

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การพัฒนาและสร้างอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวาง  
A PRACTICAL X-RAY COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

หนังสืออ้างอิง  
ห้ามนำออกนอกห้องสมุด



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
บัณฑิตวิทยาลัย  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ. 2537

ISBN 974-621-146-3

ลิขสิทธิ์ของบัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เลขที่.....  
เลขหนังสือ..... 21289  
วัน, เดือน, ปี 22 ส.ค. 2537

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ..... ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามนำไป..... ของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# **A PRACTICAL X-RAY COMPUTERIZED TOMOGRAPHY**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENTS  
FOR THE MASTER DEGREE OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING  
GRADUATE SCHOOL  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

**1994**

**ISBN 974-621-146-3**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาและสร้างอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวาง A Practical X-Ray Computerized Tomography
นักศึกษา	นายอัครินทร์ คุณกิตติ
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ศ.ดร. ไพรัช รัชชยพงษ์
ระดับการศึกษา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า
ภาควิชา	วิศวกรรมคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา	2537

### บทคัดย่อ

เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางเป็นเครื่องมือที่แพทย์ใช้เพื่อช่วยในการวินิจฉัยโรค ในวิทยานิพนธ์นี้จะได้กล่าวถึงการพัฒนาและสร้างอุปกรณ์เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางแบบที่ใช้รังสีเอ็กซ์ที่ได้ทำการวิจัยขึ้นในประเทศไทย เครื่องที่วิจัยได้พัฒนาขึ้นมาจากเครื่องที่เคยวิจัยมาก่อน[1] เครื่องที่พัฒนาและสร้างขึ้นจะประกอบด้วย ระบบรังสีเอ็กซ์, ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ แกนทรี และระบบคอมพิวเตอร์ตลอดจนโปรแกรมที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง โดยได้ทำการปรับปรุงระบบรังสีเอ็กซ์ให้มีคุณภาพดีขึ้นโดยใช้อุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์ใหม่, ใช้ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์เป็นแบบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ ทำงานร่วมกับชุดกล้องรับภาพและแผงวงจรแปลงสัญญาณภาพเป็นข้อมูลดิจิทัลเข้าสู่คอมพิวเตอร์ ทำให้มีข้อดีคือ รับข้อมูลได้คราวละหลายชุด ดังนั้นการฉายรังสีเอ็กซ์เพื่อเก็บข้อมูลจึงกระทำเพียงรอบเดียวก็จะได้ข้อมูลภาพตัดขวางหลายภาพตามต้องการ นอกจากนี้ยังทำให้ใช้ปริมาณรังสีเอ็กซ์ที่มีขนาดต่ำได้

เครื่องที่วิจัยยังได้มีการพัฒนาสร้างแกนทรีใหม่ให้มีความเที่ยงตรงทางตำแหน่งกายภาพมากกว่าเดิมที่ใช้เป็นแบบแขนรูปตัวซี (C-arm) และควบคุมโดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ ส่วนระบบคอมพิวเตอร์ได้ใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เป็นทั้งเครื่องควบคุมการทำงานและสร้างภาพตัดขวาง เนื่องจากมีราคาถูก, จัดหาและพัฒนาได้ง่าย โดยจะมีแผงวงจรอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ช่วยในการประมวลผลสร้างภาพตัดขวางให้ได้ภาพตัดขวางเร็วขึ้น สำหรับการสร้างภาพตัดขวาง ได้พัฒนาเทคนิคและวิธีการเพื่อให้ได้ภาพตัดขวางที่มีคุณภาพดีขึ้น โดยได้พัฒนาเทคนิคการปรับแต่งเครื่องทางกายภาพและใช้โปรแกรมช่วย และได้ทำการทดลองถ่ายภาพตัดขวางวัตถุต่างๆ ได้แก่ แท่งน้ำกลม, ท่อพีวีซีกลวง, แท่งน้ำสีเหลือง และที่สำคัญคือ ได้ทดลองถ่ายภาพตัดขวางของสัตว์มีชีวิตคือหนูทดลอง ได้ผลเป็นที่น่าพอใจเป็นอย่างยิ่ง สามารถเห็นและระบุอวัยวะภายในต่างๆที่สำคัญของหนูทดลองได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Thesis Title** A Practical X-Ray Computerized Tomography  
**Name** Mr.Akhàrin Khurkitti  
**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  
**Academic Year** 1994

### ABSTRACT

This thesis will present a research and development of an X-Ray Computerized Tomography (CT) in Thailand. The machine is developed from the previous work, [1]. It consists of X-ray system, detector system, gantry, computer system and image reconstruction program. It uses a new X-ray equipment and a detector system composed of image intensifier, CCD camera and image grabber adapter. Using an image intensifier has many advantages. It works with low-intensity X-ray and can gather many X-ray-data slices from a single scan. Total X-ray dose is reduced by using the image intensifier.

The developed machine uses a new rigid gantry with microcomputer-based control. This is improved from the old C-arm gantry. The computer system is based on microcomputer technology, which is cheaper, simpler and easier to implement. The system uses PC with an array processor board for system control and image reconstruction. This thesis also introduces improved techniques in CT machine. They are physical and programmed position-calibration techniques. After the complete system has been integrated, it was experimented with rounded-tube water, PVC pipe and square-shape water. The very interesting experiment was a reconstruction of series of living-rat 's images. The reconstructed images of the rat's internal organs were indeed very satisfactory.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี ก็ด้วยความกรุณาของ ศ.ดร. ไพรัช รัชชพงษ์ อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ซึ่งคอยให้คำแนะนำในการจัดทำวิทยานิพนธ์นี้ และที่สำคัญขอขอบคุณ โครงการวิจัย คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ ภายใต้การนำของ ศ.ดร. ไพรัช รัชชพงษ์ หัวหน้าโครงการ และ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC) ผู้ให้ทุนสนับสนุนการวิจัย ทำให้เกิดวิทยานิพนธ์นี้ขึ้นมา ตลอดจนขอขอบคุณเจ้าหน้าที่สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ทุกท่าน ที่ให้ความร่วมมือและช่วยเหลือในการจัดทำวิทยานิพนธ์นี้เป็นอย่างดี

ท้ายนี้ ขอขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้ช่วยพิจารณาให้คำแนะนำในการตรวจทาน แก้ไข และอนุมัติวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

อักรินทร์ คุณกิตติ



# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII

บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 หลักการทำงานโดยทั่วไปของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง.....	1
1.2 ประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ.....	2
1.3 เนื้อหาของวิทยานิพนธ์.....	6
บทที่ 2 ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง.....	9
2.1 บทนำ.....	9
2.2 เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้งานอยู่ทั่วไป.....	9
2.2.1 แกนทรี.....	10
2.2.2 ระบบรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุมการฉายรังสีเอ็กซ์.....	12
2.2.3 ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์.....	12
2.2.3.1 ตัวรับรังสีเอ็กซ์.....	13
2.2.3.2 วงจรขยายสัญญาณ.....	13
2.2.3.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล.....	13
2.2.3.4 วงจรควบคุม.....	13
2.2.4 เติียงคนไข้และส่วนควบคุมเตียงคนไข้.....	13
2.2.5 ระบบคอมพิวเตอร์และโปรแกรมซอฟต์แวร์.....	14
2.2.6 ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง.....	14
2.2.7 กล้องมัลติฟอร์แมต.....	15
2.3 เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ทำการวิจัยและพัฒนาสร้างขึ้น.....	15
2.3.1 แกนทรี.....	16

เอกสาร 2.3.2 ระบบรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุม.....

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.3 ระบบปรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์.....	17
2.3.4 ระบบคอมพิวเตอร์และโปรแกรมซอฟต์แวร์.....	18
2.3.5 ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง.....	19
2.4 สรุป.....	20
<b>บทที่ 3 ระบบรังสีเอ็กซ์.....</b>	<b>22</b>
3.1 บทนำ.....	22
3.2 ส่วนประกอบของระบบรังสีเอ็กซ์.....	22
3.2.1 หลอดรังสีเอ็กซ์.....	23
3.2.2 วงจรควบคุม.....	25
3.2.3 ส่วนควบคุมผ่านทางคอมพิวเตอร์.....	26
3.3 สรุป.....	27
<b>บทที่ 4 ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์.....</b>	<b>28</b>
4.1 บทนำ.....	28
4.2 หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์.....	29
4.3 กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์.....	30
4.4 แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอ.....	31
4.5 สรุป.....	33
<b>บทที่ 5 แกนทรี.....</b>	<b>34</b>
5.1 บทนำ.....	34
5.2 ลักษณะโดยทั่วไป.....	34
5.3 ส่วนขับเคลื่อนและควบคุมการหมุน.....	35
5.4 ส่วนตรวจวัดตำแหน่งแกนทรี.....	37
5.5 สรุป.....	42
<b>บทที่ 6 การสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์.....</b>	<b>43</b>
6.1 บทนำ.....	43
6.2 การสร้างภาพตัดขวาง.....	43
6.2.1 คณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างการตัดขวาง.....	43
6.2.2 การสร้างภาพตัดขวางในเครื่องที่พัฒนาขึ้น.....	44

6.3 การถ่ายภาพตัดขวางโดยเครื่องที่พัฒนาขึ้น.....	46
6.4 การปรับแต่งเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น.....	49
6.4.1 หลักการและสมมติฐาน.....	49
6.4.2 ขั้นตอนการปรับแต่งทางกายภาพ.....	51
6.4.3 การสร้างภาพตัดขวางหลังการปรับแต่งทางกายภาพ.....	51
6.4.4 การปรับแต่งทางโปรแกรม.....	53
6.4.4.1 หลักการปรับแต่งทางโปรแกรม.....	53
6.4.4.2 ขั้นตอนการปรับแต่งทางโปรแกรม.....	54
6.4.4.3 การสร้างภาพตัดขวางหลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม.....	56
6.5 การถ่ายภาพตัดขวางของหนูทดลอง.....	59
6.6 สรุป.....	63

บทที่ 7 สรุปและข้อเสนอแนะ.....	64
7.1 บทนำ.....	64
7.2 คุณสมบัติของเครื่องที่ได้วิจัยและพัฒนาสร้างขึ้น.....	64
7.2.1 แกนทรี.....	64
7.2.2 ระบบรังสีเอ็กซ์.....	64
7.2.3 ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์.....	64
7.2.4 การสร้างภาพตัดขวาง.....	64
7.2.5 การแสดงผลภาพตัดขวาง.....	65
7.2.6 เติียงคนไข้.....	65
7.3 แนวทางในการพัฒนาต่อไป.....	65

เอกสารอ้างอิง.....	66
ภาคผนวก ก ข้อมูลจำเพาะของ แผงวงจร TARGA M8.....	69
ภาคผนวก ข รายละเอียดตัวเข้ารหัสแบบหมุนที่ใช้งาน.....	73
ภาคผนวก ค วงจรแผงวงจรควบคุมแกนทรี.....	75
ภาคผนวก ง การเพิ่มความเร็วยการสร้างภาพตัดขวางวิธี Backprojection โดยใช้อาร์เรย์โปรเซสเซอร์.....	76
ภาคผนวก จ โปรแกรมสร้างภาพตัดขวางที่ใช้งานในเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น.....	83
ภาคผนวก ฉ การหาจุดศูนย์กลางของแกนทรี.....	93
ประวัติผู้เขียน.....	94

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2-1 แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางระหว่าง เครื่องทั่วไปกับเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น.....	21
ตาราง 3-1 คุณสมบัติของหลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้.....	25



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

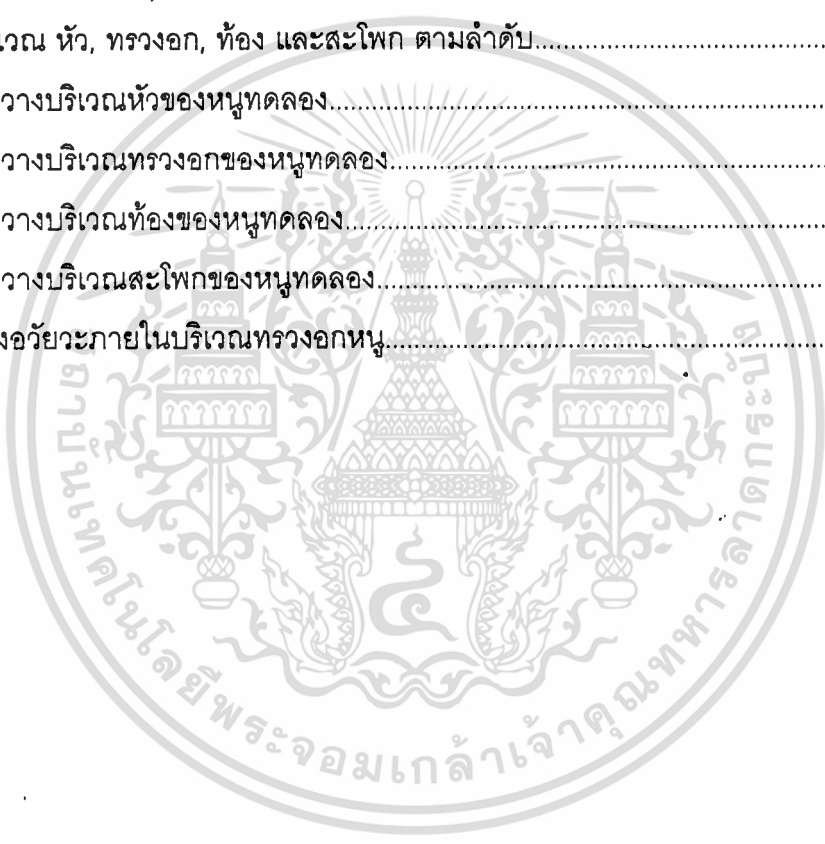
# สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1-1 หลักการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์.....	2
รูปที่ 1-2 หลักการทำงานของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางรุ่นต่าง ๆ.....	4
รูปที่ 1-3 ภาพจำลองภาพตัดขวางของร่างกายแสดงด้วยความเข้ม 0-31 (ก่อนการสร้างภาพตัดขวาง).....	5
รูปที่ 1-4 ภาพจำลองภาพตัดขวางของร่างกายแสดงด้วยความเข้ม 0-31 (หลังการสร้างภาพตัดขวาง).....	5
รูปที่ 1-5 ภาพตัดขวางของน้ำที่นำมาทดลองในเอกสารอ้างอิง [1].....	6
รูปที่ 2-1 ตัวอย่างการวางผังห้องสำหรับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง.....	10
รูปที่ 2-2 แผนภาพแสดงส่วนประกอบที่สำคัญของแกนทรี.....	11
รูปที่ 2-3 ลักษณะการถ่ายภาพตัดขวางแบบเอียง.....	11
รูปที่ 2-4 แนวการเคลื่อนที่ของเตียงคนไข้ 2 แบบ.....	14
รูปที่ 2-5 ห้องควบคุมและห้องสแกน (ด้านหลัง) ของเครื่องวิจัย.....	16
รูปที่ 2-6 แกนทรีที่สร้างขึ้น.....	17
รูปที่ 2-7 ชุดรับสัญญาณจากรังสีเอ็กซ์.....	18
รูปที่ 2-8 ระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้.....	19
รูปที่ 2-9 ส่วนแสดงผลภาพตัดขวางของเครื่องที่สร้างขึ้น.....	19
รูปที่ 3-1 ระบบรังสีเอ็กซ์.....	24
รูปที่ 3-2 แสดงแผนหน้าบัทม์ของชุดควบคุมรังสีเอ็กซ์.....	26
รูปที่ 3-3 วงจรส่วนควบคุมการปิด-เปิดรังสีเอ็กซ์.....	26
รูปที่ 4-1 การนำข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าสู่คอมพิวเตอร์.....	28
รูปที่ 4-2 โครงสร้างและส่วนประกอบของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์.....	29
รูปที่ 4-3 กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งาน.....	30
รูปที่ 4-4 หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์, เลนส์เชื่อมต่อและกล้องรับภาพ ของระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์.....	31
รูปที่ 4-5 โครงสร้างของแผงวงจร TARGA M8.....	31
รูปที่ 4-6 แผงวงจร TARGA M8.....	32
รูปที่ 4-7 การเลือกข้อมูลภาพ (slices).....	33
รูปที่ 5-1 ลักษณะและรูปร่างของแกนทรีที่พัฒนาขึ้น.....	34
รูปที่ 5-2 ขนาดของแกนทรี.....	35
รูปที่ 5-3 ระบบขับเคลื่อนการหมุนของแกนทรี.....	35

รูปที่ 5-4 แผนภาพการควบคุมการหมุนของแกนทรี.....	36
รูปที่ 5-5 แผงวงจรควบคุมการหมุน.....	36
รูปที่ 5-6 แผงวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์.....	36
รูปที่ 5-7 มอเตอร์ที่ใช้ขับเคลื่อนแกนทรี.....	37
รูปที่ 5-8 ระบบขับเคลื่อนแกนทรีผ่านจากมอเตอร์เข้าสู่เฟืองทด, สายพานเฟือง และโซ่ตามลำดับ.....	37
รูปที่ 5-9 ส่วนตรวจวัดตำแหน่งแกนทรีแบบกำหนดตายตัว โดยใช้แถบพลาสติกกิดีครอบ ส่วนหมุนของแกนทรี.....	38
รูปที่ 5-10 วงจรตรวจวัดตำแหน่งแกนทรีแบบตายตัว.....	39
รูปที่ 5-11 การติดตั้งและใช้งานส่วนตรวจวัดตำแหน่งแบบตัวเข้ารหัสแบบหมุน.....	40
รูปที่ 5-12 วงจรที่ใช้เชื่อมต่อเข้ารหัสแบบหมุนเข้ากับแผงวงจรควบคุม.....	41
รูปที่ 5-13 ไมโครสวิตช์เพื่อตรวจจับตำแหน่งครบรอบของแกนทรี ทั้งในทิศทางตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกา.....	42
รูปที่ 6-1 แสดงค่าต่าง ๆ ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง.....	43
รูปที่ 6-2 แสดงการหาค่าตัวแปร D และ E สำหรับเครื่องที่สร้างขึ้น.....	45
รูปที่ 6-3 แผงวงจรอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ที่ใช้งาน.....	46
รูปที่ 6-4 แท่งน้ำกลมที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง.....	46
รูปที่ 6-5 ท่อพีวีซีกลวงที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง.....	47
รูปที่ 6-6 แท่งน้ำสีเหลืองที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง.....	47
รูปที่ 6-7 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม ก่อนการปรับแต่งเครื่อง.....	48
รูปที่ 6-8 ภาพตัดขวางของท่อพีวีซีกลวง ก่อนการปรับแต่งเครื่อง.....	48
รูปที่ 6-9 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำสีเหลือง ก่อนการปรับแต่งเครื่อง.....	49
รูปที่ 6-10 แสดงลักษณะทางกายภาพของระบบที่คิดว่าทำให้เกิดความคลาดเคลื่อน ทางตำแหน่งของโปรเจกชัน.....	50
รูปที่ 6-11 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม หลังการปรับแต่งทางกายภาพ.....	51
รูปที่ 6-12 ภาพตัดขวางของท่อพีวีซีกลวง หลังการปรับแต่งทางกายภาพ.....	52
รูปที่ 6-13 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำสีเหลือง หลังการปรับแต่งทางกายภาพ.....	52
รูปที่ 6-14 แสดงหลักการเลื่อนตำแหน่งโปรเจกชันเพื่อแก้ไขความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่ง โดยใช้โปรแกรม.....	53
รูปที่ 6-15 วัตถุที่ใช้ในการปรับแต่งทางโปรแกรม.....	54
รูปที่ 6-16 (a) ภาพตัดขวางของเข็มที่ใช้ในการปรับแต่งทางโปรแกรม ก่อนการปรับแต่งทางโปรแกรม.....	55
รูปที่ 6-16 (b) ภาพตัดขวางของเข็มที่ใช้ในการปรับแต่งทางโปรแกรม	

หลังการปรับแต่งทางโปรแกรม.....	55
รูปที่ 6-17 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม.....	56
รูปที่ 6-18 ภาพตัดขวางของท่อพีวีซีกลวง หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม.....	56
รูปที่ 6-19 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำสี่เหลี่ยม หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม.....	57
รูปที่ 6-20 เส้นตัดของภาพตัดขวางแท่งน้ำกลมที่ทดลอง (เส้นที่ 128) หลังการปรับแต่งแต่ละขั้นตอน.....	57
รูปที่ 6-21 แผนภาพแสดงขั้นตอนการคำนวณเพื่อสร้างภาพตัดขวาง.....	58
รูปที่ 6-22 หนูทดลองที่ใช้ในการถ่ายภาพตัดขวาง.....	59
รูปที่ 6-23 การเลือกบริเวณต่าง ๆ ของหนูทดลองที่จะถ่ายภาพตัดขวาง ได้แก่ บริเวณ หัว, ทรวงอก, ท้อง และสะโพก ตามลำดับ.....	60
รูปที่ 6-24 ภาพตัดขวางบริเวณหัวของหนูทดลอง.....	60
รูปที่ 6-25 ภาพตัดขวางบริเวณทรวงอกของหนูทดลอง.....	61
รูปที่ 6-26 ภาพตัดขวางบริเวณท้องของหนูทดลอง.....	61
รูปที่ 6-27 ภาพตัดขวางบริเวณสะโพกของหนูทดลอง.....	62
รูปที่ 6-28 โครงสร้างอวัยวะภายในบริเวณทรวงอกหนู.....	62



# บทที่ 1

## บทนำ

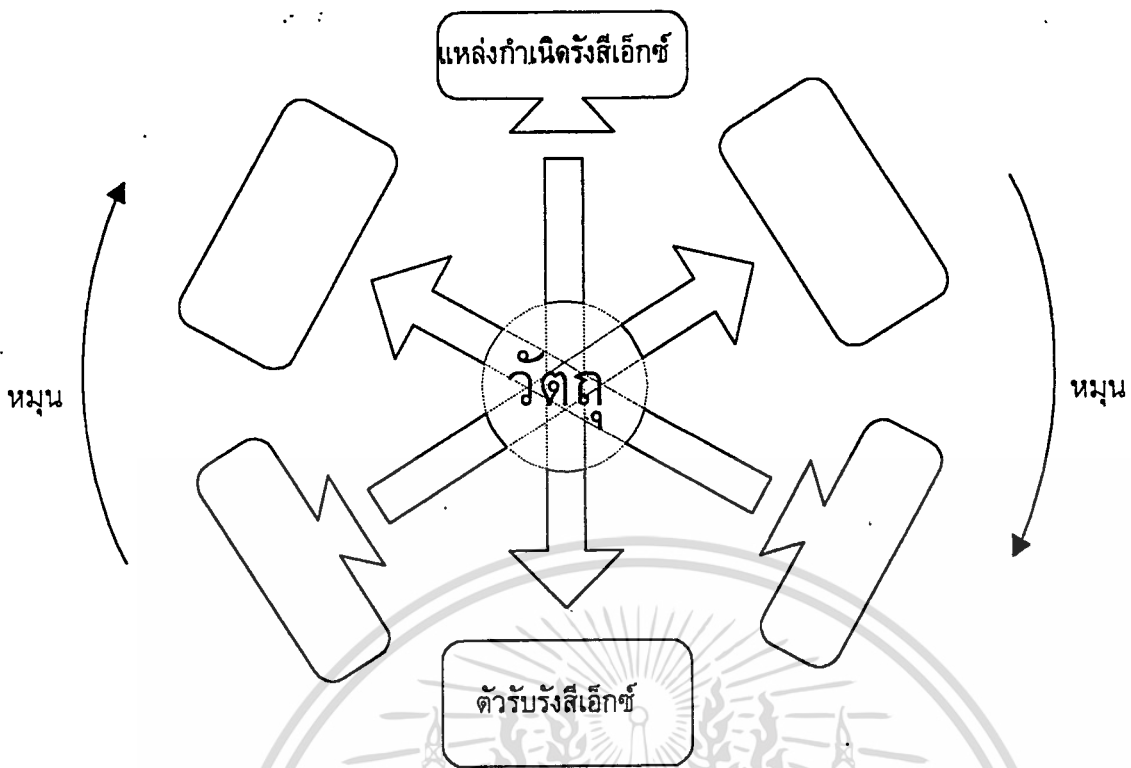
อุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวางหรือคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง (Computerized Tomography : CT) เป็นเครื่องมือที่ช่วยให้แพทย์ทำการวินิจฉัยโรคได้ถูกต้องแม่นยำมากขึ้นกว่าเดิมที่เคยใช้การมองภาพคนไข้โดยใช้ฟิล์มรังสีเอ็กซ์ เนื่องจากภาพที่ได้จากฟิล์มรังสีเอ็กซ์จะมีลักษณะเป็นภาพที่ซ้อนกันของอวัยวะภายใน ทำให้การมองภาพเป็นไปด้วยความลำบาก ต้องใช้การจินตนาการภาพมากในการทำความเข้าใจภาพ แต่ภาพที่ได้จากคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางจะเป็นภาพที่มองโดยเปรียบเสมือนการนำมิดไปตัดขวางอวัยวะนั้นมาดู (แต่แท้จริงแล้วไม่ได้ใช้มิดไปตัดจริง) ทำให้มองเห็นอวัยวะภายในได้อย่างชัดเจนและถ้านำอุปกรณ์นี้ไปถ่ายภาพตัดขวางสมองซึ่งมีความละเอียดอ่อนมาก ก็จะสามารถระบุถึงความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับสมองได้ดี

### 1.1 หลักการทำงานโดยทั่วไป ของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางทำงานโดยใช้หลักการที่ใช้สื่อหรือตัวกลางที่สามารถเก็บข้อมูลของสิ่งที่อยู่ภายในของวัตถุที่ไม่สามารถมองเห็นได้จากภายนอกโดยใช้ตามนุษย์ได้ โดยในทางการแพทย์ก็ได้มีการใช้รังสีเอ็กซ์ที่สามารถทะลุคน (หรือวัตถุ) ได้ ออกมาแล้วรับข้อมูลที่ออกมาทางด้านตรงข้าม ต่อมาได้มีการพัฒนาขึ้นโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสื่อแทน โดยนำมาใช้ในเครื่อง เอ็ม อาร์ ไอ (MRI : Magnetic Resonance Imaging) ในที่นี้จะอธิบายหลักการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์เท่านั้น ซึ่งสามารถอธิบายได้ตามรูปที่ 1-1 ดังนี้

แหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์จะฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านเข้าไปยังวัตถุที่ต้องการสร้างภาพตัดขวาง เช่น คนใช้รังสีเอ็กซ์จะทะลุวัตถุออกมาด้านตรงข้ามโดยความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านทะลุออกมาจะมีค่าเปลี่ยนไปตามคุณสมบัติการดูดซับรังสีเอ็กซ์ของวัตถุ รังสีที่ผ่านออกมาจะถูกตรวจรับโดยตัวรับรังสีเอ็กซ์ที่อยู่ด้านตรงข้ามกับแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์ ตัวรับรังสีเอ็กซ์จะทำการแปลงค่าความเข้มของรังสีเอ็กซ์ให้เป็นค่าที่สามารถนำไปประมวลผลโดยคอมพิวเตอร์ได้ต่อไป ชุดของข้อมูลที่รับได้นี้ เรียกว่าโปรเจกชัน (projection) หรือโปรไฟล์ (profile)

หลังจากรับค่าโปรเจกชันแล้วจะหมุนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสีเอ็กซ์ไปยังตำแหน่งถัดไปเพื่อฉายรังสีเอ็กซ์และรับข้อมูลโปรเจกชันต่อไป ทำเช่นนี้ไปจนครบรอบวัตถุก็จะได้ข้อมูลเป็นโปรเจกชันของวัตถุ โดยอาจจะแบ่งรอบวัตถุซึ่งมีขนาด 360 องศา ออกเป็น โปรเจกชัน จำนวน 60, 120, 180 หรือ 360 โปรเจกชัน หรือมากกว่า ซึ่งแต่ละโปรเจกชันก็จะห่างกันเป็นมุม 6, 3, 2 และ 1 องศา หรือน้อยกว่าตามลำดับเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า



รูปที่ 1-1 หลักการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอกซ์

เมื่อได้โปรเจกชันของข้อมูลครบตามที่ต้องการแล้วจะนำข้อมูลโปรเจกชันเหล่านั้นไปทำการคำนวณเพื่อสร้างภาพตัดขวางของวัตถุนั้นโดยใช้คอมพิวเตอร์เป็นตัวช่วยในการคำนวณเพื่อให้ผลออกมาเร็วขึ้น เสร็จแล้วจึงนำภาพตัดขวางที่คำนวณสร้างมาได้นั้น นำออกแสดงผลทางจอภาพหรือพิมพ์ออกมาตามลำดับต่อไป

