้สัญญาณรบกวนในข้อมูลโพรเจคชั่นลดลงได้

$$N_{D\beta}(s) = \frac{1}{M}\sum_{k=1}^{M} N_{D\beta k}(s) \qquad (5.1)$$

โดยที่ $N_{D\beta k}(s)$ คือข้อมูลโพรเจคชั่นที่ทำการเก็บข้อมูลที่มุม β ครั้งที่ k จากข้อมูลทั้งหมดจำนวน M ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วยการทดลองเฉลี่ยข้อมูลในแกน z เป็นจำนวน 4 ครั้ง (เป็นค่าที่ได้จากการทดลอง) โดยทำการทดลองด้วยการใช้หลอดพลาสติกบรรจุน้ำเป็นวัตถุ และใช้ปริมาณรังสีเท่ากับการทดลองในครั้งแรก จะได้ข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ดังในภาพที่ 5.13 เมื่อนำข้อมูลที่ได้ไปสร้างภาพตัดขวางดังแสดงในภาพที่ 5.14

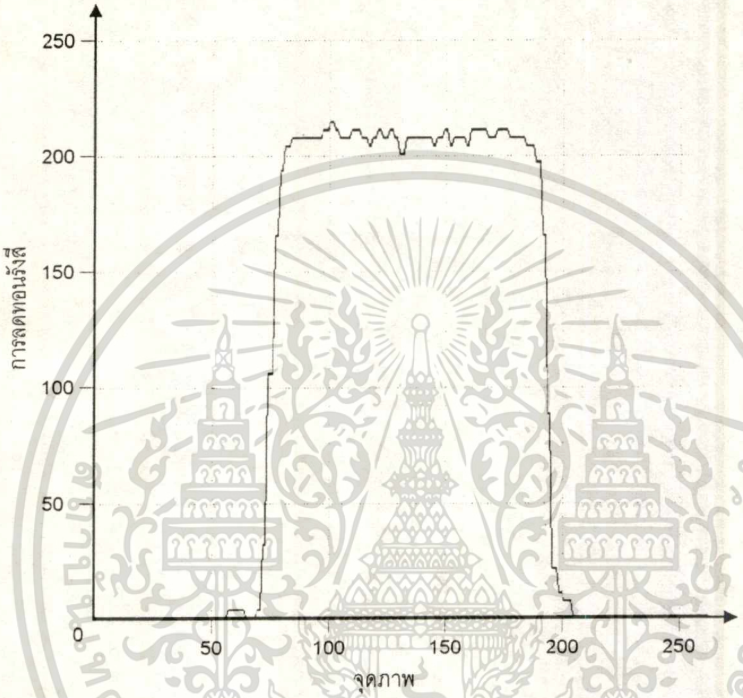


รูปที่ 5.13 ข้อมูลโพจเจคชั่นที่ 1 ของหลอดน้ำหลังทำการเฉลี่ยค่าในแกนเวลา

รูปที่ 5.14 ภาพตัดขวางหลอดน้ำที่สร้างขึ้นหลังจากเฉลี่ยข้อมูลโพรเจคชั่นในแกนเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

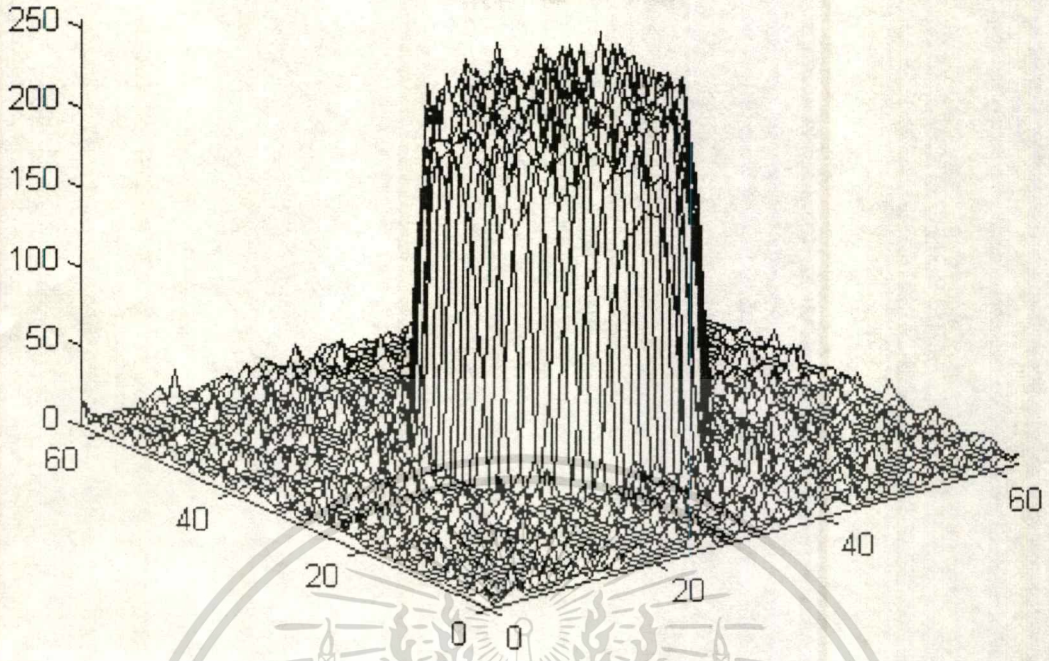
และเมื่อพิจารณาผลที่ได้จะเห็นว่าภาพตัดขวางที่สร้างขึ้น มีความสม่ำเสมอของภาพในส่วนที่เป็นน้ำมากขึ้น เนื่องจากสัญญาณรบกวนในข้อมูลโพรเจคชั่นลดลง และเมื่อนำข้อมูลเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางหลอดน้ำเส้นที่ 128 มาแสดง พบว่าข้อมูลในส่วนที่เป็นน้ำมีความราบเรียบยิ่งขึ้นดังแสดงในรูปที่ 5.15



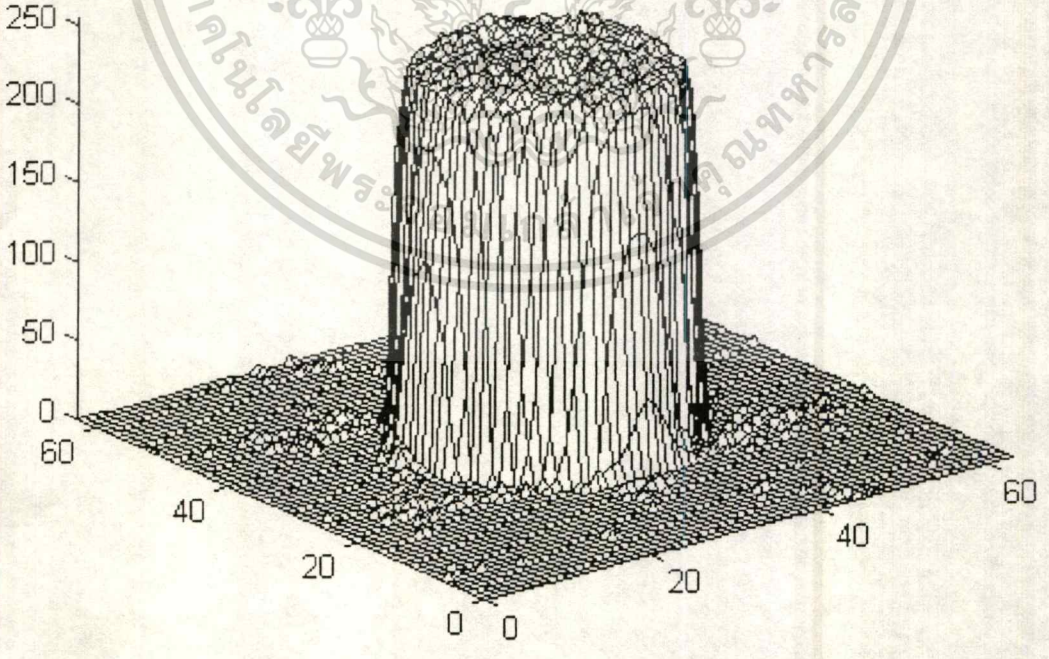
รูปที่ 5.15 ข้อมูลเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางหลอดน้ำเส้นที่ 128 หลังการเฉลี่ยค่า

เมื่อนำภาพตัดขวางมาแสดงในลักษณะสามมิติด้วยขนาดภาพ 64 x 64 x 256 จุดภาพ เพื่อแสดงให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณรบกวนก่อนและหลังการเฉลี่ยค่า จะได้ผลดังในรูปที่ 5.16 และ 5.17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.16 แสดงภาพตัดขวางของหลอดน้ำก่อนการเฉลี่ยค่าเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน

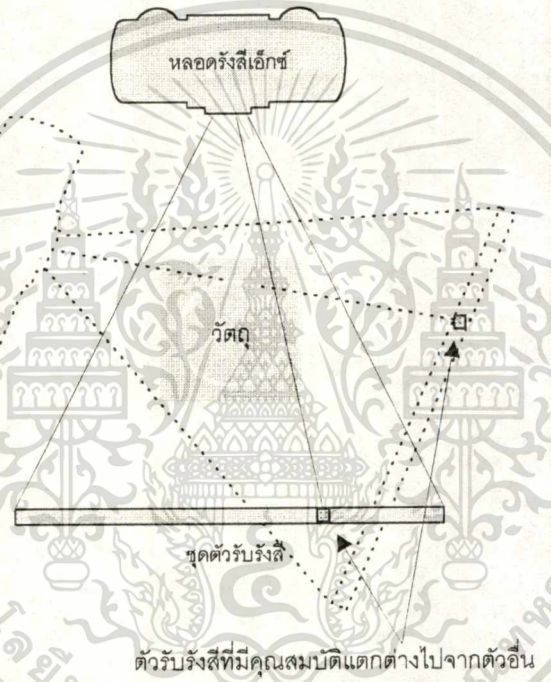


รูปที่ 5.17 แสดงภาพตัดขวางของหลอดน้ำหลังการเฉลี่ยค่าเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3.3 การเกิดความผิดพลาดรูปวงแหวน

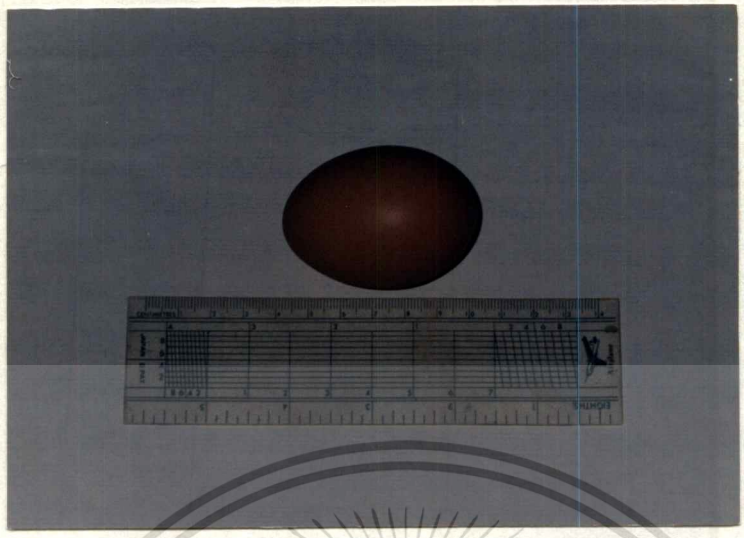
เนื่องจากตัวรับรังสีเอ็กซ์จะใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสูง (ประมาณ 5 - 30 ล้านเท่า) ขยายกระแสที่ไหลผ่านตัวโฟโต้ไดโอดซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวรับรังสี ดังนั้นความแตกต่างเพียงเล็กน้อยของวงจรขยายก็จะส่งผลให้ชุดข้อมูลที่วัดได้เกิดความผิดพลาดเชิงตัวเลขที่สูงมากในลักษณะเดียวกันทุกชุด ในเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3 นั้น ถ้าหากว่าตัวรับรังสีตัวใดก็ตามให้ข้อมูลที่ผิดพลาดในลักษณะเหมือนกันทุก ๆ ชุด เมื่อนำข้อมูลชุดดังกล่าวไปสร้างเป็นภาพตัดขวาง จะทำให้เกิดความบกพร่องของภาพเป็นรูปวงกลมที่มีศูนย์กลางอยู่ที่กึ่งกลางของภาพ [1] เรียกกันว่า "ความผิดพลาดรูปวงแหวน (Ring Artifact)" ซึ่งมีลักษณะของการเกิดภาพวงแหวนดังแสดงในรูปที่ 5.18



รูปที่ 5.18 แสดงลักษณะของการเกิดรูปวงแหวนเมื่อข้อมูลผิดพลาดในลักษณะเดียวกันทุกชุด

ความผิดพลาดรูปวงแหวนที่เกิดขึ้นนี้จะเห็นเป็นวงกลมสีขาวกลางภาพถ้าหากว่าค่าที่ตัวรับรังสีที่ตำแหน่งนั้น ๆ วัดได้มีค่าสูงกว่าตัวรับรังสีตัวอื่น ๆ ที่อยู่ติดกัน และจะเกิดเป็นวงกลมสีดำถ้าหากว่าค่าที่ตัวรับรังสีที่ตำแหน่งนั้นวัดได้มีค่าต่ำกว่าตัวอื่น ๆ ในรูปที่ 5.19 เป็นภาพของไข่ไก่สดที่นำมาใช้ในการทดลอง เมื่อทำการสร้างตัดขวางจะได้ผลดังแสดงในรูปที่ 5.20 ซึ่งแสดงให้เห็นการเกิดความผิดพลาดรูปวงแหวนที่กลางภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.19 ไข่ไก่สดที่นำมาใช้ในการทดลอง

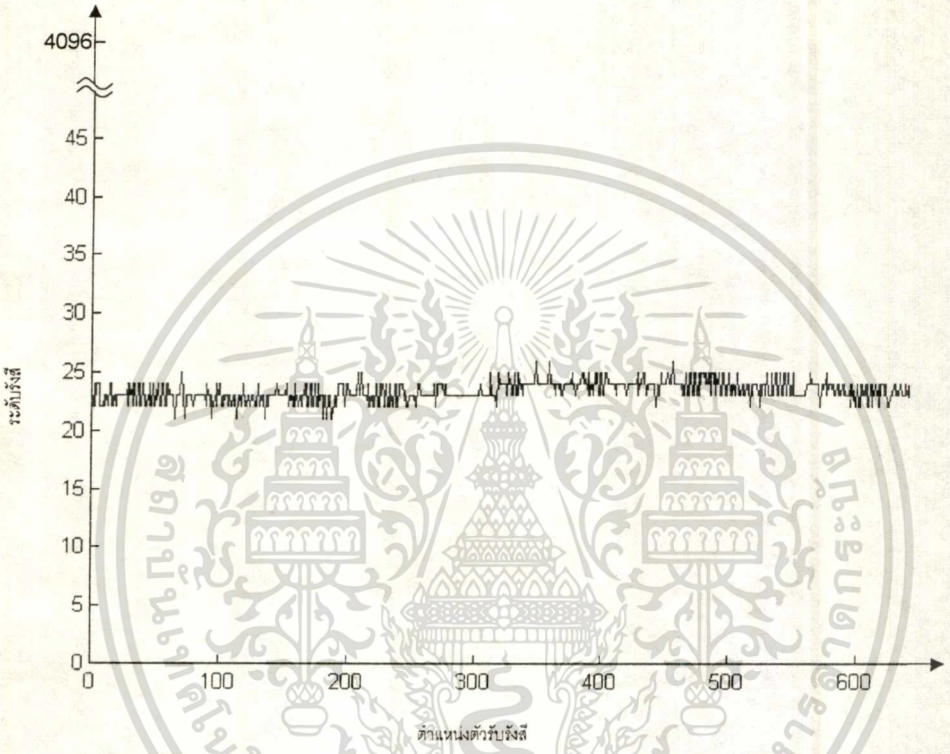
รูปที่ 5.20 ภาพตัดขวางของไข่ไก่สดที่แสดงให้เห็นความผิดพลาดรูปวงแหวน

5.3.4 ความผิดพลาดรูปวงแหวนที่เกิดจากระดับแรงดันออฟเซท

จากการทดลองพบว่าถ้าหากทำการอ่านข้อมูลโพรเจคชั่นเข้ามาในขณะที่ตัวรับรังสีไม่ได้รับรังสี จะได้เป็นข้อมูลโพรเจคชั่นของออฟเซท (offset) ซึ่งค่าของโพรเจคชั่นที่วัดได้นี้จะไม่เท่าเทียมกันในทุกครั้ง ๆ ที่ทำการอ่าน สาเหตุมาจากการเลื่อนตามอุณหภูมิ (drift) ของอุปกรณ์อิเลคทรอนิกส์ภาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในวงจรขยาย ผนวกกับสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในระบบ แม้ว่าชุดอุปกรณ์รับรังสีที่ใช้ในการทดลองจะมีวงจรชดเชยค่าออฟเซทด้วยก็ตาม แต่ก็ไม่สามารถชดเชยให้ถูกต้องได้ทั้งหมด ซึ่งเป็นข้อจำกัดทางด้านความสามารถในการชดเชยของอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง สำหรับระดับแรงดันออฟเซทที่ได้จากการทดลองนั้นจะมีค่าประมาณ 22 - 25 ระดับ (ประมาณ 5 บิท) และมีค่าการเปลี่ยนแปลงประมาณ 4 ระดับ (2 บิท) ในรูปที่ 5.21 แสดงระดับของแรงดันออฟเซทที่วัดในขณะไม่ได้ทำการฉายรังสี



รูปที่ 5.21 แสดงระดับของแรงดันออฟเซท

ในการชดเชยค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากความแตกต่างของค่าออฟเซทของวงจรขยายนั้น สามารถทำได้ด้วยการวัดค่าออฟเซทไว้ก่อนจากนั้นจึงนำมาหักลบออกจากข้อมูลโพรเจคชั่น ด้วยสมการ

$$N'_D(s) = N_D(s) - N_O(s) \qquad (5.2)$$

โดยที่ $N_D(s)$ คือโพรเจคชั่นของข้อมูล $N_O(s)$ คือโพรเจคชั่นของออฟเซท และ $N'_D(s)$ คือโพรเจคชั่นของข้อมูลที่ผ่านการชดเชยความผิดพลาดของค่าออฟเซทออกไปแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่เนื่องจากค่าออฟเซทที่อ่านเข้ามาได้ในแต่ละครั้งมีค่าไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องหาค่าที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงที่สุดมาชดเชยข้อมูลโพรเจคชั่น ในการทดลองเลือกใช้วิธีการเฉลี่ยข้อมูลโพรเจคชั่นของออฟเซทด้วยสมการ

$$N_O(s) = \frac{1}{M}\sum_{k=1}^{M} N_{Ok}(s) \qquad (5.3)$$

โดยที่ $N_{Ok}(s)$ คือข้อมูลโพรเจคชั่นของออฟเซทที่ทำการเก็บข้อมูลครั้งที่ k จากข้อมูลทั้งหมดจำนวน M ครั้ง

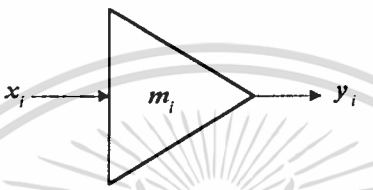
โดยการอ่านค่าโพรเจคชั่นของออฟเซ็ทเข้ามาเฉลี่ยด้วยสมการ (5.3) เพื่อหาค่าที่ใกล้เคียงค่าจริงที่สุด (ค่าที่ได้จากการทดลองคือ 24 ครั้ง) จากนั้นจึงนำโพรเจคชั่นที่ได้ไปลบออกจากชุดข้อมูลโพรเจคชั่นที่วัดเมื่อทำการเก็บข้อมูลของวัตถุจริง (เมื่อฉายรังสีเอ็กซ์) เพื่อทำการชดเชยก่อนการสร้างกลับเป็นภาพตัดขวางของวัตถุ ผลการทดลองที่ได้จะแสดงให้เห็นว่าด้วยวิธีการดังกล่าวจะสามารถลดความผิดพลาดรูปวงแหวนที่เกิดจากออฟเซทดังแสดงในรูปที่ 5.22