## 1.2 ประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ [2]

การถ่ายภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอกซ์ ได้เริ่มจากการพยายามแยกภาพถ่ายของฟิล์มรังสีเอกซ์ที่มองเห็นอวัยวะต่าง ๆ ซ้อนกันให้มองเห็นเด่นชัดขึ้น นายแพทย์ โบเคจ (Bocage) ชาวฝรั่งเศสได้คิดหลักการของภาพตัดขวาง (tomography) ขึ้นในปี ค.ศ. 1922 หลังจากนั้นก็ได้มีการพัฒนาประดิษฐ์อุปกรณ์สำหรับถ่ายภาพตัดขวางขึ้นมาตามลำดับ โดยในระยะแรกยังไม่มีเครื่องนำคอมพิวเตอร์มาช่วยในการคำนวณสร้างภาพตัดขวาง แต่ใช้หลักการของภาพซ้อนบนฟิล์มรังสีเอกซ์ ดังนั้นภาพตัดขวางระยะแรกยังสร้างขึ้นโดยใช้ฟิล์มรังสีเอกซ์อยู่

ต่อมาในปี ค.ศ. 1967 เฮานฟิลด์ (G.N. Hounfield) แห่งบริษัท อี เอ็ม ไอ (EMI) ประเทศอังกฤษ ได้ประสบความสำเร็จในการสร้างอุปกรณ์ถ่ายภาพตัดขวางของศีรษะสำเร็จโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการสร้างภาพตัดขวาง ทำให้เขาได้รับรางวัลโนเบลสาขาการแพทย์ร่วมกับคอร์แมค (Cormack) ในปี ค.ศ. 1979 [2] หลังจากนั้นก็ได้มีการพัฒนาเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง หรือ CT ขึ้นมาเรื่อย ๆ

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางได้มีการพัฒนาหลักการทำงานมาตามลำดับ โดยสามารถแบ่งได้เป็นการค้าเป็น 4 รุ่น (generation) ดังนี้ [1] ห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รุ่นที่ 1 (first generation) เป็นคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางรุ่นแรก ทำงานโดยใช้รังสีเอกซ์ที่มีลักษณะเป็นลำเล็ก ๆ แคบ ๆ (pencil beam) ฉายผ่านวัตถุไปยังตัวรับรังสีเอกซ์ที่อยู่ด้านตรงข้าม แล้วเคลื่อนทั้งแหล่งกำเนิดและตัวรับรังสีเอกซ์ไปในแนวเส้นตรง เพื่อเก็บข้อมูลในแต่ละโปรเจกชัน แล้วจึงหมุนไปรอบวัตถุดังรูปที่ 1-2 (a) เรียกว่าทำงานโดยใช้หลักการ เลื่อนและหมุน (translate/rotate) แต่วิธีนี้ จะทำให้ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลนานทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีเอกซ์ในปริมาณมาก

รุ่นที่ 2 (second generation) เป็นรุ่นที่ทำงานโดยใช้รังสีเอกซ์ที่มีลำรังสีมีลักษณะเป็นรูปพัด (fan beam) และเพิ่มจำนวนตัวรับรังสีเอกซ์ให้มากขึ้นเป็นประมาณ 8 ถึง 30 ตัว แต่ยังคงมีการเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรงอยู่ แต่ลดลง ทำให้เวลาในการเก็บข้อมูลลดลง การทำงานแสดงได้ดังรูปที่ 1-2 (b)

รุ่นที่ 3 (third generation) เป็นระบบที่ทำงานโดยใช้การหมุนรอบวัตถุอย่างเดียวไม่มีการเคลื่อนที่ในแนวเส้นตรง เรียกว่า แบบ หมุนและหมุน (rotate/rotate) โดยจะทำให้รังสีเอกซ์มีลักษณะเป็นรูปพัด (fan beam) ซึ่งมีขนาดที่สามารถครอบคลุมบริเวณที่จะถ่ายภาพตัดขวางได้ทั้งหมด และใช้ตัวรับรังสีเอกซ์ที่มีจำนวนมากขึ้นเป็นประมาณ 100 ถึง 1000 ตัว ทำให้เวลาในการเก็บข้อมูลลดลงอย่างมากเหลือเพียงประมาณ 1-9 วินาที การทำงานแสดงในรูปที่ 1-2 (c)

รุ่นที่ 4 (fourth generation) รุ่นนี้การทำงานจะคล้ายกับรุ่นที่ 3 โดยจะใช้รังสีเอกซ์เป็นลำรูปพัด ครอบคลุมวัตถุได้ทั้งหมด แต่จะมีตัวรับรังสีเอกซ์อยู่โดยรอบ การเก็บข้อมูลทำโดยหมุนเพียงแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ไปรอบวัตถุเท่านั้นไม่ต้องหมุนตัวรับรังสีเอกซ์ตามไป ดังแสดงในรูปที่ 1-2 (d) ทำให้เก็บข้อมูลได้เร็วขึ้นไปอีก

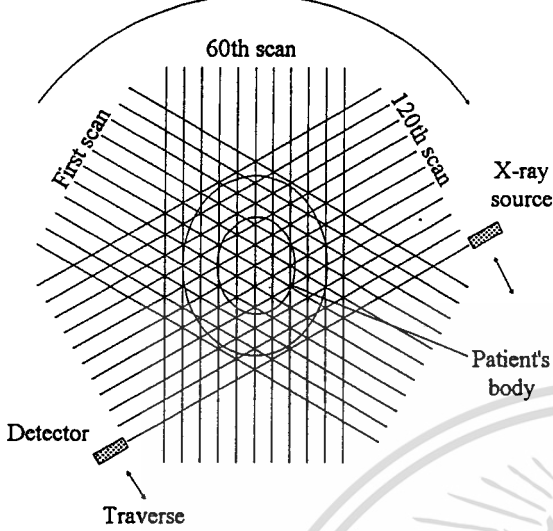
สำหรับการใช้งานคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางในประเทศไทยได้มีมานานพอสมควรแล้ว โดยเครื่องแรกได้ติดตั้งและใช้งานที่โรงพยาบาลสยาม[1] แต่เนื่องจากราคาของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะมีราคาแพงมาก (ประมาณ 10-30 ล้านบาท) ประกอบกับการบำรุงรักษาก็ทำได้ยาก และเสียค่าใช้จ่ายมาก ดังนั้นทางสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง โดยสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ จึงได้เริ่มทำการวิจัยและพัฒนาเครื่องต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ มาตั้งแต่ปี พ.ศ. 2525 โดยขั้นแรกได้ศึกษาถึงคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางและได้ทำการจำลองภาพตัดขวางเพื่อทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมการสร้างภาพตัดขวาง ได้เริ่มต้นโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์เมนเฟรมเป็นตัวช่วยคำนวณสร้างภาพตัดขวางจำลอง และได้ผล ดังรูปที่ 1-3 และ 1-4 [1]

หลังจากนั้นได้ทำการเปลี่ยนคอมพิวเตอร์ที่ใช้คำนวณสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเมนเฟรมมาเป็นเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เพื่อให้การวิจัยและพัฒนาทำได้สะดวกขึ้นและได้เล็งเห็นว่าถ้าสามารถนำเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์มาใช้เป็นเครื่องคำนวณสร้างภาพตัดขวางจะทำให้เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางมีราคาถูกลงได้มาก การทดลองสร้างภาพตัดขวางโดยใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เป็นตัวคำนวณได้ประสบความสำเร็จเป็นที่น่าพอใจ สามารถสร้างภาพตัดขวางทั้งจากการจำลองและจากการทดลองกับข้อมูลวัตถุจริง ดังปรากฏในเอกสารอ้างอิง [1] , [3], [4] และ [5]

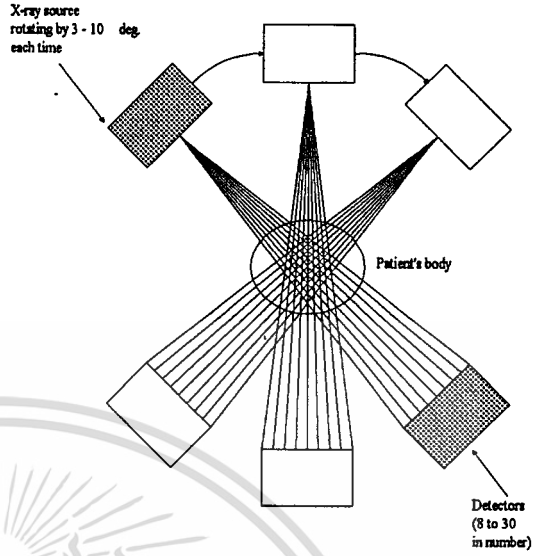
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# Scanning systems

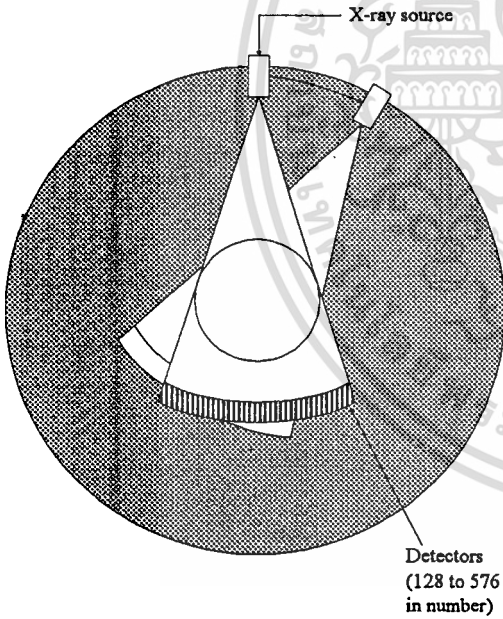
one-deg. rotation open completion of every scan



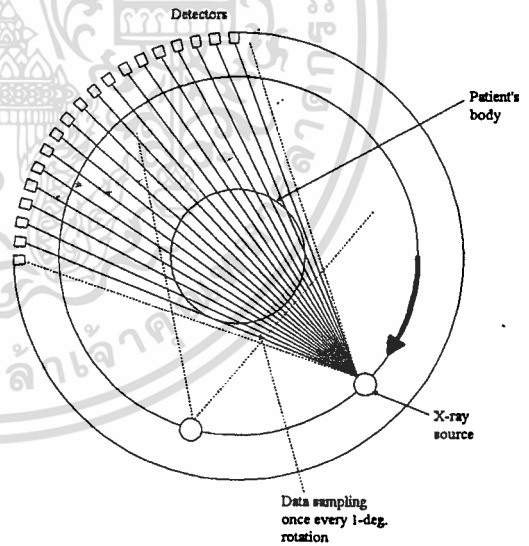
(a) Translate/Rotate System (first generation)



(b) Translate/Rotate System (second generation)



(c) Rotate/Rotate System (third generation)



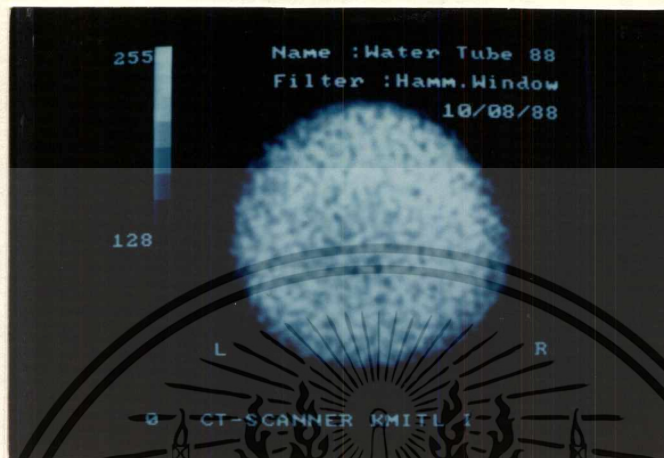
(d) Stationary/Rotate System (fourth generation)

รูปที่ 1-2 หลักการทำงานของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางรุ่นต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1-5 แสดงให้เห็นถึงภาพตัดขวางของน้ำที่ได้จากการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง (รูปที่ 5.15(b) จากเอกสารอ้างอิง[1]) ซึ่งเป็นการสร้างภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองกับแท่งน้ำกลม



รูปที่ 1-5 ภาพตัดขวางของน้ำที่นำมาทดลองในเอกสารอ้างอิง [1]

### 1.3 เนื้อหาของวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงการสร้างและพัฒนาเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง ในแบบรุ่นที่ 3 (Third Generation) ที่สามารถนำไปใช้ถ่ายภาพตัดขวางวัตถุต่าง ๆ ตลอดจนถึงวัตถุทดลอง ได้จริง โดยใช้รังสีเอ็กซ์และหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (Image Intensifier) เป็นตัวเก็บข้อมูล และใช้เทคโนโลยีของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เป็นหลัก

การสร้างและพัฒนาเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางได้วิทยานิพนธ์นี้มีวัตถุประสงค์และขอบเขตการพัฒนาดังนี้

- (1) ใช้เทคโนโลยีของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เป็นหลัก
  - (2) ใช้เทคโนโลยีของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์เป็นตัวรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์
  - (3) ใช้เทคโนโลยีและอุปกรณ์ที่สามารถสร้าง/หรือหาได้ในประเทศไทย
  - (4) เน้นในเรื่อง การพัฒนาและสร้างเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางให้ สามารถถ่ายภาพตัดขวางวัตถุได้จริง โดยจะไม่เน้นในเรื่องการวัดคุณสมบัติของเครื่อง
  - (5) เป็นการรวมและประกอบอุปกรณ์หรือระบบต่าง ๆ ของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ได้สร้างและพัฒนาขึ้น อันได้แก่ระบบรังสีเอ็กซ์, ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์, แกนทรีและระบบคอมพิวเตอร์ตลอดจนพัฒนาเทคนิคและวิธีการสร้างภาพตัดขวาง และการปรับแต่งเครื่อง เพื่อให้ได้ภาพตัดขวางที่มีคุณภาพดี
- นี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทำงานของเครื่องที่สร้างขึ้น จะเริ่มจากการวางวัตถุที่จะถ่ายให้อยู่ในตำแหน่งที่ต้องการแล้วถ่ายภาพรังสีเอ็กซ์ของวัตถุเพื่อทำการเลือกตำแหน่งของภาพที่จะถ่าย โดยอาจจะถ่ายภาพตัดขวางเพียงภาพเดียวหรือหลายภาพก็ได้ เนื่องจากหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์อนุญาตให้เก็บข้อมูลได้คร่าวๆ หลายโปรเจกชัน หลังจากนั้นจะเริ่มเก็บข้อมูลภาพตัดขวางของวัตถุ โดยการฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านวัตถุเข้ามายังตัวรับรังสีเอ็กซ์ ซึ่งเป็นหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ ภาพรังสีเอ็กซ์จะผ่านเข้าสู่กล้องรับภาพและแปลงเป็นสัญญาณวิดีโอ และเข้าสู่แผงวงจรแปลงสัญญาณให้เป็นภาพดิจิทัลแล้วโปรแกรมภายในเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์จะเก็บข้อมูลของแต่ละภาพตัดขวางที่เลือกไว้ จากนั้นแกนทรีจะหมุนหลอดกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวรับรังสีเอ็กซ์ เพื่อเก็บข้อมูลที่ละตำแหน่ง ไปรอบวัตถุที่ถ่ายภาพ จนครบรอบ 360 องศา หลังจากนั้นจะทำการสร้างภาพตัดขวางจากข้อมูลที่เก็บไว้ที่ละภาพจนครบทุกภาพที่ต้องการ เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นจะใช้ตัวรับรังสีเอ็กซ์เป็นหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ให้มีข้อดีคือ

- (1) ใช้ปริมาณความเข้มรังสีเอ็กซ์ต่ำ ทำให้ลดอันตรายที่เกิดจากรังสีเอ็กซ์ได้ และสามารถใช้หลอดรังสีเอ็กซ์ที่มีความจุความร้อนต่ำซึ่งมีราคาถูกลงได้
- (2) สามารถเก็บข้อมูลของภาพตัดขวางได้หลายภาพ จากการถ่ายภาพหรือสแกนเพียงครั้งเดียว
- (3) สามารถจัดหาหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ได้ง่าย

เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่สร้างและพัฒนาขึ้นนี้สามารถถ่ายภาพตัดขวางของวัตถุต่าง ๆ เช่น แท่งน้ำกลม, ท่อพีวีซี, แท่งน้ำสี่เหลี่ยม และที่สำคัญสามารถถ่ายภาพตัดขวางของสัตว์ทดลองคือ หนูได้ สามารถเห็นภาพของปอด หัวใจ กระดูกซี่โครง และอวัยวะอื่น ๆ ของหนูได้ชัดเจนพอสมควร ขนาดของวัตถุที่สามารถถ่ายภาพตัดขวางได้โดยเครื่องนี้คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางไม่เกินประมาณ 7 เซนติเมตร ทั้งนี้เนื่องมาจากข้อจำกัดของขนาดของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ นอกจากนี้เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางจะใช้เวลาประมาณ 5 นาทีต่อภาพ(ที่จำนวน 180 โปรเจกชัน) และเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูล (scan time) ประมาณ 1 นาที โดยสามารถปรับรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานได้ในช่วงแรงดันหลอด 40 ถึง 90 กิโลโวลต์ (KV.) และช่วงกระแสหลอด 1 ถึง 3 มิลลิแอมแปร์ (mA.)

สำหรับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ได้วิจัยและพัฒนาสร้างขึ้นนี้มีจุดที่ปรับปรุงขึ้นจากเครื่องที่เคยได้ทำมาแล้วตามเอกสารอ้างอิง [1] ดังนี้

- (1) ระบบรังสีเอ็กซ์ ได้ปรับปรุงขึ้นโดยได้ใช้อุปกรณ์ใหม่ ซึ่งมีระบบควบคุมการฉายรังสีเอ็กซ์ที่ดีขึ้น (โดยเดิมเป็นอุปกรณ์เก่าที่ยืมมาทดลอง) ตลอดจนพัฒนา การควบคุมการปิด-เปิดการฉายรังสีเอ็กซ์ เพื่อเก็บข้อมูล ให้ทำได้โดยอัตโนมัติผ่านทางโปรแกรมควบคุม ส่วนการควบคุมปริมาณรังสีเอ็กซ์ ได้แก่ แรงดันและกระแสหลอด ยังคงควบคุมด้วยมือโดยใช้ชุดควบคุมรังสีเอ็กซ์ที่มากับระบบรังสีเอ็กซ์

- (2) ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ ใช้หลักการของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์เหมือนกัน แต่ได้ปรับปรุงและเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ใหม่ให้มีประสิทธิภาพและคุณภาพการรับข้อมูลดีขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(3) แกนทรี จากเดิมที่ใช้เป็นแบบแขนรูปตัวซี (C-arm) ได้เปลี่ยนมาใช้แกนทรีที่สร้างขึ้นโดยเฉพาะ ส่วนหมุนมีรูปร่างกลมเป็นชิ้นเดียวกัน และพัฒนาการตรวจวัดตำแหน่งและการควบคุมให้ทำได้อัตโนมัติ ผ่านทางเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์

(4) ปรับปรุงโปรแกรมการสร้างภาพตัดขวางให้เร็วขึ้น โดยใช้แผงวงจรอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ ((6))

(5) พัฒนาเทคนิคและวิธีการปรับแต่งเครื่องขึ้น เพื่อให้ได้ภาพตัดขวางที่มีคุณภาพดีขึ้น และมีขั้นตอนการปรับแต่งเครื่อง เป็นแนวทางในการนำไปปฏิบัติกับเครื่องที่จะพัฒนาต่อไปได้

ส่วนรายละเอียดโดยย่อของเนื้อหาภายในวิทยานิพนธ์นี้ ประกอบด้วยบทต่าง ๆ ดังนี้  
บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึงประวัติของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (Computerized Tomography : CT) โดยย่อ ตลอดจนประวัติและความเป็นมาของการวิจัยและพัฒนาเครื่อง CT ในประเทศไทย โดยเฉพาะการวิจัยที่สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และจะกล่าวถึงจุดมุ่งหมาย และขอบเขตของการวิจัยและพัฒนาคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะภายใต้วิทยานิพนธ์นี้

บทที่ 2 ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

ในบทนี้จะอธิบายถึงส่วนประกอบหลัก ของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ โดยทั่วไป และเครื่องที่ทำการวิจัยว่าประกอบด้วยอะไรบ้าง มีลักษณะและขอบเขตการทำงานเป็นอย่างไร

บทที่ 3 ระบบรังสีเอ็กซ์

อธิบายถึงอุปกรณ์ควบคุมการจํารังสีเอ็กซ์, ส่วนประกอบของระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งาน ซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้เกิดข้อมูลเพื่อการสร้างภาพตัดขวางขึ้นมา

บทที่ 4 ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์

ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบหลอดขยายความสว่างของรังสีเอ็กซ์เป็นหลัก และอธิบายถึงส่วนประกอบของระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานจริง

บทที่ 5 แกนทรี

แสดงการทำงานของอุปกรณ์ที่ติดตั้งและควบคุมการหมุนของแกนทรี ตลอดจนการพัฒนาและปรับปรุงการทำงาน เพื่อให้สามารถทำงานได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพมากที่สุด

บทที่ 6 การสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์

กล่าวถึงการปรับปรุง พัฒนาซอฟต์แวร์และหลักการสร้างภาพตัดขวาง โดยเฉพาะการปรับแต่งเครื่องทั้งในทางกายภาพและโดยใช้โปรแกรม หลังจากประกอบระบบต่างๆให้ทำงานร่วมกันได้ ทำให้ได้ภาพตัดขวางที่คมชัดขึ้น และให้สามารถสร้างภาพตัดขวางจากวัตถุจริงต่างๆ ได้แก่แท่งน้ำกลม, ท่อพีวีซีกลวง, แท่งน้ำสีเหลือง และโดยเฉพาะหนูทดลองได้

บทที่ 7 สรุปและข้อเสนอแนะ

สรุปคุณสมบัติของเครื่องที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น ตลอดจนแนวทางในการวิจัยพัฒนาต่อไปในอนาคต ส่วนในภาคผนวกท้ายเล่มจะเป็นรายละเอียดของโปรแกรมที่เขียนขึ้นเพื่อใช้ในเครื่อง, วงจรของอุปกรณ์ที่ได้สร้างขึ้นมา รวมทั้งผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์ ในวารสารระดับประเทศที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

### ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

#### 2.1 บทนำ

เพื่อให้เกิดความเข้าใจในการทำงานของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ได้สร้าง และพัฒนาขึ้น จึงควรจะได้ศึกษาและทำความเข้าใจถึงส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง ทั้งที่มีใช้งานอยู่ทั่วไป และที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น โดยในบทนี้จะได้กล่าวถึงส่วนประกอบหลักๆของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้งานทั่วไปและที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น ซึ่งได้จากการศึกษาและเก็บรวบรวมข้อมูลจากเอกสารต่างๆ ได้แก่หนังสือ, เอกสารประกอบเครื่อง ตลอดจนคู่มือของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง ([7], [8], [9], [10], [11]) แล้วนำมาสรุปและเรียบเรียงขึ้น เพื่อให้ง่ายต่อการทำความเข้าใจ โดยจะเป็นการกล่าวถึงส่วนต่างๆ โดยสังเขป รวมทั้งการเปรียบเทียบให้เห็นถึงความแตกต่างของเครื่องทั้งสองแบบด้วย

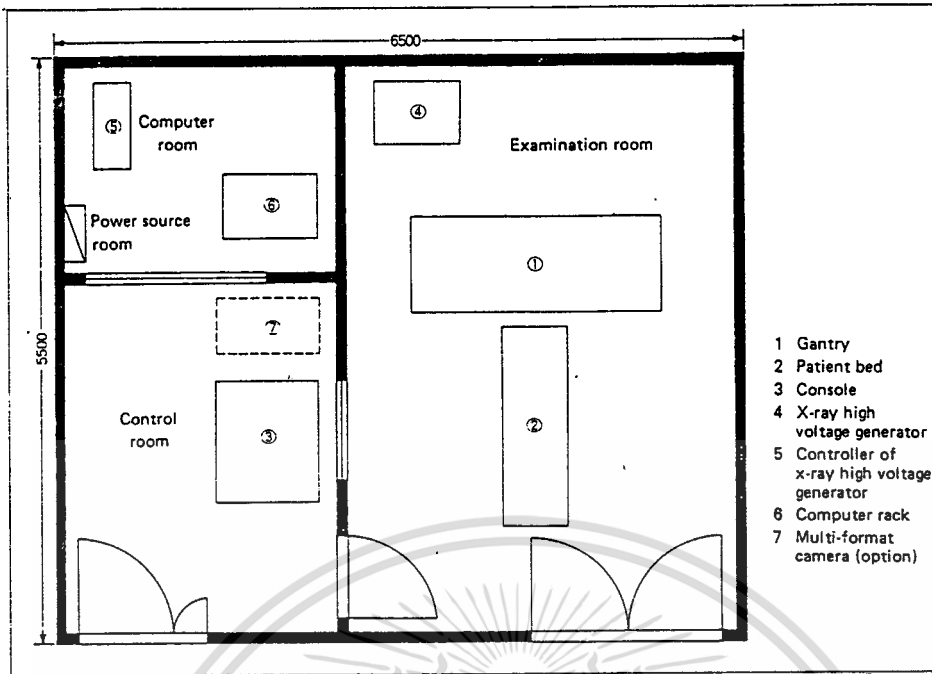
#### 2.2 เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้งานอยู่ทั่วไป

การติดตั้งเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง เพื่อใช้งานโดยทั่ว ๆ ไป จะต้องมีส่วนที่เป็นห้องสำหรับติดตั้งเครื่องโดยเฉพาะ โดยจะมีห้องที่เป็นส่วนสำคัญหลัก ๆ อยู่ 2 ห้อง คือ

1. ห้องสแกน หรือห้องตรวจสอบคนไข้ (scan or examination room) เป็นห้องที่ให้คนไข่นอนเพื่อตรวจและสแกนภาพตัดขวาง ภายในห้องขณะทำการเก็บข้อมูลจะมีรังสีเอกซ์ถูกฉายออกมา ดังนั้นห้องนี้จะต้องมีการป้องกันอย่างดีเพื่อไม่ให้งรังสีเอกซ์รั่วไหลออกมาภายนอกได้ และคนไข้จะนอนให้เครื่องตรวจสอบตามลำพัง ภายในห้องนี้จะมีเครื่องสำหรับสแกนเก็บข้อมูลภาพที่เรียกว่าแกนทรี (gantry) เพียงสำหรับให้คนไข่นอนตรวจ นอกจากนี้อาจจะมีส่วนอื่น ๆ อีกก็ได้ เช่น เครื่องกำเนิดแรงดันไฟฟ้าสูงสำหรับหลอดรังสีเอกซ์ (X-ray high voltage generator) เป็นต้น

2. ห้องปฏิบัติงาน หรือห้องควบคุม (operator or control room) จะเป็นที่ปฏิบัติงานของเจ้าหน้าที่ในการควบคุมให้เครื่องทำการถ่ายภาพตัดขวางของคนไข้ให้เป็นไปตามที่ต้องการ ภายในห้องจะประกอบด้วยแผงควบคุมการทำงานของเครื่อง (console) จอแสดงภาพตัดขวางที่สร้างได้ กล้องมัลติพอร์เมต, ระบบคอมพิวเตอร์ และ อุปกรณ์ประกอบอื่น ๆ เช่นแหล่งจ่ายไฟ เป็นต้น โดยคอมพิวเตอร์และอุปกรณ์อื่น ๆ อาจกันห้องย่อยแยกวางก็ได้เพื่อความเรียบร้อยสวยงาม

ทั้งห้องสแกนและห้องควบคุมจะสามารถมองเห็นกันได้โดยผ่านกระจกตะกั่ว ทำให้เราสามารถปฏิบัติงานได้ง่าย ตัวอย่างการวางผังห้องต่าง ๆ แสดงได้ในรูปที่ 2-1



รูปที่ 2-1 ตัวอย่างการวางผังห้องสำหรับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

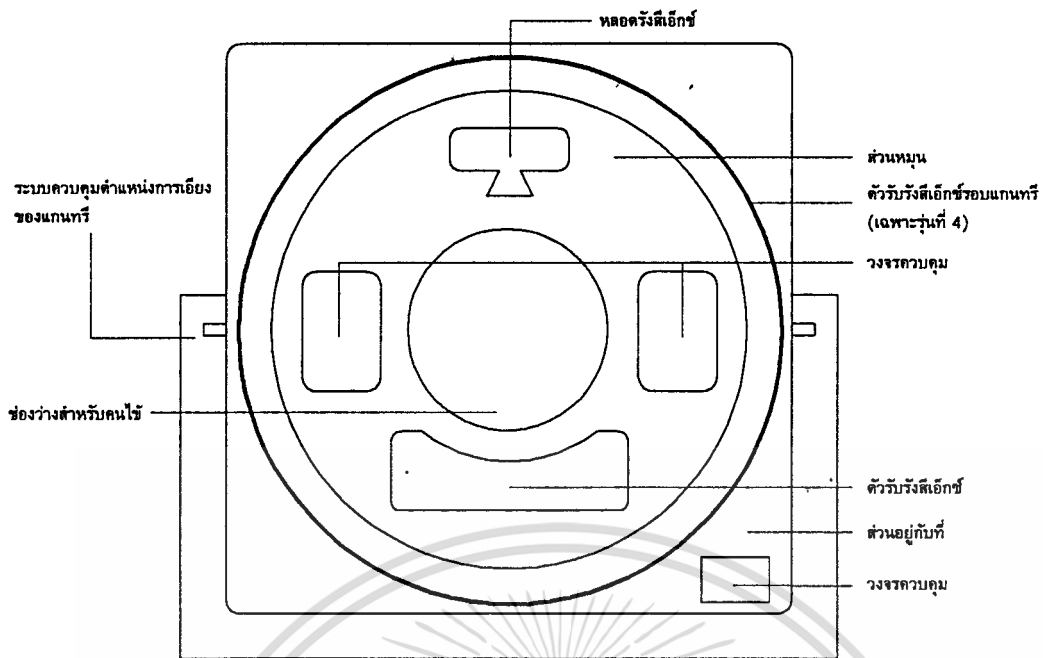
สำหรับส่วนประกอบต่าง ๆ ของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางสามารถแยกตามลักษณะหน้าที่การทำงานหลัก ๆ ได้ดังนี้