รูปที่ 5.22 ภาพตัดขวางของไข่ไก่สดหลังการชดเชยค่าออฟเซท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4 การชดเชยข้อมูลโพรเจคชั่นด้วยสมการคณิตศาสตร์

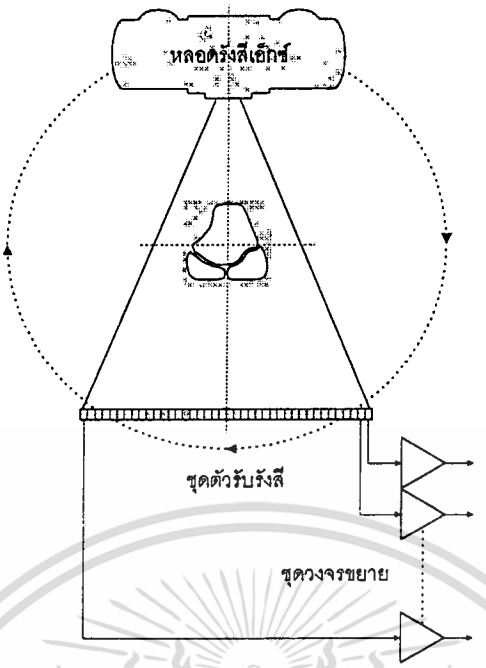
นอกเหนือไปจากความแตกต่างของค่าออฟเซทที่มีผลให้เกิดความผิดพลาดรูปวงแหวนที่กึ่งกลางภาพตัดขวางแล้ว คุณสมบัติ (characteristic) ในการตอบสนองของตัวรับรังสี และความแตกต่างของอัตราขยาย (gain) ในวงจรขยายสัญญาณของตัวรับรังสีแต่ละตัว ก็ทำให้เกิดความผิดพลาดรูปวงแหวนที่กึ่งกลางภาพตัดขวางได้เช่นกัน ทั้งยังปรากฏผลชัดเจนกว่าผลของความแตกต่างของค่าออฟเซทด้วย ด้วยเหตุนี้การนำวิธีการทางคณิตศาสตร์มาชดเชยข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนการประมวลผลจึงถูกนำมาใช้เพื่อลดความแตกต่างทางลักษณะสมบัติต่าง ๆ ดังกล่าว [19]



รูปที่ 5.23 ผังแสดงวงจรขยายในอุดมคติ

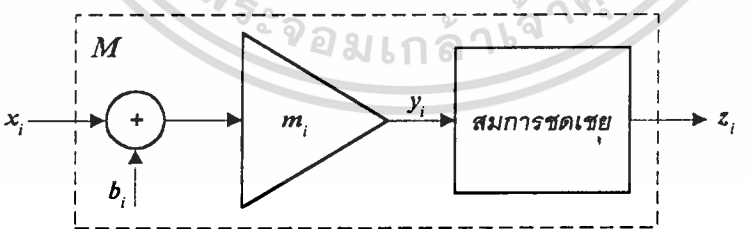
ระบบในรูปที่ 5.23 เป็นวงจรขยายสัญญาณในทางอุดมคติ เมื่อมีสัญญาณอินพุทเป็น x_i ที่มาจากตัวรับรังสี วงจรขยายจะทำการขยายด้วยอัตรา m_i ได้เป็นสัญญาณเอาท์พุท y_i ซึ่งเมื่อนำมาใช้ในการขยายสัญญาณที่ได้รับจากชุดตัวรับรังสีจะต้องมีวงจรขยายเป็นจำนวนมากขยายสัญญาณที่มาจากตัวรับรังสีแต่ละตัวดังในรูปที่ 5.24 การที่จะควบคุมหรือปรับให้อัตราขยายทางกายภาพของวงจรขยายแต่ละชุดมีค่าเท่ากันนั้นทำได้ยาก เพราะตัวรับรังสีมีจำนวนมาก (ประมาณ 256 - 2048 ตัว) และมีอัตราขยายสูงมากประมาณ 5 - 30 ล้านเท่า ความแตกต่างทางกายภาพเพียงเล็กน้อยก็ส่งผลให้เกิดความแตกต่างของสัญญาณเอาท์พุทได้มาก ดังนั้นนอกจากการปรับอัตราการขยายในทางกายภาพให้ได้ค่าที่ใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่าที่จะทำได้แล้ว การใช้วิธีการชดเชยทางคณิตศาสตร์จึงถูกเลือกใช้เพื่อนำมาชดเชยความผิดพลาดในส่วนที่ยังคงเหลืออยู่ โดยจะนำข้อมูลโพรเจคชั่นที่ได้รับจากชุดอุปกรณ์รับรังสี y_i มาทำการคำนวณปรับค่าให้มีค่าที่ใกล้เคียงกับค่าจริงมากขึ้น ก่อนที่จะนำไปคำนวณเพื่อสร้างเป็นภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.24 แสดงการขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายจำนวนมาก

สมการที่ใช้ในการชดเชยค่าของระบบได้มาจากการนิยามให้ตัวรับรังสีและวงจรขยายทุกชุดทำงานแบบเชิงเส้น ดังนั้นเมื่อได้รับรังสีที่ปริมาณเท่าเทียมกันก็ควรจะให้สัญญาณเอาท์พุทเป็นค่าเดียวกัน ซึ่งในความเป็นจริงแล้วค่าที่ได้จะแตกต่างกันอันเนื่องมาจากคุณสมบัติที่ต่างกันของอุปกรณ์ในวงจร และจากข้อมูลความแตกต่างที่เกิดขึ้นนี้ จะใช้เป็นข้อมูลในการหาค่าเพื่อการนำไปชดเชยให้กับข้อมูลที่วัดได้ในขณะที่นำไปใช้งานพิจารณาระบบที่กำหนดขึ้นในรูปที่ 5.25



รูปที่ 5.25ผังแสดงลักษณะของระบบที่กำหนดขึ้น

เมื่อเรานำสัญญาณที่ได้จากตัวรับรังสีเอ็กซ์ในแต่ละตัวคือ x_i ผ่านเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยาย m_i และแรงดันออฟเซท b_i จะได้สัญญาณเอาท์พุทเป็น y_i เราจะเขียนความสัมพันธ์ของ x_i, m_i, b_i และ y_i ได้ว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$y_i = m_i\,(x_i + b_i) \tag{5.4}$$

แต่ค่าของสัญญาณเอาท์พุทที่เราต้องการคือ z_i ซึ่งควรมีอัตราขยายเท่ากันทุกวงจรคือ M ดังนั้น

$$z_i = M\,x_i \tag{5.5}$$

จากสมการ (5.4) และ (5.5) จะได้

$$z_i = \frac{M}{m_i}\,y_i - Mb_i$$

หรือ

$$z_i = G_i\,y_i - D_i \tag{5.6}$$

โดยที่ $G_i = \dfrac{M}{m_i}$ และ $D_i = M\,b_i$ หรือ $D_i = G_i\,m_i\,b_i$

ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการหาค่าของ G_i และ D_i เพื่อนำมาใช้ในการชดเชยค่า y_i ที่เราได้มาเอาท์พุทของวงจรขยายเพื่อให้ได้เอาท์พุทภายหลังการชดเชยค่าแล้วคือ z_i โดยในขั้นแรกให้กำหนดว่าเมื่อตัวรับรังสีไม่ได้รับปริมาณรังสีตกกระทบหรือ $x_i = 0$ สมการ (5.4) จะได้เป็น

$$y_{oi} = m_i\,b_i \tag{5.7}$$

โดยที่ y_{oi} คือสัญญาณเอาท์พุทที่ได้เมื่อทำการวัดในขณะที่ตัวรับรังสีเอ็กซ์ไม่มีรังสีตกกระทบ และเมื่อทำการวัดสัญญาณในขณะที่ตัวรับรังสีได้รับปริมาณรังสีที่ค่าคงที่ค่าหนึ่งกำหนดให้มีค่าเป็น x_{1i} หรือเขียนแทนด้วย C สมการ (5.4) จะเขียนได้เป็น

$$y_{1i} = m_i\,x_{1i} + y_{oi} \tag{5.8}$$

หรือ

$$m_i = \frac{y_{1i} - y_{0i}}{C} \tag{5.9}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนค่า m_i จากสมการ (5.9) ลง $G_i = \frac{M}{m_i}$ จะได้

$$G_i = \frac{MC}{y_{1i} - y_{0i}} \tag{5.10}$$

แทน (5.7) ลงใน $D_i = G_i m_i b_i$ จะได้

$$D_i = G_i y_{oi} \tag{5.11}$$

การเลือกค่า M และ C สามารถทำได้โดยกำหนดให้สมการชดเชยมีค่าเฉลี่ยของอัตราขยาย G_i เป็น 1 เพื่อรักษาระดับของสัญญาณเอาท์พุทให้มีค่าใกล้เคียงค่าเดิมมากที่สุด หรือ

$$\frac{1}{N_D}\sum_{i=0}^{N_D-1} G_i = 1 \tag{5.12}$$

โดย N_D เป็นจำนวนของวงจรขยายทั้งหมดที่มีอยู่ในระบบ

จากนั้นแทน (5.10) ลงใน (5.12) เพื่อหาค่า MC

$$\frac{1}{N_D}\sum_{i=0}^{N_D-1} \frac{MC}{y_{1i} - y_{0i}} = 1$$

$$\frac{MC}{N_D}\sum_{i=0}^{N_D-1} \frac{1}{y_{1i} - y_{0i}} = 1$$

$$MC = \frac{N_D}{\sum_{i=0}^{N_D-1} \frac{1}{y_{1i} - y_{0i}}} \tag{5.13}$$

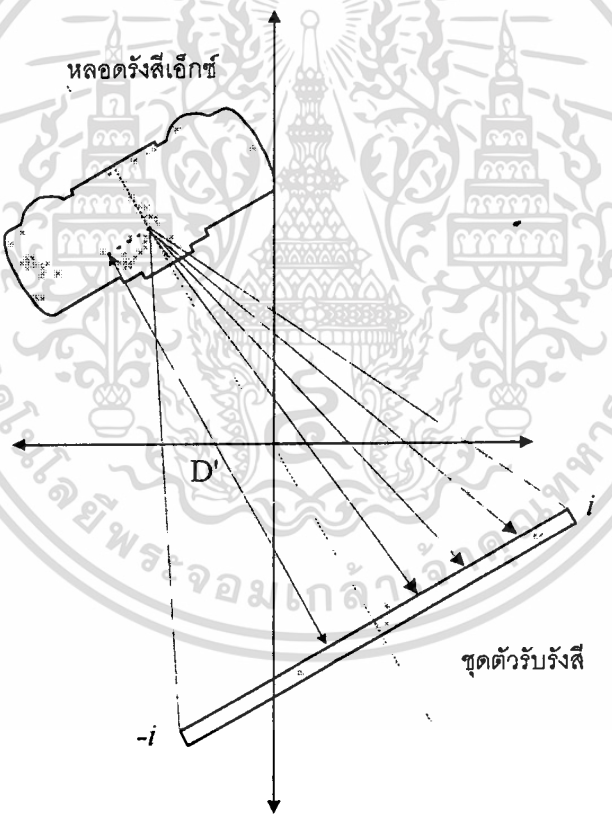
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถสรุปลำดับขั้นในการใช้งานได้ดังนี้

5.4.1. วัดค่า y_{oi} ของตัวรับรังสีเอ็กซ์แต่ละชุด ในขณะที่ไม่มีปริมาณรังสีตกกระทบตัวรับรังสีเลย (ในกรณีที่ระบบมีความไม่สม่ำเสมออันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวน จะต้องทำการเฉลี่ยข้อมูลด้วย)

5.4.2 วัดค่าของสัญญาณ y_{1i} ในขณะที่ตัวรับรังสีเอ็กซ์ทุกตัวได้รับปริมาณรังสีเต็มที่และไม่มีวัตถุใด ๆ มาขวางกั้นอยู่ระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสี เพื่อนำไปหาค่าของ y'_{1i}

5.4.3 เนื่องจากหลอดรังสีเอ็กซ์มีลักษณะการกระจายของรังสีเป็นรูปพัด (Fan Beam) เมื่อนำตัวรับรังสีที่มีลักษณะราบตรง (Flat detector) มาเก็บข้อมูลรังสี ค่าของปริมาณรังสีที่วัดได้จะมีค่าไม่เท่ากันทุกตัวเพราะระยะห่างจากจุดรวมแสง (Focal spot) ของหลอดไปยังตัวรับรังสีแต่ละตัวมีค่าไม่เท่ากันดังแสดงในรูปที่ 5.26



รูปที่ 5.26แสดงลักษณะการกระจายของรังสี

ดังนั้นต้องทำการปรับข้อมูลความเข้มรังสีที่ได้จากตัวรับรังสี y_{1i} ให้มีค่าเทียบจากระยะทางเดียวกันโดยใช้สมการปรับข้อมูลโพรเจคชั่น (Modified Projection) มาปรับค่าความเข้มของรังสีก่อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$y'_{1i} = y_{1i} \frac{D'}{\sqrt{D'^2 + a^2 i^2}} \qquad (5.14)$$

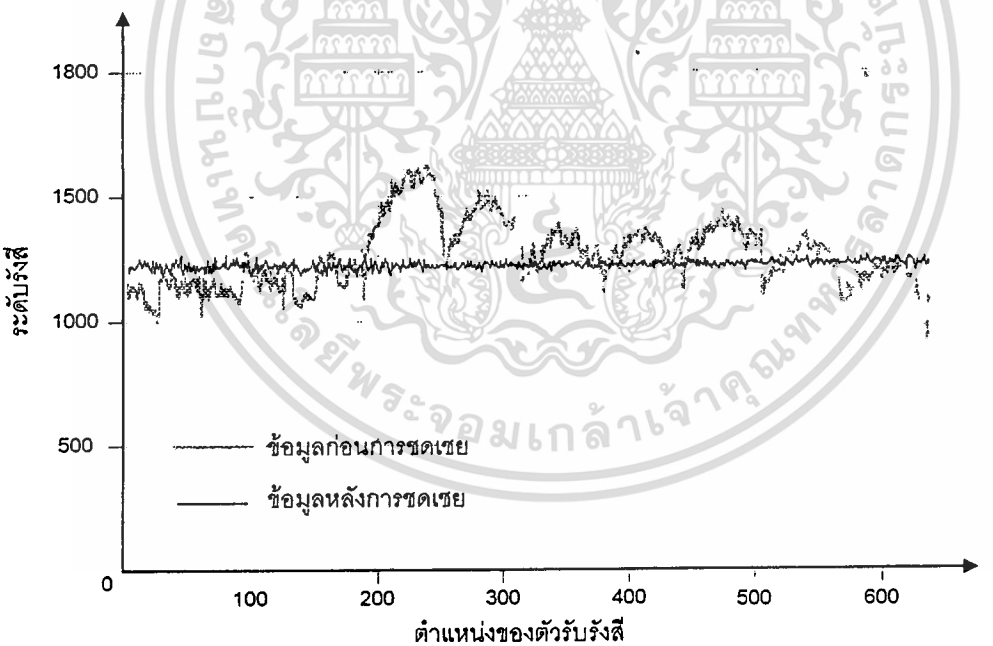
โดยค่า D' คือระยะห่างจากหลอดถึงตัวรับรังสีตัวกลางของชุด a คือระยะห่างระหว่างตัวรับรังสีแต่ละตัว (detector pitch)

5.4.4 คำนวณหาค่า MC ในสมการ (5.13) โดยใช้ค่าของ y_{0i} และใช้ y'_{1i} แทน y_{1i}

5.5.5 หาค่าของ G_i และ D_i ของวงจรขยายทุกชุดโดยใช้สมการ (5.10) และ (5.11)

5.6.6 การชดเชยทำได้โดยให้ข้อมูล y_i เป็นอินพุทของสมการ (5.6) ได้ค่าภายหลังการชดเชยคือ z_i ซึ่งจะเป็นค่าที่ได้รับการปรับผลต่างของอัตราขยายและออฟเซทแล้ว เพื่อนำไปประมวลผลสร้างเป็นภาพตัดขวางต่อไป

เมื่อการทดลองสร้างภาพตัดขวางจากข้อมูลที่เก็บขณะไม่มีวัตถุ (Blank) ด้วยข้อมูลจำนวน 360 โพรเจคชั่น ตัวรับรังสีจำนวน 639 ตัว แรงดันหลอดรังสีเอ็กซ์ 80 kV และกระแส 100 mA จะสามารถแสดงเปรียบเทียบข้อมูลโพรเจคชั่นเส้นที่ 1 ก่อนและหลังการชดเชยค่าได้ดังในรูปที่ 5.27

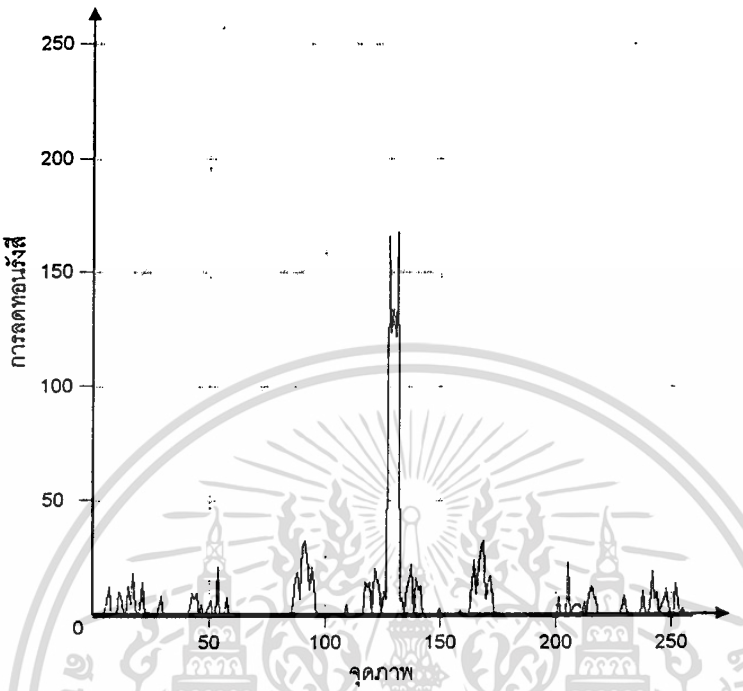


รูปที่ 5.27 แสดงข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ก่อนและหลังการชดเชย

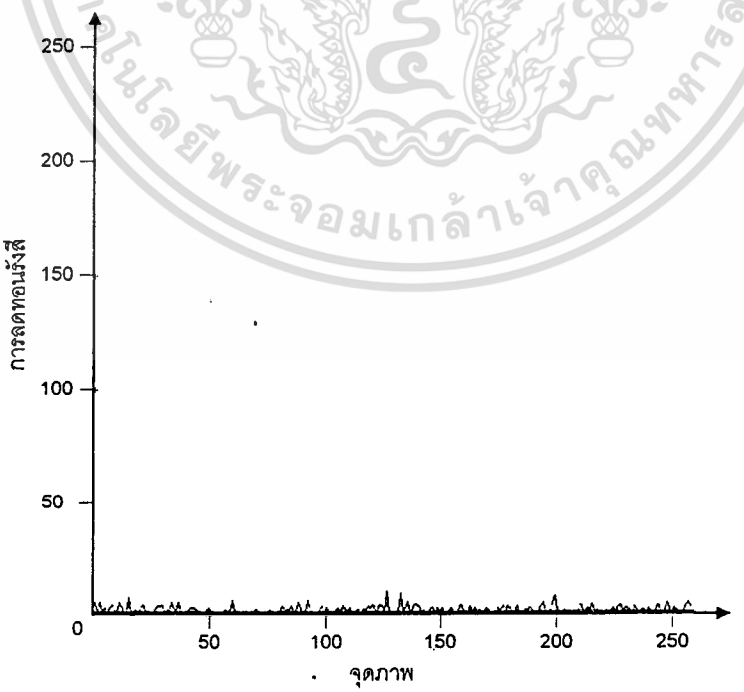
จากภาพจะเห็นว่าค่าความแตกต่างของข้อมูลที่เป็นผลมาจากอัตราขยายและแรงดันออฟเซทจะถูกปรับให้มีค่าลดลงจนมีขนาดต่ำและมีค่าใกล้เคียงกัน และเมื่อนำเส้นแนวนอนของภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เส้นที่ 128 มาแสดง จะได้ผลดังในรูปที่ 5.28 และ 5.29 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความเปลี่ยนแปลงของความผิดพลาดที่ปรากฏที่กึ่งกลางภาพ



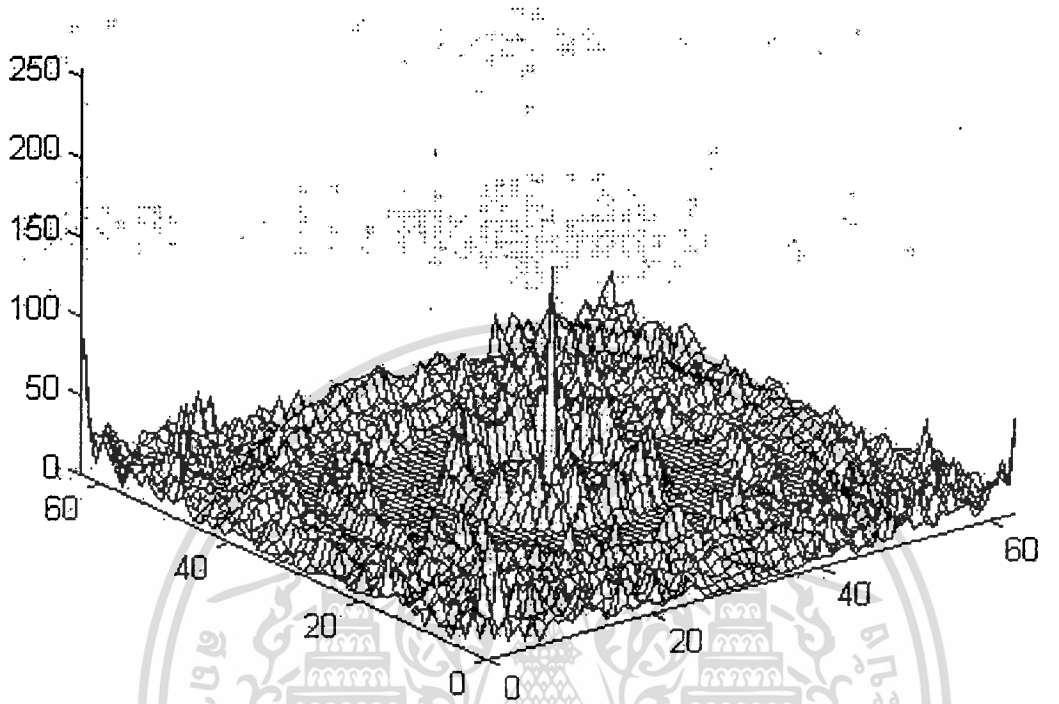
รูปที่ 5.28 แสดงเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางเส้นที่ 128 ก่อนการชดเชยค่า



รูปที่ 5.29 แสดงเส้นแนวนอนของภาพตัดขวางเส้นที่ 128 หลังการชดเชยค่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อนำภาพตัดขวางมาแสดงในลักษณะสามมิติขนาดด้วยขนาดภาพ 64 x 64 x 256 เพื่อแสดงให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณรบกวนรูปวงแหวนก่อนและหลังการชดเชยค่า จะได้ผลดังในรูปที่ 5.30 และ 5.31

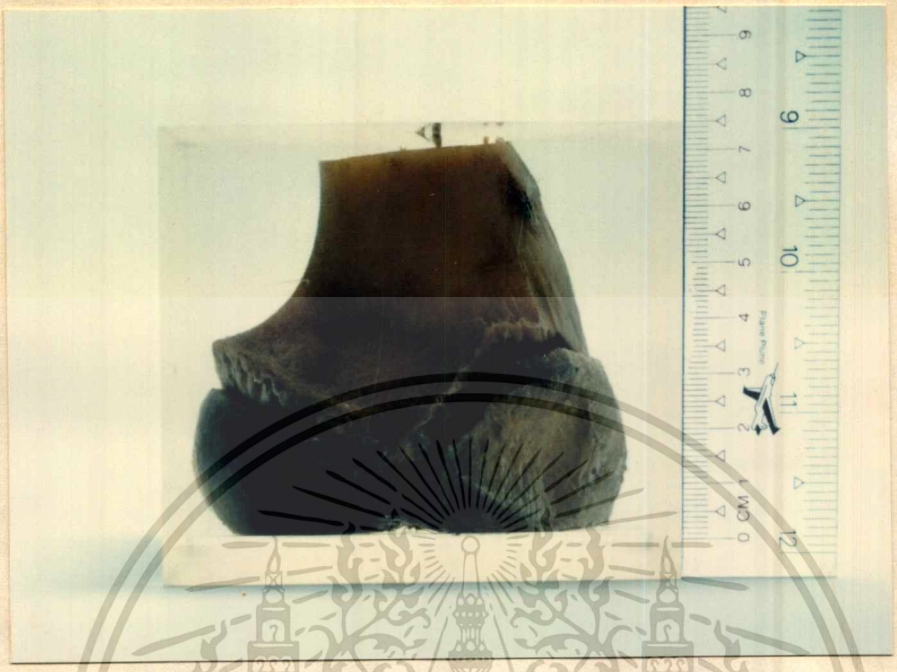


รูปที่ 5.30 แสดงขนาดสัญญาณรบกวนในภาพตัดขวางก่อนการชดเชย

รูปที่ 5.31 แสดงภาพตัดขวางภายหลังการชดเชยข้อมูลแล้ว

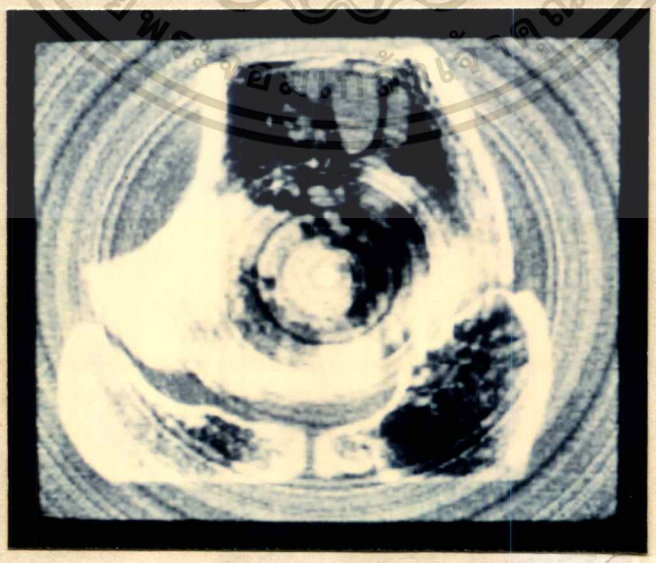
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการทดลองด้วยวิธีการเดียวกันโดยใช้กระดูกหมูที่หล่ออยู่ในพลาสติกแข็งซึ่งมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 5.32 เป็นวัตถุ



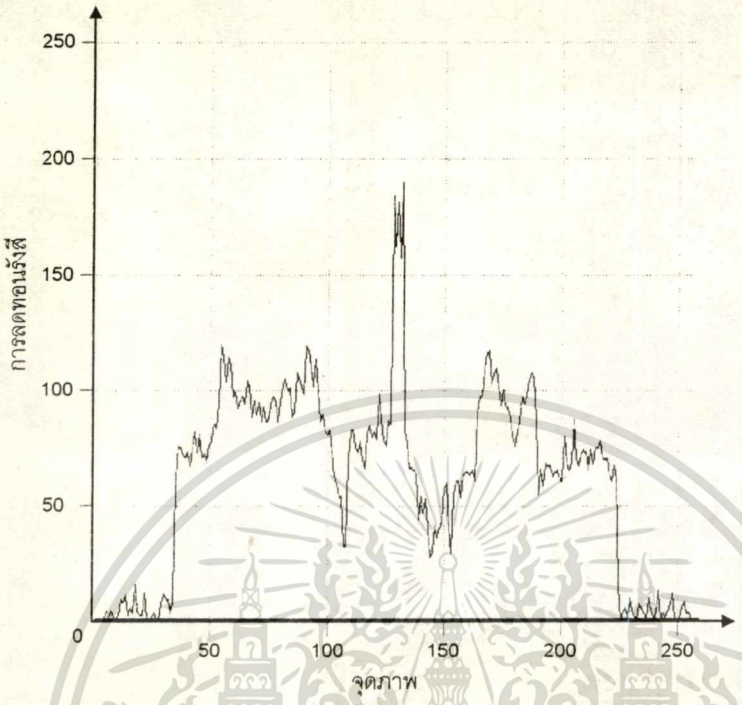
รูปที่ 5.32 ภาพกระดูกหมูหล่อในพลาสติกที่ใช้ในการทดลอง

ค่าตัวแปรที่ใช้ในการทดลองจะใช้ค่าเดียวกับการทดลองถ่ายขณะไม่มีวัตถุ ผลการทดลองที่ได้จะแสดงในรูปที่ 5.33 - 5.36 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าข้อบกพร่องที่เป็นรูปวงแหวนกลางภาพจะลดลงอย่างมากจนไม่รบกวนข้อมูลในส่วนที่เป็นรายละเอียดภายในของโพรงกระดูกในภาพตัดขวาง



รูปที่ 5.33 ภาพตัดขวางของกระดูกหมูก่อนการชดเชยข้อมูล

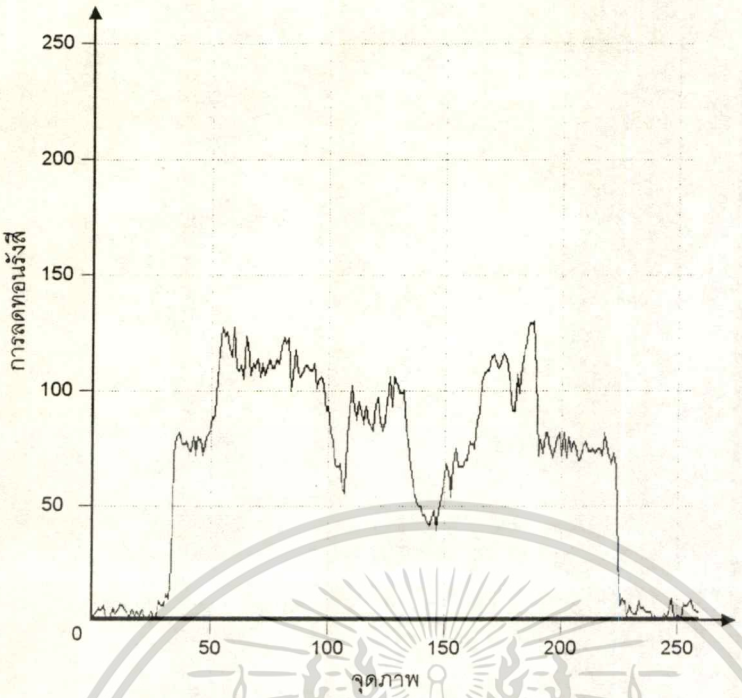
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.34 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพกระดูกหมูเส้นที่ 128 ก่อนการชดเชยค่า

รูปที่ 5.35 ภาพตัดขวางของกระดูกหมูภายหลังการชดเชยข้อมูลแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.36 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพกระดูกหมูเส้นที่ 128 หลังการชดเชยค่า

จากผลการทดลองที่ได้แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของชุดตัวรับรังสี สามารถจะชดเชยให้มีค่าที่ใกล้เคียงกับค่าจริงได้โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ที่นำเสนอไปในหัวข้อ 5.4 นี้ ผลการชดเชยที่ได้จะมีความถูกต้องมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับความแปรปรวนของระบบ หรืออัตราความแตกต่างของอัตราขยายและแรงดันออฟเซทของวงจรขยายในแต่ละชุดเมื่อเทียบกับจำนวนของวงจรขยายทั้งหมด ในทางปฏิบัติแล้วจะต้องพยายามปรับค่าที่ได้ทางกายภาพให้มีค่าใกล้เคียงกันมากที่สุด เพื่อลดความผิดพลาดที่เกิดจากการประมาณค่าในสมการที่ (5.13) ในขั้นตอนที่ 5.4.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

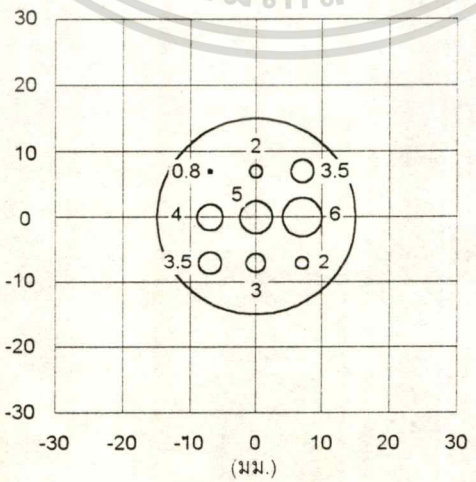
5.5 การทดลองสร้างภาพตัดขวาง

ในการทดลองสร้างภาพตัดขวางนั้น ได้ทำการทดลองกับวัตถุที่มีขนาด ความหนาแน่น และรายละเอียดที่แตกต่างกันหลาย ๆ ชนิดที่เป็นทั้งวัสดุ พืช และสัตว์ เพื่อดูสมรรถนะในด้านต่าง ๆ ของอุปกรณ์รับรังสี และหาข้อมูลเพื่อนำไปใช้ในการพัฒนาระบบ

5.5.1 การทดลองถ่ายภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเจาะรู

การทดลองถ่ายภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเจาะรูซึ่งเป็นวัตถุเนื้อเดียว ถูกเจาะรูไว้ที่ขนาดต่างๆ กัน มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 5.37 มีผังของขนาดและรูเจาะดังแสดงในรูปที่ 5.38 ทำการทดลองโดยใช้ตัวรับรังสีจำนวน 319 ตัว จำนวน 360 โพรเจคชั่น ที่แรงดันและกระแสหลอดรังสีเอ็กซ์ 52 kV, 50 mA

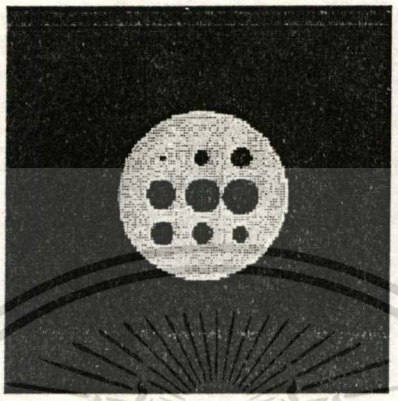
รูปที่ 5.37 แสดงลักษณะของแท่งพีวีซีเจาะรูที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 5.38 แสดงขนาดและรูเจาะของแท่งพีวีซีที่ใช้ในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

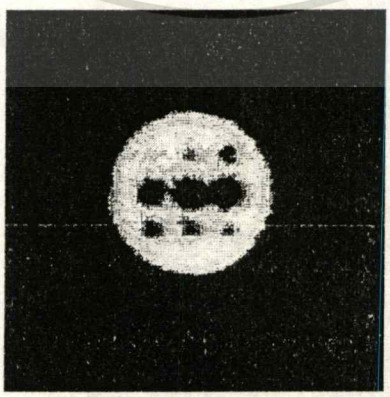
การทดลองนี้ทำขึ้นเพื่อทดสอบดูความสามารถในการตรวจวัดรายละเอียดเล็กน้อยของวัตถุที่ต้องการสร้างภาพตัดขวางด้วยตัวรับรังสีที่ใช้ เมื่อทำการสร้างภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีที่ใช้ในการทดลองจะได้ผลดังในรูปที่ 5.39



รูปที่ 5.39 ภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเจาะรู

พิจารณาภาพตัดขวางที่สร้างขึ้น จะพบว่าภาพที่ได้สามารถแสดงให้เห็นรูเจาะขนาดเล็ก 0.8 มม.ได้ และเมื่อนำแท่งพีวีซีชิ้นเดียวกันนี้ไปทดลองบนเครื่องถ่ายภาพตัดขวางที่มีหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์เป็นตัวรับรังสี [6] โดยพยายามปรับค่าในการทดลองให้ใกล้เคียงกันที่สุดเท่าที่ความสามารถของระบบเดิมจะเอื้ออำนวย จะได้ภาพตัดขวางดังแสดงในรูปที่ 5.40 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความไม่สม่ำเสมอของภาพและขอบของรูเจาะในภาพ

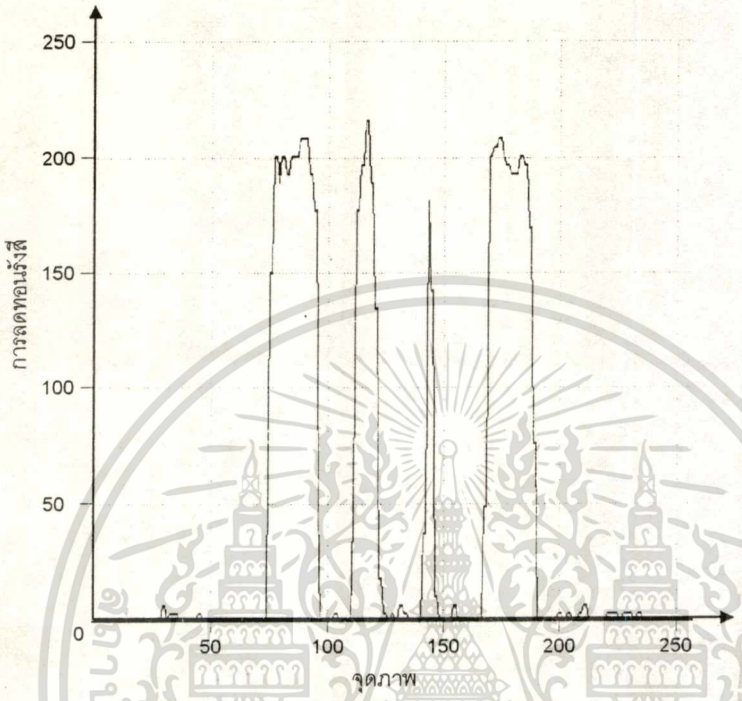
(หมายเหตุ : ภาพที่แสดงจะถูกปรับขนาดและตำแหน่งจากภาพเดิมด้วยวิธีการประมวลผลภาพให้มีขนาดใกล้เคียงกัน เพื่อผลในการเปรียบเทียบ เพราะระยะห่างของตัวรับรังสีไม่เท่ากัน)



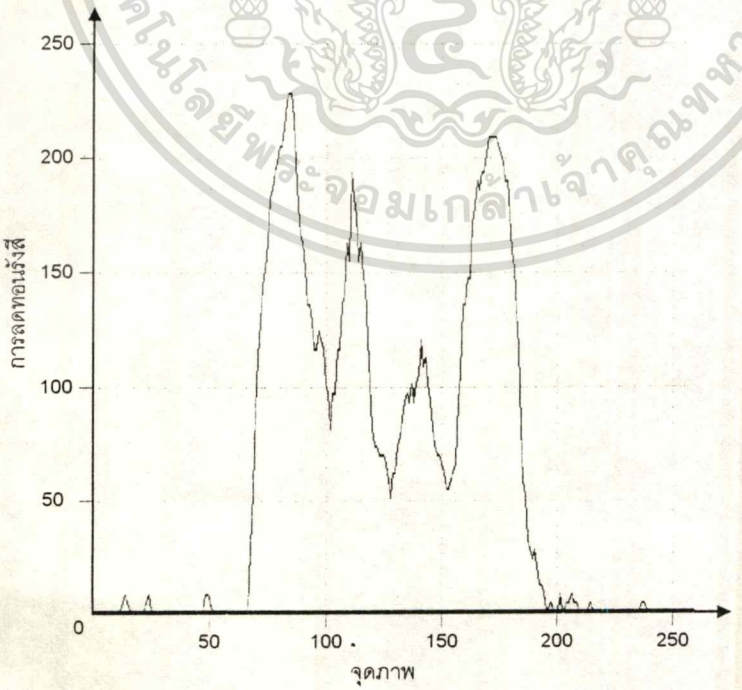
รูปที่ 5.40 ภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเมื่อใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์เป็นตัวรับรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และเมื่อนำเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพเส้นที่ 128 มาแสดง จะได้ผลดังในรูปที่ 5.41 และ 5.42 ซึ่งแสดงให้เห็นความแตกต่างของขอบสัญญาณและระดับของข้อมูลบริเวณรูเจาะในภาพ



รูปที่ 5.41 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพเส้นที่ 128 จากตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ



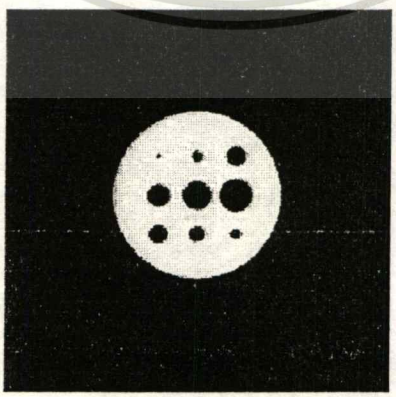
รูปที่ 5.42 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพเส้นที่ 128 จากหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการจำลองภาพตัดขวางของแท่งพีวีซีเจาะรูซึ่งมีค่าตัวแปรต่าง ๆ ของรูเจาะดังแสดงในตารางที่ 5.1 ด้วยจำนวนตัวรับรังสี 319 ตัว 360 โพรเจคชั่น และความละเอียดของข้อมูลขนาด 12 บิท (เป็นค่าที่เท่ากับค่าความละเอียดสูงสุดของชุดตัวรับรังสีที่ใช้ในการทดลอง) เพื่อเปรียบเทียบผลการทดลองที่ได้ในรูปที่ 5.39 กับภาพจำลองที่จำลองขึ้นในรูปที่ 5.43 ซึ่งถือเป็นภาพต้นแบบที่ใช้ในการเปรียบเทียบได้เพราะจำลองขึ้นโดยไม่มีผลการผิดพลาดอันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนและความไม่คงที่ของระดับรังสี ในรูปที่ 5.44 จะแสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพจำลองแท่งพีวีซีเจาะรูเส้นที่ 128

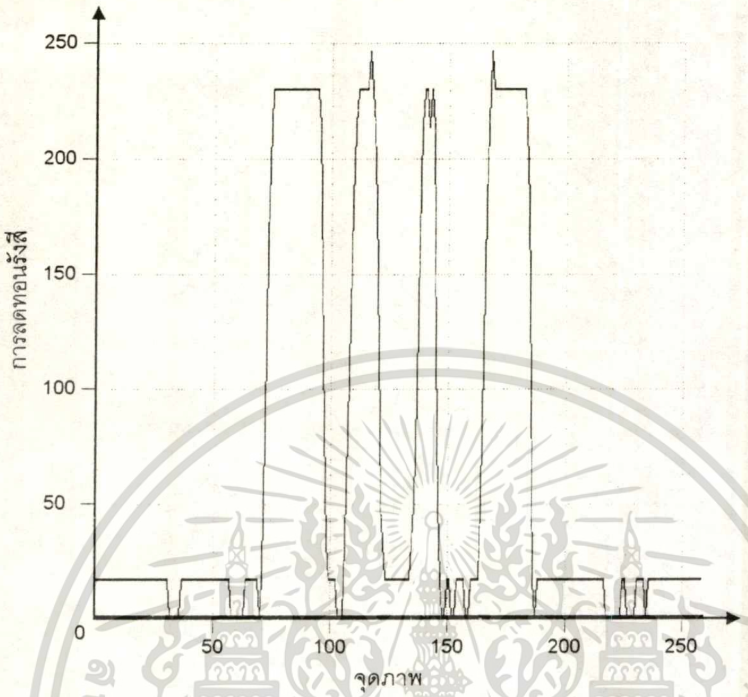
พิกัดของศูนย์กลาง	รัศมีของวงกลม	ดัชนีหักเห
(0, 0)	0.15	3.4
(0.07, -0.07)	0.004	-3.4
(0, -0.07)	0.01	-3.4
(-0.07, -0.07)	0.175	-3.4
(0.07, 0)	0.02	-3.4
(0, 0)	0.025	-3.4
(-0.07, 0)	0.03	-3.4
(-0.07, 0.07)	0.0175	-3.4
(0, 0.07)	0.015	-3.4
(0.07, 0.07)	0.01	-3.4

ตารางที่ 5.1 ค่าของตัวแปรที่ใช้ในการจำลองภาพแท่งพีวีซีเจาะรู



รูปที่ 5.43 ภาพตัดขวางจำลองของแท่งพีวีซีเจาะรู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.44 แสดงเส้นตัดขวางแนวนอนของภาพเส้นที่ 128 ของภาพจำลองแท่งพีวีซีเจาะรู

เมื่อเปรียบเทียบภาพที่ 5.43 และ 5.44 ซึ่งเป็นภาพที่จำลองขึ้น กับภาพที่ได้จากการทดลองในรูปที่ 5.39 และ 5.41 จะพบว่าความคมชัดและความสม่ำเสมอของภาพแตกต่างกันเพียงเล็กน้อย แสดงให้เห็นว่าภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นให้ผลได้ใกล้กับประสิทธิ์ภาพสูงสุดของอุปกรณ์รับรังสีที่ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

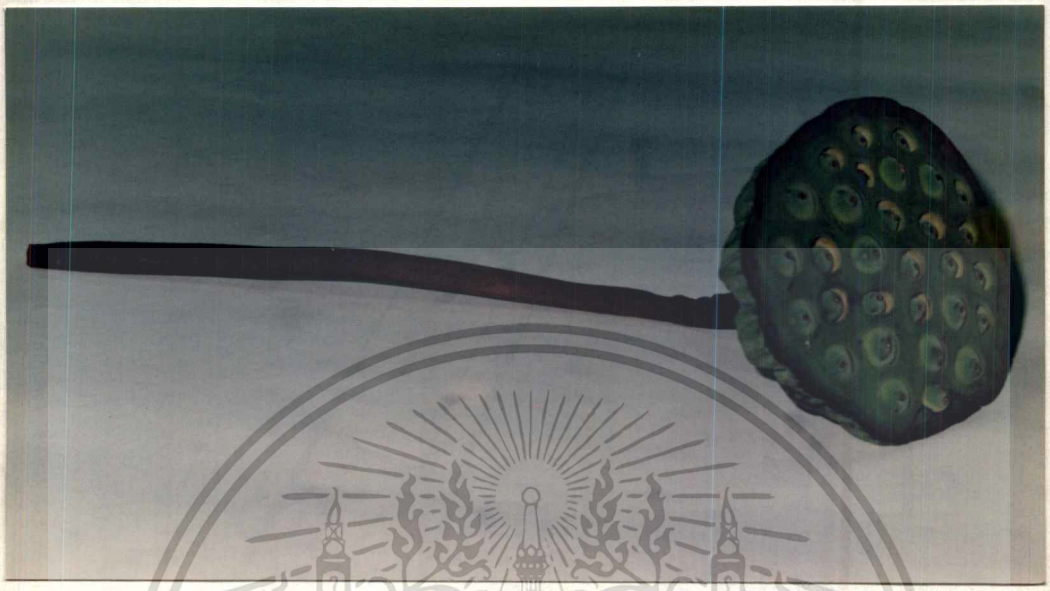
5.5.2 การทดลองถ่ายภาพตัดขวางพืช

การทดลองสร้างภาพตัดขวางของวัตถุทางธรรมชาติประเภทพืช ทำขึ้นเพื่อดูผลการสร้างภาพตัดขวางวัตถุที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ต่ำ ซึ่งเป็นวัตถุที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบจำนวนมาก (น้ำมีค่าเลขซีทีเท่ากับ 0) เช่น ผลส้ม ผลส้มโอ และผักบัว ซึ่งแสดงผลในภาพที่ 5.46 - 5.49

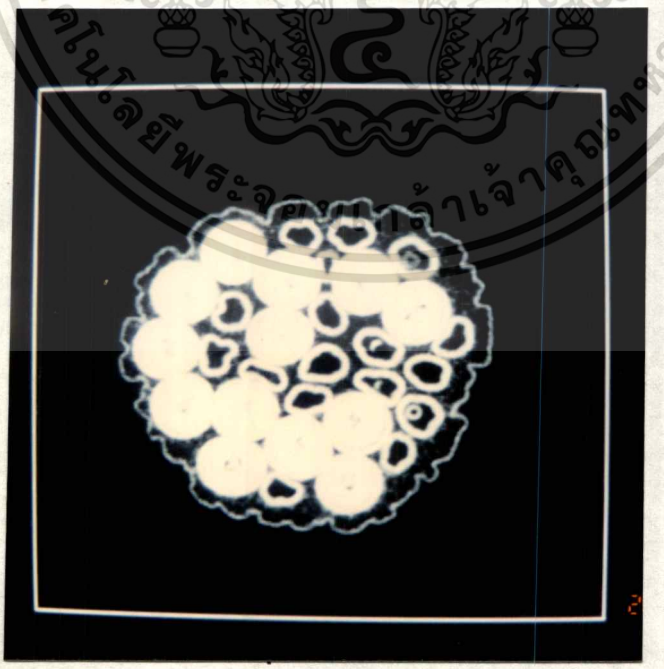
รูปที่ 5.46 แสดงภาพตัดขวางของผลส้มขนาด 8 ซม.

รูปที่ 5.47 แสดงภาพตัดขวางของผลส้มโอขนาด 12 ซม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.48 แสดงภาพของฝักบัวที่นำมาใช้ในการทดลอง

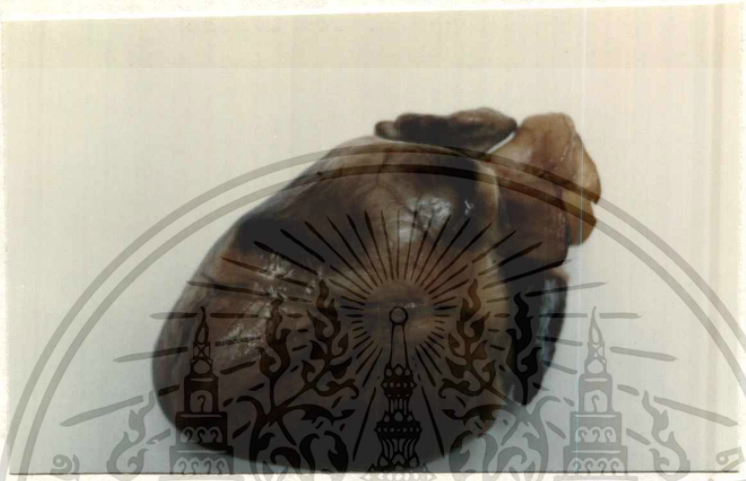


รูปที่ 5.49 แสดงภาพตัดขวางของฝักบัวขนาด 9 ซม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

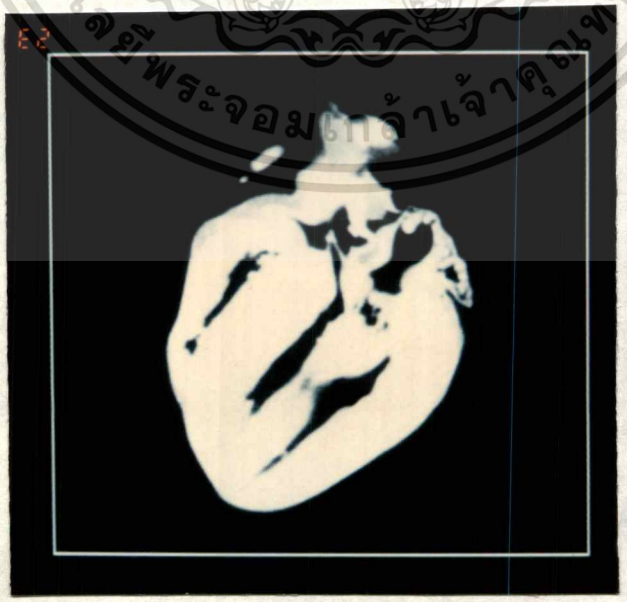
5.5.3 การทดลองถ่ายภาพตัดขวางของสัตว์

การทดลองสร้างภาพตัดขวางของสัตว์ทำขึ้นเพื่อดูผลการสร้างภาพตัดขวางวัตถุที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอ็กซ์ต่ำใกล้เคียงกับอวัยวะของมนุษย์ โดยการทดลองในส่วนแรกนั้นใช้หัวใจหมูต้มสุกในการทดลอง (ด้วยข้อจำกัดทางด้านอุปกรณ์ในการทดลองทำให้ไม่สามารถทำการทดลองกับสิ่งมีชีวิตเป็น ๆ ได้) ซึ่งมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 5.50



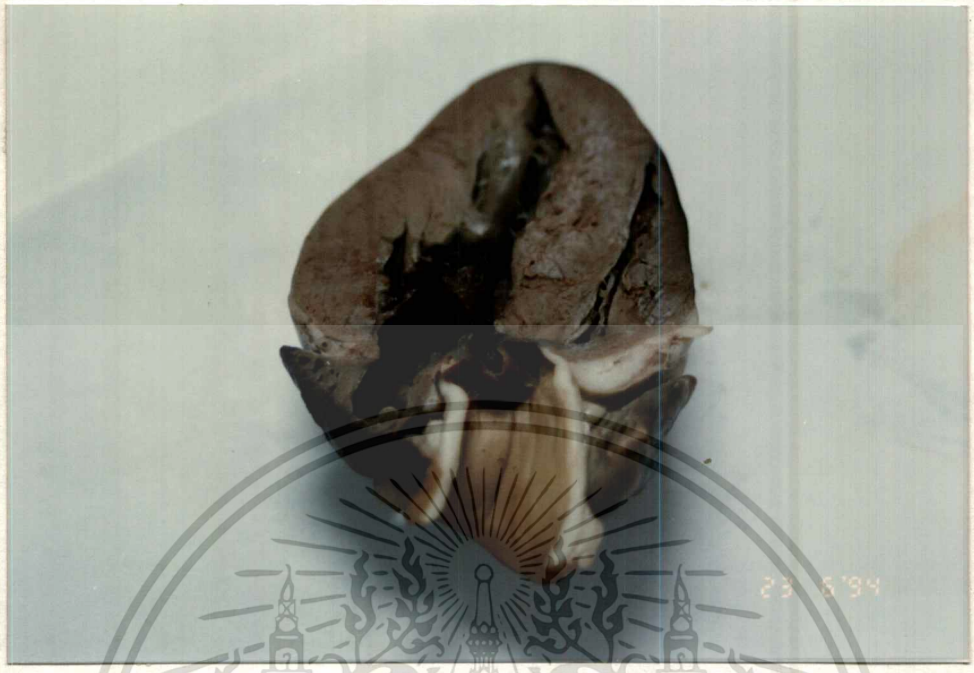
รูปที่ 5.50 แสดงหัวใจหมูต้มสุกที่ใช้ในการทดลอง

เมื่อทำการสร้างภาพตัดขวางเพื่อดูห้องในหัวใจหมู จะได้ภาพดังแสดงในรูปที่ 5.51 - 5.54 ซึ่งจะแสดงเปรียบเทียบกับภาพที่ผ่าออกภาพหลังจากทำการทดลองแล้ว



รูปที่ 5.51 แสดงภาพตัดขวางของหัวใจหมูแนวตัดที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.52 แสดงภาพหัวใจหมูที่ผ่าออกเพื่อแสดงภาพภายใน

รูปที่ 5.53 แสดงภาพตัดขวางของหัวใจหมูแนวตัดที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

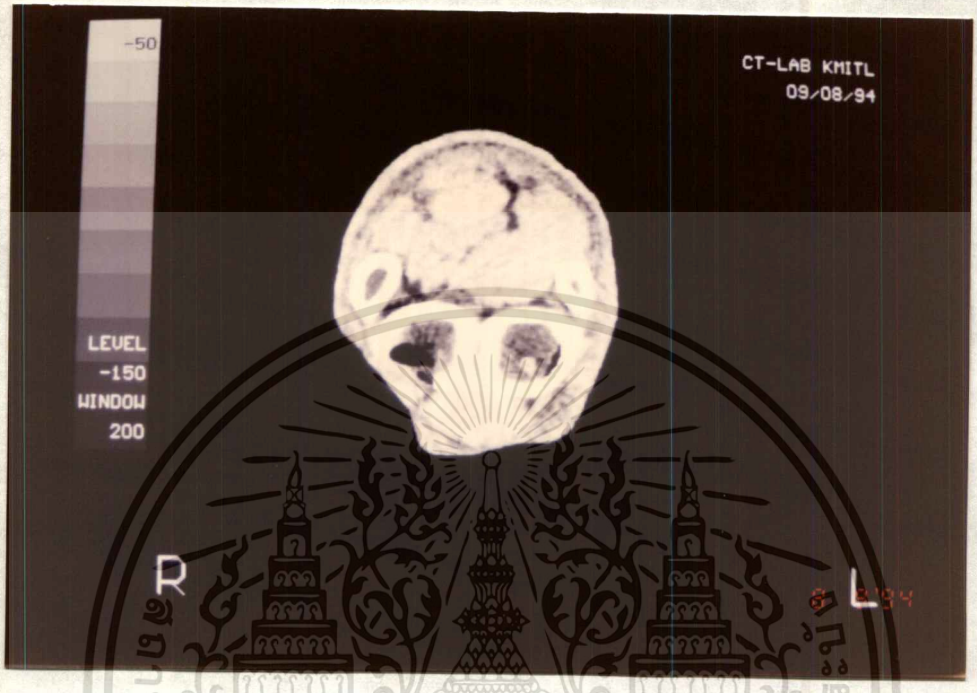
รูปที่ 5.54 แสดงภาพตัดขวางของหัวใจหมูแนวตัดที่ 3

การทดลองในส่วนที่สองนี้ทำการทดลองโดยใช้ขาหมูสดเป็นวัตถุทดลอง มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 5.55

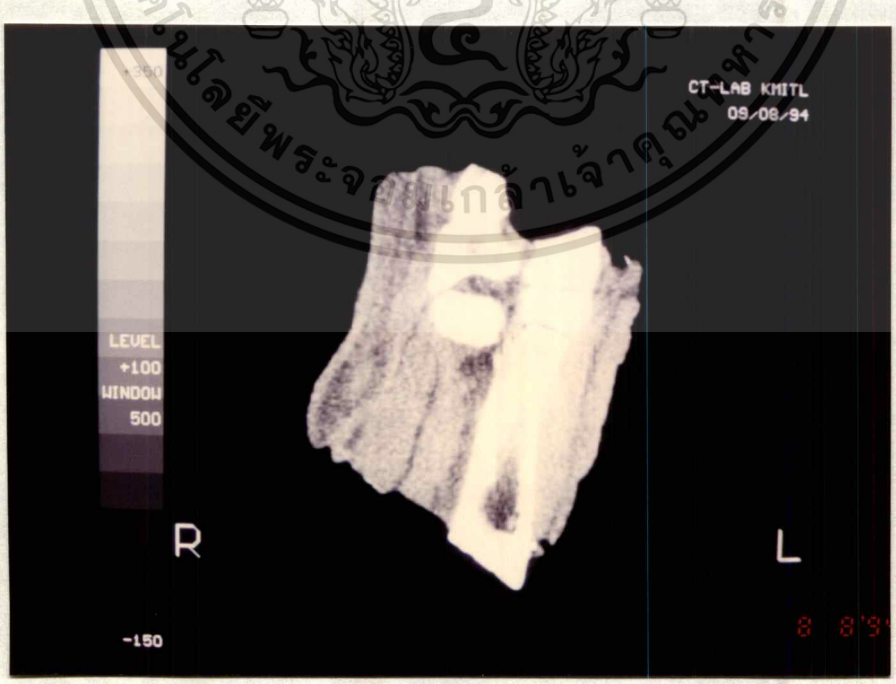
รูปที่ 5.55 แสดงขาหมูที่ใช้ในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางตามแนวขวางและแนวยาวของขาหมูจะได้ภาพดังแสดงในรูปที่ 5.56 และ 5.57



รูปที่ 5.56 แสดงภาพตัดขวางของขาหมู



รูปที่ 5.57 แสดงภาพตัดขวางของขาหมูตามแนวยาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.6 สรุป