1. แกนทรี
2. ระบบรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุมการฉายรังสีเอ็กซ์
3. ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์
4. เตียงคนไข้และส่วนควบคุมเตียงคนไข้
5. ระบบคอมพิวเตอร์และโปรแกรมซอฟต์แวร์
6. ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง
7. กล้องมัลติฟอร์แมต (ตัวเลือก)

### 2.2.1 แกนทรี (Gantry)

แกนทรีเป็นส่วนที่หมุนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์และ/หรือตัวรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ที่ออกจากวัตถุไปรอบวัตถุ เพื่อทำการเก็บข้อมูลนำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางต่อไป

ลักษณะโดยทั่วไปของแกนทรี จะประกอบด้วยส่วนที่หมุนได้ โดยอาจจะหมุนได้ เพียง 1-2 รอบ แล้วต้องหมุนย้อนกลับ หรืออาจจะหมุนไปทิศทางเดียวตลอดโดยไม่จำเป็นต้องหมุนย้อนกลับก็ได้ อุปกรณ์สำคัญที่ติดตั้งอยู่บนส่วนที่หมุนได้นี้ได้แก่ หลอดกำเนิดรังสีเอ็กซ์ และระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ (เฉพาะเครื่องรุ่นที่ 1, 2, 3) สำหรับส่วนที่อยู่กับที่จะประกอบด้วยส่วนควบคุมการทำงานต่าง ๆ ของแกนทรี และถ้าเป็นเครื่องรุ่นที่ 4 จะมีส่วนรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ติดตั้งอยู่โดยรอบข้างกลมของแกนทรีดังแสดงในรูปที่ 2-2

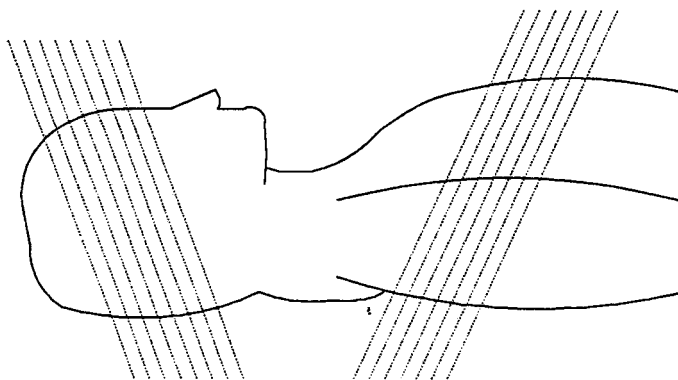


รูปที่ 2-2 แผนภาพแสดงส่วนประกอบที่สำคัญของแกนทรี

ในรูปที่ 2-2 แสดงให้เห็นถึงส่วนประกอบที่สำคัญหลักๆ ของแกนทรี โดยแสดงรวมทั้งรุ่นที่ 3 และ 4 ในกรณีที่ เป็นเครื่องรุ่นที่ 3 จะไม่มีตัวรับรังสีเอกซ์ที่อยู่รอบแกนทรี และถ้าเป็นเครื่องรุ่นที่ 4 จะไม่มีตัวรับรังสีเอกซ์ที่อยู่บนส่วนหมุนของแกนทรี

เนื่องจากในการถ่ายภาพตัดขวางบางครั้งต้องการถ่ายภาพตัดขวางในลักษณะเอียง (tilt) ดังรูปที่ 2-3 ดังนั้นตัวแกนทรีจะต้องสามารถเอียงท่ามุมกับคนไข้ได้ จึงต้องมีอุปกรณ์ควบคุมตำแหน่งการเอียงของแกนทรี โดยปกติจะกำหนดความเอียงได้สูงสุดประมาณ  $\pm 10$  องศา ถึง  $\pm 30$  องศา จากตำแหน่งตั้งฉากปกติ

เวลาที่ใช้ในการสแกนเพื่อเก็บข้อมูลภาพจากรังสีเอกซ์ของแกนทรี (scan time) จะอยู่ในช่วง 1-10 วินาที ต่อหนึ่งภาพ ขึ้นอยู่กับรุ่นของเครื่อง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งรูปที่ 2-3 ลักษณะการถ่ายภาพตัดขวางแบบเอียง เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2.2 ระบบรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุมการฉายรังสีเอ็กซ์

ระบบรังสีเอ็กซ์จะทำหน้าที่กำเนิดรังสีเอ็กซ์ตามที่ต้องการฉายผ่านเข้าไปยังวัตถุหรือคนไข้เพื่อให้ได้ข้อมูลที่อยู่ภายในวัตถุหรือคนไข้ไปสร้างภาพตัดขวางต่อไป

ในเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง ที่มีอยู่ในห้องตลาดจะใช้ระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้กับไฟฟ้าแบบ 3 เฟส และหลอดรังสีเอ็กซ์จะเป็นแบบที่ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางโดยเฉพาะคือจะมีคุณสมบัติพิเศษกว่าเครื่องฉายรังสีเอ็กซ์แบบธรรมดาที่ใช้ฟิล์ม คือ

(1) มีความจุความร้อนของแอโนด(anode) ของหลอด (Heat Unit) สูงมาก คือประมาณตั้งแต่ประมาณ 5 แสนหน่วย (H.U.) ขึ้นไป ซึ่งจะทำให้สามารถฉายรังสีเอ็กซ์เพื่อเก็บข้อมูลที่กระแสดและแรงดันของหลอดสูงได้นาน โดยที่หลอดไม่เสียหาย

(2) มีระบบระบายความร้อนของหลอดที่ดี ทำให้หลอดไม่ร้อนจัดและสามารถถ่ายภาพตัดขวาง ได้ต่อเนื่องคราวละหลาย ๆ ภาพ (slices) ซึ่งในเครื่องบางรุ่น (ส่วนมาก) จะต้องใช้การระบายความร้อนโดยใช้น้ำมันเป็นตัวช่วยเพื่อให้ระบายความร้อนได้เร็ว

โดยสรุปจาก (1) และ (2) นั่นคือ หลอดรังสีเอ็กซ์สำหรับใช้ในเครื่อง CT จะต้องเปิดฉายรังสีเอ็กซ์โดยต่อเนื่องได้นานกว่าเครื่องฉายรังสีเอ็กซ์ธรรมดาแสดงให้เห็นโดยประมาณได้ดังนี้

เวลาในการฉายรังสีต่อ 1 ภาพ (slice) โดยประมาณ 1-10 วินาที และจำนวนภาพในการสแกนโดยปกติ ครั้งหนึ่ง ๆ มี 10-20 ภาพ ดังนั้นเวลาที่จะต้องใช้ในการฉายรังสีเพื่อสแกนต่อเนื่องครั้งหนึ่งประมาณ 10-200 วินาที (10 วินาทีถึง 3 นาที) จะเห็นได้ว่าเวลาในการฉายรังสีของเครื่อง CT จะนานกว่าเครื่องรังสีเอ็กซ์ธรรมดา (เครื่องรังสีเอ็กซ์ธรรมดาใช้เวลาฉายรังสีอยู่ในระดับมิลลิวินาทีหรืออย่างสูงมากอยู่ในระดับ 1-2 วินาที และไม่จำเป็นต้องฉายต่อเนื่อง)

สำหรับปริมาณหรือขนาดรังสีเอ็กซ์ที่ฉายออกมาจะขึ้นอยู่กับรุ่นของเครื่อง แต่จะอยู่ในช่วงกระแสหลอดที่ใช้ ประมาณ 20 ถึง 500 มิลลิแอมแปร์ (mA.) และแรงดันไฟฟ้าของหลอด ประมาณ 100 ถึง 150 กิโลโวลต์ (KV) การเลือกขนาดกระแสและแรงดันหลอด จะขึ้นอยู่กับวัตถุหรืออวัยวะที่จะถ่าย

ส่วนการควบคุมการฉายรังสีเอ็กซ์ ได้แก่การควบคุมขนาดกระแส (mA) และแรงดัน (KV) ของหลอดรังสีเอ็กซ์, การเลือกเวลาในการฉายรังสี (เวลาในการรับข้อมูล) ซึ่งการควบคุมจะกระทำผ่านทางแผงควบคุม (console) โดยใช้วงจรรีเลย์คทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ช่วยในการควบคุมให้มีค่าตามต้องการ

## 2.2.3 ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์

ในระบบการรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าสู่คอมพิวเตอร์นี้จะทำหน้าที่ในการรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านวัตถุหรือคนไข้ออกมาแล้วแปลงข้อมูลนั้นให้อยู่ในรูปแบบที่คอมพิวเตอร์สามารถนำไปใช้ประมวลผลสร้างภาพตัดขวางได้ต่อไป

เอกสารระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์นี้ ยังประกอบด้วยส่วนย่อย ๆ ที่เป็นองค์ประกอบ การค้าหลักอีกดังนี้ ณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- (1) ตัวรับรังสีเอ็กซ์
- (2) วงจรขยายสัญญาณที่ได้จากตัวรับรังสีเอ็กซ์
- (3) วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล
- (4) วงจรควบคุม

2.2.3.1 ตัวรับรังสีเอ็กซ์ ในเครื่อง CT รุ่นแรก ๆ จะใช้ตัวรับรังสีเอ็กซ์เป็นแบบโฟโตมัลติพลายเออร์ (photo multiplier) ต่อมาในเครื่องรุ่นใหม่ จะใช้ตัวรับรังสีเอ็กซ์เป็นแบบก๊าซ (gas) หรือสารกึ่งตัวนำ (semi-conductor or solid state detectors) จำนวนตัวรับรังสีเอ็กซ์ ในเครื่องรุ่นใหม่จะมีมากกว่าเครื่องรุ่นเก่า เครื่องรุ่นใหม่ ๆ จะมีจำนวน 500-2,000 ตัว

2.2.3.2 วงจรขยายสัญญาณ ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้จากตัวรับรังสีเอ็กซ์ให้มีขนาดใหญ่ขึ้นเพื่อให้วงจรแปลงสัญญาณทำงานได้

2.2.3.3 วงจรแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาลอกที่ได้จากตัวรับรังสีและวงจขยายให้อยู่ในรูปสัญญาณดิจิตอลที่คอมพิวเตอร์สามารถนำไปใช้สร้างภาพได้ โดยทั่วไปมักมีจำนวนบิต 12-16 บิต

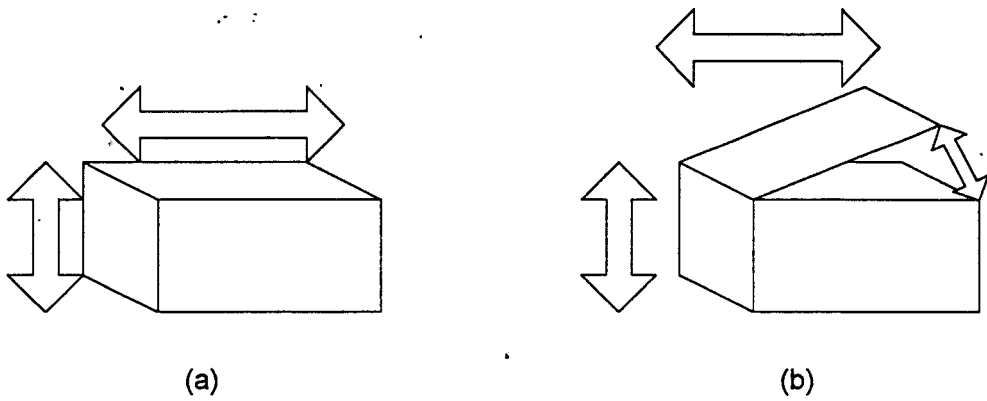
2.2.3.4 วงจรควบคุม ทำหน้าที่ควบคุมการรับข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์ให้ถูกต้อง

## 2.2.4 เติงคนไข้และส่วนควบคุมเตียงคนไข้

ส่วนนี้จะเป็นที่สำหรับให้คนไข้ได้นอน เพื่อทำการถ่ายภาพตัดขวาง ก่อนถ่ายภาพตัดขวางจะต้องจัดตำแหน่งของคนไข้ให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องในบริเวณที่จะถ่ายภาพ หลังจากนั้นจะเลื่อนเตียงคนไข้เข้าสู่แกนทรีเพื่อทำการถ่ายภาพตัดขวางคร่าวละภาพ (slice) หลังจากเสร็จ 1 ภาพก็จะเลื่อนเตียงให้คนไข้อยู่ในตำแหน่งถ่ายภาพ (slice) ถัดไป โดยทั่วไปจะทำการเลื่อนครั้งละ 5 หรือ 10 มิลลิเมตร แล้วแต่ความต้องการ ระหว่างการถ่ายแต่ละภาพ เติงและคนไข้จะต้องอยู่นิ่งให้มากที่สุดเพื่อจะได้ภาพที่คมชัด

การควบคุมเตียงคนไข้จะควบคุมโดยวงจรอิเล็กทรอนิกส์และระบบคอมพิวเตอร์เพื่อให้ตำแหน่งของคนไข้ถูกต้องแม่นยำมากที่สุด ช่วงเคลื่อนที่ของเตียงคนไข้จะอยู่ในช่วง 100-160 เซนติเมตร การเคลื่อนที่ของเตียงคนไข้ส่วนใหญ่จะเคลื่อนที่ใน 2 แนว (ดูรูปที่ 2-4 ประกอบ) คือ เคลื่อนที่ขึ้นลงเพื่อปรับตำแหน่งคนไข้ให้อยู่บริเวณกึ่งกลางภาพ และเคลื่อนที่เข้า-ออก จากแกนทรีเพื่อทำการถ่ายภาพตัดขวาง ณ ตำแหน่งต่าง ๆ (slices) แต่ก็มีเครื่องบางรุ่น โดยเฉพาะรุ่นเก่า จะมีการเคลื่อนที่ในแนวที่สาม คือ การเคลื่อนที่เพื่อเอียงคนไข้เพื่อจะถ่ายภาพในตำแหน่งที่เอียงไปจากแนวปกติ เช่น ถ่ายภาพเอียง เป็นต้น แต่เนื่องจากเครื่องรุ่นใหม่มักจะทำการถ่ายภาพเอียง (tilt) โดยการเอียงตัวแกนทรีแทนจึงทำให้ไม่ต้องเอียงเตียงคนไข้อีกต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-4 แนวการเคลื่อนที่ของเตียงคนไข้ 2 แบบ

### 2.2.5 ระบบคอมพิวเตอร์และโปรแกรมซอฟต์แวร์

ระบบคอมพิวเตอร์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะมักจะมีขนาดใหญ่ เช่น เครื่องระดับมินิคอมพิวเตอร์ ทำให้ต้องใช้พื้นที่ติดตั้งและการใช้งานจะยุ่งยากมาก ทำให้เครื่องมีราคาแพง แต่เนื่องจากการสร้างภาพตัดขวางต้องมีการคำนวณข้อมูลปริมาณมาก จึงจำเป็นต้องใช้เครื่องที่มีประสิทธิภาพสูงอยู่ เช่น เครื่องมินิคอมพิวเตอร์ แต่ในปัจจุบันได้เริ่มมีเครื่องของบางบริษัทมีการใช้ระบบคอมพิวเตอร์ที่เล็กลง แต่ได้เพิ่มตัวประมวลผลทางคณิตศาสตร์ความเร็วสูง เพื่อช่วยคำนวณสร้างภาพตัดขวางให้เร็วขึ้น เช่น เครื่องของบริษัทพิกเกอร์ (Picker) [8]

เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแต่ละภาพ (slice) จะขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง เช่น ขนาดของภาพ, จำนวนโปรเจกชัน, จำนวนตัวรับข้อมูล, ความเร็วในการประมวลผลของเครื่องคอมพิวเตอร์, วิธีการ (algorithm) ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง เป็นต้น

ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพตัดขวางปัจจุบันมักใช้วิธีการกรองสัญญาณแล้วฉายกลับ (Filtered back-projection) ในการสร้างภาพตัดขวางและในบางรุ่นจะยอมให้ผู้ใช้เลือกค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ในการสร้างภาพได้ เช่น การเลือกชนิดของตัวกรองสัญญาณ (filter), การเลือกวิธี (mode) ในการสแกน (ว่าช้า-เร็วเพียงไร) เป็นต้น ขนาดของภาพที่สร้างได้มักมีขนาด 256 x 320, 320 x 320 หรือ 512 x 512 จุดภาพ ขึ้นกับรุ่นของเครื่องและความต้องการของแพทย์ในการวินิจฉัย

### 2.2.6 ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง

ส่วนแสดงผลภาพตัดขวางจะทำหน้าที่นำภาพตัดขวางอวัยวะที่คำนวณสร้างได้ออกแสดง ทางจอภาพ โดยผู้ควบคุมหรือแพทย์จะสามารถควบคุมการแสดงผลภาพเพื่อให้เห็นในส่วนที่ต้องการได้ชัดเจนที่สุดได้ เช่น ต้องการดูรายละเอียดของเนื้อเยื่อสมองก็จะปรับภาพให้สามารถแสดงเนื้อเยื่อสมองสีขาวและสีเทา (White and Gray Matter) ได้ชัดเจน

ส่วนแสดงผลภาพตัดขวางอาจมีได้หลายจอ เช่น จอหนึ่งสำหรับผู้ควบคุมการถ่ายภาพดูผลที่ได้ เพื่อการตรวจสอบและอาจมีอีกจอหนึ่งแยกต่างหากเพื่อให้แพทย์ได้ดูภาพตัดขวางเพื่อวินิจฉัยโรคในขณะเอกซเรย์เป็นเอกสารที่ส่งมอบไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนประกอบของส่วนแสดงผลภาพตัดขวางมักจะประกอบด้วยจอภาพแสดงผลภาพตัดขวาง สามารถแสดงภาพระดับสีเทาต่าง ๆ ได้ (gray levels) เพื่อแสดงภาพตัดขวางโดยทำงานร่วมกับคีย์บอร์ด และแทรคบอล (track ball) เพื่อรับคำสั่งและข้อมูล

การแสดงผลภาพตัดขวางมักจะแสดงด้วยเลขซีที (CT number) โดยภาพที่คำนวณสร้างได้จะถูก ทำให้อยู่ในรูปเลขซีที แล้วนำมาแสดงผลทางจอภาพ โดยส่วนแสดงผลจะทำการแสดงเฉพาะช่วงของเลข ซีที ที่ต้องการเท่านั้น นอกเหนือจากนั้นจะทำให้เป็นสีดำหรือขาว จะทำให้ภาพที่แสดงปรากฏรายละเอียด ของภาพเฉพาะช่วงที่ต้องการทำให้การมองภาพเป็นไปได้ง่ายขึ้น ส่วนการควบคุมช่วงแสดงผลของเลขซีที จะควบคุมโดยใช้คีย์บอร์ดและแทรคบอลดังที่ได้กล่าวมาแล้ว

นอกจากนี้ส่วนแสดงผลภาพยังอาจมีฟังก์ชันอื่น ๆ เพื่อช่วยในการตรวจสอบภาพตัดขวางที่ได้ เช่น การบอกค่าเลขซีที ณ ตำแหน่งจุดที่ต้องการ, การวัดระยะทางระหว่างจุดที่ต้องการ, การปรับปรุง ภาพให้ดีขึ้น เช่น หาขอบภาพวัตถุเป็นต้น และยังแสดงข้อมูลของภาพ วัตถุหรือคนไข้ เช่น วัน เดือน ปี เวลาที่ถ่ายภาพ, ขนาดแรงดันและกระแสของรังสีเอ็กซ์ที่ใช้, ขนาดภาพ, จำนวนโปรเจกชัน, ชื่อคนไข้ ฯลฯ

### 2.2.7 กล้องมัลติฟอร์มเมต

กล้องมัลติฟอร์มเมตจะทำหน้าที่นำภาพตัดขวางที่ได้ถ่ายลงบนฟิล์ม ในลักษณะเดียวกับฟิล์ม รังสีเอ็กซ์ เพื่อนำไปใช้ภายหลังต่อไป โดยไม่ต้องใช้จอภาพในการดูภาพตัดขวาง โดยภาพที่นำลงบนฟิล์ม จะสามารถควบคุมจำนวนภาพต่อหนึ่งฟิล์มได้ เช่น 1, 3, 6, 9 หรือ 12 ภาพ ต่อหนึ่งฟิล์ม ทำให้มองเห็น ภาพส่วนต่าง ๆ ภายในฟิล์มเดียวกัน แพทย์จะวินิจฉัยได้สะดวกขึ้น แต่ละภาพที่ปรากฏบนฟิล์มจะเป็น แบบเดียวกับที่ปรากฏบนจอภาพของส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง

หลังจากถ่ายภาพต่าง ๆ ลงบนฟิล์มครบตามที่ต้องการแล้วจะนำฟิล์มออกจากเครื่องไปผ่าน กรรมวิธีการล้างฟิล์มตามขบวนการล้างฟิล์มก็จะได้ฟิล์มภาพตัดขวางตามต้องการ แต่ในปัจจุบันเครื่อง มัลติฟอร์มเมตรุ่นใหม่ ๆ ที่ออกมาจะไม่จำเป็นต้องผ่านขบวนการล้างฟิล์มก็จะได้ฟิล์มที่สามารถใช้งานได้ ทันทีที่ออกมาหรือบางรุ่นจะพิมพ์ออกมาบนกระดาษพิมพ์ใช้งานได้ทันทีเช่นเดียวกัน

### 2.3 เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ทำการวิจัยและพัฒนาสร้างขึ้น

ในวิทยานิพนธ์นี้จะได้กล่าวถึงการวิจัย พัฒนาและสร้างเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง และเพื่อความเข้าใจถึงของเขตของเครื่องที่สร้างขึ้นในหัวข้อนี้จะได้กล่าวถึงส่วนประกอบต่าง ๆ ของเครื่อง ที่วิจัยโดยเปรียบเทียบกับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ใช้งานอยู่ทั่วไป

การใช้งานเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาสร้างขึ้นมานี้จำเป็นต้องแบ่งส่วนสถานที่ ออกเป็น 2 ห้อง เช่นเดียวกับเครื่องที่ใช้งานทั่วไป คือ แบ่งเป็นห้องสแกนและห้องควบคุม

(1) ห้องสแกน จะประกอบด้วย แกนทรี, ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ และระบบขับเคลื่อนจะ ติดตั้งอยู่บนแกนทรีนอกจากนี้ยังมีหม้อแปลงแรงดันไฟฟ้าสูง (high voltage transformer) รวมทั้งแท่นวาง วัตถุไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) ห้องควบคุมจะประกอบด้วยระบบคอมพิวเตอร์, วงจรควบคุมการขับเคลื่อนแกนทรี, วงจรควบคุมการทำงานของรังสีเอ็กซ์



รูปที่ 2-5 ห้องควบคุมและห้องสแกน (ด้านหลัง) ของเครื่องวิจัย

สำหรับส่วนประกอบต่าง ๆ ของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาสร้างขึ้น สามารถแยกตามลักษณะหน้าที่การทำงานได้ดังนี้ (เปรียบเทียบกับ หัวข้อ 2.2)

- (1) แกนทรี
- (2) ระบบรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุมการฉายรังสีเอ็กซ์
- (3) ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์
- (4) ระบบคอมพิวเตอร์และโปรแกรมซอฟต์แวร์
- (5) ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง

ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ไม่มีในเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้นได้แก่ เติงคนไข้และส่วนควบคุมเติงคนไข้ และกล้องมัลติฟอร์เมต

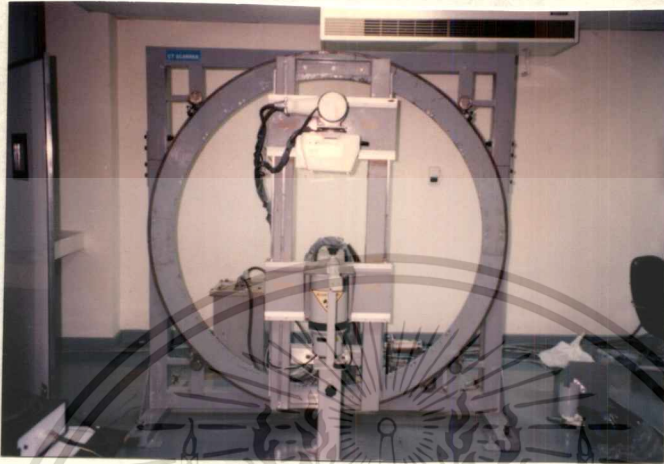
สำหรับในบทนี้จะกล่าวถึงแต่ละส่วนโดยสังเขป และจะกล่าวโดยละเอียดในบทต่อ ๆ ไป

### 2.3.1 แกนทรี

แกนทรีของเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้นจะขับเคลื่อนโดยใช้มอเตอร์กระแสตรง (DC motor) ขับส่วนหมุนโดยใช้โซ่เป็นตัวจุดแกนทรีให้หมุน การหมุนหลังจากครบรอบแล้วจะต้องหมุนกลับ เวลาที่ใช้ในการหมุน 1 รอบ ประมาณ 11 นาที ระบบการตรวจรับตำแหน่งของแกนทรีในตอนแรกใช้การทำเครื่องหมายการคำนวณว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ตำแหน่งตายตัวที่ 120 ตำแหน่ง ต่อมาพัฒนาเป็นแบบตัวเข้ารหัสแบบหมุน (rotary encoder) ทำให้การระบุตำแหน่งได้ละเอียดและมีความคล่องตัวขึ้น สามารถเปลี่ยนค่าจำนวนโปรเจกชันได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 2-6 แกนทรีทีสร้างขึ้น

### 2.3.2 ระบบรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุม

ระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ตั้งชื่อมาจาก บริษัทคงศักดิ์เอ็กซ์เรย์ จำกัด เป็นของ บริษัทอโคมา (Acoma) ประเทศ ญี่ปุ่น เป็นแบบที่ใช้กับไฟขนาดแรงดัน 220 โวลต์ ความถี่ 50 เฮิร์ตซ์ เฟสเดียว ส่วนหลอดเป็นแบบแอนโนดหมุน (rotating anode) มีความจุความร้อนของหลอด 65,000 หน่วยความร้อน (Heat Unit : H.U.) อัตราทนแรงดันไฟได้สูงสุด 150 กิโลโวลต์ (KV) แต่ในการทดลองใช้งานจะใช้งานในโหมด (mode) ฟลูโรสโคปี (fluoroscopy) คือฉายรังสีเอ็กซ์ต่อเนื่องที่แรงดันหลอดอยู่ในช่วง 40-90 KV และ กระแสหลอดอยู่ในช่วง 1-3 มิลลิแอมแปร์ (mA)

วงจรควบคุมจะเลือกขนาดแรงดันและกระแสหลอดผ่านทางแผงควบคุมของเครื่องรังสีเอ็กซ์ แต่การควบคุมการปิดเปิดผ่านทางวงจรควบคุมที่สร้างขึ้น เพื่อให้สั่งปิด-เปิดการฉายรังสีจากคอมพิวเตอร์ได้

### 2.3.3 ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าคอมพิวเตอร์

ใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (Image Intensifier) เป็นตัวรับรังสีเอ็กซ์ทำให้ได้สัญญาณออกมาในรูปของสัญญาณวิดีโอแล้วต่อเข้าแผงวงจร TARGA M8 เพื่อแปลงสัญญาณวิดีโอเป็นภาพที่คอมพิวเตอร์ประมวลผลได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-7 ชุดรับสัญญาณจากรังสีเอ็กซ์

#### 2.3.4 ระบบคอมพิวเตอร์และโปรแกรมซอฟต์แวร์

ระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นนี้ จะใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เป็นหลักเพราะมีราคาถูกและจะใช้เป็นตัวคำนวณสร้างภาพตัดขวาง โดยจะทำงานร่วมกับแผงวงจรรายโปรเซสเซอร์ (array processor) ของ บริษัท Eighteen Eight Laboratories ส่วนการควบคุมการทำงานของแกนทรีและรังสีเอ็กซ์จะใช้แผงวงจรที่สร้างขึ้นต่อเพิ่มลงในเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์เช่นกัน

สำหรับโปรแกรมซอฟต์แวร์ที่ควบคุมการทำงานของเครื่องได้เขียนขึ้นเองทั้งหมด ทั้งส่วนควบคุมการทำงาน, การคำนวณสร้างภาพตัดขวางและการแสดงผล โดยใช้ภาษาซีเป็นพื้นฐานทั้งหมด

การสร้างภาพตัดขวางจะใช้วิธีการกรองสัญญาณแล้วฉายกลับ (Filtered back-projection) โดยเวลาในการสร้างภาพตัดขวางแต่ละภาพจะใช้เวลาประมาณ 5 นาที โดยภาพที่ได้จะมีขนาด 256 x 256 จุดภาพ ใช้จำนวน โปรเจกชันทั้งหมด 180 โปรเจกชันแต่ละโปรเจกชันมีจำนวนข้อมูล 11 - 512 จุดข้อมูล (ปรับได้) โดยเครื่องที่สร้างขึ้นจะเลือกใช้ที่จำนวน 243 จุดข้อมูล เนื่องจากเป็นขนาดที่ไม่เกินขนาดบริเวณรับข้อมูลของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-8 ระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้

### 2.3.5 ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง

การแสดงผลภาพตัดขวางที่สร้างได้จะแสดงออกทางจอคอมพิวเตอร์ ขนาด 12 นิ้ว โดยใช้แผงวงจร TARGA M8 (การ์ดเดียวกันกับที่ใช้รับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์) เป็นตัวถ่ายทอดข้อมูลจากคอมพิวเตอร์ออกทางจอภาพ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

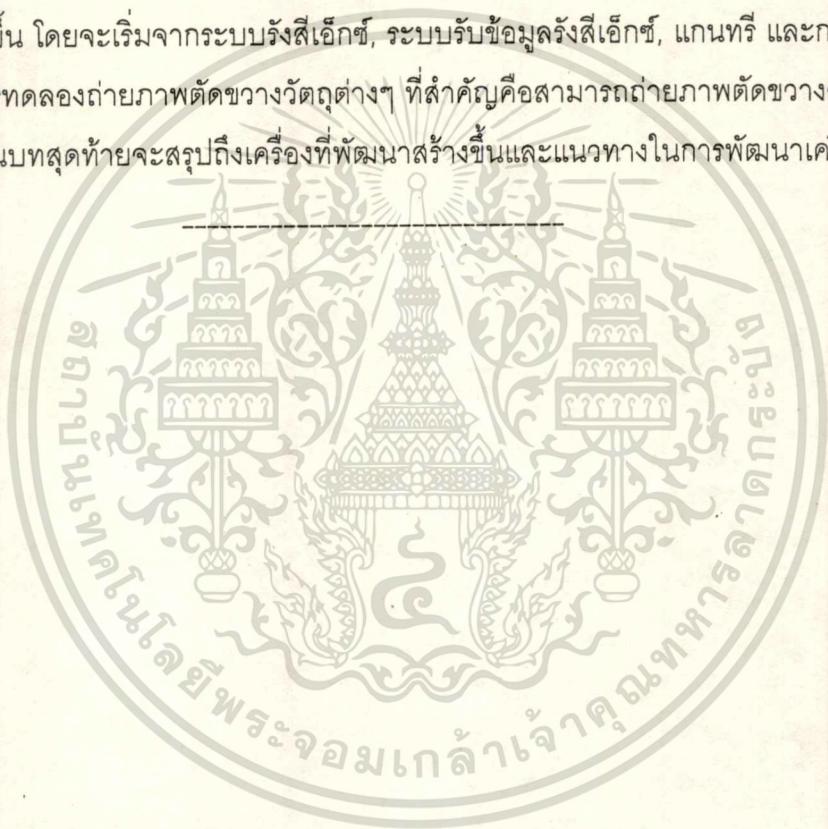
รูปที่ 2-9 ส่วนแสดงผลภาพตัดขวางของเครื่องที่สร้างขึ้น

เพื่อเป็นการเปรียบเทียบคุณสมบัติเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาสร้างขึ้นกับที่มีใช้งานจริง สามารถแสดงให้เห็นได้ในตารางเปรียบเทียบ ตารางที่ 2-1

#### 2.4 สรุป

บทนี้ได้อธิบายถึงส่วนประกอบต่างๆ ที่สำคัญของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง รวมถึงเปรียบเทียบคุณสมบัติเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง ทั้งเครื่องที่มีอยู่ในตลาดกับเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น

บทต่อไปจะเป็นรายละเอียดของแต่ละส่วนประกอบที่สำคัญของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาสร้างขึ้น โดยจะเริ่มจากระบบรังสีเอกซ์, ระบบรับข้อมูลรังสีเอกซ์, แกนทรี และการสร้างภาพตัดขวาง รวมทั้งการทดลองถ่ายภาพตัดขวางวัตถุต่างๆ ที่สำคัญคือสามารถถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะของหนูทดลองได้จริง ในบทสุดท้ายจะสรุปถึงเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้นและแนวทางในการพัฒนาเครื่องต่อไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2-1 แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางระหว่าง  
เครื่องทั่วไปกับเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น

รายการคุณสมบัติ	เครื่องทั่วไป	เครื่องที่สร้างขึ้น
<b>1. แกนทรี</b>		
1.1 ลักษณะการหมุน	มีทั้งหมุนไปทางเดียวและต้องหมุนกลับ	หมุนครบรอบแล้วต้องหมุนกลับ
1.2 เวลาที่ใช้ในการหมุน 1 รอบ	3-10 วินาที	ประมาณ 1 นาที
1.3 ระบบขับเคลื่อน	มอเตอร์กระแสไฟฟ้าสลับแบบ 3 เฟส	มอเตอร์กระแสตรงและโซ่
1.4 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน	45-65 ซม.	90 ซม.
1.5 การเอียง	0 ถึง +/- 30 องศา	เอียงไม่ได้
<b>2. ระบบรังสีเอ็กซ์</b>		
2.1 ระบบไฟฟ้า	3 เฟส	1 เฟส
2.2 ขนาดแรงดันหลอด	100-150 KV	40-90 KV
2.3 ขนาดกระแสหลอด	20-500 mA	1-3 mA
2.4 ความจุความร้อนหลอด	750,000-2,000,000 H.U.	65,000 H.U.
2.5 ระบบระบายความร้อน	น้ำมัน	อากาศ
2.6 การควบคุม	คอมพิวเตอร์	คนควบคุม (ยกเว้น ปิด-เปิด เพื่อเก็บข้อมูล)
2.7 ชนิดหลอด	แอโนดหมุน	แอโนดหมุน
<b>3. เพียงคนใช้</b>		ไม่มี เป็นเพียงแท่นวางวัตถุ
3.1 การเคลื่อนที่	2-3 แนวแกน (ขึ้น-ลง, เข้า-ออก, เอียง)	-
3.2 ความละเอียดการเคลื่อนที่	0.25-1.0 มม.	-
3.3 การควบคุม	อัตโนมัติคอมพิวเตอร์และคน	-
<b>4. ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์</b>		
4.1 ชนิดตัวรับรังสี	แบบทึบหรือสารกึ่งตัวนำ	หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์
4.2 จำนวนตัวรับรังสี	500-2,000	11-512
4.3 จำนวนบิตของข้อมูลรังสีเอ็กซ์	12-16 บิต	8 บิต
4.4 จำนวนภาพต่อการสแกน 1 ครั้ง	1	เลือกได้มากกว่า 1
<b>5. ระบบคอมพิวเตอร์</b>		
5.1 ชนิดคอมพิวเตอร์หลัก	Mini or Special Computer with High-Speed Coprocessor	Microcomputer with Array Processor
5.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวาง	Filtered Back-projection	Filtered Back-projection
5.3 เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง 1 ภาพ	4-30 วินาที	ประมาณ 5 นาที
5.4 ขนาดภาพตัดขวาง	สูงสุด 512 x 512 จุดภาพ	256 x 256 จุดภาพ
5.5 ความถี่ในการแสดงผลภาพแอนอน	15.625 KHz หรือ 15.750 KHz	15.750 KHz.
<b>6. ส่วนแสดงผลภาพตัดขวาง</b>		
6.1 ชนิดข้อมูลภาพที่แสดง	เลขซีทีที่ ปรับช่วงการแสดงผลได้	ระดับเทาปรับไม่ได้
6.2 จำนวนจอภาพที่แสดงได้	มากกว่า 2 จอ	1 จอ
6.3 การปรับแต่งการแสดงผลภาพ	ได้	ปรับได้เฉพาะปุ่มปรับที่จอภาพ
6.4 การควบคุมการแสดงผล	ผ่านทางแป้นพิมพ์และลูกกลิ้ง (Track Ball)	ไม่ได้
<b>7. กล้องมัลติฟอร์เมต</b>	ตัวเลือก	ไม่มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3 ระบบรังสีเอ็กซ์

#### 3.1 บทนำ

การทำงานของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ (X-Ray Computerized Tomography) นั้นส่วนของระบบรังสีเอ็กซ์นับได้ว่าเป็นส่วนที่สำคัญส่วนหนึ่งเพราะเป็นจุดเริ่มต้นในการได้มาซึ่งภาพตัดขวางของเครื่อง รังสีเอ็กซ์จะถูกฉายออกจากเครื่องโดยจะถูกควบคุมให้มีคุณสมบัติตามต้องการ รังสีเอ็กซ์ที่ฉายออกมาจะผ่านทะลุวัตถุหรือคนไข้ แล้วจะถูกลดทอนขนาดลงตามคุณสมบัติของวัตถุหรือเนื้อเยื่อที่รังสีผ่านไป หลังจากนั้นจะทะลุผ่านออกมายังตัวรับรังสีซึ่งอยู่ทางด้านตรงข้ามกับแหล่งจ่ายรังสีเอ็กซ์ (หลอดรังสีเอ็กซ์)

ดังนั้นคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้จึงขึ้นอยู่กับ การควบคุมและคุณภาพของรังสีเอ็กซ์ด้วย ถ้ารังสีเอ็กซ์ที่ฉายออกมามีคุณภาพไม่ดีจะทำให้ภาพที่ได้ไม่คมชัด, มีคุณภาพไม่ดีตามไปด้วย

สำหรับเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นได้ใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอ็กซ์และส่วนควบคุมเท่าที่หาได้ในประเทศไทยขณะที่ทำการวิจัย โดยได้เครื่องรังสีเอ็กซ์เป็นแบบฟลูโรสโคปี ซึ่งสามารถเปิดฉายรังสีได้ต่อเนื่องแต่มีกระแสและแรงดันหลอดค่อนข้างต่ำคือกระแสใช้ขนาดเพียง 1-3 มิลลิแอมแปร์ แรงดันขนาด 40 ถึง 90 กิโลโวลต์ แต่ก็เพียงพอที่จะทำงานกับหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ได้

ในบทนี้จะกล่าวถึงระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่วิจัยและพัฒนาขึ้นโดยจะกล่าวถึงส่วนต่าง ๆ ของระบบรังสีเอ็กซ์พร้อมรายละเอียด, สรุปผลระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้อยู่

#### 3.2 ส่วนประกอบของระบบรังสีเอ็กซ์

ระบบรังสีเอ็กซ์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาขึ้นจะประกอบด้วย (รูปที่ 3-1)

- (1) หลอดรังสีเอ็กซ์ (X-Ray tube)
- (2) สายไฟแรงสูง (High-tension cable)
- (3) หม้อแปลงแรงดันไฟสูง (High-tension transformer)
- (4) วงจรควบคุม (แผงควบคุม)
- (5) ส่วนควบคุมผ่านทางคอมพิวเตอร์

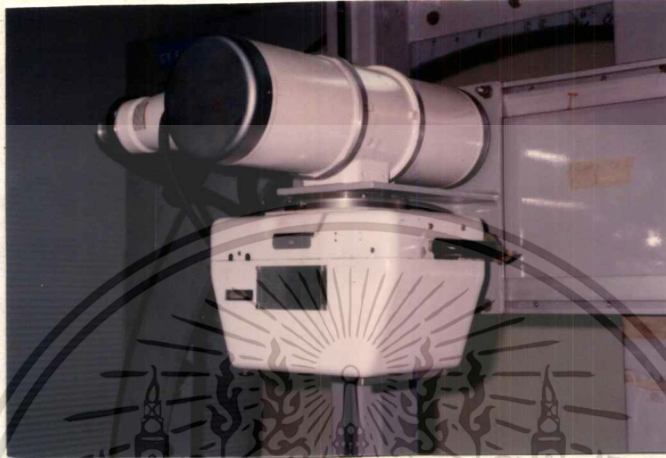
ระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานในเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น ได้สั่งซื้อมาจากบริษัท คงศักดิ์เอ็กซ์เรย์ จำกัด ยกเว้นส่วนควบคุมผ่านทางคอมพิวเตอร์ ซึ่งได้พัฒนาสร้างขึ้นมาเพื่อให้สามารถควบคุม การปิด-เปิดการฉายรังสีโดยผ่านทางเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้งานได้

สำหรับรายละเอียดของระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งาน มีดังนี้

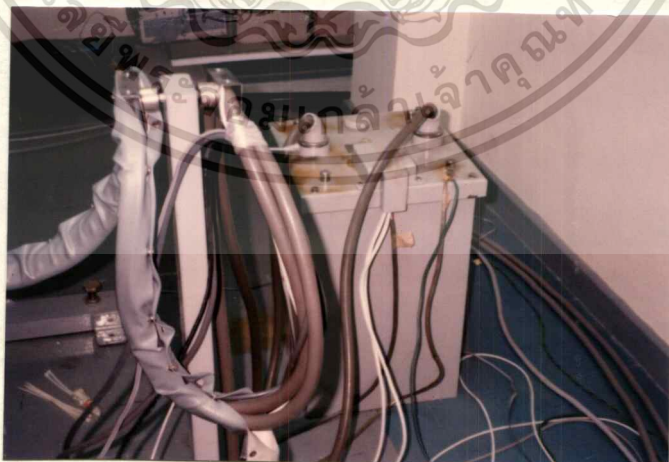
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1 หลอดรังสีเอกซ์

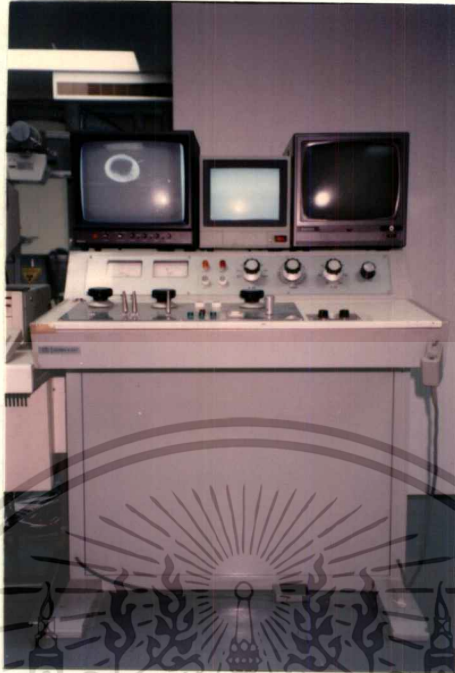
คุณสมบัติของหลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้แสดงในตารางที่ 3-1 โดยหลอดที่ใช้เป็นของ บริษัท อโคมา (ACOMA) ประเทศญี่ปุ่น



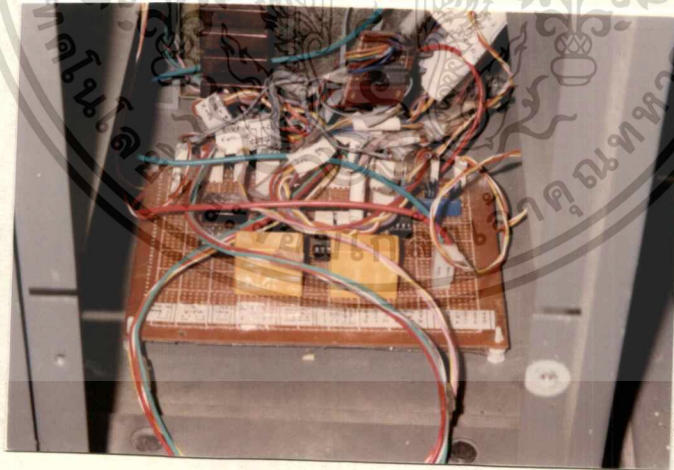
รูปที่ 3-1 (a)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานที่โรงเรียนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3-1 (c)



รูปที่ 3-1 (d)

### รูปที่ 3-1 ระบบรังสีเอ็กซ์

(a) หลอดรังสีเอ็กซ์ , (b) หม้อแปลงแรงดันสูง, สายไฟแรงดันสูง ,

(c) แผงควบคุม , (d) แผงวงจรควบคุมการปิดเปิดผ่านทางคอมพิวเตอร์

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3-1 คุณสมบัติของหลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้

Type Number of Tube Assembly	DRX-90B
Insert Tube	DR-90
Focal spot (mm)	2.0, 1.0
Max Peak Voltage (KV)	150
Target Angle (degree)	18
Anode Heat Storage Capacity (H.U.)	65,000
Anode Max Cooling Rate (H.U./min)	25,000
Max Rating (mA/0.1 sec)	245, 105
Max Filament Rating	5.1 A. 10.0-14.0 V., 5.2 A. 7.5-10.0 V.
Circuit	Single phase, Full-wave rectified

หลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้จะเป็นแบบแอโนดหมุน (rotating anode) มีอัตราความจุความร้อน 65,000 หน่วยความร้อน (H.U.) ทนแรงดันได้สูงสุด 150 กิโลโวลต์ (KV) ใช้อากาศเป็นตัวระบายความร้อน ในการใช้งานหลอดเพื่อถ่ายภาพตัดขวางจะใช้งานหลอดในลักษณะฟลูโรสโคป (Fluoroscope) คือจะฉายรังสีต่อเนื่องกันไปที่ขนาดแรงดัน 40 ถึง 90 กิโลโวลต์ (ปรับได้) และขนาดกระแส 1 ถึง 3 มิลลิแอมแปร์ สาเหตุที่ต้องใช้ขนาดแรงดันและกระแสต่ำ เพราะ

1. หลอดมีขนาดอัตราความจุความร้อนต่ำ ทำให้ไม่สามารถฉายรังสีขนาดแรงดันและกระแสที่สูงๆ ได้ในเวลานาน (ประมาณ 1 นาที)
2. หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์ (Image Intensifier) จะเกิดการอิ่มตัว (saturated) ถ้าใช้ขนาดแรงดันและกระแสที่สูง

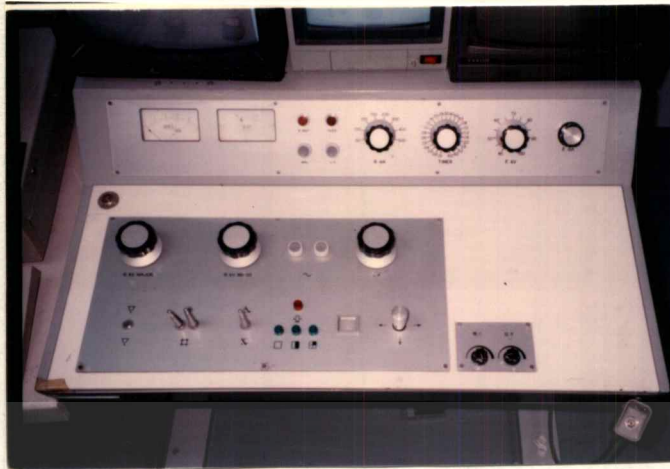
หม้อแปลงแรงดันไฟสูงและสายไฟแรงสูงจะใช้ในการแปลงแรงดันไฟให้สูงตามต้องการ (KV) และส่งไปยังหลอดตามลำดับต่อไป

### 3.2.2 วงจรควบคุม

ชุดวงจรควบคุมการทำงานของระบบรังสีเอกซ์สั่งซื้อมาจากบริษัท คงศักดิ์อิเล็กทรอนิกส์ จำกัด โดยเป็นของบริษัท อโคมาอิเล็กทรอนิกส์ (ACOMA X-RAY INDUSTRY) จำกัด ประเทศญี่ปุ่น

การปรับขนาดแรงดันและกระแสทำได้โดยใช้คนปรับปุ่มปรับขนาดแรงดันและกระแสของส่วนฟลูโร บนหน้าปัทม์ของชุดวงจรควบคุม

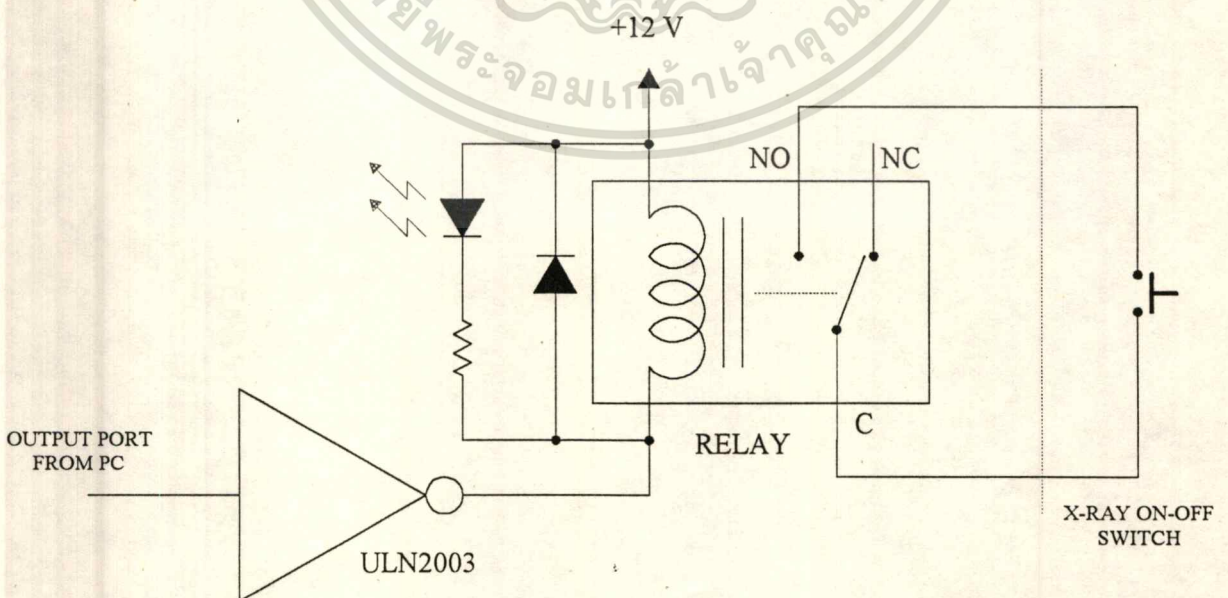
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3-2 แสดงแผงหน้าปัทม์ของชุดควบคุมรังสีเอกซ์

### 3.2.3 ส่วนควบคุมผ่านทางคอมพิวเตอร์

การควบคุมการปิด-เปิด การฉายรังสีเอกซ์ของวงจรควบคุม จะทำได้โดยผ่านทางสวิตช์กดติด-ปล่อยดับ ดังนั้นในการควบคุมการปิด-เปิดรังสีเอกซ์โดยใช้คอมพิวเตอร์จึงทำได้โดยใช้รีเลย์ (relay) มาต่อตรงตำแหน่งสวิตช์ ปิด-เปิดนั้น แล้วให้คอมพิวเตอร์ควบคุมหน้าสัมผัสรีเลย์ ลักษณะวงจรแสดงได้ในรูปที่ 3-3 ซึ่งในส่วนควบคุมการปิด-เปิดรังสีเอกซ์ที่ควบคุมโดยคอมพิวเตอร์นี้ เป็นส่วนที่ได้ทำการวิจัยพัฒนาขึ้นมา เพื่อให้การฉายรังสีเอกซ์สามารถทำได้อัตโนมัติ โดยเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์



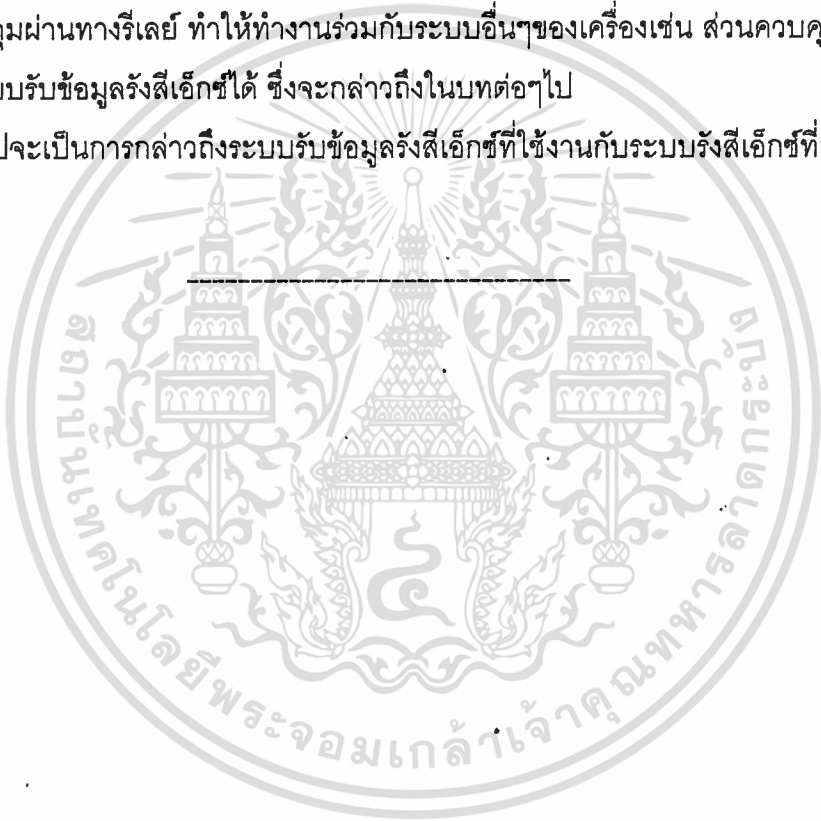
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 รูปที่ 3-3 วงจรส่วนควบคุมการปิด-เปิดรังสีเอกซ์  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3 สรุป

ระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาสร้างขึ้นใช้ระบบรังสีเอ็กซ์แบบที่ใช้ไฟฟ้าแบบเฟสเดียว และทำงานในแบบฟลูโร-สโคปี กล่าวคือสามารถฉายรังสีได้อย่างต่อเนื่องที่แรงดันหลอด 40 ถึง 90 กิโลโวลต์ และกระแสหลอด 1 ถึง 3 มิลลิแอมแปร์ ซึ่งเป็นช่วงที่สามารถทำงานได้กับระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ ซึ่งใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์และเพียงพอที่จะฉายรังสีผ่านวัตถุที่จะทำการทดลองถ่ายภาพตัดขวางได้

การควบคุมระบบรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานนี้จะเป็นในลักษณะกึ่งอัตโนมัติ กล่าวคือการควบคุมปริมาณรังสีเอ็กซ์ ได้แก่ ขนาดแรงดันและกระแสหลอดจะกระทำโดยใช้คนควบคุม (manual) ส่วนการควบคุมการปิด-เปิดการฉายรังสีเอ็กซ์ทำได้โดยใช้คนควบคุม (manual) หรืออัตโนมัติโดยใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์และโปรแกรมควบคุมผ่านทางรีเลย์ ทำให้ทำงานร่วมกับระบบอื่นๆของเครื่องเช่น ส่วนควบคุมการหมุนของแกนทรีและระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ได้ ซึ่งจะกล่าวถึงในบทต่อไป

ในบทต่อไปจะเป็นการกล่าวถึงระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานกับระบบรังสีเอ็กซ์ที่กล่าวมาแล้ว  
ในบทนี้