ในบทนี้ได้แสดงให้เห็นถึงการทดลองสร้างภาพตัดขวาง แสดงผลของสัญญาณรบกวนและความผิดพลาดที่เกิดจากอุปกรณ์เก็บข้อมูลรังสี แสดงที่มาและการหาคณิตศาสตร์เพื่อการชดเชยความผิดพลาดรูปวงแหวนที่เกิดขึ้นจากความแตกต่างของอัตราขยายและแรงดันออฟเซ็ทของอุปกรณ์รับรังสี เปรียบเทียบผลที่ได้ก่อนและหลังการชดเชยค่า แสดงให้เห็นถึงความถูกต้องและการนำไปใช้งานจริงได้ของคณิตศาสตร์ที่นำมาใช้ในการปรับข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนการสร้างภาพตัดขวาง ในส่วนท้ายแสดงผลที่ได้จากการทดลองกับวัตถุชนิดต่าง ๆ ที่ทำการชดเชยข้อมูลแล้ว โดยแสดงเปรียบเทียบผลกับการทดลองที่ใช้ตัวรังสีแบบเดิมและผลเปรียบเทียบกับภาพจำลองของวัตถุที่มีรูปทรงสมมาตรทางเรขาคณิตคือแท่งพีวีซีซึ่งเจาะรูไว้ที่ขนาดต่าง ๆ กัน โดยจะเห็นถึงความแตกต่างในด้านความคมชัดของขอบวัตถุ ความสม่ำเสมอของภาพ และความใกล้เคียงกับภาพที่ได้จากการจำลองข้อมูลที่ความละเอียดของการสุ่มข้อมูลเท่าเทียมกัน ในส่วนของภาพตัดขวางผลไม้ที่ได้จากการทดลองนั้นก็สามารถแสดงให้เห็นรายละเอียดภายในได้อย่างชัดเจน และการทดลองในส่วนท้ายสุดที่เป็นภาพตัดขวางของหัวใจหมูและขาหมูก็สามารถแสดงให้เห็นห้องหัวใจภายในหัวใจหมู และแยกแยะความแตกต่างของขาหมูได้ เช่น ผิวหนัง ไขมัน กล้ามเนื้อ กระดูกภายในขาหมูได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6
สรุปและข้อแนะนำ

6.1 บทนำ

จากผลการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ที่ได้แสดงให้เห็นว่าการปรับข้อมูลโพรเจคชั่นก่อนการคำนวณสร้างภาพตัดขวางจะช่วยให้ภาพตัดขวางที่ได้มีความสม่ำเสมอของข้อมูลมากขึ้น และที่สำคัญคือสามารถลดข้อบกพร่องรูปวงแหวนที่เกิดขึ้นกับเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3 ที่ใช้อุปกรณ์รับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำได้ โดยให้ผลการทดลองเป็นที่น่าพอใจสำเร็จตามวัตถุประสงค์ดังที่ได้นำเสนอไปในส่วนเนื้อหาของวิทยานิพนธ์ ภาพตัดขวางของวัตถุต่าง ๆ ที่ได้ทำการทดลองมีความคมชัดสูงขึ้นและให้รายละเอียดภาพในภาพตัดขวางได้มากขึ้นกว่าเมื่อเทียบกับผลการทดลองเดิมที่เคยทำการทดลองโดยใช้ตัวรับรังสีแบบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์

เนื้อหาในบทนี้จะเป็นการสรุปและวิเคราะห์ผลที่ได้จากการทดลองที่ได้นำเสนอไป รวมทั้งนำเสนอแนวทางในการปรับปรุงระบบเพื่อให้ได้ผลของภาพตัดขวางที่ดียิ่งขึ้น

6.2 สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองที่ได้ในบทที่ 5 จะพบว่าข้อมูลที่ได้จากเอาท์พุทของชุดวงจรขยายที่มีอัตราการขยายสัญญาณและค่าออฟเซทในแต่ละชุดแตกต่างกันนั้น สามารถจะชดเชยค่าของข้อมูลให้มีค่าที่ใกล้เคียงความเป็นจริงได้โดยใช้วิธีการประมวลผลทางคณิตศาสตร์ดังที่นำเสนอไป โดยจะเห็นว่าภาพตัดขวางของกระดูกหมูที่หล่ออยู่ในพลาสติกในรูปที่ 5.35 นั้นจะมีข้อบกพร่องรูปวงแหวนลดลงอย่างมากจนไม่รบกวนรายละเอียดภายในเมื่อเทียบกับในรูปที่ 5.33 ซึ่งเป็นภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นก่อนการประมวลข้อมูลโพรเจคชั่นเพื่อชดเชยค่าให้ถูกต้อง ซึ่งเมื่อนำวิธีการเดียวกันไปทดลองกับวัตถุต่าง ๆ ก็ให้ผลเช่นเดียวกันดังเช่นภาพที่ได้จากผลการทดลองต่อ ๆ มา สำหรับผลของการชดเชยที่ได้นั้นจะมีความถูกต้องมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับความแปรปรวนของระบบ หรืออัตราความแตกต่างของอัตราขยายและแรงดันออฟเซทของวงจรขยายในแต่ละชุดเมื่อเทียบกับจำนวนของวงจรขยายทั้งหมด แต่ที่สำคัญก็คือจะต้องไม่ยอมให้เกิดการอิ่มตัว (Saturation) ของข้อมูลรังสีเอ็กซ์ในขณะที่ทำการเก็บข้อมูลเพราะจะทำให้การชดเชยข้อมูลที่ได้ให้ค่าที่ผิดพลาดมากขึ้น นอกจากนี้วิธีการชดเชยอัตราขยายและออฟเซทที่ได้นำเสนอไปยังสามารถที่จะนำไปประยุกต์ใช้เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพให้กับอุปกรณ์ตรวจวัดชนิดอื่น ๆ ที่มีหัววัดและวงจรขยายจำนวนหลาย ๆ ชุด และต้องการผลการวัดที่มีความเที่ยงตรงสูงได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.3 แนวทางการพัฒนา

การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นให้สูงขึ้นนั้นมีแนวทางที่ใช้ในการพิจารณาเพื่อนำไปปรับปรุงระบบให้ได้ข้อมูลโพรเจคชั่นที่ดีขึ้น ดังนี้

6.3.1 ระบบรังสีเอ็กซ์ - ควรพัฒนาให้มีความเข้มของรังสีสูงขึ้นและมีระบบจ่ายพลังงานหลอดรังสีเอ็กซ์เป็นแบบ 3 เฟสหรือมัลติพีค (multi-peak) เพื่อให้ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีมีค่าใกล้เคียงค่ายอด และสามารถทะลุทะลวงวัตถุได้ดีขึ้น เพิ่มอัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน นอกจากนั้นค่าความจุความร้อนของหลอดต้องสูงพอที่จะทำให้สามารถฉายรังสีติดต่อกันได้เป็นเวลานานเท่าที่ต้องใช้ในการเก็บข้อมูล (ประมาณ 3 - 5 วินาที)

6.3.2 อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ - ต้องลดสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในระบบให้มีค่าต่ำลงให้มากที่สุดเพื่อให้ช่วงการทำงานของวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อคเป็นดิจิตอลมีค่าใกล้เคียงกับความละเอียดที่เป็นจริง นอกจากนั้นควรลดความแตกต่างทางด้านกายภาพของตัวรับรังสีแต่ละตัวให้มากที่สุด เพื่อให้ขั้นตอนในการชดเชยค่าด้วยสมการคณิตศาสตร์ให้ผลที่เป็นค่าใกล้เคียงกับค่าจริงมากที่สุด

6.3.3 อุปกรณ์ควบคุมทิศทางรังสี - ควรออกแบบให้มีอุปกรณ์ควบคุมทิศทางรังสีที่สามารถปรับความหนาของรังสีเมื่อตัดผ่านวัตถุได้ เพื่อลดการแตกตัวของรังสีเมื่อกระทบวัตถุ (scatter) ซึ่งจะก่อให้เกิดพลังงานรังสีที่มีความถี่และทิศทางที่เปลี่ยนไป และมีผลกระทบโดยตรงกับความคมชัดของภาพ โดยทั่วไปแล้วความหนาของรังสีจะถูกปรับให้มีค่าอยู่ในช่วง 1 - 10 มม.

6.3.4 อุปกรณ์กรองรังสี - ควรศึกษาเพื่อหาชนิดของวัสดุกรองรังสีและความหนาที่เหมาะสมกับการใช้งาน เพื่อลดจำนวนของโฟตรอนรังสีเอ็กซ์พลังงานต่ำ (low energy X-ray photons) ที่ปะปนมากับพลังงานรังสีเอ็กซ์ และเป็นตัวแปรที่ทำให้อุปกรณ์รับรังสีทำงานผิดพลาด [8]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] Kak, Avinash C. and Slaney Malcolm, "Principle of Computerized Tomographic Imaging", New York, NY: IEEE Press., 1988.

[2] กวิน แหยมมั่น, "การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปีการศึกษา 2531

[3] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์ , กวิน สนธิเพิ่มพูน, อัครินทร์ คุณกิตติ, "รายงานการวิจัยและพัฒนาโครงการคอมพิวเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์สร้างต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (ระยะที่1)". สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, พ.ศ. 2533

[4] นพ.ชุมศักดิ์ พฤกษาพงษ์, "เวชปริทัศน์", วารสารวงการแพทย์; 12-18 กันยายน 2537; หน้า 10

[5] Suwanna Asavaroengchai, "Outlook Consumer", Bangkok Post; Vol XLIX No.171, 1994 June 20; p 31

[6] อัครินทร์ คุณกิตติ, "การพัฒนาและสร้างอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวาง", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปีการศึกษา 2537

[7] Burr-Brown Corporation, "Designing Photodiode Amplifier Circuit with OPA128", The handbook of linear IC Application, Burr-Brown Corporation.

[8] Thomson Tubes Electroniques, "TH 9559 X-Ray Linear Detector Installation and Operation Manual", Thomson Tubes Electroniques, France.

[9] Thomson Tubes Electroniques, "TH 9512 Interface Package for X-Ray Linear Detector with PC AT Imaging Board", Thomson Tubes Electroniques, France.

[10] Toshiba Corporation, "ROTANOTE DRX-1603B", Techinical Data, Toshiba Electron Tube, Device & Equipment, Tokyo, Japan.

[11] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, ดร.ยุทธพงษ์ รังสรรค์เสรี, ดร.สุธี ผู้เจริญชนะชัย, อัครินทร์ คุณกิตติ และสมชาย เกรียงอารีกุล, "รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์ การพัฒนาต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (ระยะที่ 2)". สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, พ.ศ.2537.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[12] อดิศักดิ์ แข็งสาริกิจ, ดร.สุธี ผู้เจริญชนะชัย, ดร.ยุทธพงษ์ รังสรรค์เสรี, ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, "การออกแบบระบบควบคุมแท่นหมุนเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง", การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 17, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, พ.ศ. 2537, หน้า 436-440

[13] G.J. van der plaats, "Medical X-ray Techniques in Diagnostic Radiology, 4th Edition" , The Macmillan Press LTD, 1980.

[14] B.M. Moores R.P. Parker and B.R. Pullen, "Physical aspects of Medical Imaging", John Wiley & Sons, Inc., 1981.

[15] Glenn F. Knoll, "Radiation Detection and Measurement 2nd Edition", John Wiley & Sons, Inc., 1989.

[16] John R. Cameron and James G. Skofronick, "Medical Physics", Wiley-Interscience Publication, 1978.

[17] S. M. Sze, "Physics of Semiconductor Devices 2nd Edition", John Wiley & Sons, Inc., 1981.

[18] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, กวิน สนธิเพิ่มพูน, "รายงานการวิจัยคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ", สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, พ.ศ. 2532

[19] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, อัครินทร์ คุณกิตติ และสมชาย เกรียงอารีกุล, "การชดเชยความแตกต่างของชุดวงจรขยายด้วยสมการคณิตศาสตร์", การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 17, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, พ.ศ. 2537, หน้า 272-275

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก.

ข้อมูลจำเพาะของหลอดรังสีเอ็กซ์

Toshiba Electron Tube, Device & Equipment Technical Data ROTANODE DRX-1603B

GENERAL DATA

ELECTRICAL:

Circuit ..... Three-phase full-wave rectified or
Single-phase full-wave rectified (Center-grounded)

Operation Tube Voltage:

Radiographic ..... Three-phase ..... 50 ~ 125 kV Max
Single-phase ..... 50 ~ 150 kV Max

Fluoroscopic ..... 50 ~ 125 kV Max

Focal Spot ..... 2.0 mm 1.0 mm

Input Energy (at 0.1s):

See rating charts ..... 47 kW 22.5 kW

Motor Rating:

Duty	Starting		Running
Power source (Hz)	50/60		50/60
Input power (W)	1050	270	43
Voltage (V)	200	100	40
Current (A)	6.0	3.0	1.2
Min speed up (s)	0.4	1.5	-
Capacitor (μF)	24	24	24

Anode speed:

50/60 Hz ..... 2700/3200 rpm Min

Resistance between housing and low voltage terminals ..... 2 MΩ Min

MECHANICAL:

Dimensions ..... See dimensional outline

Overall length ..... 479 mm

Max. Diameter ..... 152.4 mm

Target Angle ..... 16 degrees

Inherent Filtration ..... At least 0.7 mm Al equivalent at 75 kV

Radiation Protection ..... Meets requirements of IEC Publ. 407

Leakage Technique Factor ..... 150 kV 3.4 mA

X-ray Coverage ..... 354 x 354 mm at SID 750 mm

Weight (Approx.) ..... 16 kg

High Tension Terminals ..... Meets requirements of IEC Publ. 526

Min. Ambient Temperature ..... -15 ° (For storage or Transportation)

Cooling Method ..... Natural or forced air

MAXIMUM AND MINIMUM RATINGS

(At any time, these values must not be exceed)

Max. Tube Voltage for Radiographic:

Three-phase ..... 125 kV

Single-phase ..... 150 kV

Max. Voltage to ground:

Three-phase ..... 65 kV

Single-phase ..... 78 kV

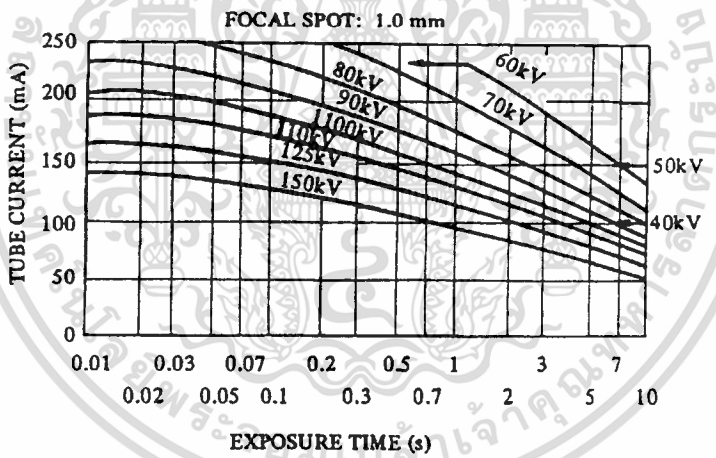
Max. Tube Voltage for Fluoroscopic ..... 125 kV

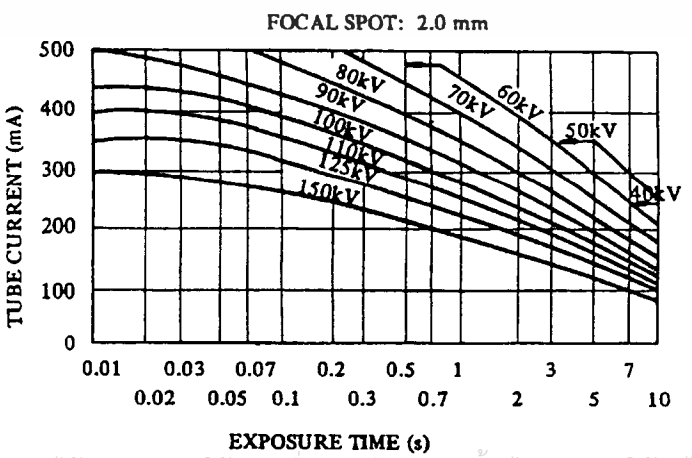
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Min. Tube Voltage	40 kV	
Max. Tube Current:	2.0 mm	1.0 mm
See rating charts	500 mA	250 mA
Max. Filament current	5.1 A	5.1 A
Filament Voltage:		
At Max. filament current	10.5 ~ 14.1 V	7.4 ~ 9.7 V
Average Input Power (Fluoroscopic, repeated radiographic or mixed exposure)	142 W	(200 HU/s)
Thermal Characteristics:		
Anode Heat Storage Capacity	100 kJ	(140 kHU)
Max. Anode Heat Dissipation Rate	475 W	(667 HU/s)
Housing Heat Storage Capacity	900 kJ	(1250 kHU)
Max. Housing Heat Dissipation Rate:		
Without Air-circulator	180 W	(15kHU/min)
With Air-circulator	355 W	(30kHU/min)

MAXIMUM RATING CHARTS
(ABSOLUTE MAXIMUM RATING CHARTS)

CONDITIONS: SINGLE-PHASE
50 Hz, 3000 rpm

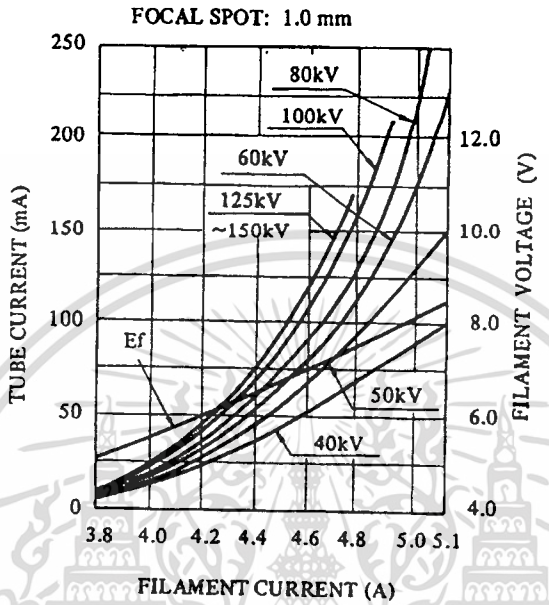


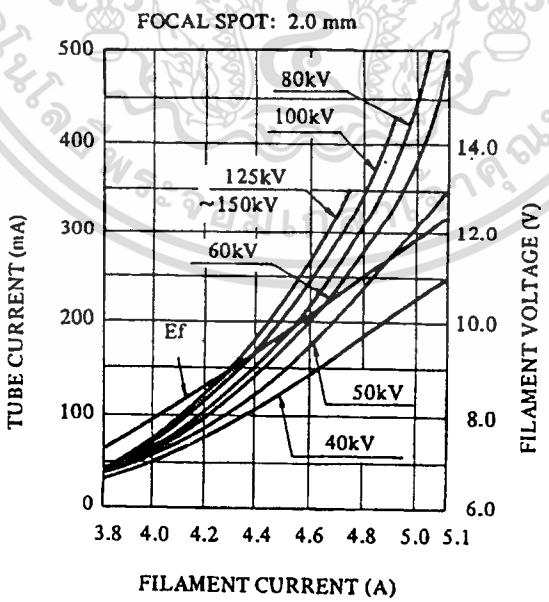


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

EMISSION & FILAMENT CHARACTERISTICS

SINGLE-PHASE

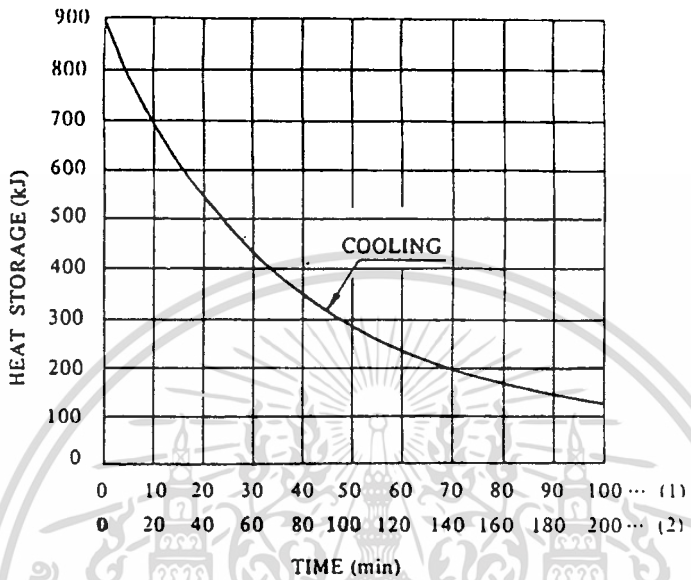




เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

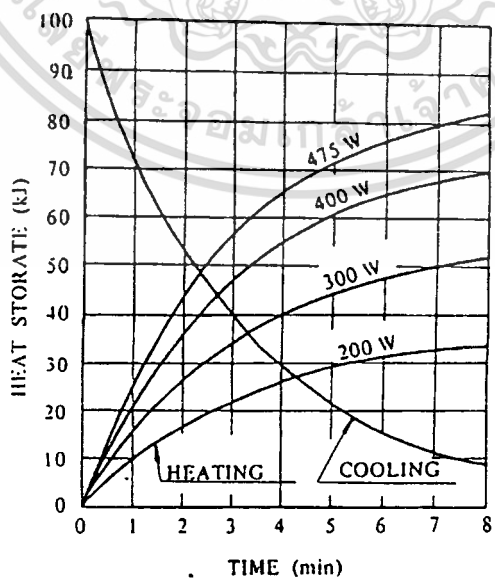
TERMINAL CHARACTERISTICS

HOUSING THERMAL CHARACTERISTICS



(1) Cooling with Air Circulator.
(2) Cooling without Air Circulator.