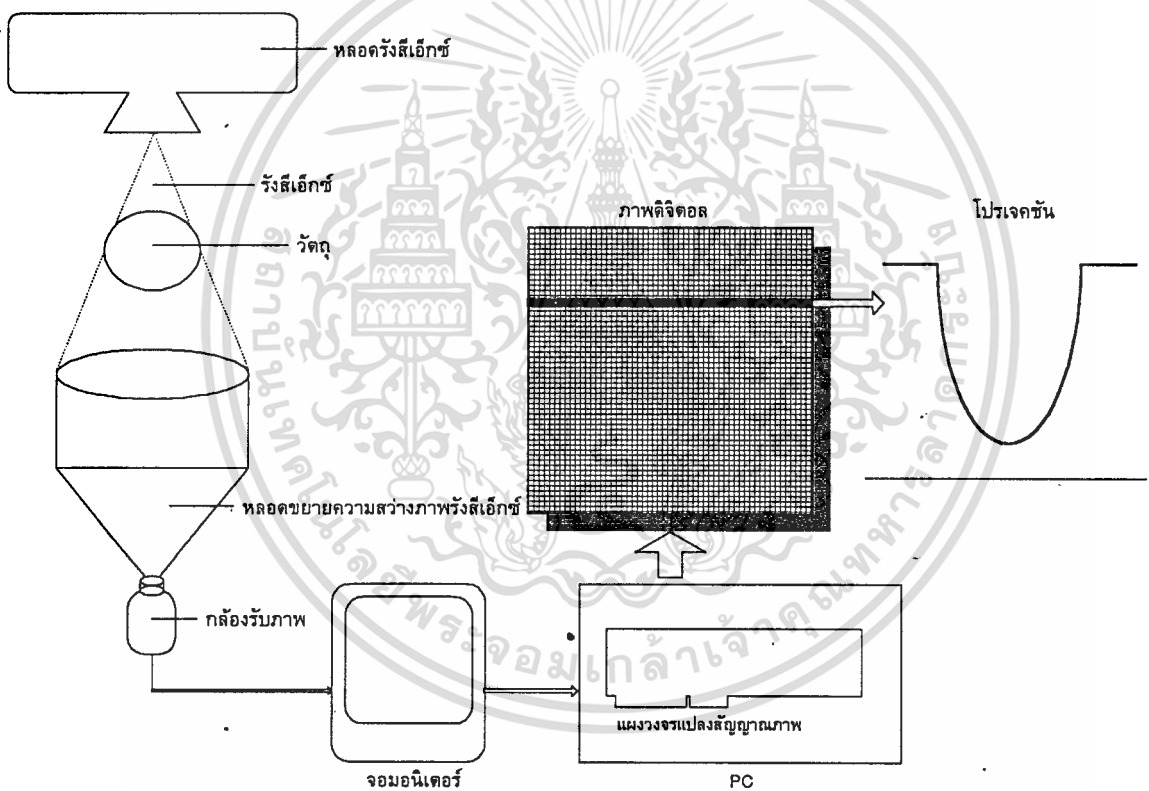


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4 ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์

### 4.1 บทนำ

หลังจากที่รังสีเอ็กซ์ผ่านวัตถุมาแล้ว จะถูกตรวจรับปริมาณรังสีโดยตัวรับรังสีเอ็กซ์ (X-ray detectors) ซึ่งในเครื่องที่พัฒนานี้ ใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (X-ray Image Intensifier) เป็นตัวรับรังสีเอ็กซ์และแปลงข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านวัตถุให้อยู่ในรูปสัญญาณภาพวิดีโอ (video signal) หลังจากนั้นจะป้อนสัญญาณภาพวิดีโอนี้เข้าสู่คอมพิวเตอร์ โดยใช้แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพอนาลอกให้เป็นภาพดิจิทัล (digital image) เก็บอยู่ในหน่วยความจำเครื่องแล้วจึงดึงเอาข้อมูลโปรเจกชันที่ต้องการออกมาอีกทีหนึ่ง ดังแสดงในรูปที่ 4-1



รูปที่ 4-1 การนำข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์เข้าสู่คอมพิวเตอร์

จากรูปที่ 4-1 รังสีเอ็กซ์ที่ผ่านวัตถุออกมาจะตกกระทบบนจอรับรังสีของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ และถูกแปลงให้เป็นภาพของรังสีเอ็กซ์แล้วขยายขึ้นส่งผ่านเข้ามายังกล้องรับภาพ ซึ่งใช้กล้องโทรทัศน์วงจรมอดแบบซีซีดี (CCD : Charge Couple Device) เป็นตัวแปลงภาพที่ได้ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ได้เป็นสัญญาณภาพวิดีโอออกมาสามารถต่อเข้ากับมอนิเตอร์เพื่อดูภาพได้ หลังจากนั้นจะนำสัญญาณภาพวิดีโอที่ได้แปลงเข้าเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ (PC) โดยใช้แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอที่มีชื่อเรียกว่า TARGA M8 จะได้ภาพของรังสีเอ็กซ์ที่แปลงเป็นภาพดิจิทัลขนาด 512x256 จุดภาพ แต่ละ

คุณภาพ มีขนาด 8 บิต โปรแกรมที่เขียนขึ้นจะทำการดึงข้อมูลโปรเจกชันที่ต้องการออกมาจากภาพที่แปลงได้ โดยจะดึงเอาภาพในแถวเดียวกันออกมาเป็นข้อมูลโปรเจกชัน เพื่อใช้ประมวลผลสร้างภาพตัดขวางต่อไป

โดยสรุปแล้วสามารถแบ่งระบบรับข้อมูลจากรังสีเอกซ์เข้าสู่คอมพิวเตอร์นี้ ออกได้เป็น 3 ส่วนหลัก ๆ ดังนี้

- (1) หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์ (X-ray Image Intensifier)
- (2) กล้องรับภาพรังสีเอกซ์
- (3) แผงวงจรแปลงสัญญาณภาพวิดีโอเข้าคอมพิวเตอร์รวมทั้งโปรแกรมรับข้อมูล

#### 4.2 หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์

หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์จะทำหน้าที่แปลงรังสีเอกซ์ที่ได้รับ ให้เป็นภาพที่สามารถมองเห็นหรือตรวจรับได้ง่าย มีโครงสร้างดังแสดงในรูปที่ 4-2



รูปที่ 4-2 โครงสร้างและส่วนประกอบของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์

การทำงานของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์ สามารถอธิบายได้ดังนี้ รังสีเอกซ์จะตกกระทบผิวหน้าของหลอดซึ่งจะฉาบด้วยสารเคมีซึ่งโดยทั่วไปจะใช้เป็นซีเซียมไอโอไดด์ (CsI) ทำหน้าที่แปลงรังสีเอกซ์ให้เป็นอิเล็กตรอน จะได้เป็นลำอิเล็กตรอนของภาพรังสีเอกซ์ ภายในหลอดซึ่งเป็นสุญญากาศจะมีเลนส์ไฟฟ้า (electric lens) ประกอบอยู่ภายในจะทำหน้าที่โฟกัสและเร่งความเร็วลำอิเล็กตรอนที่ได้ให้ไปตกกระทบยังจอภาพฟอสเฟอร์ที่ทางออก จอภาพฟอสเฟอร์ (output phosphor screen) จะทำหน้าที่เปลี่ยนลำภาพของอิเล็กตรอนให้เป็นภาพของแสงที่มองเห็นได้ด้วยตาเปล่าหลังจากนั้นก็จะต้องคล้องเพื่อรับภาพของรังสีเอกซ์โดยเชื่อมต่อ (coupling) ผ่านเลนส์อีกต่อหนึ่ง

จากการทำงานของหลอดขยายความสว่างจะเห็นได้ว่าคุณภาพของข้อมูลซึ่งได้จากภาพรังสีเอกซ์จะขึ้นอยู่กับคุณภาพของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์นี้เป็นอันดับแรก

ในเครื่องที่พัฒนาขึ้นได้ใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ ของบริษัท แคนนอน (Canon Inc.) ประเทศญี่ปุ่น โดยเป็น Canon Image Distributor รุ่น CXI-2-1DA มีขนาดจอร์รับภาพรังสีที่ใช้งาน เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 15 เซนติเมตร หรือประมาณ 6 นิ้ว

#### 4.3 กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์

กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์จะรับภาพของรังสีเอ็กซ์นี้ได้จากจอภาพฟอสเฟอร์ที่ทางออกของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ผ่านเลนส์เข้ามา กล้องนี้จะทำหน้าที่เปลี่ยนภาพรังสีเอ็กซ์ซึ่งเป็นแสงให้อยู่ในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้าโดยสัญญาณภาพที่ออกมาจากกล้องจะอยู่ในรูปสัญญาณวิดีโอคอมโพสิท (composit video signal) ซึ่งสามารถนำไปต่อเข้ากับโทรทัศน์วงจรปิดเพื่อแสดงภาพรังสีเอ็กซ์ที่รับได้ทันที

ในเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่พัฒนาขึ้น จะใช้กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์ เป็นกล้องซีซีดี (CCD camera, CCD : Charge Couple Device) โดยใช้กล้องของบริษัท SONY รุ่น XC-38 พร้อมเลนส์และที่กรองแสงอินฟราเรด ดังแสดงในรูปที่ 4-3

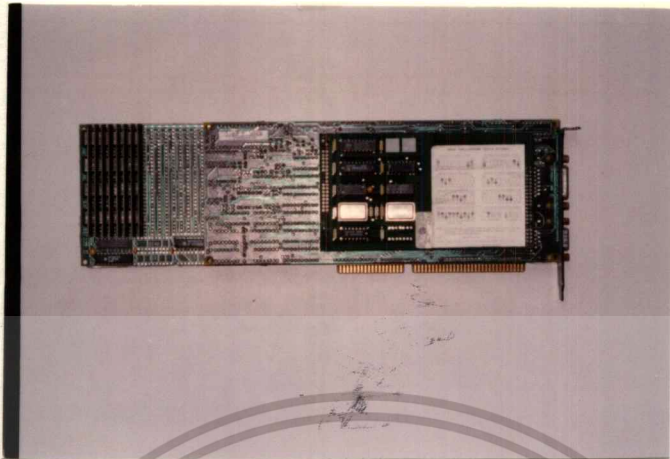


รูปที่ 4-3 กล้องรับภาพรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งาน

รูปที่ 4-4 แสดงให้เห็นการประกอบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์, เลนส์เชื่อมต่อ และกล้องรับภาพ ของระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ เข้าด้วยกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



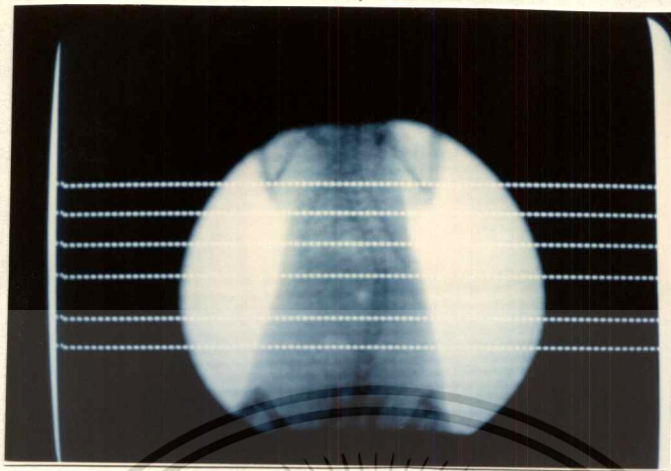


รูปที่ 4-6 แผงวงจร TARGA M8

ภาพของรังสีเอ็กซ์ที่ได้จาก TARGA M8 จะมีขนาด 512x256 จุดภาพอยู่ในหน่วยความจำของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ (บน TARGA) หลังจากนั้นโปรแกรมที่เขียนขึ้นมาจะทำการดึงเอาข้อมูลเฉพาะแถวแนวนอนเส้นที่ต้องการออกมาเป็นข้อมูลหนึ่งโปรเจกชัน โดยสามารถเลือกจำนวนจุดข้อมูลในแนวนอนมาเป็นจำนวนตัวรับข้อมูล (detectors) ได้ เพื่อให้แต่ละโปรเจกชันมีจำนวนตัวรับข้อมูลที่เหมาะสมตามขนาดของภาพที่ได้ ขึ้นอยู่กับขนาดภาพของรังสีเอ็กซ์ที่ปรากฏ โดยมีจำนวนได้สูงสุด 512 จุดข้อมูล และในการทดลองต่อไปจะเลือกใช้จำนวนตัวรับข้อมูลเป็น 243 จุดข้อมูล เนื่องจากเป็นขนาดที่เหมาะสมกับขนาดภาพรังสีเอ็กซ์ที่ได้จากหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานอยู่และไม่เกินขอบภาพรังสีเอ็กซ์ที่ได้จากหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ จากการวัดและคำนวณเมื่อจำนวนตัวรับข้อมูลเป็น 243 จุดข้อมูล จะได้ขนาดเป็น 12 เซนติเมตร

เนื่องจากข้อมูลที่ได้มีลักษณะเป็นภาพ 2 มิติ ดังนั้นในภาพรังสีเอ็กซ์หนึ่งๆ สามารถที่จะดึงข้อมูลโปรเจกชันของหลาย ๆ ภาพ (slices) ได้ในคราวเดียวกันดังแสดงในรูปที่ 4-7 ทำให้สแกนเพียงครั้งเดียว(รอบเดียว) ก็เพียงพอที่จะได้ข้อมูลภาพตัดขวางทุกภาพที่ต้องการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4-7 การเลือกข้อมูลภาพ (slices)

แผงวงจร TARGA M8 นอกจากจะทำหน้าที่แปลงสัญญาณภาพวิดีโอให้เป็นภาพดิจิทัลแล้ว ยังทำหน้าที่แสดงผลภาพดิจิทัลออกทางจอมอนิเตอร์ได้อีกด้วย โดยหลังจากที่คอมพิวเตอร์คำนวณสร้างภาพตัดขวางเรียบร้อยแล้ว จะนำภาพที่ได้แสดงผลทางจอมอนิเตอร์โดยผ่านทางแผงวงจร TARGA M8 นี้

#### 4.5 สรุป

ระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซที่ใช้งานจะเป็นหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซทำงานร่วมกับกล้องรับภาพและวงจรแปลงสัญญาณภาพเข้าสู่คอมพิวเตอร์ การที่ใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซทำให้มีข้อดีคือ สามารถเก็บข้อมูลโปรเจกชันของภาพตัดขวางได้คราวละมากกว่าหนึ่งภาพตัดขวาง (slice) ต่อการเก็บข้อมูลหนึ่งครั้ง ทำให้ประหยัดเวลาการเก็บข้อมูลทั้งหมดและทำให้คนไข้หรือวัตถุที่ถ่ายได้รับรังสีเอ็กซในปริมาณต่ำ ทั้งนี้การทำงานของระบบรับรังสีเอ็กซที่ใช้นี้ก็เพียงพอที่จะทำการถ่ายภาพตัดขวางของวัตถุ ตลอดจนสิ่งมีชีวิต เช่นหนูทดลองได้เป็นที่น่าพอใจ ดังที่จะแสดงให้เห็นในบทที่ 6

ในระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซที่ใช้งานนี้ ได้เลือกใช้จำนวนตัวรับข้อมูลเพื่อใช้ในการทดลองสร้างภาพตัดขวางต่อไป เป็นจำนวน 243 ตัว และมีขนาดคิดเป็นความยาวรวมของตัวรับข้อมูล เป็น 12 เซนติเมตร (คิดเป็นความละเอียด 0.49 มิลลิเมตรต่อตัว) โดยข้อมูลเหล่านี้จะนำไปใช้ในการคำนวณหาค่าต่างๆ สำหรับการสร้างภาพตัดขวางในบทต่อไป

สำหรับบทต่อไปจะเป็นการกล่าวถึงเกณฑ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลของภาพตัดขวางของเครื่องที่พัฒนาขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5 แกนทรี

### 5.1 บทนำ

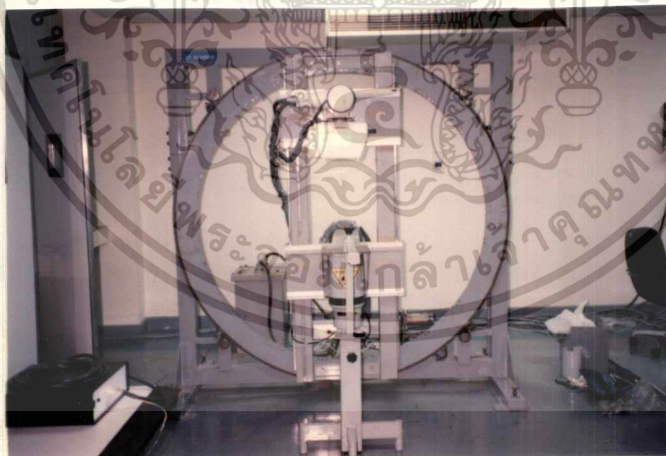
แกนทรี (Gantry) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการสแกนและเก็บข้อมูลของคนไข้หรือวัตถุ เพื่อนำมาสร้างเป็นภาพตัดขวาง ภายในแกนทรีของเครื่องที่พัฒนาขึ้นจะประกอบด้วยระบบที่สำคัญดังนี้

- ระบบขับเคลื่อนและควบคุมการหมุน
- วงจรตรวจวัดตำแหน่ง
- หลอดรังสีเอ็กซ์
- ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์

ระบบรังสีเอ็กซ์และระบบรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ได้อธิบายถึงในบทที่ 3 และ 4 ตามลำดับ แล้ว ดังนั้นในบทนี้จะได้กล่าวถึงส่วนที่เหลือซึ่งก็คือ แกนทรี ต่อไป

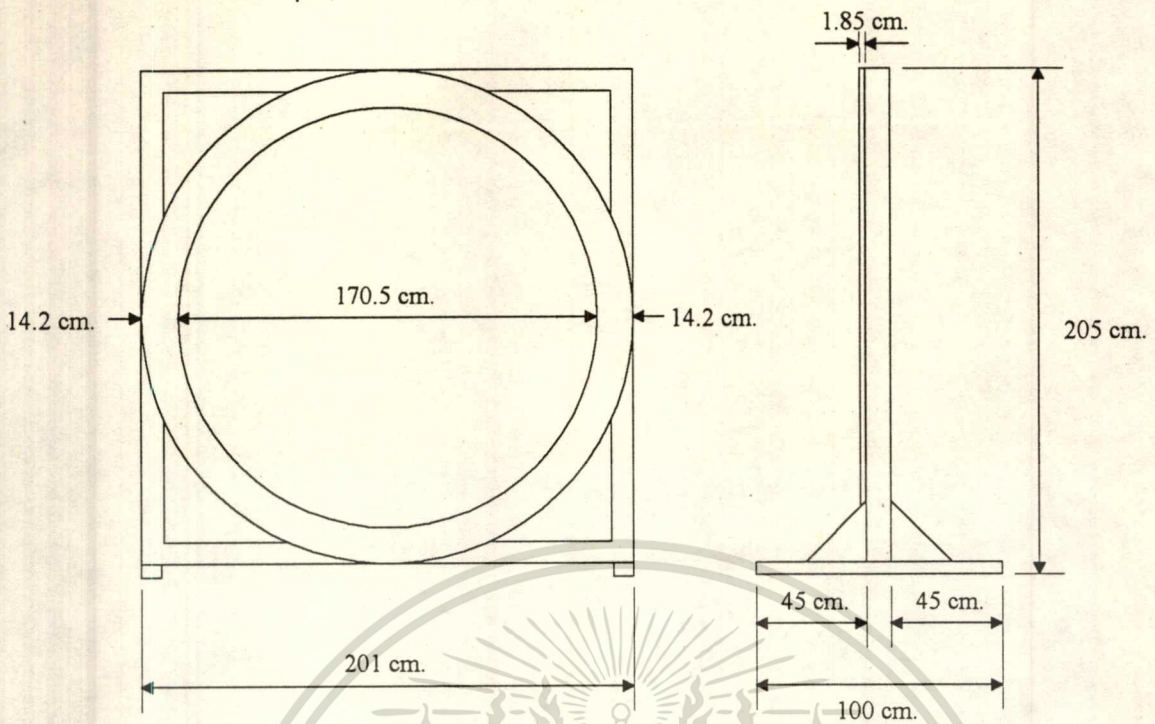
### 5.2 ลักษณะโดยทั่วไป

รูปร่างและลักษณะของแกนทรีที่พัฒนาขึ้นแสดงได้ในรูปที่ 5-1 โดยมีขนาดทางกายภาพแสดงในรูปที่ 5-2



รูปที่ 5-1 ลักษณะและรูปร่างของแกนทรีที่พัฒนาขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



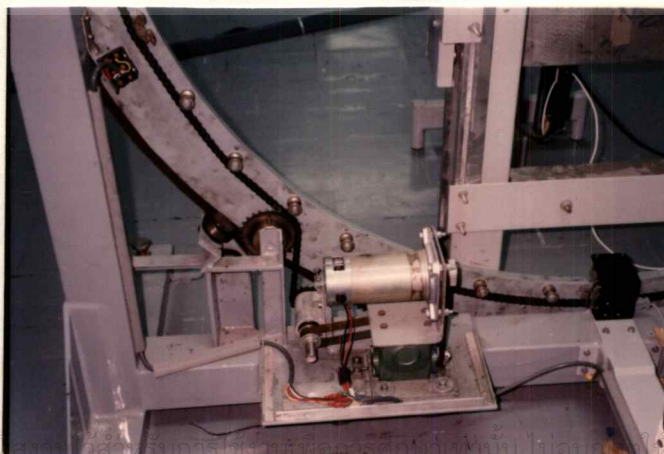
รูปที่ 5-2 ขนาดของแกนทรี

ลักษณะโดยทั่วไปของแกนทรีจะทำด้วยเหล็ก มีขนาดประมาณ 200 ซม. x 200 ซม. x 10 ซม.

มีช่องสำหรับวางวัตถุขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 170 เซนติเมตร การหมุนขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์ไฟฟ้าผ่านระบบเฟืองทดและโซ่ มีอัตราเร็วในการหมุนประมาณ 1 นาทีต่อรอบ หมุนไปและกลับได้ ใช้อุปกรณ์ตรวจวัดตำแหน่งเป็นตัวเข้ารหัสแบบหมุน (rotary encoder)

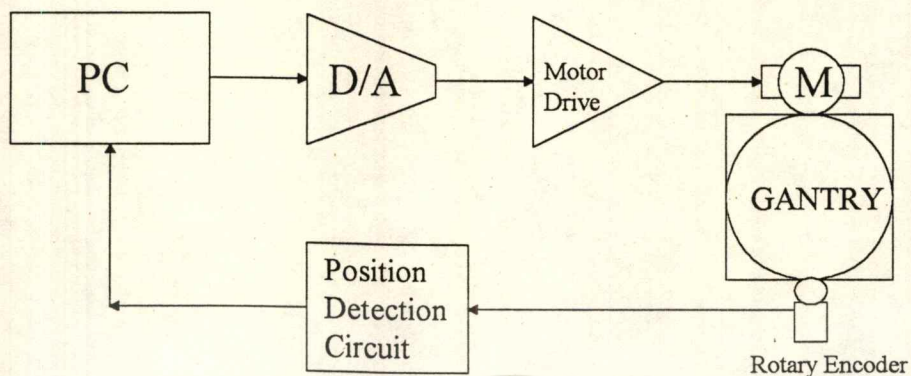
### 5.3 ส่วนขับเคลื่อนและควบคุมการหมุน

การขับเคลื่อนของแกนทรีจะใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 24 โวลต์ ขับผ่านระบบเฟืองทดและโซ่ ดังแสดงในรูปที่ 5-3



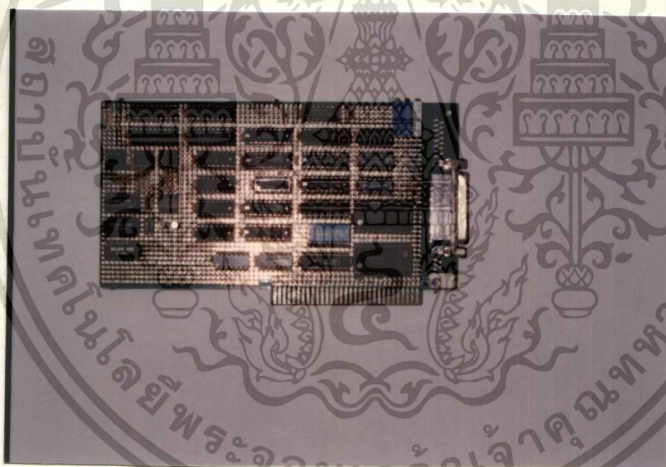
รูปที่ 5-3 ระบบขับเคลื่อนการหมุนของแกนทรี

การควบคุมการหมุนจะกระทำโดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์เป็นตัวควบคุมหลักมีแผนภาพ (block diagram) แสดงการควบคุมในรูปที่ 5-4

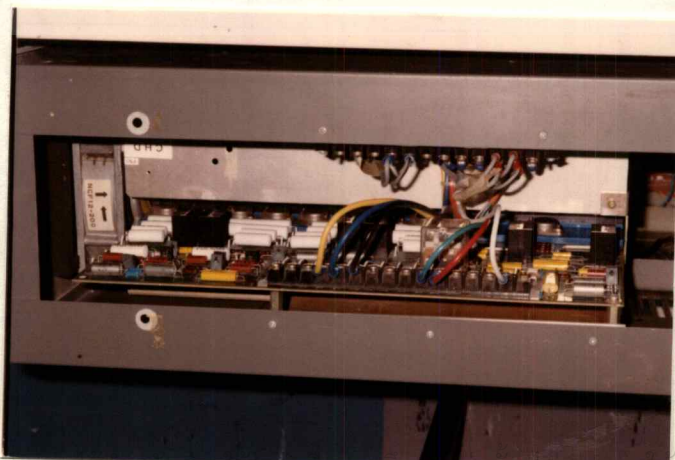


รูป 5-4 แผนภาพการควบคุมการหมุนของแกนทรี

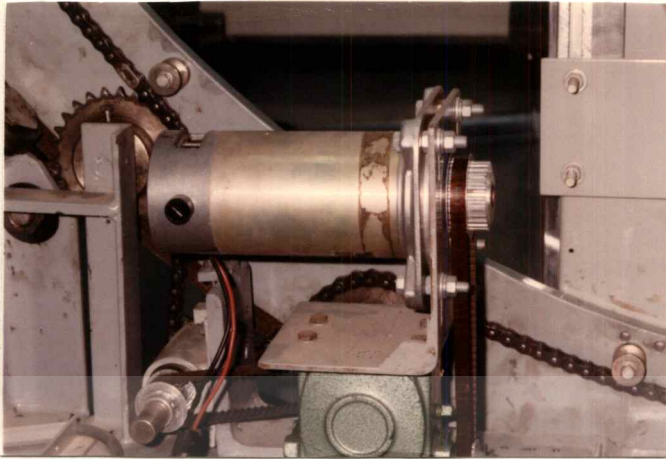
สาเหตุที่ใช้โซ่เป็นตัวขับเคลื่อนเพราะเป็นเทคโนโลยีที่ง่ายและสามารถสร้างขึ้นได้ในขณะที่ทำการวิจัย



รูปที่ 5-5 แผงวงจรควบคุมการหมุน

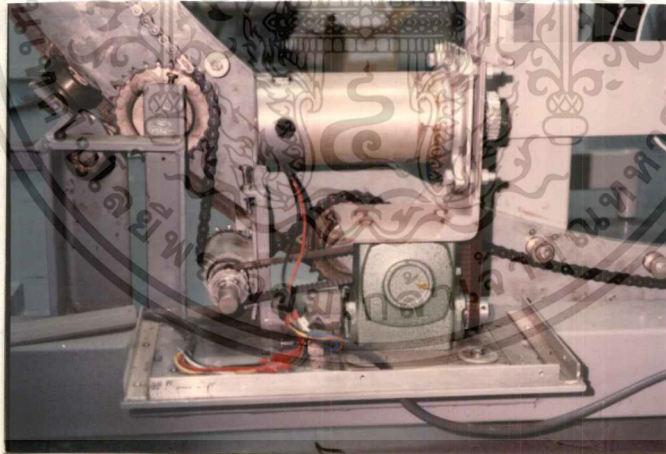


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้รูปที่ 5-6 แผงวงจรขับเคลื่อนถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5-7 มอเตอร์ที่ใช้ขับเคลื่อนแกนทรี

รูปที่ 5-5, 5-6 และ 5-7 เป็นรูปแสดงให้เห็นถึงแผงวงจรควบคุม , วงจรขับมอเตอร์และมอเตอร์ที่ใช้ขับเคลื่อนแกนทรีตามลำดับโดยการขับเคลื่อนจะกระทำผ่านทางระบบเฟืองทดที่มีอัตราทด 1:50 และสายพานเฟืองและโซ่ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 5-8