ANODE THERMAL CHARACTERISTICS

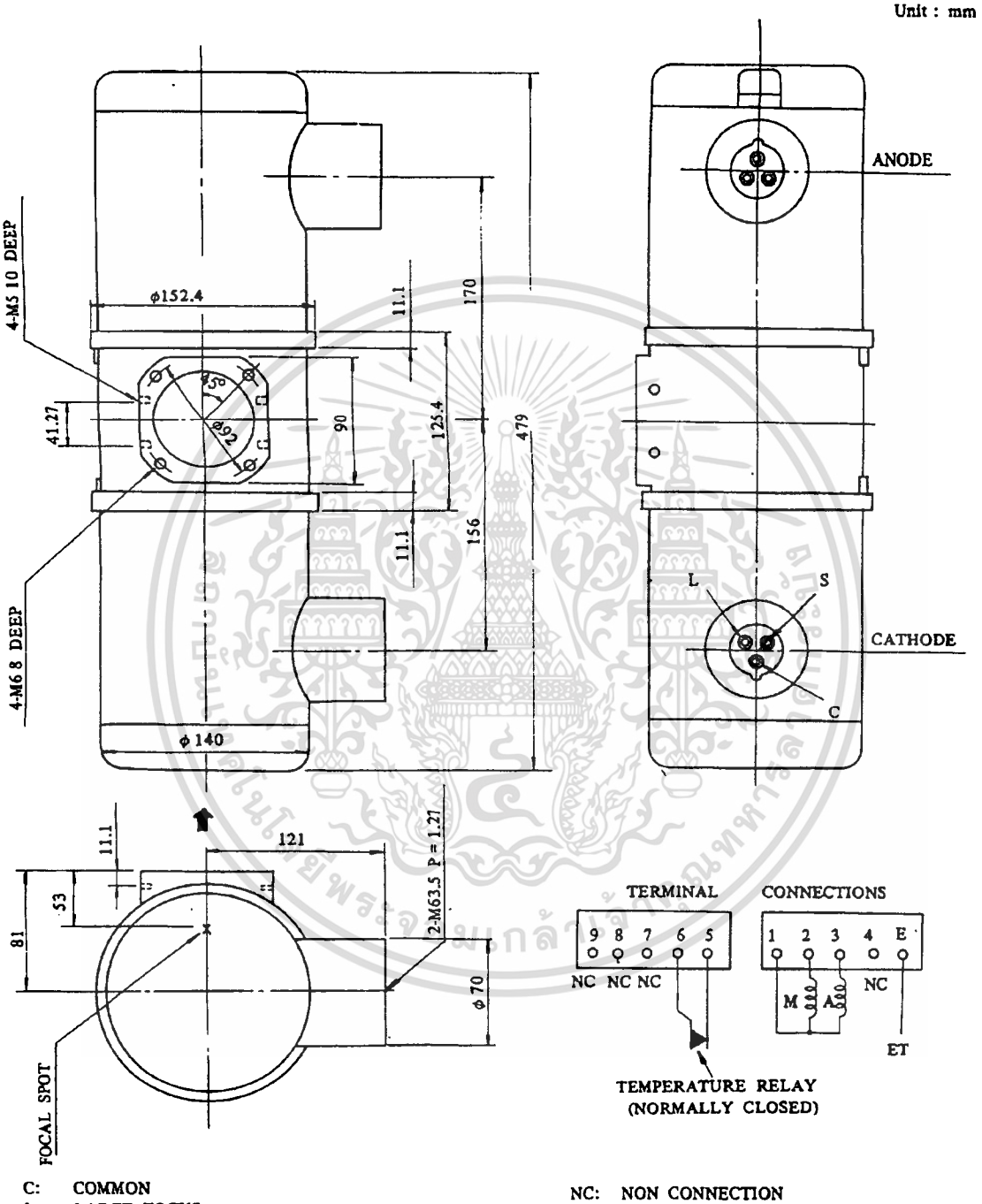


The heating curves are showing examples of average input power to the anode in operation.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DIMENSIONAL OUTLINE

Unit : mm



C: COMMON
L: LARGE FOCUS
S: SMALL FOCUS
M: MAIN WINDING OF THE STATOR
A: AUX. WINDING OF THE STATOR

NC: NON CONNECTION
ET: EARTH TERMINAL
⬆: CENTRAL X-RAY
ANODE & CATHODE TERMINAL
: IEC PUBL. 526 TYPE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข.

ข้อมูลจำเพาะของชุดอุปกรณ์รับรังสี

TH 9559 X-Ray Linear Detector (12-bit-0.45mm)

(Thomson Tubes Electroniques, "Installation and Operation Manual", Page 5 to 17)

SUMMARY OF MAIN FEATURES

DIMENSIONS OF X-RAY SENSITIVE ELEMENTS

Number of sensitive elements (*)	1024
Total sensitive length (*)	460.8 mm
Pitch of sensitive elements	0.45 mm

(*) Standard configuration = ref. 400

FUNCTIONAL FEATURES

Minimum line integration time	5 ms
Maximum line integration time (typical)	100 ms
Data output rate	4 μs (250 kHz)
Duration of offset calibration	1024 lines
Duration of gain calibration	256 lines

X-RAY BEAM

Tube voltage	20 kV to 160 kV
Saturation dose (90 kV, 2mm Al)	2.6 mR
Minimum dose for gain calibration	0.45 mR
Maximum dose for gain calibration	2 mR

CHARACTERISTICS OF OUTPUT SIGNAL

12 bit coded digital signal	4096 gray levels
Accuracy of offset correction	better than ± 10 gray levels
Accuracy of gain correction (*)	better than ± 20 gray levels
Dynamic range	3000:1

(*) When trigger gain calibration with an X-ray dose within a range of 50% to 75% of saturation dose.

GENERAL DESCRIPTION

TH 9559 linear detector assembly consists of two units and a set of cables :

TH 9559 DU detector unit in which the X-ray sensitive elements and an electronic board are located.

TH 9559 PU pre-processing unit is an assembly of 2 eletronics boards which drives the detector unit and provides analog and digital processing of the signal. The pre-processing unit carries out the offset and gain calibration for each sensitive element. The correction terms are stored in RAM memories. The output signal is digital. It is 12 bit coded.

CONFIGURATION

Mechanical dimensions

The dimensions of detector unit and pre-processing unit are given in appendix 1 and appendix 2.

Cables

The delivery includes:

- a 2 meter long **DETECTOR CABLE**,
- a 5 meter long **DATA CABLE :** shielded flat cable equipped with two 37-pin, Sub-D male connectors,
- a 5 meter long **POWER SUPPLY CABLE** : shielded round cable equipped with two 9-pin Sub-D connectors : one male, one female.
- a 5 meter long **CONTROL CABLE** : shielded flat cable equipped with two 9-pin Sub-D

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

male connectors.

Note : other DATA CABLE lengths can be delivered on request : 10 or 25 meters.

Weight

Detector unit :	9.1 kg
Pre-processing unit :	2.0 kg
Cables :	3.0 kg

Dimensions of X-ray sensitive elements

The sensitive elements are aligned to provide the sensitive line. The characteristics of the sensitive elements are as follows :

number of sensitive elements (*) :	1024
pitch of sensitive elements :	0.45 mm
total sensitive length (*) :	460.8 mm
(*) Standard configuration = ref. 400	approx. 0.6 mm

Note : the effective width is determined by the line spread function of the scintillator and by the width of the internal collimator slit. The internal collimator slit is 1 mm wide.

Lead protection

The detector unit includes a 5 mm thick INTERNAL LEAD PROTECTION to prevent the destruction of its electronic components. This protection allows an operation with X-ray tube voltage up to 160 kV.

Internal collimator

The detector unit includes a 1 mm wide internal collimator along the sensitive line. It is such that the signal delivered by the sensitive elements is within 85% of the maximum signal when the X-ray generator focal spot is located within an angle of ± 2° to the perpendicular of the sensitive line.

FUNCTIONAL FEATURES

Line integration time

The line integration time is the time during which the X-ray photons are integrated in the X-ray sensitive elements between 2 readings. It corresponds to the repetition of the readings. The line integration time can be internally or externally triggered. The selection of synchronization mode is made by a switch located in the pre-processing unit.

In internal synchronization mode, the line integration time can be adjusted with P1 potentiometer from 5 ms to 55 ms.

In external synchronization mode, an external clock must be provided on J7 connector. In this mode, the integration time can be varied from 5 ms to 100 ms.

The detector assembly is delivered with external synchronization mode selected.

Output DATA rate

Output data is delivered on J2 output connector at a rate of 4 microsecond per data (250 kHz). The output rate is constant and is not dependent on line integration time.

X-ray source conditions

The operational X-ray energy range corresponds to the emission of an X-ray tube powered between 20 and 160 kV.

The linear detector assembly is not able to operate with X-ray tube voltage higher than 160 kV.

Offset and gain calibrations

The detector operation needs a calibration procedure to be followed. This procedure consists in 2 steps :

- **offset calibration :** the offset calibration is triggered while the sensitive elements are out of X-rays. The offset calibration is triggered by a pulse signal incoming through the corresponding pin of J7 connector.
- **gain calibration :** the gain calibration is triggered while the sensitive elements are under X-rays. The gain calibration is triggered by a pulse signal incoming through the corresponding pin of J7 connector.

Offset calibration has to be triggered with X-rays OFF.

Offset calibration must be done :

- when powering the detector ON.
- each time the temperature changes by more than 0.5°C (1°F).
- each time the line integration time has been modified.

เอกสารนี้สงวนลิขสิทธิ์ ... ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

An offset calibration is automatically triggered when powering the detector ON.
The offset calibration has a duration equal to 1024 lines.
Gain calibration has to be done with X-rays ON.
Gain calibration must be done when powering the detector ON and each time the X-ray beam spectrum is changed (X-ray tube voltage or filtration).
The gain calibration has a duration equal to 256 line integration times.
The durations of offset and gain calibration are indicated by 2 LEDs located on the side of the pre-processing unit.
L1 LED is lit during the offset calibration.
L2 LED is lit during the gain calibration.
Note : pixel elimination
If a pixel (n) of the array delivers during the gain calibration a signal lower than a preset threshold level, it will be automatically eliminated. The pre-processing unit will automatically replace the digital output signal of this pixel by the digital signal of the previous pixel (n-1).

Environmental characteristics

operating temperature range : (with fan)	0 to 50°C	(32 to 122°F)
storage :		
. temperature range :	-40 to 70°C	(-40 to 158°F)
. relative humidity (55°C / 131°F) :	90%	(non condensed)

A fan is needed to cool the pre-processing unit when temperature exceeds 40 °C (100 °F)

INPUTS / OUTPUTS

DC power supply input (J1 connector)

The pre-processing unit must be supplied with 3 DC power supplies :

+ 21 V ± 0.5 V : 0.9 A
- 19 V ± 0.5 V : 0.8 A
+ 8.5 V ± 0.5 V : 1.5 A

The voltage delivered by the supplies must take into account the voltage loss in the cable.
These supplies must have common floating 0 V and must be electrically insulated from any other system : image processing, etc...
The 3 inputs are protected by fuses located in the pre-processing unit, on the printed circuit board 1.

F1 is a 1 A fast fuse protecting the +21 V input
F2 is a 1 A fast fuse protecting the -19 V input
F3 is a 2 A fast fuse protecting the +8.5 V input

Offset and gain calibration trigger inputs (J7 connector)

The offset and gain calibrations are triggered through J7 connector.
The inputs are isolated from TH 9559 PU ground by optocouplers.
Each input is activated by a 5 V pulse applied to the corresponding pins of J7.

- a pulse between pin 3(+) and pin 7(-) triggers the offset calibration.
- a pulse between pin 4(+) and pin 8(-) triggers the gain calibration.

A specific CONTROL DEVICE is necessary for triggering the calibrations.
Electrical specifications of calibration trigger pulses :

Pulse amplitude	:	5V ± 1V
Pulse duration	:	1 ms to 10 ms
Current during activation	:	20 mA max

External synchronization input (J7 connector)

The external synchronization input is used to supply the detector with an external clock when operating in the external synchronization mode.
The input is isolated from TH 9559 PU ground by an optocoupler.
The rising edge of the 5V pulse applied between pin 5(+) and pin 9(-) triggers a line readout.
Electrical specifications of trigger pulse :

Pulse amplitude	:	5V ± 1V
Pulse duration	:	50 µs to 4 ms
Current when 5 V is applied	:	20 mA max
Pulse repetition rate	:	5 to 100 ms

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Note 1 : a standard square wave signal with a mark space ration of 1 to 1, is convenient.

Note 2 : the pulse generator may be powered by the 5 V supply used for offset and gain calibration.

The clock generator can be included in the above-mentioned CONTROL DEVICE.

Digital output data (J2 connector)

The digital output signals are :

* 12 bit coded pixel data :
  - The digital output data is delivered on 12 differential pairs at RS-422 standard : each data consists of DATAi and DATAi\ (inverted signal.)
  - DATA1 and DATA1\ are the least significant bit signals.
  - DATA12 and DATA12\ are the most significant bit signals.
  - J2 delivers a sequence of 1024 pixel data.

* pixel enable :
  - The clock is delivered on a differential pair at RS-422 standard : VAL and VAL\ (inverted signal).
  - The logic level 1 on this output indicates that the pixel data is valid.

  VAL clock is inhibited on J2 output during offset and gain calibrations.

* line start pulse :
  - The pulse is delivered on a differential pair at RS-422 standard : SLL and SLL\ (inverted signal).
  - A pulse is generated at each line start.

  SLL clock is inhibited on J2 output during offset and gain calibrations.

The data, SLL and VAL signals are delivered through line drivers (Motorola MC 3874 or equivalent) located in the pre-processing unit. The outputs of line drivers are directly connected to J2 outputs.

The inhibition of VAL and SLL signals during offset and gain calibrations allows an easy detection of the calibration sequence by an image processing system.

X-ray level output (J2 connector)

An analog voltage is delivered on J2 connector between pin 19(-) and pin 17(+).

The amplitude of this voltage is a function of the dose received by the detector unit.

The amplitude is not proportional to the X-ray dose. It can be used for checking the operation of the detector but cannot be used for measurement purposes.

To measure this voltage, connect a voltmeter between pin 19 and pin 17.

Analog test signals (J5 and J6 connectors)

Two analog test signals are delivered on BNC sockets (J5 and J6) to be used for installation and test :

J5 is the analog test signal after offset correction.

J6 is the analog test signal after offset and gain corrections.

These outputs are to be connected to an oscilloscope via a 50 Ω cable and with a 50 Ω termination.

The signal delivered by J5 includes at the beginning of each line a short negative pulse used to trigger the oscilloscope.

Pinout of connectors

PRE-PROCESSING UNIT

J1 : Input : DC power supplies pinout

J2 : Detector output : digital data pinout

J3 : Input/Output for connection of the pre-processing unit to the detector unit.

Use only the 2 meter long DETECTOR CABLE delivered with the linear detector assembly. Never connect any IEEE compatible system on this connector.

J4 : Not for use on TH 9559

J5 : Test output : offset corrected analog signal

J6 : Test output : offset and gain corrected analog signal

J7 : Input : offset and gain calibration command external synchronization trigger pinout :

DETECTOR UNIT

J8 : input /output for connection to the pre-processing unit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

to be connected to J3 with the 2 meter long DETECTOR CABLE delivered with the detector assembly.

Never connect any IEEE compatible system on this connector.

CONTROL LEDs

L1 : offset calibration control :
L1 LED is lit while calibrating the offset.

L2 : gain calibration control :
L2 LED is lit while calibrating the gain.

L3 : control of line synchronization clock operation :
L3 LED is lit when the detector unit is synchronized. The light is continuous for short integration times, or pulsed for long integration times.

P1 POTENTIOMETER

P1 : adjustment of internal synchronization time.

SPECIFICATIONS

Performance under X-ray radiation

The dose at saturation depends on the X-ray beam conditions, for example :
for 40 kV X-ray beam filtered with 1mm aluminium 8 mR
for 90 kV filtered with 2 mm aluminium 2.6 mR
The minimum dose necessary during gain acquisition procedure corresponds to 1/6 of saturation dose.

Lifetime under X-rays

The lifetime under X-rays depends upon the operating conditions (voltage on the X-ray tube, current, filtration, distance, ...).

Characteristics of the output signal

The characteristics of the output signal are as follows :
. 12 bit coded data (4096 gray levels),
. offset correction : accuracy better than ± 10 gray levels.
. gain correction :
- accuracy better than ± 20 gray levels when acquiring gain correction terms with an X-ray dose comprised between 50% and 75% of saturation dose.
- accuracy better than ± 30 gray levels when acquiring gain correction terms with an X-ray dose comprised between 16% and 50% of saturation dose.

. gray scale range : the full digital scale (4096 gray levels) is automatically defined for each sensitive element between the dark level (offset reference) and the X-ray during gain calibration.
. dynamic range (defined as the ratio between the saturation level and the RMS electronic noise out of X-ray) : 3000 : 1.

TH 9512 Interface Package for X-ray Linear Detector

(Thomson Tubes Electroniques. "Installation and Operation Manual", Version 2.0, Page 3 to 4)

TH 9512 Characteristics

Board - General

Board - PC AT bus connector

Type	full-size PC AT board
Board dimensions	336 mm x 114 mm
Standard	ISA PC AT
PC AT bus compatibility	8 bit or 16 bit
Mother board slot occupation	1 slot connector
Number of windows	2 slot covers in the rear panel
Slot cover # 1	J10 and J7 connectors.
Slot cover # 2	J2 and J9 input connectors.
Extended PC-AT bus	not required

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pre-processing

Line buffer RAM	4 x 8192 x 16 bits (configurable) no simultaneous double access available
Horizontal windowing	Region-of-Interest multiple of 32 pixels enables VAL detector pixel clock
Look-up-table	Active on the Analog output only
PC AT data transfer rate	depends upon the PC AT

Slot covers - Connectors

Slot cover # 1- Outputs

J10 - Image Cable Outputs

Function	Data transfer to the imaging board
Parallel digital port	compatible with specific imaging board
Connector type	D-Sub, HD44 (female), screw-locked
Digital output type	direct TTL or RS-422 differential pair drivers
Analog output	8-bit palette DAC
Cable	supplied with the TH 9512 (when needed)

J7 - Detector Control Output

Function	Offset and gain calibration sequence triggering
Direct parallel digital port	Compatible with THOMSON XRLD J7 input
Output type	RS-422 differential pair drivers
Connector type	D-Sub, DB9 (female), screw-locked
Detector external sync. generation	- either from TH 9512 internal registers - or from J9 External trigger input.
Cable	not supplied with the TH 9512 package

Slot cover # 2- Inputs

J2 - Detector Data Input

Function	Data input from the Pre-processing unit
Input format	Compatible with THOMSON XRLD output
Mode	Direct parallel digital output
Data path capability	8-bit or 12-bit
Receivers	Differential, RS-422
Pixel rate (VAL clock)	compatible with all THOMSON XRLD
Connector type	D-Sub, DB37 (female), screw-locked
Cable	not supplied with the TH 9512 package

J9 - External Trigger Input

Input format	TTL, 330 Ω pull-down
Minimum pulse duration	see detector manual
Triggering	on the pulse rising edge
Connector	50 Ω shielded cable
Cable	not supplied with the TH 9512 package

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค.

งานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ในวารสารวิชาการระดับประเทศ

(บทความนี้ได้รับการตีพิมพ์ในการประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 17)

(1 - 2 ธันวาคม 2537 ณ.คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ)

การชดเชยความแตกต่างของชุดวงจรขยายด้วยสมการคณิตศาสตร์

Compensation Algorithm for Non-Uniform Amplifier Set

สมชาย เกรียงอาริกุล* อัครินทร์ คุณกิตติ** ศ.ดร.ไพรัช รัชยพงษ์***

* นักศึกษาบริญญาโท สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจ.ล.)

** นักวิจัย สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สจ.ล.

*** อธิการบดี สจ.ล.

บทคัดย่อ. ในบทความนี้จะนำเสนอวิธีการใหม่เพื่อลดความแตกต่างทางด้านอัตราขยายและระดับแรงดันออฟเซทของชุดวงจรขยายจำนวนมากบนเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (CT-scanner) รุ่นที่ 3 (Third generation) เพื่อชดเชยความผิดพลาดของข้อมูลที่ได้รับจากชุดตัวรับรังสีเอ็กซ์ โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์มาช่วยปรับข้อมูลที่วัดได้ให้มีค่าใกล้เคียงความเป็นจริงมากขึ้นก่อนการนำข้อมูลไปประมวลผล จากผลการทดลองที่ได้แสดงให้เห็นว่าข้อมูลที่ได้รับการชดเชยค่าก่อนการสร้างภาพตัดขวางมีขนาดของความผิดพลาดรูปวงแหวน (Ring Artifact) ลดลง

Abstract. This paper presents a new error compensation technique for a set of amplifiers, of which each amplifier unit has different gain and offset from the others. Experimental result is shown that the technique is applicable to reduce ring artifact in the third generation of CT-scanners.

1.บทนำ

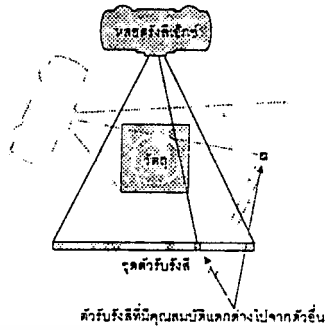
ในเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะหนึ่งเครื่องนั้นจะประกอบไปด้วยตัวรับรังสีเอ็กซ์และวงจรขยายสัญญาณเป็นจำนวนมากทำหน้าที่รับและเปลี่ยนพลังงานรังสีให้อยู่ในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้า ก่อนที่จะแปลงให้เป็นข้อมูลเชิงตัวเลขเพื่อส่งเข้าไปประมวลผลเป็นภาพตัดขวางด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ถ้าหากว่าชุดตัวรับรังสีเหล่านี้มีคุณสมบัติทางด้านอัตราขยายและค่าแรงดันออฟเซทของวงจรแตกต่างกัน จะส่งผลให้ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นเกิดความบกพร่องเป็นรูปวงกลมจำนวนมากที่มีศูนย์กลางอยู่ที่กึ่งกลางของภาพ [1], [2]

ในบทความนี้จะแสดงการชดเชยค่าผิดพลาดในลักษณะดังกล่าวด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ โดยนำข้อมูลที่ได้รับจากชุดตัวรับรังสีเอ็กซ์ไปประมวลผลเพื่อให้ได้ค่าในเชิงตัวเลขของปริมาณรังสีเอ็กซ์ที่ใกล้เคียงกับค่าจริงมากขึ้นก่อนการนำไปสร้างกลับเป็นภาพตัดขวาง การหาข้อมูลเพื่อชดเชยทำได้โดยการกำหนดให้ระบบทำงานแบบเชิงเส้น แล้วประมาณค่าของระบบโดยให้วงจรขยายทุกชุดมีสัญญาณอินพุทที่มีลักษณะเหมือนกัน (Uniform Signal) นำสัญญาณเอาท์พุทที่ได้มาคำนวณกลับเป็นค่าความแตกต่างของวงจรขยายแต่ละชุด จากนั้นนำค่าที่ได้ไปชดเชยข้อมูลที่ใช้งานจริง ผลการทดลองที่ได้จะแสดงให้เห็นว่าข้อมูลที่ได้รับการชดเชยแล้วจะมีค่าใกล้เคียงกับค่าจริงมากขึ้น และเมื่อนำมาสร้างกลับเป็นภาพตัดขวางจะได้ภาพที่มีสัญญาณรบกวนลดลง

2.การเกิดความผิดพลาดรูปวงแหวน

เนื่องจากตัวรับรังสีเอ็กซ์จะใช้วงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสูง (ประมาณ 5 - 30 ล้านเท่า) ขยายกระแสที่ไหลผ่านตัวโฟโต้ไดโอดซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวรับรังสี ดังนั้นความแตกต่างเพียงเล็กน้อยของวงจรขยายก็จะส่งผลให้ชุดข้อมูลที่วัดได้เกิดความผิดพลาดเชิงตัวเลขที่สูงมากในลักษณะเดียวกันทุกชุด ในเครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3 นั้น ถ้าหากว่าตัวรับรังสีตัวใดก็ตามให้ข้อมูลที่ผิดพลาดในลักษณะเหมือนกันทุก ๆ ชุด เมื่อนำข้อมูลชุดดังกล่าวไปสร้างเป็นภาพตัดขวาง จะทำให้เกิดความบกพร่องของภาพเป็นรูปวงแหวนที่มีศูนย์กลางอยู่ที่กึ่งกลางของภาพดังแสดงในรูปที่ 1

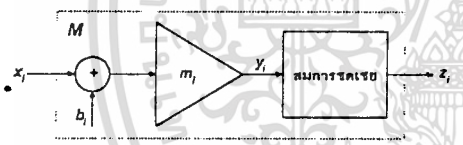
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1 แสดงลักษณะของการเกิดรูปวงแหวนเมื่อข้อมูลผิดพลาดในลักษณะเดียวกันทุกจุด

3.ที่มาของคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการชดเชย

สมการที่ใช้ในการชดเชยค่าของระบบได้มาจากการนิยามให้ตัวรับรังสีและวงจรขยายทุกชุดทำงานแบบเชิงเส้น ดังนั้นเมื่อได้รับรังสีที่ปริมาณเท่าเทียมกันจะต้องให้สัญญาณเอาท์พุทเป็นค่าเดียวกัน ซึ่งในความเป็นจริงแล้วค่าที่ได้จะแตกต่างกันอันเนื่องมาจากคุณสมบัติที่ต่างกันของอุปกรณ์ในวงจร ดังนั้นจากข้อมูลความแตกต่างที่เกิดขึ้นนี้ จะนำมาใช้ในการหาค่าเพื่อการนำไปชดเชยให้กับข้อมูลที่วัดได้ในขณะที่นำไปใช้งาน พิจารณาระบบในรูปที่ 2



รูปที่ 2 ผังแสดงลักษณะของระบบที่กำหนดขึ้น

เมื่อเรานำสัญญาณที่ได้จากตัวรับรังสีเอ็กซ์ในแต่ละตัวคือ x_i ผ่านเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยาย m_i และแรงดันออฟเซท b_i จะได้สัญญาณเอาท์พุทเป็น y_i เราจะเขียนความสัมพันธ์ของ x_i, m_i, b_i และ y_i ได้ว่า

$$y_i = m_i(x_i + b_i) \qquad (1)$$

แต่ค่าของสัญญาณเอาท์พุทที่เราต้องการคือ z_i ซึ่งควรมีอัตราขยายเท่ากันทุกวงจรคือ M ดังนั้น

$$z_i = Mx_i \qquad (2)$$

จากสมการ (1) และ (2) จะได้

$$z_i = \frac{M}{m_i} y_i - Mb_i$$

หรือ

$$z_i = G_i y_i - D_i \qquad (3)$$

โดยที่ $G_i = \frac{M}{m_i}$ และ $D_i = Mb_i$ หรือ $D_i = G_i m_i b_i$

ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการหาค่าของ G_i และ D_i เพื่อนำมาใช้ในการชดเชยค่า y_i ที่เราได้มาเอาท์พุทของวงจรขยายเพื่อให้ได้เอาท์พุทภายหลังการชดเชยค่าแล้วคือ z_i โดยในขั้นแรกให้กำหนดว่าเมื่อตัวรับรังสีไม่ได้รับปริมาณรังสีตกกระทบหรือ $x_i = 0$ สมการ (1) จะได้เป็น

$$y_{0i} = b_i m_i \qquad (4)$$

โดยที่ y_{0i} คือสัญญาณเอาท์พุทที่ได้เมื่อทำการวัดในขณะที่ตัวรับรังสีเอ็กซ์ไม่มีรังสีตกกระทบ

และเมื่อทำการวัดสัญญาณในขณะที่ตัวรับรังสีได้รับปริมาณรังสีที่ค่าคงที่ค่าหนึ่งกำหนดให้มีค่าเป็น x_{1i} หรือ C สมการ (1) จะเขียนได้เป็น

$$y_{1i} = m_i x_{1i} + y_{0i} \qquad (5)$$

หรือ

$$m_i = \frac{y_{1i} - y_{0i}}{C} \qquad (6)$$

แทนค่า m_i จากสมการ (6) ลง $G_i = \frac{M}{m_i}$ จะได้

$$G_i = \frac{MC}{y_{1i} - y_{0i}} \qquad (7)$$

และแทน (4) ลงใน $D_i = G_i m_i b_i$ จะได้

$$D_i = G_i y_{0i} \qquad (8)$$

การเลือกค่า M และ C สามารถทำได้โดยกำหนดให้สมการชดเชยมีค่าเฉลี่ยของอัตราขยาย G_i เป็น 1 เพื่อรักษาระดับของสัญญาณเอาท์พุทให้มีค่าใกล้เคียงค่าเดิมมากที่สุด หรือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{1}{N_D}\sum_{i=0}^{N_D-1} G_i = 1 \qquad (9)$$

โดย N_D เป็นจำนวนของวงจรขยายทั้งหมดที่มีอยู่ในระบบ จากนั้นแทน (7) ลงใน (9) เพื่อหาค่า *MC*

$$\frac{1}{N_D}\sum_{i=0}^{N_D-1}\frac{MC}{y_{1i}-y_{0i}} = 1$$

$$\frac{MC}{N_D}\sum_{i=0}^{N_D-1}\frac{1}{y_{1i}-y_{0i}} = 1$$

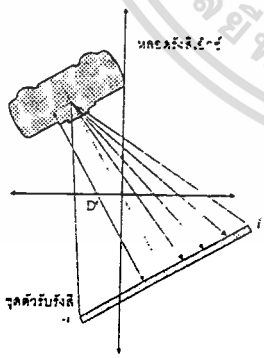
$$MC = \frac{N_D}{\sum_{i=0}^{N_D-1}\frac{1}{y_{1i}-y_{0i}}} \qquad (10)$$

ต่อไปจะเป็นการสรุปลำดับขั้นในการนำวิธีการรดเรยอัดราขยายและออฟเซทไปใช้ในการปรับปรุงข้อมูลจากชุดตัวรับรังสีเอ็กซ์ในเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ

1) บันทึกค่า y_{0i} ของตัวรับรังสีเอ็กซ์แต่ละชุด ในขณะที่ไม่มีปริมาณตกกระทบตัวรับรังสีเลย

2) วัดค่าของสัญญาณ y_{1i} ในขณะที่ตัวรับรังสีเอ็กซ์ทุกตัวได้รับปริมาณรังสีเต็มที่และไม่มีวัตถุใด ๆ มาขวางกั้นอยู่ระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสี เพื่อนำไปหาค่าของ y'_{1i}

3) เนื่องจากหลอดรังสีเอ็กซ์มีลักษณะการกระจายของรังสีเป็นรูปพัด (Fan Beam) เมื่อนำตัวรับรังสีที่มีลักษณะราบตรง (Flat detector) มาเก็บข้อมูลจะได้รับปริมาณรังสีที่มีค่าไม่เท่ากันทุกตัว เพราะระยะห่างจากจุดรวมแสง (Focal spot) ของหลอดไปยังตัวรับรังสีแต่ละตัวมีค่าไม่เท่ากันดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงลักษณะการกระจายของรังสี

ดังนั้นต้องทำการปรับข้อมูลความเข้มรังสีที่ได้จากตัวรับรังสี y_{1i} ให้มีค่าเทียบจากระยะทางเดียวกันโดยใช้สมการปรับข้อมูลโพรเจคชั่น (Modified Projection) [3], [4]

$$y'_{1i} = y_{1i}\frac{D'}{\sqrt{D'^2+a^2i^2}} \qquad (11)$$

โดยค่า D' คือระยะห่างจากหลอดถึงตัวรับรังสีตัวกลางของชุด a คือระยะห่างระหว่างตัวรับรังสีแต่ละตัว

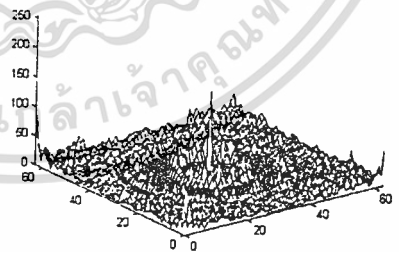
4) คำนวณหาค่า *MC* ในสมการ (10) โดยใช้ค่าของ y_{0i} และใช้ y'_{1i} แทน y_{1i}

5) หาค่าของ G_i และ D_i ของวงจรขยายทุกชุดโดยใช้สมการ (7) และ (8)

6) การรดเรยทำได้โดยให้ข้อมูล y_i เป็นอินพุทของสมการ (3) ได้ค่าภายหลังการรดเรยคือ z_i ซึ่งจะเป็นค่าที่ได้รับการปรับผลต่างของอัตราขยายและออฟเซทแล้ว เพื่อนำไปประมวลผลสร้างเป็นภาพตัดขวางต่อไป

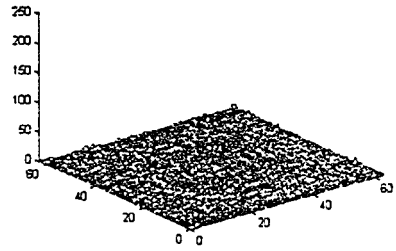
4.ผลการทดลอง

การทดลองสร้างภาพตัดขวางจากข้อมูลที่เก็บขณะไม่มีวัตถุ (Blank) โดยวิธีกระกรองและฉายเงากลับ (Filtered-Backprojection) [3], [4] ด้วยข้อมูลจำนวน 360 โพรเจคชั่น (Projections) ตัวรับรังสีจำนวน 639 ตัว แรงดันหลอดรังสีเอ็กซ์ 80 kV และกระแส 100 mA โดยในรูปที่ 4 และ 5 จะเป็นการแสดงผลภาพตัดขวางในลักษณะสามมิติขนาด 64 x 64 x 256 เพื่อแสดงให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณรบกวนรูปวงแหวน



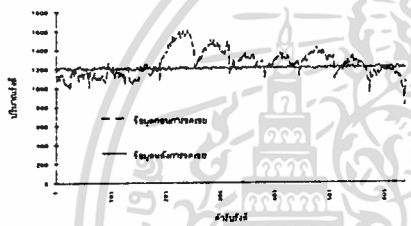
รูปที่ 4 แสดงขนาดสัญญาณรบกวนในภาพตัดขวางก่อนการรดเรย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5 แสดงภาพตัดขวางภายหลังการชดเชยข้อมูลแล้ว

เมื่อทำการเปรียบเทียบข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ของข้อมูลชุดดังกล่าว จะพบว่าสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจากความแตกต่างของอัตราขยายและแรงดันออฟเซทจะถูกกดลงจนมีขนาดต่ำและมีค่าใกล้เคียงกันดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 แสดงข้อมูลโพรเจคชั่นที่ 1 ก่อนและหลังการชดเชย

เมื่อทำการทดลองด้วยวิธีการเดียวกันโดยใช้กระดูกหมูที่หล่ออยู่ในพลาสติกแข็งเป็นวัตถุ จะเห็นว่าข้อบกพร่องที่เป็นรูปวงแหวนกลางภาพจะลดลงอย่างมากจนไม่รบกวนข้อมูลในส่วนที่เป็นรายละเอียดภายในของโพรงกระดูกดังแสดงในรูปที่ 7 และ 8

รูปที่ 7 ภาพตัดขวางของกระดูกหมูก่อนการชดเชยข้อมูล

รูปที่ 8 ภาพตัดขวางของกระดูกหมูภายหลังการชดเชยข้อมูลแล้ว

5.บทสรุป

ข้อมูลที่ได้จากเจาท์พุทของชุดวงจรขยายที่มีอัตราการขยายสัญญาณและค่าออฟเซทในแต่ละชุดแตกต่างกันนั้น สามารถจะชดเชยค่าของข้อมูลให้มีค่าที่ใกล้เคียงความเป็นจริงได้โดยใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ดังที่นำเสนอไปในบทความ ผลการชดเชยที่ได้จะมีความถูกต้องมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับความแปรปรวนของระบบ หรืออัตราความแตกต่างของอัตราขยายและแรงดันออฟเซทของวงจรขยายในแต่ละชุดเมื่อเทียบกับจำนวนของวงจรขยายทั้งหมด

อนึ่ง วิธีการชดเชยอัตราขยายและออฟเซทนี้สามารถนำไปใช้เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพให้กับอุปกรณ์ตรวจวัดชนิดอื่น ๆ ที่มีหัววัดและวงจรขยายจำนวนหลาย ๆ ชุด และต้องการผลการวัดที่มีความเที่ยงตรงสูงได้

เอกสารอ้างอิง

[1] G. Kowalski, *Reconstruction of objects from their projections. The influence of measurement errors on the reconstruction.* IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol. NS-24, No. 1 Feb. 1977, pp. 850-864

[2] G. Kowalski, *The Influence of Fixed Errors of a Detector Array on the Reconstruction of Objects from their Projections.* IEEE Trans. on Nuclear Science, Vol. NS-24, No. 5, Oct. 1977.

[3] A. Rosenfeld and A. C. Kak, *Digital Picture Processing, 2nd ed.* New York: Academic, 1982, vol. 1, ch. 8.

[4] Kak, Avinash C. and Slaney Malcolm, *Principle of Computerized Tomographic Imaging.* New York, NY: IEEE Press., 1988

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง.