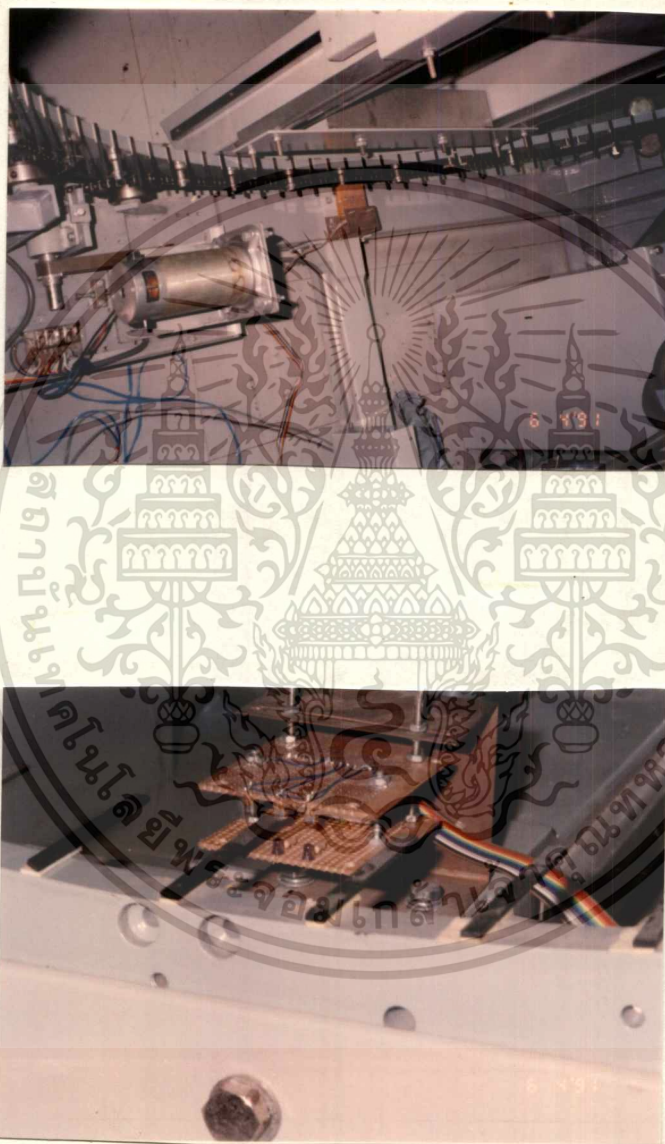


รูป 5-8 ระบบขับเคลื่อนแกนทรีผ่านจากมอเตอร์เข้าสู่เฟืองทด, สายพานเฟืองและโซ่ตามลำดับ

#### 5.4 ส่วนตรวจวัดตำแหน่งแกนทรี

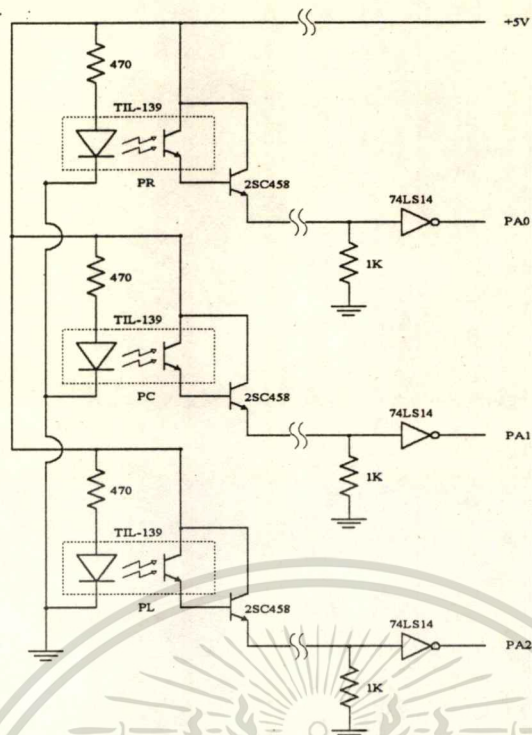
ส่วนตรวจวัดตำแหน่งมีหน้าที่ตรวจวัดตำแหน่งของแกนทรีเพื่อบอกให้ส่วนรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์รับและแปลงข้อมูล เข้าสู่คอมพิวเตอร์ โดยเมื่อถึงตำแหน่งข้อมูล แต่ละโปรเจกชัน โปรแกรมที่เขียนขึ้นจะตรวจสอบตำแหน่งและทำการแปลงและรับข้อมูลโปรเจกชันนั้น ๆ เข้าสู่คอมพิวเตอร์ไปใช้ประโยชน์ด้านการคำนวณว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในระยะแรกของการพัฒนาจะใช้ส่วนตรวจวัดตำแหน่งลักษณะกำหนดตายตัว กล่าวคือ ใช้แผ่นพลาสติกสีดำตัดเป็นแถบเล็ก ๆ ติดเข้ากับส่วนหมุนของแกนทรี และสร้างวงจรตรวจวัดตำแหน่งแถบพลาสติกเหล่านี้ขึ้นมาดังแสดงในรูปที่ 5-9



รูปที่ 5-9 ส่วนตรวจวัดตำแหน่งแกนทรีแบบกำหนดตายตัว  
โดยใช้แถบพลาสติกติดรอบส่วนหมุนของแกนทรี

เมื่อแถบพลาสติกผ่านวงจรตรวจวัด จะทำให้เกิดสัญญาณไปบอกให้โปรแกรมทำการเก็บข้อมูลตำแหน่งนั้น ๆ วงจรตรวจวัดตำแหน่งแสดงได้ในรูปที่ 5-10  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5-10 วงจรตรวจวัดตำแหน่งแกนทรีแบบตายตัว

ตัวตรวจวัดตำแหน่งจะประกอบด้วยไดโอดเปล่งแสงอินฟราเรด (infrared LED), ทรานซิสเตอร์แสง (photo transistor) และวงจรเชื่อมต่อนับจำนวน 3 ชุด เพื่อให้สามารถตรวจวัดทิศทางหมุนของแกนทรีได้ หลังจากใช้งานส่วนตรวจวัดตำแหน่งแกนทรีแบบแถบพลาสติกนี้ ไปได้ระยะเวลาหนึ่ง ทำให้พบข้อบกพร่องของการตรวจวัดตำแหน่งแบบนี้ ดังนี้

- (1) การเปลี่ยนจำนวนโปรเจกชันเพื่อการสร้างภาพตัดขวาง ทำได้ลำบากเพราะจะต้องถอดแถบพลาสติกออกทั้งหมดและติดตั้งใหม่ให้ได้จำนวนตามที่ต้องการ ทำให้เสียเวลามาก
- (2) การติดตั้งแถบพลาสติกให้มีจำนวนตามที่ต้องการ และระยะห่างระหว่างแถบต้องเท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุด ซึ่งกระทำได้ลำบากและมีโอกาสเกิดความผิดพลาดได้สูง เพราะจะต้องวัดระยะรอบเส้นรอบวงของส่วนหมุนด้วยมือ แล้วนำจำนวนโปรเจกชันมาหาร ซึ่งอาจมีเศษจากการหาร ทำให้การวัดระยะเพื่อติดตั้งแต่ละแถบมีโอกาสเกิดความผิดพลาดจากการวัดเศษและติดตั้งได้สูงมากโดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้ามีจำนวนโปรเจกชันมาก

(3) แถบพลาสติก จะมีความกว้างของแถบค่อนข้างมาก ทำให้เกิดความไม่แน่นอนของตำแหน่งของแต่ละโปรเจกชันได้มาก เพราะการตรวจวัดตำแหน่งแบบนี้ถือว่าตลอดความกว้างของแถบพลาสติกเป็นตำแหน่งเดียวกัน ซึ่งในทางปฏิบัติจริง ๆ มิได้เป็นเช่นนั้น

ดังนั้นจึงได้ทำการวิจัยและพัฒนาส่วนตรวจวัดตำแหน่งแกนทรีนี้ขึ้นมาใหม่ โดยใช้หลักการของตัวเข้ารหัสแบบหมุน (rotary encoder) โดยนำตัวเข้ารหัสแบบหมุนมาสัมผัสกับเส้นรอบวงของแกนทรีเมื่อแกนทรีหมุนไปจะทำให้ตัวเข้ารหัสหมุนตามไปด้วย อัตราส่วนจำนวนรอบการหมุนของแกนทรีและของตัวเข้ารหัส จะขึ้นอยู่กับรัศมีหรือเส้นผ่านศูนย์กลางระหว่าง วงล้อของตัวเข้ารหัสกับวงล้อของแกนทรี ตามหลักการใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงคำของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$N_1 \pi D_1 = N_2 \pi D_2$$

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{D_2}{D_1}$$

$N_1$  : จำนวนรอบของแกนทรีที่หมุนไป  $D_1$  : เส้นผ่านศูนย์กลางของแกนทรี

$N_2$  : จำนวนรอบของตัวเข้ารหัสที่หมุนไป  $D_2$  : เส้นผ่านศูนย์กลางของวงล้อตัวเข้ารหัส

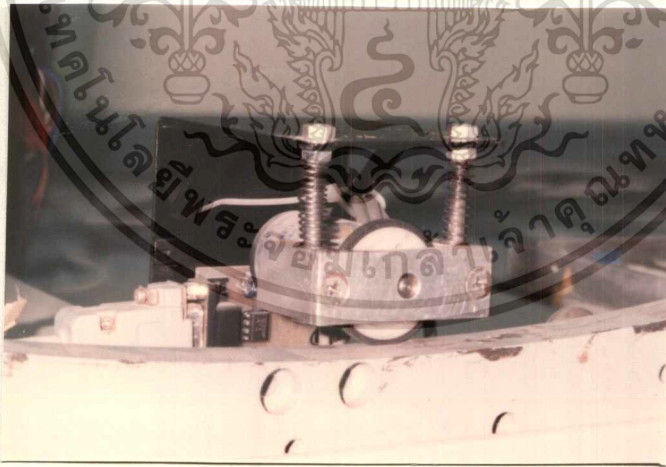
ในเครื่องถ่ายภาพตัดขวางที่สร้างขึ้น มีค่าต่างๆ ดังนี้

$$D_1 = 170.5 \text{ Cm.}$$

$$D_2 = 3.5 \text{ Cm.}$$

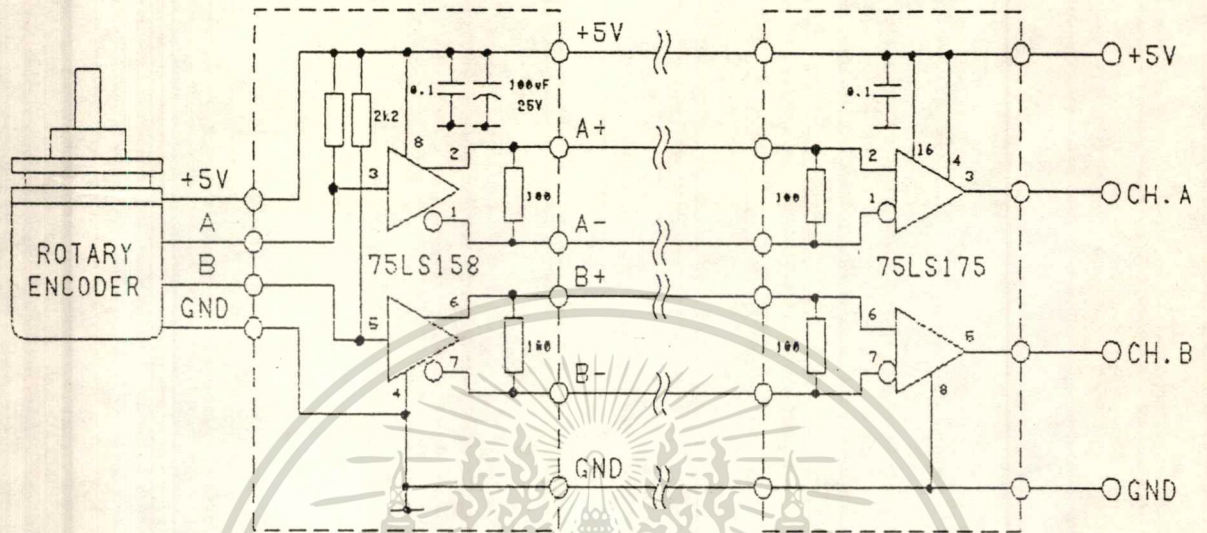
$$\text{ดังนั้น } \frac{N_1}{N_2} = \frac{3.5}{170.5} = \frac{1}{48.7}$$

ในรูปที่ 5-11 แสดงให้เห็นถึงการติดตั้งและใช้งานส่วนตรวจวัดตำแหน่งแบบตัวเข้ารหัสแบบหมุนนี้ ส่วนรูปที่ 5-12 แสดงถึงวงจรที่ใช้เชื่อมต่อกับตัวเข้ารหัสแบบหมุน เข้ากับแผงวงจรควบคุมที่ต่ออยู่ในเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ที่ใช้ควบคุม (และคำนวณสร้างภาพตัดขวางด้วย) สำหรับวงจรทั้งหมดของแผงวงจรควบคุมแสดงในภาคผนวก ค.



รูปที่ 5-11 การติดตั้งและใช้งานส่วนตรวจวัดตำแหน่งแบบตัวเข้ารหัสแบบหมุน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5-12 วงจรที่ใช้เชื่อมต่อตัวเข้ารหัสแบบหมุนเข้ากับแผงวงจรควบคุม

สำหรับรายละเอียดของตัวเข้ารหัสแบบหมุน ที่ใช้งานมีดังนี้

บริษัทผู้ผลิต : SANSEI ELECTRIC CORP.

JAPAN

รุ่น : OSS-01-2

ชนิด : Incremental Rotary Encoder

ความละเอียด : 100 P/R (พัลส์ต่อรอบ)

(ดูรายละเอียดเพิ่มเติม ในภาคผนวก ข.)

จากข้อมูลข้างต้นทำให้สามารถคำนวณได้ว่าเมื่อแกนทรินหมุนไปครบ 1 รอบ วงจรตรวจวัดตำแหน่งจะต้องนับจำนวนพัลส์ที่ออกมาจากตัวเข้ารหัส ได้เท่ากับ  $48.7 \times 100 = 4870$  พัลส์

ในการหมุนของแกนทรีจะต้องมีการหมุนไปและกลับเมื่อครบ 1 รอบ โดยจะมีไมโครสวิทช์ไว้ตรวจสอบตำแหน่งการหมุนครบรอบ ทั้ง 2 ทิศทาง ดังแสดงในรูปที่ 5-13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5-13 ไมโครสวิทช์เพื่อตรวจจับตำแหน่งครบรอบของแกนทรี  
ทั้งในทิศทางตามเข็มนาฬิกาและทวนเข็มนาฬิกา

ในการทดสอบจำนวนพัลส์ที่ออกมาจากตัวเข้ารหัส เมื่อแกนทรีหมุนครบ 1 รอบ วัดได้ค่าเฉลี่ยเท่ากับ 4674 พัลส์ ผิดพลาดจากค่าที่คำนวณได้คิดเป็น 4 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งค่าผิดพลาดนี้อยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ (ไม่เกิน 5 เปอร์เซ็นต์) โดยความผิดพลาดที่เกิดขึ้นอาจเกิดมาจากความคลาดเคลื่อนจากการวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของทั้งแกนทรีและวงล้อตัวเข้ารหัส

## 5.5 สรุป

แกนทรีของเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้นสามารถหมุนตลอดรังสีเอ็กซ์และหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ เพื่อทำหน้าที่เก็บข้อมูลของภาพตัดขวางได้ โดยสามารถควบคุมตำแหน่งการหมุนให้ทำการเก็บข้อมูลได้ในจังหวะที่ถูกต้องเพียงพอที่จะสร้างภาพตัดขวางได้ และมีเวลาในการหมุนครบรอบประมาณ 1 นาที ซึ่งในเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้นนี้ถือว่าเป็นเวลาที่ยอมรับได้เพราะส่วนใหญ่จะเป็นการถ่ายภาพตัดขวางของวัตถุหรือสัตว์ทดลอง รวมทั้งรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ก็มีความเข้มไม่สูงมาก และสามารถใช้แกนทรีนี้เก็บข้อมูลเพื่อสร้างภาพตัดขวางได้ ดังแสดงให้เห็นได้ในบทต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

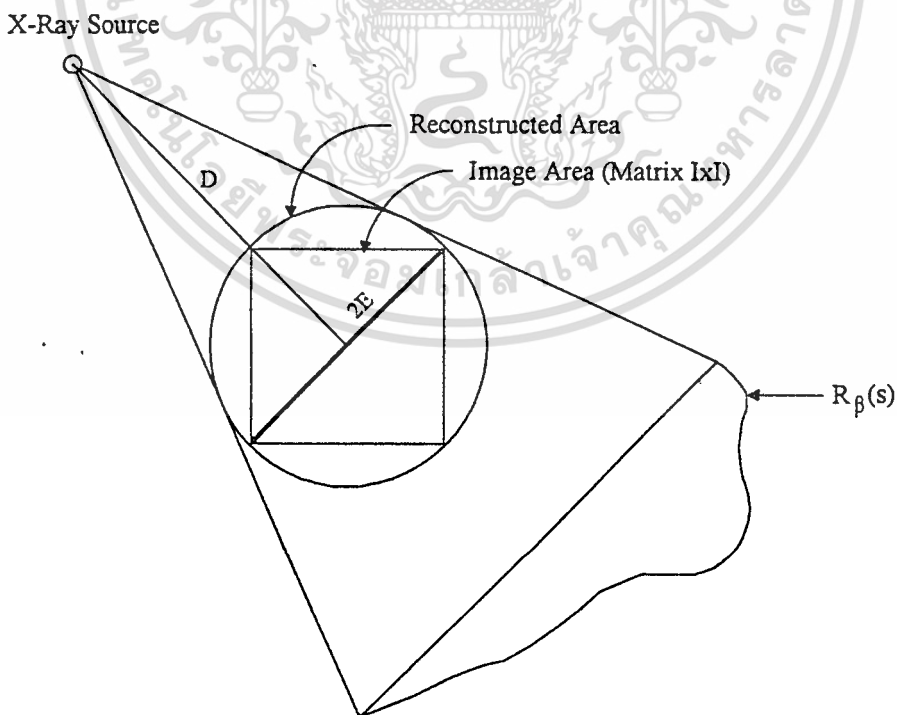
6.1 บทนำ

ในการสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์ของเครื่องที่วิจัยสร้างขึ้นนี้ นอกจากส่วนประกอบหลักๆ ที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3,4 และ 5 ตามลำดับแล้วนั้น ยังต้องมีส่วนที่เป็นหัวใจ หรือสิ่งสำคัญอีกส่วนหนึ่ง นั่นก็คือ หลักการหรือวิธีการคำนวณสร้างภาพตัดขวาง ข้อมูลที่ได้รับจะถูกนำมาประมวลผลโดยคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่ในการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งในเครื่องที่วิจัยสร้างขึ้นจะใช้เครื่องมือคอมพิวเตอร์ ร่วมกับ แผนวงจรรายโรยโปรเซสเซอร์ของบริษัท Eighteen Eight Laboratories เป็นคอมพิวเตอร์ในการประมวลผลสร้างภาพตัดขวางขึ้นมา ดังนั้นในบทนี้จะได้กล่าวถึง วิธีการและหลักการในการสร้างภาพตัดขวางที่ใช้ในเครื่องที่ทำการสร้างขึ้น นอกจากนี้จะได้กล่าวถึงการรวมส่วนต่าง ๆ ของเครื่องที่สร้างขึ้นเข้าด้วยกันเพื่อให้เป็นเครื่องที่สามารถถ่ายภาพตัดขวางวัตถุได้จริง โดยจะกล่าวถึงปัญหาที่เกิดขึ้น จากการรวมและการแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นด้วยการพัฒนาเทคนิคและวิธีการที่ใช้ในการปรับแต่งเครื่อง เพื่อให้ภาพตัดขวางที่สร้างได้มีคุณภาพที่ดี

6.2 การสร้างภาพตัดขวาง

6.2.1 คณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง

ในเครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้นจะใช้คณิตศาสตร์ของการสร้างภาพตัดขวาง แบบโปรเจกชันที่มีระยะห่างของข้อมูลเท่ากัน (equi-space projection) โดยมีหลักการดังนี้ [13],[14]



รูปที่ 6-1 แสดงค่าต่าง ๆ ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้  $R_\beta(s)$  เป็นโปรเจกชันที่มีมุม  $\beta$  ที่ได้จากตัวรับรังสีเอ็กซ์ โดย  $R_\beta(s)$  นี้จะเป็นข้อมูลของภาพในพื้นที่สร้างภาพ (reconstructed area) โดยมีความกว้าง  $2E$  ซึ่งก็คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของพื้นที่สร้างภาพ โดยข้อมูล  $R_\beta(s)$  นี้จะมีระยะห่างระหว่างข้อมูลเป็น  $a$  โดย  $a = \frac{2E}{N_D - 1}$  เมื่อ  $N_D$  เป็นจำนวนข้อมูล (Detector) ของ  $R_\beta$  จะได้  $R_\beta(s)$  เป็น  $R_\beta(na)$  โดยที่  $n$  เป็นจำนวนเต็ม และ  $n = 0$  เป็นค่าที่รังสีผ่านศูนย์กลางของพื้นที่สร้างภาพ ( $-E \leq na \leq E$ ) สำหรับขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางแบบ equi-space แบ่งเป็น 3 ขั้นตอนดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 : ปรับปรุงโปรเจกชัน (Modification : modified projection) :

$$R'_\beta(na) = R_\beta(na) \cdot \frac{D}{\sqrt{D^2 + n^2 a^2}}$$

$R'_\beta(na)$  = โปรเจกชันหลังการปรับปรุง

ขั้นตอนที่ 2 : คอนโวลูชัน (Convolution) หรือกรองข้อมูล (Filter) :

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

$$g(na) = \frac{1}{2} h(na)$$

$Q_{\beta_i}(na)$  = โปรเจกชันหลังกรองข้อมูล

$h(na)$  = ตัวกรองสัญญาณ (Filter)

ขั้นตอนที่ 3 : การฉายกลับ (Backprojection) :

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

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

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

$$s' = \frac{x \cos \beta_i + y \sin \beta_i}{U(x, y, \beta_i)}$$

$M$  = จำนวนโปรเจกชัน

$f(x, y)$  = ข้อมูลภาพตัดขวางที่ตำแหน่ง  $(x, y)$

$Q_{\beta_i}(s')$  = โปรเจกชันหลังกรองข้อมูล

$\beta_i$  = ตำแหน่งมุมของโปรเจกชัน

$D$  = ระยะห่างระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์และจุดศูนย์กลางของพื้นที่สร้างภาพ

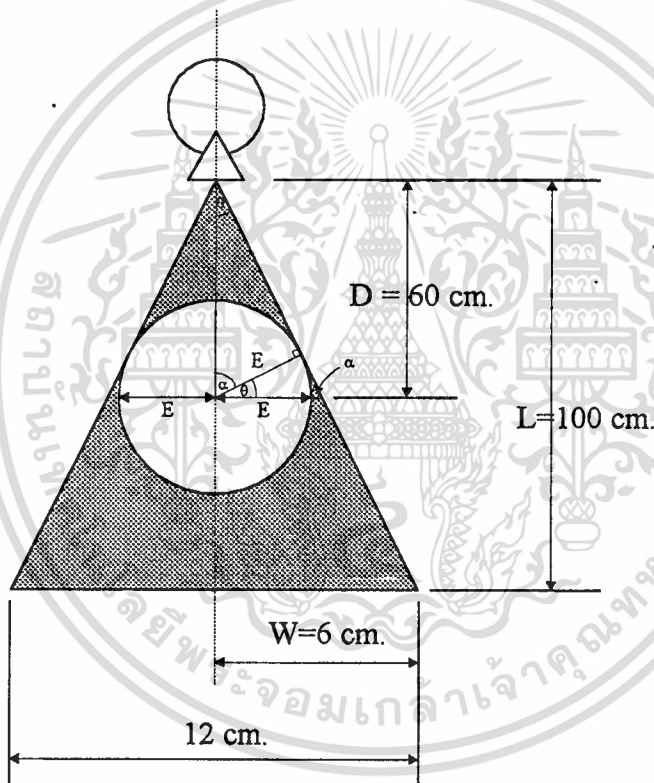
นอกจากนี้หลังจากสร้างภาพตัดขวางได้ตามที่ต้องการแล้ว ในเครื่องที่สร้างขึ้นจะมีขั้นตอนที่ 4 เพิ่มขึ้นมา คือการแปลงข้อมูลภาพตัดขวางที่สร้างได้ให้อยู่ในลักษณะพร้อมนำออกแสดงทางจอภาพ เช่น การปรับช่วงข้อมูลภาพ (scaling) โดยภาพที่พร้อมแสดงจะถูกนำออกแสดงผ่านจากแผงวงจร TARGA M8 โดยแต่ละจุดภาพที่แสดงจะเป็นข้อมูลภาพ ขนาด 1 ไบท์ มีค่าอยู่ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (256 ระดับเทา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 6.2.2 การสร้างภาพตัดขวางในเครื่องที่พัฒนาขึ้น

การสร้างภาพตัดขวางในเครื่องที่วิจัยและพัฒนาขึ้นนี้ จะใช้เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ IBM PC AT compatible ใช้หน่วยประมวลผลกลาง (ซีพียู:CPU) 80286 พร้อมตัวช่วยคำนวณทางคณิตศาสตร์ 80287 ความเร็วสัญญาณนาฬิกา 12 เมกกะเฮิร์ตซ์ หน่วยความจำ 2 เมกกะไบต์ จอภาพแบบจอสี่เดียว (Monochrome) ร่วมกับแผงวงจรเรย์โปรเซสเซอร์ สำหรับ PC XT/AT ของ Eighteen Eight Laboratories รุ่น PL800 ขนาดหน่วยความจำความเร็วสูง 60 กิโลไบต์ ([15], [16]) ส่วนโปรแกรมที่ใช้ได้ทำการพัฒนาและเขียนขึ้นเองโดยใช้ภาษาซีเป็นหลัก โดยมีรายละเอียดของตัวโปรแกรม (source program) แสดงในภาคผนวก จ.