โปรแกรมจำลองภาพตัดขวางที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

```
/*************************************************************************/
/* PROJGEN.C  : Generate CT fan beam projections from ellipse(s) data    */
/*              in text file format                                      */
/* Start date : 05 June 1994                                             */
/* Last update : 07 October 1994                                         */
/* Complier   : WATCOM C/C++ Version 9.5                                 */
/* Programmer : Mr. Somchai Kreangarekul                                 */
/*************************************************************************/

#include <process.h>
#include <io.h>
#include <i86.h>
#include <conio.h>
#include <stdio.h>
#include <float.h>
#include <math.h>
#include <stdlib.h>
#include <mem.h>
#include <dos.h>
#include <graph.h>

#define  MAXDETECT 1024L        /* detector in each side <= 512  */
#define  MAXPROJ   720L
#define  MAXELLIP  20
#define  argnoprj      1
#define  argnodet      2
#define  argD          3        /* Source to Center Distance   */
#define  argE          4        /* Radious of reconstruction area */
#define  argfobj       5
#define  argfprj       6

FILE    *infile, *outfile;
unsigned short int temp;
float    proj[MAXPROJ][MAXDETECT];
float    x[MAXELLIP], y[MAXELLIP],alpha[MAXELLIP];
float    a[MAXELLIP], b[MAXELLIP], gray[MAXELLIP];
float    dis, aa, bb, s, pi, D, E, max, min, range;
float    angle, projang, phi, lamda;
int      noproj, nodetect, noellip, m, i, j, jj, countj, countk, l, row, col;

void  usage(void);
void  check_arg(void);
void  ClearScreen(void);
void  PosCursor(int row, int col);

void main(int argc, char *argv[])
{
  if ( argc != 6+1 ) usage();
  ClearScreen();
  PosCursor(1, 1);
  printf("PROJGEN V1.0 by CT-STAFF (C) Copyright 1995 CTLAB CRSC KMITL\n\n");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
noproj   = atoi(argv[argnoprj]);   /* Number of projection per scan */
nodetect = atoi(argv[argnodet]);   /* Number of detector per projection */
D        = atof(argv[argD]);       /* Distance from source to center */
E        = atof(argv[argE]);       /* Radious of reconstruction area */
check_arg();

/* calculate physical data */
/* dis is space between two rays */
pi    = 4.0 * atan((double)1.0);
dis   = E/(float)nodetect;
projang = 2.0*pi/noproj;

for(j=0; j<MAXPROJ; j++)
{
  for(i=0; i<MAXDETECT; i++)
  {
        proj[j][i] = 0.0;
  }
}
if((infile=fopen(argv[argfobj],"r"))==NULL)
{
  perror(" cannot open file \n");
  exit(1);
}
fscanf(infile, "%d", &noellip);
printf("       x[i]     y[i]     a[i]     b[i]   alpha[i]   gray[i]\n");

for(i=0;i<noellip;i++)
{
  fscanf(infile,"%f%f%f%f%f%f",&x[i],&y[i],&a[i],&b[i],&alpha[i],&gray[i]);
  printf("      %9f %9f %9f %9f %9f %9f\n",x[i],y[i],a[i],b[i],alpha[i],gray[i]);
}
fclose(infile);

if((outfile=fopen(argv[argfprj], "wb"))==NULL)
{
  perror(" cannot open file \n");
  exit(1);
}
cprintf("\nProgression... \n");
cprintf("\r++++++++++++++++++++\r");
countj = countk = 0;

/* set x-ray source angle */
for(m=0; m<noproj; m++)
{
  /* calculate progression bar */
  countj = (int)m*20/noproj;
  if(countj!=countk){
    for (l=0; l<countj; l++) putch(219);
        putch('\r');
    countk=countj;
  }
  /* loop process each ellipse */
  for(i=0;i<noellip;i++)
  {
        angle = pi*alpha[i]/180.0;
    s  = sqrt((x[i]*x[i])+(y[i]*y[i]));
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
            if(x[i]==0.0)
        {
          if(y[i]>0.0)
            phi = pi/2.0;
          else if(y[i]<0.0)
            phi = 3.0*pi/2.0;
          else
            phi = 0.0;
            }
            else if(x[i]<0.0)
          phi = pi + atan((double)(y[i]/x[i]));
            else if(y[i]<0.0)
              phi = (2.0*pi) + atan((double)(y[i]/x[i]));
        else
          phi = atan((double)(y[i]/x[i]));
            for(j=-nodetect,jj=(2*nodetect+1); j<=nodetect; jj--, j++)
            {
              lamda = atan((double)(j*dis/D));
              aa  = (float)pow(a[i]*cos((double)m*projang-angle+lamda),2.0);
              aa += (float)pow(b[i]*sin((double)m*projang-angle+lamda),2.0);
              bb  = (float)pow((double)D*sin((double)lamda)
                    -(s*cos((double)m*projang-phi+lamda)),2.0);
              if(bb>aa)
                    proj[m][jj] = proj[m][jj];
              else
                    proj[m][jj] += 2.0*gray[i]*a[i]*b[i]*sqrt(aa-bb)/aa;

            }
      }
    }
    printf("\nReformatting....\n");
    for(row=0;row<noproj;row++)
    {
      for(col=0; col<(nodetect*2 +1); col++)
      {
        proj[row][col] = (float)exp((double)(-proj[row][col]));
      }
    }

    /* scale & save matrice of projection */
    printf("Scaling and saving....\n");
    for(row=0; row<noproj; row++)
    {
          for(col=0, j=-nodetect; j<=nodetect; j++, col++)
          {
      temp = (unsigned short int)(proj[row][col]*4095.0);
      if(temp == 0)printf("\nERROR : Minimum data = 0\n");
            fwrite(&temp, sizeof(unsigned short int), 1, outfile);
          }
    }
    fclose(outfile);
    printf("Finish.\n");
    putchar(7);
}

void usage(void)
{
  printf(" Usage : PROJGEN #NoPrj #NoDet #D #E Objfile.Ext Projfile.Ext\n");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  exit(1);
}

void check_arg(void)
{
  if (nodetect <= 0)
  {
    printf("\n ERROR : #NoDet (%d) must be positive integer.\n", nodetect);
    exit(2);
  }
  if (noproj <= 0 )
  {
    printf("\n ERROR : #NoPrj (%d) must be positive integer.\n", noproj);
    exit(2);
  }
  if (D <= 0.0 )
  {
    printf("\n ERROR : #D (%f) must be positive integer.\n", D);
    exit(2);
  }
  if (E <= 0.0 )
  {
    printf("\n ERROR : #E (%f) must be positive integer.\n", E);
    exit(2);
  }
}

void ClearScreen(void)
{
   union REGS regs;

   regs.w.cx = 0;
   regs.w.dx = 0x1850;
   regs.h.bh = 7;
   regs.w.ax = 0x0600;
   int386( 0x10, &regs, &regs );
}

void PosCursor(int row, int col)
{
   union REGS regs;

   regs.w.dx = ( row << 8 ) + col - 0x0101;
   regs.h.bh = 0;
   regs.h.ah = 2;
   int386( 0x10, &regs, &regs );
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก จ.
โปรแกรมสร้างภาพตัดขวางที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

```
/*************************************************************************/
/* QRECON.C    : Quick CT-Reconstruction Program                         */
/*               for Fan-Beam Reconstruction with Equi-space Detectors   */
/* Start date  : 8  May 1994                                             */
/* Last update : 2 July 1994                                             */
/* Complier    : WATCOM C/C++ Version 9.5                                */
/* Programmer  : Mr.Somchai Kreangarekul                                 */
/*************************************************************************/

#include <io.h>
#include <i86.h>
#include <conio.h>
#include <stdio.h>
#include <float.h>
#include <time.h>
#include <math.h>
#include <stdlib.h>
#include <mem.h>
#include <dos.h>
#include <graph.h>

#define MAXDETECT   1024    /* Maximum detector per side = 512 */
#define MAXPIX      512     /* Maximum image pixel = 512 */

#define argnoprj    1
#define argnodet    2
#define argnopix    3
#define argD        4       /* Source to Center Distance  */
#define argE        5       /* Radious of reconstruction area */
#define argfprj     6
#define argfimg     7

unsigned short int *rawdata;    /* raw data from detector       */
float   *proj;                  /* the fan-beam projection      */
float   *impulse;               /* the discrete impulse response */
float   *filtered;              /* the filtered projection      */
float   *image;                 /* array of output image        */

void usage(void);
void check_arg(void);
void allocate_memory(void);
void report_memory(void);
void findminmax(unsigned short int *buf, unsigned short int *bmin, unsigned short int *bmax);
void takelog(void);
void gen_impulse(int filter);       /* 1 - rect. 2 - Hamming */
void modify_beam(void);
void convolution(void);
void back_project(int angle);
void ClearScreen(void);
void PosCursor(int row, int col);

FILE *fpin, *fpout;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
unsigned short int noproj, nodetect, nopix, tm;
float        D, E, tor, projang, pixwidth, pi;
time_t       curr_time;
struct       tm *time1;
unsigned long  timelong;
unsigned int   th1, tm1, ts1, th2, tm2, ts2;

void main(int argc, char *argv[])
{
  unsigned char scale;
  unsigned short int m, j, k, l, row, col;
  float  max, min, range;

  if ( argc != 7+1 ) usage();

  ClearScreen();
  PosCursor(1, 1);
  printf("QRECON V1.0 by CT-STAFF (C) Copyright 1994 CTLAB CRSC KMITL\n");

  noproj   = atoi(argv[argnoprj]);   /* Number of projection per scan */
  nodetect = atoi(argv[argnodet]);   /* Number of detector per projection */
  nopix    = atoi(argv[argnopix]);   /* Number of pixel per side of image */
  D        = atof(argv[argD]);       /* Distance from source to center */
  E        = atof(argv[argE]);       /* Radious of reconstruction area */

  check_arg();
  allocate_memory();

  curr_time = time( NULL );
  time1 = localtime( &curr_time);
  th1 = (unsigned int)time1->tm_hour;
  tm1 = (unsigned int)time1->tm_min;
  ts1 = (unsigned int)time1->tm_sec;

  /* Calculate local variables */
  tm       = (nodetect-1)/2;
  tor      = (float)(E/(float)tm);
  pi       = 4.0*atan(1.0);
  projang  = (float) 2.0*pi/(float)noproj;
  pixwidth = (sqrt(2.0)*E/(float)nopix);


  /* Starting Reconstruction */
  if ((fpin = fopen(argv[argfprj], "rb")) == NULL)
  {
    printf("\n ERROR : Cannot open input file %s.\n", argv[argfprj]);
    exit(4);
  }
  if((fpout = fopen(argv[argfimg], "wb")) == NULL)
  {
    printf("\n ERROR : Cannot create output file %s.\n", argv[argfimg]);
    exit(1);
  }
  gen_impulse(1);

  /* clear array of image */
  memset(image, 0, nopix*nopix*4);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
cprintf("\rProgression... \n");
cprintf("\r++++++++++++++++++\r");
j = k = 0;
for(m=noproj; m > 0; m--)
{
  j = (unsigned short int)(noproj-m)*20/noproj;
  if(j!=k){
    for (l=0; l<j; l++) putch(219); putch('\r');
    k=j;
  }
  if (fread(rawdata, sizeof(unsigned short), atoi(argv[argnodet]), fpin) != atoi(argv[argnodet]))
  {
    printf("\n ERROR : while reading input file %s.\n", argv[argfprj]);
    exit(4);
  }
  takelog();
  modify_beam();
  convolution();
  back_project(m);
}

for(row=0;row<nopix;row++)
{
  for(col=0;col<nopix;col++)
  {
   image[row*nopix+col] *= projang;
  }
}

/* output scaling */

max = min = image[0];
for(row=0;row<nopix;row++)
{
  for(col=0; col<nopix; col++)
  {
   if(image[row*nopix+col] > max) max = image[row*nopix+col];
   if(image[row*nopix+col] < min) min = image[row*nopix+col];
  }
}
printf("\nPeak image value is [%f. %f]", min, max);
range = (max-min)/255.0;

/* save image */
for(row=0; row<nopix; row++)
{
  for(col=0;col<nopix;col++)
  {
   image[row*nopix+col] -= min;
   scale = (unsigned char)(image[row*nopix+col]/range);
   fwrite(&scale, 1, 1, fpout);
  }
}
fclose(fpout);
fclose(fpin);

curr_time = time( NULL );
time1 = localtime( &curr_time );
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  th2 = (unsigned int)time1->tm_hour;
  tm2 = (unsigned int)time1->tm_min;
  ts2 = (unsigned int)time1->tm_sec;
  timelong = 3600 * (th2 - th1) + 60 * (tm2 - tm1) + (ts2 - ts1);
  printf("\n\nReconstruction completed in %ld seconds\n\n", timelong);
}

void usage(void)
{
  printf(" Usage : QRECON #NoPrj #NoDet #NoPix #D #E Proj.Ext Image.Ext\n");
  exit(1);
}

void check_arg(void)
{
  if (nodetect <= 0)
  {
    printf("\n ERROR : #NoDet (%d) must be positive integer.\n", nodetect);
    exit(2);
  }
  if (((nodetect-1)/2)*2+1 != nodetect)
  {
    printf("\n WARNING : #NoDet (%d) is not an odd integer. Change to %d.\n",
      nodetect, nodetect-1);
    nodetect--;
  }
  if (noproj <= 0 )
  {
    printf("\n ERROR : #NoPrj (%d) must be positive integer.\n", noproj);
    exit(2);
  }
  if (nopix <= 0 )
  {
    printf("\n ERROR : #NoPix (%d) must be positive integer.\n", nopix);
    exit(2);
  }
  if (D <= 0.0 )
  {
    printf("\n ERROR : #D (%f) must be positive integer.\n", D);
    exit(2);
  }
  if (E <= 0.0 )
  {
    printf("\n ERROR : #E (%f) must be positive integer.\n", E);
    exit(2);.
  }
}

void allocate_memory(void)
{
  if ((rawdata = (unsigned short *) calloc(nodetect, sizeof(unsigned short))) == NULL)
  {
    printf("\n ERROR : Insufficient memory for raw data.\n");
    report_memory();
  }
  if ((proj = (float *) calloc(nodetect, sizeof(float))) == NULL)
  {
    printf("\n ERROR : Insufficient memory for projection data.\n");
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    report_memory();
  }
  if ((impulse = (float *) calloc(nodetect*2L, sizeof(float))) == NULL )
  {
    printf("\n ERROR : Insufficient memory for impulse data.\n");
    report_memory();
  }
  if ((filtered = (float *) calloc(nodetect, sizeof(float))) == NULL )
  {
    printf("\n ERROR : Insufficient memory for filtered data.\n");
    report_memory();
  }
  if ((image = (float *) calloc(nopix*nopix, sizeof(float))) == NULL )
  {
    printf("\n ERROR : Insufficient memory for image data.\n");
    report_memory();
  }
}

void report_memory(void)
{
  union REGS regs;
  struct SREGS sregs;
  struct meminfo {
     unsigned LargestBlockAvail;
     unsigned MaxUnlockedPage;
     unsigned LargestLockablePage;
     unsigned LinAddrSpace;
     unsigned NumFreePagesAvail;
     unsigned NumPhysicalPagesFree;
     unsigned TotalPhysicalPages;
     unsigned FreeLinAddrSpace;
     unsigned SizeOfPageFile;
     unsigned Reserved[3];
  } MemInfo;

  #define DPMI_INT    0x31

  printf("Memory Status Report\n");
  regs.x.eax = 0x00000500;
  memset( &sregs, 0, sizeof(sregs) );
  sregs.es = FP_SEG( &MemInfo );
  regs.x.edi = FP_OFF( &MemInfo );

  int386x( DPMI_INT, &regs, &regs, &sregs );
  printf( "Largest available block (in bytes): %lu\n",
    MemInfo.LargestBlockAvail );
  printf( "Maximum unlocked page allocation: %lu\n",
    MemInfo.MaxUnlockedPage );
  printf( "Pages that can be allocated and locked: %lu\n",
    MemInfo.LargestLockablePage );
  printf( "Total linear address space including allocated"
    " pages: %lu\n", MemInfo.LinAddrSpace );
  printf( "Number of free pages available: %lu\n",
    MemInfo.NumFreePagesAvail );
  printf( "Number of physical pages not in use: %lu\n",
    MemInfo.NumPhysicalPagesFree );
  printf( "Total physical pages managed by host: %lu\n",
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    MemInfo.TotalPhysicalPages );
  printf( "Free linear address space (pages): %lu\n",
    MemInfo.FreeLinAddrSpace );
  printf( "Size of paging/file partition (pages): %lu\n",
    MemInfo.SizeOfPageFile );
  exit(2);
}

void findminmax(unsigned short int *buf, unsigned short int *bmin,
            unsigned short int *bmax)
{
  unsigned int i;
  unsigned short int t;
  *bmin = *bmax = buf[0];
  for (i=1; i<nodetect; i++)
  {
    t = buf[i];
    *bmin = min(t, *bmin);
    *bmax = max(t, *bmax);
  }
}

void takelog(void)
{
  unsigned short int i, pmin, pmax;

  findminmax(rawdata, &pmin, &pmax);
  if (pmin == 0)
  {
    printf("\n ERROR : Projection's data have 0. Can't take log.\n");
    exit(4);
  }
  for (i=0; i<nodetect; i++)
  {
    proj[i] = (float)log(pmax/(float)rawdata[i]);
  }
}

void gen_impulse(int filter)  /* Generate discrete impulse response */
{
  int i, n;

  if ( filter == 2 )  /* Hamming */
  {
    for(n=(-2*tm), i=0; i<=2*nodetect; i++, n++)
    {
      if(n==0)
        impulse[i] = (0.54*pi*pi-1.84)/(4.0*tor*tor*pi*pi);
      else if((n==1) || (n==-1))
        impulse[i] = ((0.23*pi*pi*(float)n*(float)n)-2.16)/
          (4.0*pi*pi*tor*tor*(float)n*(float)n);
      else if((n%2)==0)
        impulse[i] = -(0.23/(pi*pi*tor*tor*(float)(n+1)*(float)(n+1)))
          -(0.23/(pi*pi*tor*tor*(float)(n-1)*(float)(n-1)));
      else
        impulse[i] = -0.54/(pi*pi*tor*tor*(float)n*(float)n);
    }
  }
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
  else    /* Rectangular */
  {
    for(i=0, n=(-2*tm); i<=2*nodetect; i++, n++)
    {
      if(n == 0)
        impulse[i] = 1.0/(8.0*tor*tor);
      else if((n%2)==0)
        impulse[i] = 0.0;
      else
        impulse[i] = -1.0/(2.0*pi*pi*tor*tor*(float)(n*n));
    }
  }
}

void modify_beam(void)     /* step 1 (modify each projection) */
{
  int i, n;
  float t;

  for(i=0, n=-tm; i<=nodetect; i++, n++)
  {
    t = (float) n*tor;
    proj[i] = proj[i]*D/(float)sqrt(D*D+t*t);
  }
}

void convolution(void)     /* step 2 (Filtering); */
{
  int i, j, m, n;

  for(i=0, n=(-tm); i<=nodetect; i++, n++)
  {
    filtered[i] = 0.0;
    for(m=0, j=(-tm); m<=nodetect; m++, j++)
    {
      filtered[i] += (proj[m] * impulse[n-j+nodetect]);
    }
    filtered[i] *= tor;
  }
}

void back_project(int angle)  /* step 3 (Fan-beam Backprojection) */
{
  int x, y, row, col, inpi;
  float beta, SinBeta, CosBeta, Y_SinBeta, Y_CosBeta, u, t_pi, s, npi,
    backproj;

  /* beta is angle between projection axis and y-axis */
  beta    = (float) angle*projang;
  SinBeta = (float) sin(beta);
  CosBeta = (float) cos(beta);

  for(y=((nopix/2)-1), row=0; row<nopix; y--, row++)
  {
    Y_SinBeta = y*SinBeta;
    Y_CosBeta = y*CosBeta;
    for(x=(-nopix/2), col=0; col<nopix; x++, col++)
    {
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        u = 1.0 + (pixwidth*(x*SinBeta - Y_CosBeta)/D);
        t_pi = pixwidth*(x*CosBeta + Y_SinBeta)/u;

        /* interpolate */
        npi = (t_pi/tor)+(float)tm;
        inpi = (int)npi;
        s = npi - (float)inpi;
        backproj = (1.0-s)*filtered[inpi] + s*filtered[inpi+1];
        image[row*nopix+col] += (float) backproj/(u*u);
      }
    }
}

void ClearScreen(void)
{
   union REGS regs;

   regs.w.cx = 0;
   regs.w.dx = 0x1850;
   regs.h.bh = 7;
   regs.w.ax = 0x0600;
   int386( 0x10, &regs, &regs );
}

void PosCursor(int row, int col)
{
   union REGS regs;

   regs.w.dx = ( row << 8 ) + col - 0x0101;
   regs.h.bh = 0;
   regs.h.ah = 2;
   int386( 0x10, &regs, &regs );
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อผู้เขียน	นายสมชาย เกรียงอารีกุล
วันเดือนปีเกิด	วันที่ 28 กรกฎาคม 2511
สถานที่เกิด	จังหวัดกรุงเทพฯ
วุฒิการศึกษาระดับปริญญาตรี	อุตสาหกรรมศาสตร์บัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาเทคโนโลยีไฟฟ้าอุตสาหกรรม (เกียรตินิยมอันดับสอง)
สถานที่สำเร็จการศึกษา	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า พระนครเหนือ
ปีที่สำเร็จการศึกษา	ปีการศึกษา 2533
ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์	- เรื่องการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ และตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำ (การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 17 พ.ศ. 2537) - เรื่องการชดเชยความแตกต่างของชุดวงจรขยายด้วยสมการคณิตศาสตร์ (การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 17 พ.ศ. 2537) - การประยุกต์ใช้ตัวรับรังสีแบบสารกึ่งตัวนำในการสร้างภาพตัดขวาง (การประชุมทางวิชาการ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ ครั้งที่ 6 พ.ศ. 2537)
ประสบการณ์การทำงาน	ผู้ช่วยนักวิจัยในโครงการวิจัยและพัฒนาต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ ปี พ.ศ. 2534 ถึง พ.ศ. 2537
อาชีพปัจจุบัน	ผู้ช่วยนักวิจัยในโครงการวิจัยและพัฒนาต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้