โปรแกรมสำหรับสร้างภาพตัดขวางที่เขียนขึ้น จะใช้หลักการคณิตศาสตร์ ดังที่กล่าวมาในหัวข้อ 6.2.1 ที่ผ่านมา และสามารถคำนวณเพื่อหาค่าตัวแปร  $D$  และ  $E$  ได้ดังนี้ (ดูรูปที่ 6-2 ประกอบ)



รูปที่ 6-2 แสดงการหาค่าตัวแปร  $D$  และ  $E$  สำหรับเครื่องที่สร้างขึ้น

- ให้
- $D$  = ระยะห่างระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์และจุดศูนย์กลางของพื้นที่สร้างภาพ  
= 60 เซนติเมตร (จากการวัด)
  - $2E$  = เส้นผ่านศูนย์กลางของพื้นที่สร้างภาพ
  - $L$  = ระยะห่างระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์และตัวรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์  
= 100 เซนติเมตร (จากการวัด)
  - $2W$  = ความยาวของตัวรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์  
= 12 เซนติเมตร (จากการวัด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 6-2 จะได้  $\sin \theta = \frac{W}{\sqrt{L^2 + W^2}} = \frac{E}{D}$

$\therefore E = \frac{W \cdot D}{\sqrt{L^2 + W^2}}$

ได้  $E = \frac{(6) \cdot (60)}{\sqrt{(100)^2 + (6)^2}} = 3.6$  เซนติเมตร

ดังนั้นพื้นที่สร้างภาพตัดขวางหรือขนาดของวัตถุที่สามารถถ่ายภาพตัดขวางได้ ต้องมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางไม่เกิน 7.2 เซนติเมตร หรือกล่าวโดยประมาณได้เป็น เส้นผ่านศูนย์กลางไม่เกิน 7 เซนติเมตร

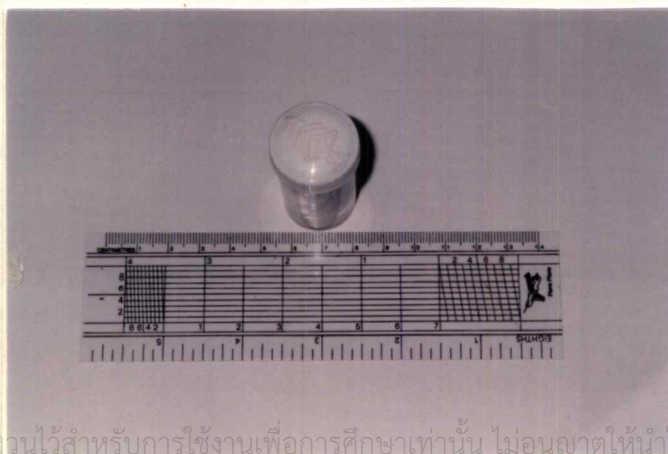


รูปที่ 6-3 แผงวงจรรอยโปรเซสเซอร์ที่ใช้งาน

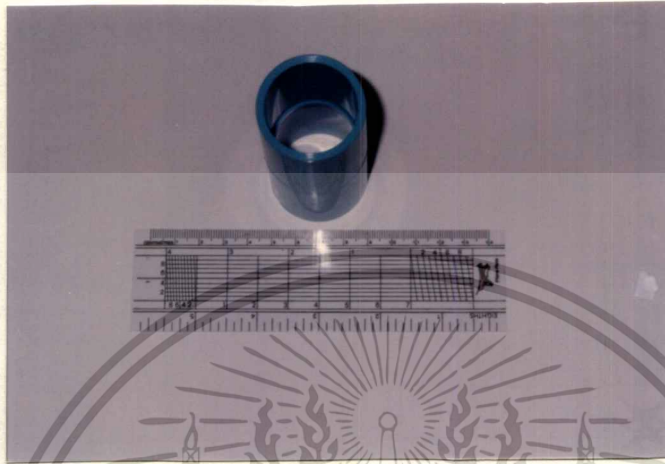
### 6.3 การถ่ายภาพตัดขวางโดยเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น

ต่อไปจะเป็นการกล่าวถึงการนำเอาระบบ หรือส่วนต่าง ๆ ของเครื่องที่ได้วิจัยพัฒนาสร้างขึ้น ดังที่กล่าวมาในบทต่าง ๆ มาประกอบรวมกันเพื่อทดลองถ่ายภาพตัดขวางวัตถุต่าง ๆ ได้แก่ แท่งน้ำกลม, ท่อพีวีซีกลวง, แท่งน้ำรูปสี่เหลี่ยม และรวมถึงสิ่งมีชีวิต คือ หนูทดลอง

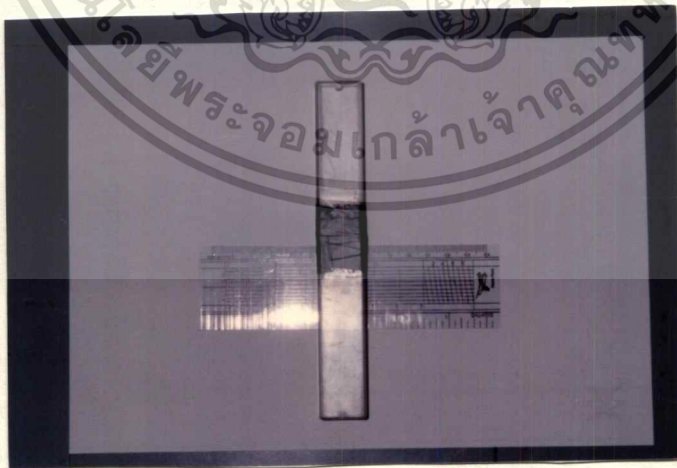
หลังจากประกอบส่วนต่าง ๆ เข้าด้วยกัน ได้ทำการทดลองถ่ายภาพตัดขวางของ แท่งน้ำกลม, ท่อพีวีซีกลวงและแท่งน้ำรูปสี่เหลี่ยม โดยวัตถุที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวางแสดงในรูปที่ 6-4, 6-5 และ 6-6 ตามลำดับ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น รูปที่ 6-4 แท่งน้ำกลมที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง สารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-5 ท่อพีวีซีกลวงที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง

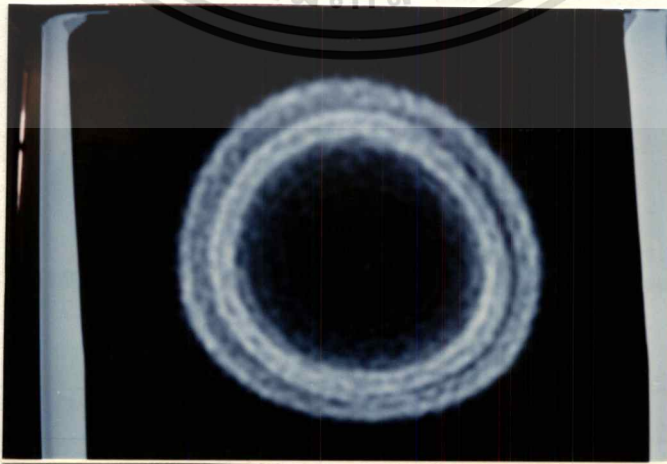


รูปที่ 6-6 แท่งน้ำสีเหลืองที่ใช้ในการทดลองถ่ายภาพตัดขวาง

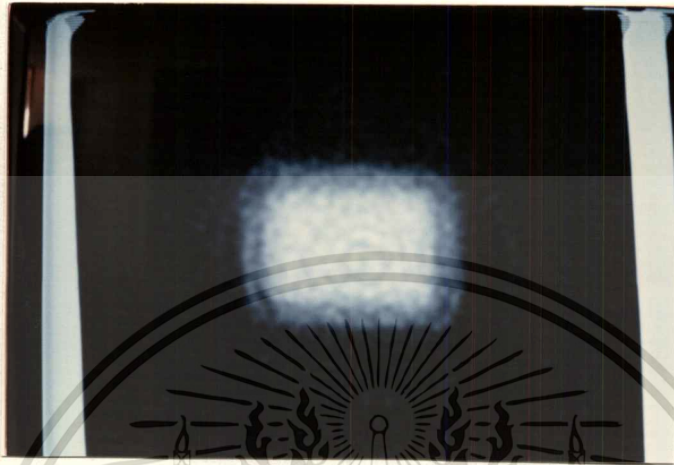
ในรูปที่ 6-7, 6-8 และ 6-9 จะเป็นภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม, ท่อพีวีซีกลวง, และแท่งน้ำสี  
 เหลืองตามลำดับ (ก่อนการปรับแต่งเครื่อง) เอกสารนี้ขึ้นอยู่กับการสังเกตหรือการลงมือปฏิบัติเท่านั้น เมื่อผู้จัดทำเห็นสมควรจะขอแจ้งด้านการค้า  
 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-7 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม ก่อนการปรับแต่งเครื่อง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งรูปที่ 6-8 ภาพตัดขวางของท่อพีวีซีกลวง ก่อนการปรับแต่งเครื่องทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-9 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำสี่เหลี่ยม ก่อนการปรับแต่งเครื่อง

จากการทดลองสร้างภาพตัดขวางของวัตถุต่าง ๆ หลังการประกอบส่วนต่าง ๆ เข้าด้วยกัน จะเห็นได้ว่าภาพตัดขวางของวัตถุที่ได้มีความไม่ชัดเจนของภาพอยู่ (โดยเปรียบเทียบกับผลที่ได้จาก [1]) จึงต้องมีการปรับแต่งเครื่อง (Calibration) เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพที่ดีขึ้น

#### 6.4 การปรับแต่งเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น

##### 6.4.1 หลักการและสมมติฐาน

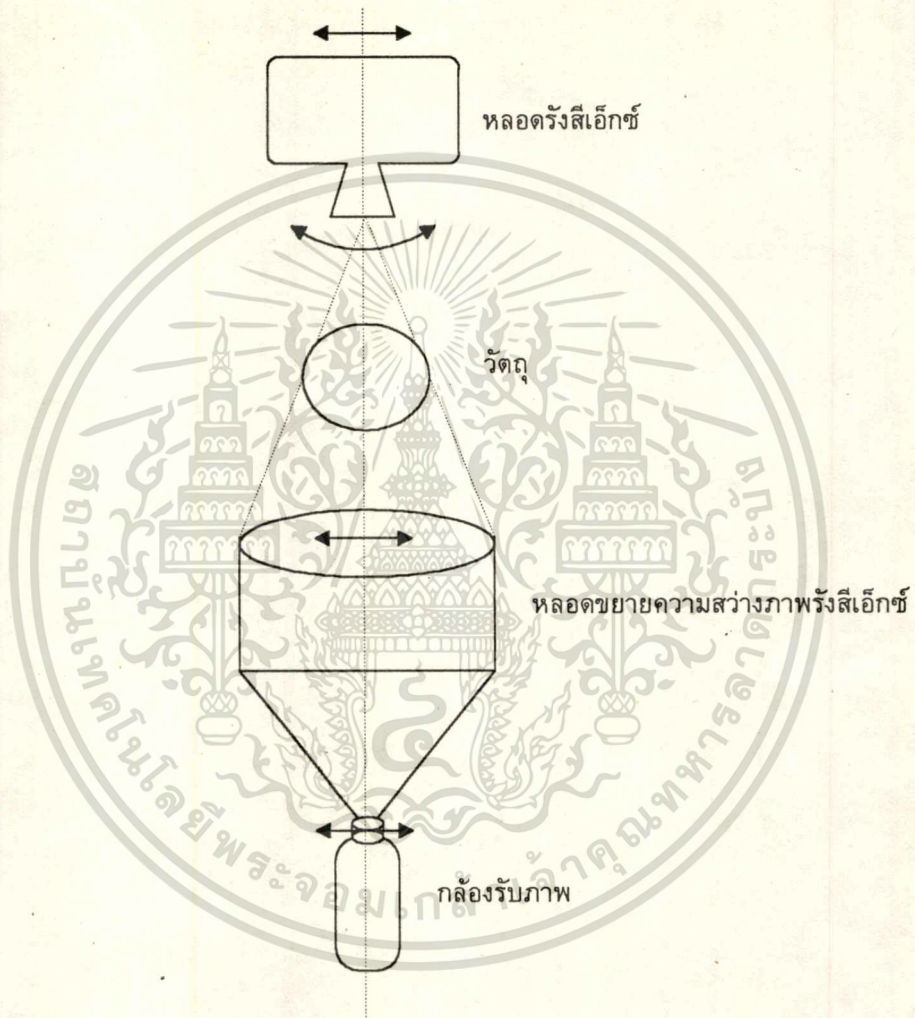
การปรับแต่งเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น ได้ทำขึ้นเพื่อแก้ปัญหาคุณภาพของภาพที่ไม่คมชัด โดยมีพื้นฐานมาจากการทดลองสร้างภาพตัดขวางของวัตถุแล้วพบปัญหาคุณภาพของภาพตัดขวางที่ได้ จึงได้คิดหาสาเหตุและแก้ไขเป็นกรณีไป โดยในที่นี้จะกล่าวถึงการปรับแต่งทางกายภาพ และการปรับแต่งเพื่อชดเชยโดยใช้โปรแกรมช่วย

จาก [1] แสดงให้เห็นว่าถ้ามีการคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจกชัน จะทำให้ภาพตัดขวางที่สร้างขึ้นมีความไม่คมชัด ดังนั้นจึงได้วิเคราะห์สาเหตุของการคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของข้อมูลโปรเจกชัน โดยได้พิจารณาถึงจุดหรือส่วนต่าง ๆ ที่จะทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจกชัน และตั้งสมมติฐานขึ้นเพื่อหาทางแก้ไขได้ดังนี้

- (1) ตำแหน่งของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์ติดตั้งไม่กึ่งกลางลำรังสีเอกซ์และตัวแกนทรีเอกซาร์เป็นเอกสารที่ส่งมอบไว้สำหรับครูใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
- (2) กล้องรับภาพรังสีเอกซ์ติดตั้งไม่อยู่ตำแหน่งกึ่งกลางของหลอดความสว่างภาพรังสีเอกซ์ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(3) ตำแหน่งกึ่งกลางทางกายภาพของตัวแกนทรี , ลำรังสีเอ็กซ์ , หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์และกล้อง ไม่ตรงกับตำแหน่งกึ่งกลางของภาพดิจิทัลตอล ที่ได้จากแผงวงจร TARGA ทำให้กึ่งกลางของแต่ละโปรเจคชันไม่ตรงกับทางกายภาพด้วย

(4) เกิดความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจคชันขณะหมุนแกนทรีเพื่อเก็บข้อมูล โดยอาจเกิดจากการที่ส่วนหมุนของแกนทรีไม่กลมจริง 100 เปอร์เซ็นต์ หรือ อาจเกิดจากการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ขณะหมุนเนื่องจากยึดอุปกรณ์ไม่แน่น



รูปที่ 6-10 แสดงลักษณะทางกายภาพของระบบที่คิดว่าทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจคชัน

สมมติฐานในข้อ (1) , (2) และ (3) สามารถแก้ไขได้โดยทำการปรับแต่งตำแหน่งอุปกรณ์ต่าง ๆ ทางกายภาพให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง ส่วนสมมติฐานข้อ (4) สามารถแก้ไขหรือชดเชยได้โดยใช้โปรแกรมที่เขียนขึ้นช่วยในการปรับแต่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 6.4.2 ขั้นตอนการปรับแต่งทางกายภาพ

การปรับแต่งทางกายภาพ จะเป็นการจัดตำแหน่งของอุปกรณ์ต่าง ๆ ให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง ตรงตามทฤษฎีหรือคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง เพื่อที่จะได้ภาพตัดขวางออกมาดีที่สุด โดย จะเป็นการปรับแต่งให้ตำแหน่งของโปรเจกชันที่ได้จากภาพดิจิทัลกับทางกายภาพมีความถูกต้องตรงกัน มากที่สุด ซึ่งขั้นตอนที่ใช้ในการปรับแต่งมีดังนี้

- (1) ปรับตำแหน่งของหลอดรังสีเอกซ์และหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์ให้ตรงกัน และอยู่ตรงกลางของแกนทรีโดยการวัดระยะ
- (2) หาตำแหน่งกึ่งกลางของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์บนตัวหลอดจริง
- (3) วางเส้นลวดเล็ก ๆ ลงบนตำแหน่งกึ่งกลางของหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์
- (4) ปรับตัวกล้องให้ภาพที่ปรากฏบนจอภาพหลังผ่านแผงวงจร TARGA แล้วให้ภาพเส้นลวดอยู่ตรงตำแหน่งกึ่งกลางของกรอบจอภาพ

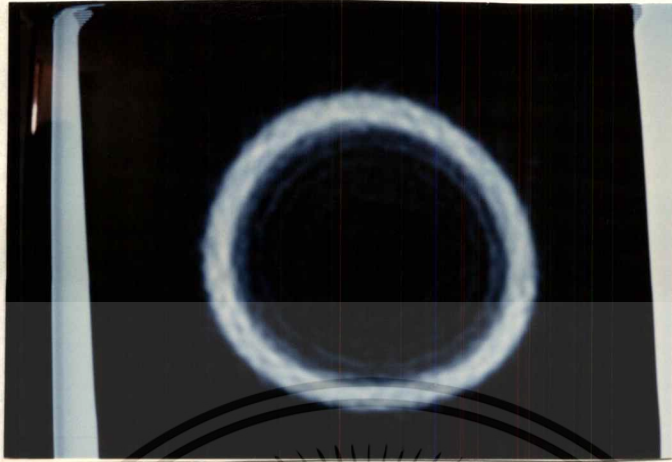
#### 6.4.3 การสร้างภาพตัดขวางหลังการปรับแต่งทางกายภาพ

หลังจากได้ทำการปรับแต่งตำแหน่งทางกายภาพแล้วได้ทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม , ท่อพีวีซีกลวงและแท่งน้ำสีเหลือง ได้ผลดังรูปที่ 6-11, 6-12 และ 6-13 ตามลำดับ



รูปที่ 6-11 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม หลังการปรับแต่งทางกายภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-12 ภาพตัดขวางของท่อพีวีซีกลวง หลังการปรับแต่งทางกายภาพ



รูปที่ 6-13 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำสี่เหลี่ยม หลังการปรับแต่งทางกายภาพ

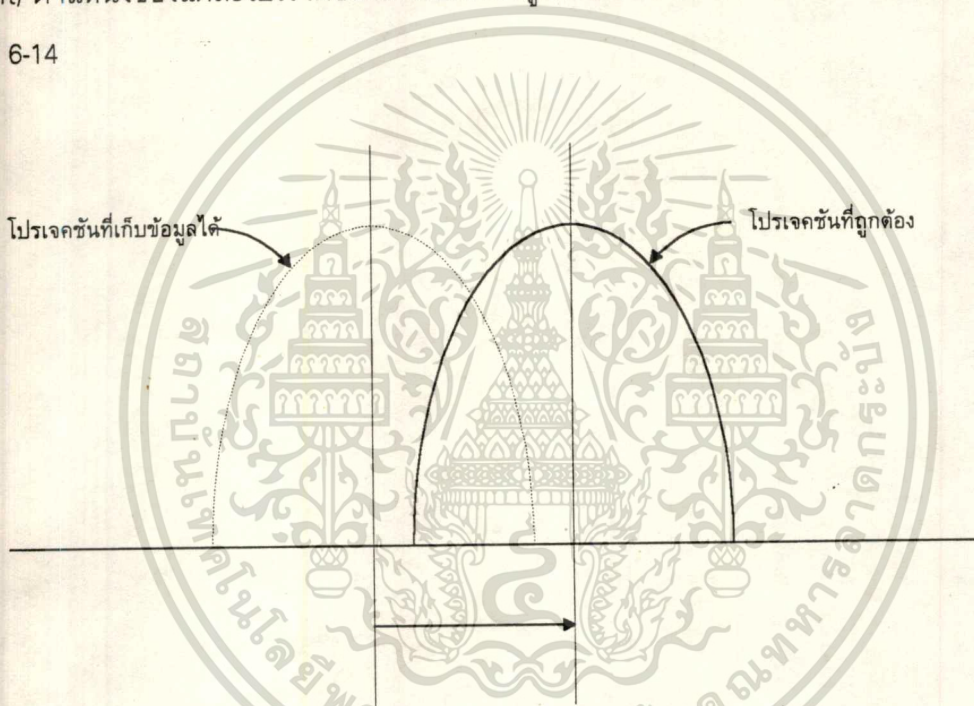
จากผลการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุต่าง ๆ ดังกล่าวข้างต้นจะเห็นได้ว่าภาพที่ได้ยังไม่ค่อยคมชัดเท่าที่ควร ทั้งนี้อาจเกิดจากสาเหตุอื่น ๆ ที่ทำให้ยังมีความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งอยู่ เช่น วงกลมของแกนที่มีความกลมไม่สมบูรณ์ 100 เปอร์เซ็นต์ หรือ เกิดความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจกชัน ในขณะที่หมุน เป็นต้น ดังนั้นจึงต้องมีการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม ซอฟต์แวร์ที่เขียนขึ้นช่วยในการแก้ไขความคลาดเคลื่อนนี้ ห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 6.4.4 การปรับแต่งทางโปรแกรม

ในการปรับแต่งแก้ไขความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งโดยใช้โปรแกรมซอฟต์แวร์ช่วยนั้น จะเป็นการปรับแต่งที่การปรับแต่งทางกายภาพทำไม่ได้หรือทำได้ลำบากหรือเสียค่าใช้จ่ายสูง เช่น การที่วงกลมของแกนทรีไม่กลมจริง นอกจากนี้การปรับแต่งทางโปรแกรมนี้อยู่เป็นการปรับแต่งความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งที่อาจจะเกิดจากการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ขณะหมุน เนื่องจากยึดอุปกรณ์ไม่แน่น

##### 6.4.4.1 หลักการปรับแต่งทางโปรแกรม

ในการปรับแต่งความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจกชันโดยใช้โปรแกรมนี้อาจใช้หลักการเลื่อน (shift) ตำแหน่งของแต่ละโปรเจกชันให้กลับคืนมาสู่ตำแหน่งที่ควรจะเป็น โดยแสดงให้เห็นได้ในรูปที่ 6-14



รูปที่ 6-14 แสดงหลักการเลื่อนตำแหน่งโปรเจกชันเพื่อแก้ไขความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งโดยใช้โปรแกรม

ระยะและทิศทางการเลื่อนตำแหน่งของแต่ละโปรเจกชันจะขึ้นอยู่กับค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในแต่ละโปรเจกชัน ซึ่งจะมีความมากน้อยไม่เท่ากัน และการที่จะทราบระยะและทิศทางการเลื่อนว่าจะเลื่อนไปทางซ้ายหรือขวา เป็นจำนวนตำแหน่งข้อมูลเท่าไรนั้น จะต้องมีการปรับแต่ง (calibration) จากตำแหน่งวัตถุ ที่ทราบตำแหน่งที่แน่นอนก่อน เช่น วางตำแหน่งวัตถุไว้ตรงกลางของการหมุนของแกนทรี แล้วทำการถ่ายภาพโปรเจกชันเก็บไว้อ้างอิง โดยโปรเจกชันของวัตถุจะต้องอยู่กึ่งกลางของแต่ละโปรเจกชัน ถ้าโปรเจกชันที่ถ่ายจริง ณ มุมนั้น ไม่อยู่กึ่งกลางก็ให้ทำการเก็บจำนวนตำแหน่งและทิศทางของมุมนั้น ๆ ไว้เพื่อเลื่อนให้อยู่ตรงกึ่งกลาง ทำเช่นนี้จนครบทุกโปรเจกชันก่อนอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 6.4.4.2 ขั้นตอนการปรับแต่งทางโปรแกรม

ในการปรับแต่งทางโปรแกรมเพื่อแก้ไขความคลาดเคลื่อนทางตำแหน่งของโปรเจคชันที่ใช้ในเครื่องที่วิจัยและพัฒนาสร้างขึ้นนี้สามารถสรุปขั้นตอนได้ดังนี้

(1) หาดำแหน่งจุดศูนย์กลางการหมุนของแกนทรี โดยใช้วิธีการหาจุดศูนย์กลางส่วนหมุนของแกนทรี ตามภาคผนวก ฉ.

(2) วางวัตถุลักษณะเป็นเส้นยาวแข็ง ดังแสดงในรูปที่ 6-15 ในที่นี้เลือกใช้เป็นเข็ม ไม้ตรง ตำแหน่งกึ่งกลางหรือจุดศูนย์กลาง ของแกนทรีที่หาได้จาก (1)

(3) ทำการถ่ายภาพเก็บข้อมูลในลักษณะเดียวกับที่จะถ่ายภาพวัตถุจริง (โดยให้มีจำนวนโปรเจคชันเท่ากัน) แล้วทดลองสร้างภาพตัดขวางเพื่อตรวจสอบตำแหน่งศูนย์กลาง ปรับจนวัตถุอยู่ตรงศูนย์กลางของแกนทรี

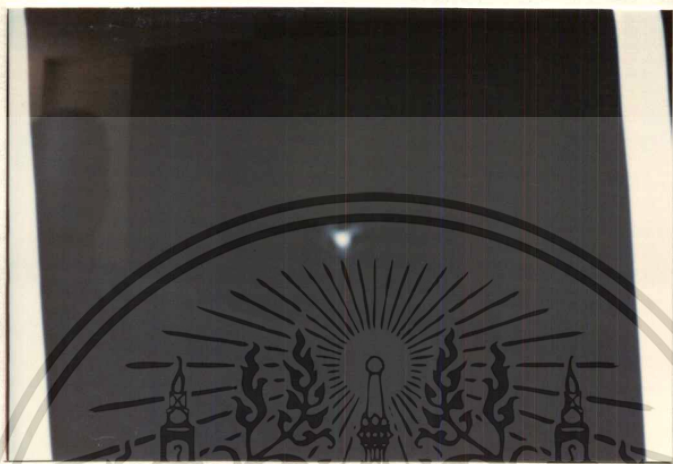


รูปที่ 6-15 วัตถุที่ใช้ในการปรับแต่งทางโปรแกรม

(4) นำข้อมูลแต่ละโปรเจคชันมาวิเคราะห์ โดยใช้โปรแกรมตามหลักการในหัวข้อ 6.4.4.1 แล้วเก็บข้อมูลการเลื่อนตำแหน่งแต่ละโปรเจคชันไว้

(5) ในการถ่ายภาพตัดขวางวัตถุจริงแต่ละครั้ง ก่อนทำการคำนวณสร้างภาพตัดขวางตามหัวข้อ 6.2 จะต้องทำการเลื่อนตำแหน่งข้อมูลแต่ละโปรเจคชันตามหลักการในหัวข้อ 6.4.4.1 โดยใช้ข้อมูลที่ได้ไว้ในข้อ (4) ก่อนการสร้างภาพแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อเป็นการตรวจสอบความถูกต้อง หลังจากปรับแต่งแล้ว ได้ทดลองสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ (เข็ม) ทั้งก่อนและหลังการปรับแต่งทางโปรแกรม ได้ผลดังรูปที่ 6-16 (a) และ (b)



รูปที่ 6-16 (a) ภาพตัดขวางของเข็มที่ใช้ในการปรับแต่งทางโปรแกรม ก่อนการปรับแต่งทางโปรแกรม



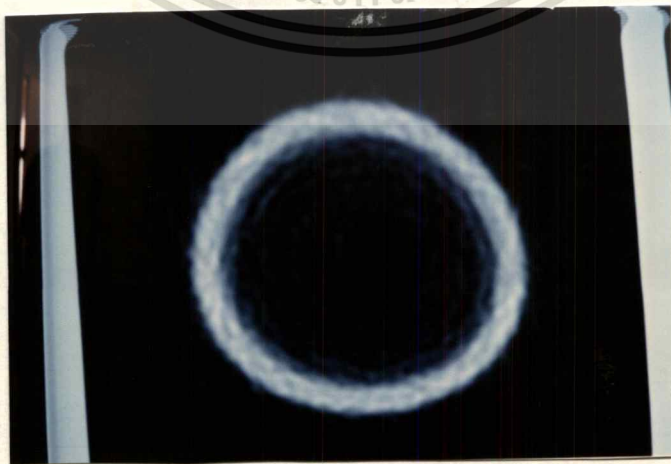
รูปที่ 6-16 (b) ภาพตัดขวางของเข็มที่ใช้ในการปรับแต่งทางโปรแกรม หลังการปรับแต่งทางโปรแกรม

#### 6.4.4.3 การสร้างภาพตัดขวางหลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม

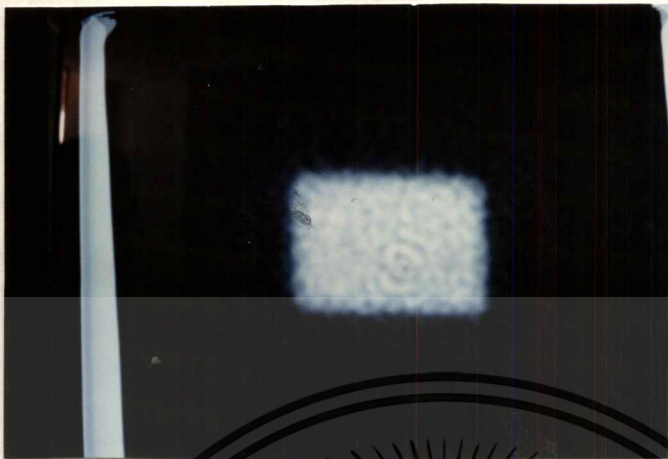
หลังจากได้ทำการปรับแต่งเครื่องและมีการเก็บข้อมูลการปรับแต่งเพื่อใช้งานแล้วได้ทดลองถ่ายภาพตัดขวางวัตถุเดิม คือ แท่งน้ำกลม , ท่อพีวีซีกลวง และแท่งน้ำสี่เหลี่ยม ได้ผลดังรูปที่ 6-17 , 6-18 และ 6-19 ตามลำดับ



รูปที่ 6-17 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำกลม หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม

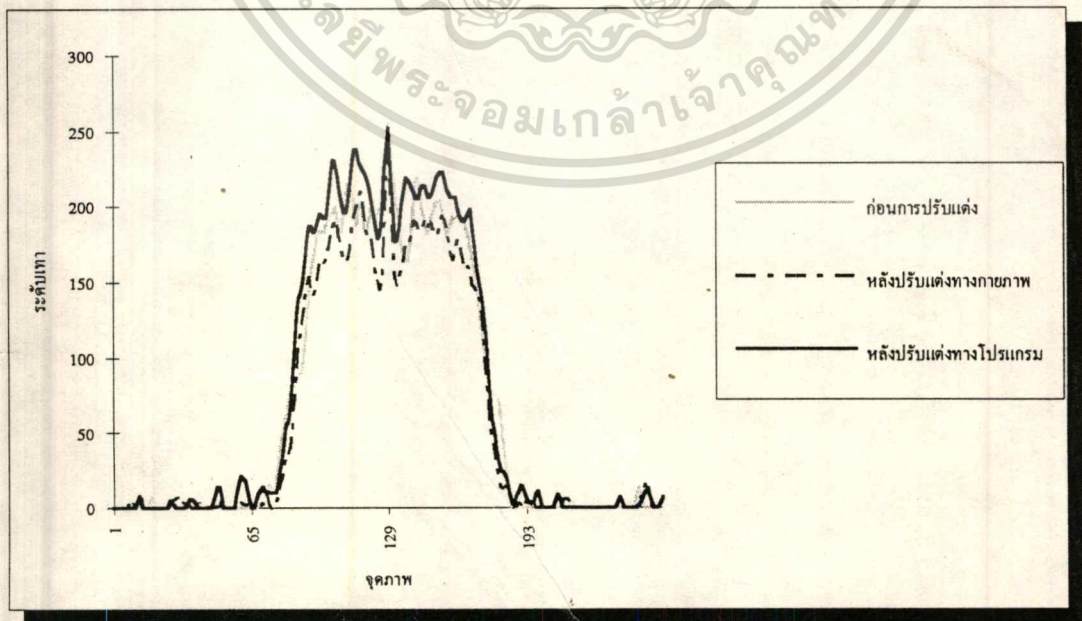


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดรูปที่ 6-18 ภาพตัดขวางของท่อพีวีซีกลวง หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรมซึ่งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-19 ภาพตัดขวางของแท่งน้ำสี่เหลี่ยม หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรม

จากผลการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุต่าง ๆ ข้างต้น หลังการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรมช่วยแล้ว จะเห็นว่าภาพที่ได้มีความคมชัดขึ้นมาก ดังแสดงให้เห็นได้ในรูปที่ 6-20 ซึ่งเป็นภาพเส้นตัดของภาพตัดขวางแท่งน้ำกลมที่ทดลอง เปรียบเทียบให้เห็น หลังผ่านการปรับแต่งในแต่ละขั้นตอนแล้ว

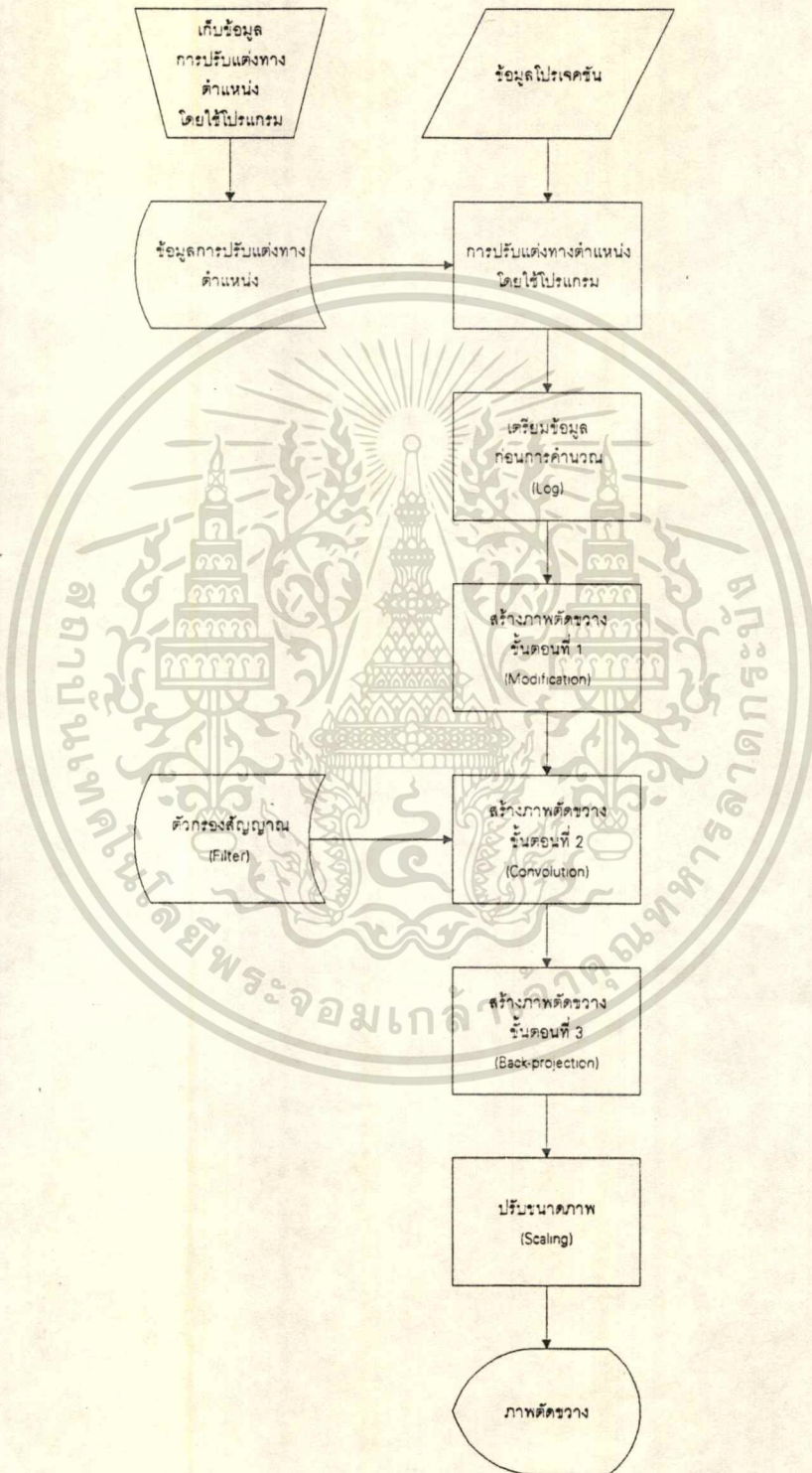


รูปที่ 6-20 เส้นตัดของภาพตัดขวางแท่งน้ำกลมที่ทดลอง (เส้นที่ 128) หลังการปรับแต่งแต่ละขั้นตอน

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 6-20 จะเห็นได้ว่าหลังจากผ่านขั้นตอนการปรับแต่งโดยใช้โปรแกรมแล้วภาพน้ำที่ได้จะมีความคมชัดมากขึ้น โดยสังเกตได้จากความชันของเส้นตัดมีมากที่สุด แสดงให้เห็นว่าภาพที่ได้หลังจากผ่านการปรับแต่งแล้วจะคมชัดมากกว่าภาพที่ไม่ได้ผ่านการปรับแต่ง

ก่อนที่จะกล่าวถึงการทดลองถ่ายภาพตัดขวางของหนูทดลอง จะขอสรุปขั้นตอนการคำนวณเพื่อสร้างภาพตัดขวาง ดังแสดงในแผนภาพรูปที่ 6-21



รูปที่ 6-21 แผนภาพแสดงขั้นตอนการคำนวณเพื่อสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 6.5 การถ่ายภาพตัดขวางของหนูทดลอง

หลังจากที่ได้ปรับแต่งเครื่องแล้ว และได้ทดลองถ่ายภาพตัดขวางของสิ่งไม่มีชีวิตแล้ว ขั้นตอนต่อไปเพื่อเป็นการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องจึงได้ทำการทดลองถ่ายภาพตัดขวางของสิ่งที่มีชีวิต โดยจะทำการทดลองถ่ายภาพตัดขวางของหนูที่มีชีวิต

ในการถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะของหนูทดลองนั้น จะใช้หนูทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 6-22

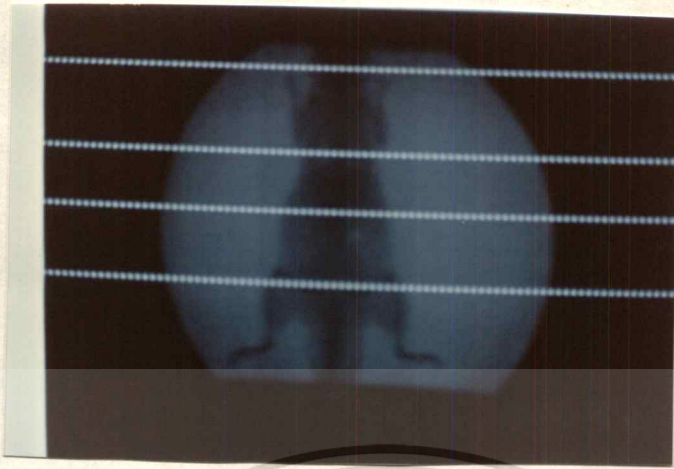


รูปที่ 6-22 หนูทดลองที่ใช้ในการถ่ายภาพตัดขวาง

ก่อนการถ่ายภาพตัดขวางหนูทดลองได้นั้นจะต้องทำให้หนูทดลองหยุดการเคลื่อนไหวชั่วคราว เนื่องจาก ถ้าหนูเคลื่อนไหวในขณะที่ทำการเก็บข้อมูลจะทำให้ภาพที่ได้มีความไม่คมชัด ดังนั้นจึงจะต้องทำให้หนูนอนหลับหรือหลับก่อน โดยใช้ยาสลบ แล้วจึงนำหนูทดลองนั้นเข้าเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง

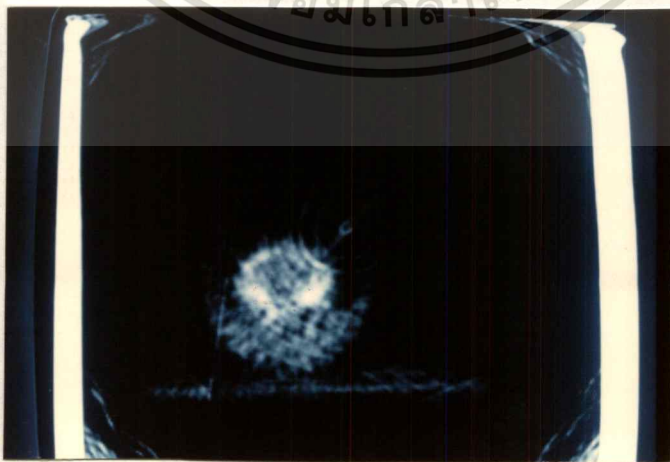
การทดลองถ่ายภาพตัดขวางของหนูนั้นจะทำการถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะบริเวณ หัว , ทรวงอก , ท้อง และสะโพก ของหนู ดังแสดงในรูปที่ 6-23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

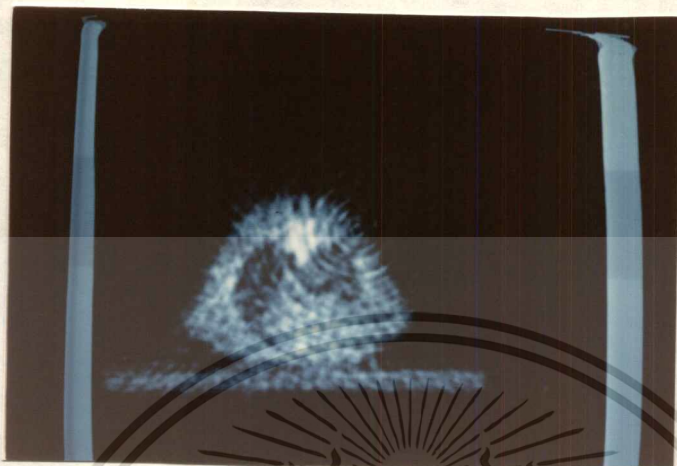


รูปที่ 6-23 การเลือกบริเวณต่างๆ ของหนุ่ทดลองที่จะถ่ายภาพตัดขวาง ได้แก่ บริเวณ หัว, ทรวงอก, ท้อง และสะโพก ตามลำดับ

หลังจากเลือกภาพ (slices) ที่จะทำการถ่ายภาพตัดขวางแล้ว จึงได้ทำการถ่ายภาพตัดขวางตามวิธีการที่กล่าวมาแล้วในวิทยานิพนธ์นี้ และได้ผลภาพตัดขวางของหนุ่ทดลองบริเวณ หัว , ทรวงอก , ท้อง และสะโพก ดังแสดงในรูปที่ 6-24, 6-25, 6-26 และ 6-27 ตามลำดับ



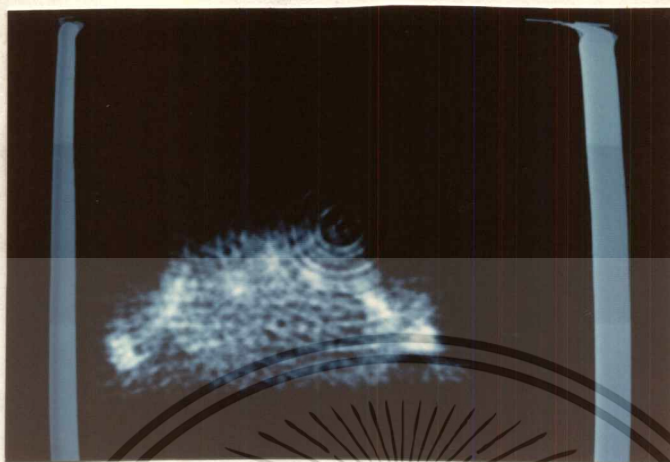
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งรูปที่ 6-24 ภาพตัดขวางบริเวณหัวของหนุ่ทดลอง เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-25 ภาพตัดขวางบริเวณทรงอกของหนูทดลอง

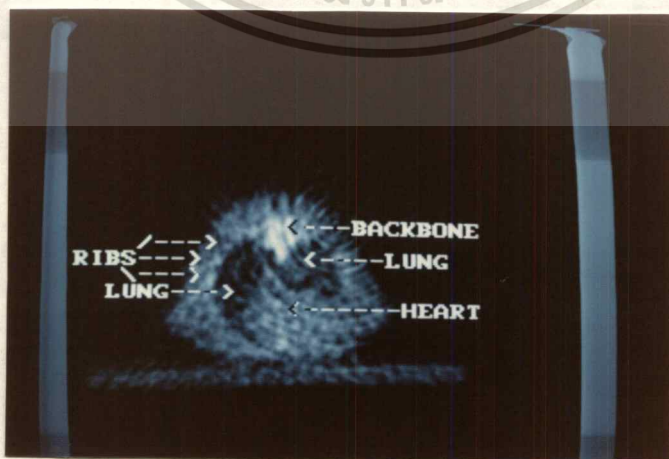


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกที่รูปที่ 6-26 ภาพตัดขวางบริเวณท้องของหนูทดลอง เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-27 ภาพตัดขวางบริเวณสะโพกของหนูทดลอง

จากผลการถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะบริเวณต่าง ๆ ของหนูทดลองจะเห็นว่า สามารถเห็นภาพตัดขวางอวัยวะภายในของหนูได้ชัดเจนพอสมควรโดยเฉพาะบริเวณทรวงอก จะสามารถเห็นปอด , กระดูกสันหลัง , กระดูกซี่โครง และหัวใจ (ไม่ชัดเจนนักเพราะหัวใจมีการเต้นหรือเคลื่อนไหวมาก ตลอดเวลา) ได้ ดังแสดงรายละเอียดโครงสร้างอวัยวะสำคัญภายในบริเวณทรวงอก ในรูปที่ 6-28



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกรูปที่ 6-28 โครงสร้างอวัยวะภายใน บริเวณทรวงอกหนูทดลองเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 6.6 สรุป

ในบทนี้ได้แสดงให้เห็นถึงขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางที่สร้างขึ้น และผลการทดลองถ่ายภาพตัดขวางวัตถุต่างๆ หลังการประกอบส่วนต่างๆ ทุกส่วนสมบูรณ์แล้ว และได้ทำการปรับแต่งเครื่องเพื่อให้ได้ภาพตัดขวางที่คมชัด จากนั้นได้ทดลองถ่ายภาพตัดขวางสิ่งมีชีวิตคือ หนูทดลอง ซึ่งเป็นการทดลองถ่ายภาพตัดขวางของเนื้อเยื่อที่มีความแตกต่างกันของสิ่งมีชีวิต ได้ผลลัพธ์เป็นที่น่าพอใจ สามารถแยกเห็นภาพอวัยวะต่างๆ ของหนู กล่าวคือ กระดูก ปอด และหัวใจ เป็นต้น เกินกว่าที่คาดหวังไว้

จากการสร้างภาพตัดขวางของเครื่องที่วิจัยและพัฒนาสร้างขึ้นที่น่าพอใจ โดยภาพที่ได้ มีความชัดเจนแสดงรูปร่างวัตถุได้ตามความเป็นจริง ซึ่งในบทต่อไปจะได้สรุปถึง ประสิทธิภาพของเครื่อง ที่ได้สร้างและพัฒนาขึ้น ตลอดจนแนวทางในการพัฒนาเครื่องต่อไป



สรุปและข้อเสนอแนะ

7.1 บทนำ

การวิจัยและพัฒนาสร้างเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางนี้ได้ประสบความสำเร็จเป็นที่น่าพอใจ โดยสามารถถ่ายภาพตัดขวางของวัตถุได้แก่ แท่งน้ำกลม , ท่อพีวีซีกลวง, แท่งน้ำสีเหลือง และที่สำคัญคือ สามารถในการถ่ายภาพตัดขวางของสิ่งมีชีวิตจริงโดยทำการถ่ายภาพตัดขวางของหนูทดลอง ที่ยังมีชีวิตอยู่ได้

ในบทนี้จะเป็นการสรุปถึงคุณสมบัติของเครื่องที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น รวมถึงข้อเสนอแนะและแนวทางในการวิจัยและพัฒนาให้เครื่องมีคุณสมบัติและประสิทธิภาพดีขึ้นต่อไป

7.2 คุณสมบัติของเครื่องที่ได้วิจัยและพัฒนาสร้างขึ้น

เครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ได้วิจัยและพัฒนาสร้างขึ้นนี้สามารถสรุปคุณสมบัติของเครื่องได้ดังนี้

7.2.1 แกนทรี

รูปแบบการเก็บข้อมูล	หมุนและหมุน
เวลาที่ใช้ในการสแกน	ประมาณ 1 นาที (ไม่รวมเวลาหมุนกลับอีกประมาณ 1 นาที)
ขนาดของวัตถุ	เส้นผ่านศูนย์กลางไม่เกินประมาณ 7 เซนติเมตร
ขนาดช่องเปิดของแกนทรี	ประมาณ 30 เซนติเมตร
การเอียง	ไม่สามารถเอียงได้
ความหนาของภาพตัดขวาง	ประมาณ 1 มิลลิเมตร
จำนวนโปรเจกชัน	ปรับได้โดยใช้โปรแกรม (60, 120, 180, 360)

7.2.2 ระบบรังสีเอ็กซ์

ชนิดหลอด	แบบหมุน (rotating anode)
ลักษณะลำรังสี	รูปพัด (fan beam)
จำนวนลูกคลื่นของรังสี	100 Hz. (full wave)
แรงดันหลอด	ปรับได้ในช่วง 40 ถึง 90 กิโลโวลต์ (KV)
กระแสหลอด	ปรับได้ในช่วง 1 ถึง 3 มิลลิแอมแปร์ (mA)

7.2.3 ระบบรับข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์

ชนิด	หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ (Image Intensifier)
จำนวนตัวรับข้อมูล	ปรับได้โดยใช้โปรแกรม สูงสุด 512 ตัว (ปกติใช้งานที่ 243 ตัว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 7.2.4 การสร้างภาพตัดขวาง

ขนาดภาพ	256 x 256
ระยะระหว่างจุดภาพ (pixel size)	0.28 มิลลิเมตร
เวลาในการสร้างภาพตัดขวาง 1 ภาพ (โดยประมาณ)	
จำนวน 60 โปรเจคชัน	2 นาที
จำนวน 120 โปรเจคชัน	3 นาที
จำนวน 180 โปรเจคชัน	5 นาที

#### 7.2.5 การแสดงผลภาพตัดขวาง

ขนาดภาพที่แสดง	256 x 256
ระดับเทา	256 ระดับ
การเก็บภาพ	แผ่นจานแม่เหล็ก (Magnetic disk)

#### 7.2.6 เติงคนไข้

รูปแบบ	แท่นวางวัตถุ
วัสดุที่ใช้ทำแท่น	พลาสติก
ความสูง	ปรับได้ตามแกนทรี
ความกว้าง	ประมาณ 10 เซนติเมตร
ความยาว	ปรับได้สูงสุดประมาณ 30 เซนติเมตร

#### 7.3 แนวทางในการพัฒนาต่อไป

การพัฒนาเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางเพื่อให้มีประสิทธิภาพและความสามารถสูงขึ้น อาจพิจารณาแนวทางในการพัฒนาได้ดังนี้

(1) ระบบตัวรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์ อาจมีการพัฒนาโดยการใช้หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ที่มีขนาดใหญ่ขึ้น เพื่อให้สามารถถ่ายภาพตัดขวางวัตถุที่มีขนาดใหญ่ขึ้นได้ หรือเปลี่ยนมาใช้เป็นตัวรับข้อมูลรังสีเอ็กซ์เป็นแบบสารกึ่งตัวนำ (solid state detectors)

(2) แกนทรี อาจพัฒนาให้มีการหมุนที่เร็วขึ้น เพื่อลดเวลาในการเก็บข้อมูลลง ซึ่งควรจะใช้เวลาในการหมุนครบรอบไม่เกิน 5 วินาที (เครื่องที่ใช้งานทั่วไปไม่เกินค่านี้) โดยอาจใช้เป็นระบบสายพานแทนระบบโซ่ที่ใช้งานอยู่ ตลอดจนจนพัฒนาระบบการควบคุมและตรวจวัดตำแหน่งให้มีประสิทธิภาพมากขึ้นด้วย

(3) ระบบรังสีเอ็กซ์ จะต้องพัฒนาให้สามารถฉายรังสีเอ็กซ์ ที่มีความเข้มสูงขึ้นได้ กล่าวคือใช้งานได้ที่ขนาดแรงดันหลอดอยู่ในช่วง 100 ถึง ประมาณ 150 กิโลโวลต์ และ กระแสหลอด อยู่ในช่วง 20 ถึง

ประมาณ 150 มิลลิแอมแปร์ เป็นอย่างต่ำ และสามารถฉายรังสีเอ็กซ์ได้ต่อเนื่องในเวลาที่นานขึ้น โดย เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า อาจจะทำให้การพัฒนากระบวนประบายความร้อนของหลอดรังสีเอ็กซ์ หรือหลอดรังสีเอ็กซ์สำหรับใช้งาน ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทางด้าน CT ซึ่งมีความจุความร้อนสูงมากมาใช้งาน หรืออาจจะพัฒนาเทคนิคการใช้งานหลอดรังสีเอกซ์แบบธรรมดาให้สามารถใช้งานทางด้านนี้ได้

(4) ระบบคอมพิวเตอร์ ต้องพัฒนาให้มีความเร็วในการคำนวณสร้างภาพตัดขวางเร็วกว่านี้ โดยควรจะทำให้เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแต่ละภาพไม่เกิน 30 วินาที ซึ่งการใช้ไมโครคอมพิวเตอร์เป็นเครื่องที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพตัดขวางจะทำให้เวลาที่ใช้ลดลงในอนาคตอันใกล้ เนื่องจากความเร็วในการประมวลผลของเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว

ทั้งนี้การปรับปรุงและพัฒนาเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางที่ทำการวิจัยโดยสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ขณะนี้กำลังพัฒนาสร้างเครื่องใหม่อยู่โดยคาดว่าจะทำให้มีประสิทธิภาพดีขึ้นกว่าเครื่องที่ทำการวิจัยและพัฒนาสร้างขึ้นในวิทยานิพนธ์นี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] กวิน แหยมมัน, "การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปีการศึกษา 2531
- [2] มนต์ มงคลสุข, สรรเสริญ ภูติดำรง, มาลินี สันติมากร, "X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY" ภาควิชารังสีเทคนิคคณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล, พิมพ์ครั้งที่ 1, เมษายน 2525
- [3] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, กวิน สนธิเพิ่มพูน, "รายงานการวิจัยคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ", สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, พ.ศ. 2532
- [4] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, กวิน สนธิเพิ่มพูน, อัครินทร์ คุณกิตติ, "รายงานการวิจัยและพัฒนาโครงการคอมพิวเตอร์อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์สร้างต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (ระยะที่1)", สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, พ.ศ. 2533
- [5] ศ.ดร.ไพรัช ธัชยพงษ์, กวิน สนธิเพิ่มพูน, อัครินทร์ คุณกิตติ "คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางโดยใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์", การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 13, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, บริษัทซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด, พ.ศ. 2533, หน้า 603-612
- [6] อัครินทร์ คุณกิตติ, ไพรัช ธัชยพงษ์, " การเพิ่มความเร็วการสร้างภาพตัดขวางวิธี Backprojection โดยใช้อาร์เรย์โปรเซสเซอร์," การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 13 ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, บริษัทซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด, พ.ศ. 2533, หน้า 613-619
- [7] HITACHI, Whole-body X-ray CT System Model CT-W4-40, CATALOG, HITACHI MEDICAL CORPORATION, Tokyo, Japan.
- [8] PICKER International, Product Data I.Q. PREMIER CT Imaging System, Picker Interational, Inc., U.S.A., 1989.
- [9] SHIMADZU CORPORATION, SCT-2000T-11 SHIMADZU WHOLE BODY X-RAY CT SCANNER, SHIMADZU CORPORATION INTERNATIONAL MARKETING DIVISION, Tokyo, Japan.
- [10] SHIMADZU CORPORATION, SHIMADZU WHOLE BODY CT SCANNER SCT-3000T/X, SHIMADZU CORPORATION INTERNATIONAL MARKETING DIVISION, Tokyo, Japan.
- [11] TOSHIBA CORPORATION, WHOLE BODY CT SCANNER TCT-900S, TOSHIBA CORPORATION, Tokyo, Japan.
- [12] Truevision, Inc., USER'S GUIDE TARGA M8, Truevision, Inc., Indianapolis Indiana USA, June 1987.
- [13] Rosenfeld, Kak, "Digital Picture Processing", 2nd Edition, Academic Press, Inc., 1982.
- [14] Gabor T. Herman, "Image Reconstruction from Projection", Academic Press, Inc., 1980.

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[15] Eighteen Eight Laboratories, INSTALLATION MANUAL For PL SERIES PORCESSORS, Eighteen Eight Laboratories, California USA, October 1988.

[16] Eighteen Eight Laboratories, REFERENCE MANUAL For PL SERIES PROCESSORS, Eighteen Eight Laboratories, California USA, December, 1988

---



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก.

ข้อมูลจำเพาะของแผงวงจร TARGA M8

TARGA M8 PRODUCT SPECIFICATIONS

(Truevision, Inc., "USER'S GUIDE TARGA M8", June 1987. Release 2.1, page. 4-1 to 4-8)

4. TARGA M8 PRODUCT SPECIFICATIONS

TARGET COMPUTERS

- AT&T PC 6300, AT&T PC 6300 Plus
- IBM Personal Computer, IBM XT
- IBM AT
- Computer that are 100% Bus-Compatible with the above computers.

TARGA M8 only uses one expansion slot in the computer expansion bus. If the TARGA is purchased with the Overscan Option, it uses two adjacent slots in your computer's expansion bus.

SPATIAL RESOLUTION

512 X 512 Pixels :

- Display memory maintains one 512x512 pixel image.
- Interlaced video input and output only.
- Up to 482 lines may be displayed and captured using the display memory.
- Pixel Aspect Ratio: Nominal Height : Width = 1:1.07
- If Overscan Options is invoked: Pixel Aspect Ratio: Nominal Height:Width

= 1:1.20

512X256 Pixels:

- Display memory maintains two independent 512x256 pixel images.
- Interlaced or non-interlaced video input and output.
- Up to 241 lines may be displayed and captured using the display memory.
- Pixel Aspect Ratio: Nominal Height::Width = 1:0.53
- If Overscan Option is invoked : Pixel Aspect Ratio: Nominal Height: : Width

= 1:0.60

256 X 256 Pixels:

- Display memory maintains four independent 256X256 pixel images.
- Interlaced or non-interlaced video input and output
- Up to 241 lines may be displayed and captured using the display memory
- Pixel Aspect Ratio: Nominal Height::Width = 1:1.07
- If Overcan Option is invoked: Pixel Aspect Ratio : Nominal Height::Width =

1:1.20

COLOR RESOLUTION

Input:: 256 Input Levels. Each pixel is represented by an eight-bit grey scale value. These input levels are translated by an eight input look-up before being store in the display memory or before being displayed in Live and Overlay modes.

You may select among 8 independent input look-up tables and among four independent composite video inputs.

INPUT SIGNALS:

Composite Video Inputs:

- Independent Composite Video Inputs
- Software selection of active input
- Monochrome, RS 170-Compatible Composite Video Inputs.
- Switch-selectable 75-ohm termination.
- Sync normally derived from Input Channel O. However, there is a jumper to cause the TARGA to use the selected video input source for sync information.

Digital RGB (RGBI) Input (For Pass-Through and Mix-Through Modes):

- Works with output from IBM Color Graphics Adapter (CGA) and 100% compatibles.

- Digital RGB Inputs (TTL) inputs

Input Connector:

- 15-Pin D Connector

- Pin Assignment

Pin 1: Red input from CGA (Pin 3 on CGA)

Pin 2: Green Input from CGA (Pin 4 on CGA)

Pin 3: Blue Input from CGA (Pin 5 on CGA)

Pin 4: Ground (Pin 1 on CGA)

Pin 5: Ground

Pin 6: Composite Video Input 1 [Red]

Pin 7: Composite Video Input 2 [Green]

Pin 8: Composite Video Input 3 [Blue]

Pin 9: Intensity Input from CGA (Pin 6 on CGA)

Pin 10: Horizontal Drive from CGA (Pin 8 on CGA)

Pin 11: Vertical Drive from CGA (Pin 8 on CGA)

Pin 12: Reserved

Pin 13: Composite Video Input 0 [Sync]

Pin 14: Reserved

Pin 15: Reserved

The M8 is configured to always genlock with the signal applied to Pin 13. However, you can change a jumper block so that the M8 will genlock with the video input that is currently selected. Please refer to Appendix E for more information on this option.

#### OUTPUT SIGNALS

Analog RGB Outputs:

- RS 170 Levels for Red, Green, and Blue (0.661 volts peak-to-peak).

Option to add Set-Up to Red and Blue (0.715 V p-p).

Option to add Set-Up and Sync to Green (Monochrome Composite Video--

1.00 Vp-p)

- Composite Sync (2.0 volts peak-to-peak into 75-ohm---4.0 V p-p into high impedance)

- 75-Ohm termination required.

Composite Video Out :

- RS 170 Composite V

deo Output (Green channel plus Sync and Set Up -- 1.0 V. p-p).

- Configuration Switch on top of M8 must be set for Composite Video

Output.

- 75-Ohm termination required.

Video Key Output:

- Jumper Block setting to output Video Key on Pin 6. Video Key output low if pixel value set to 255 and high (4.0 V p-p into high impedance, 2.0 V into 75 ohms) otherwise.

Output Connector:

- 9-Pin D Connector

- Pin Assignment

Pin 1: Ground

Pin 2: Ground

Pin 3: Red

Pin 4: Green

Pin 5: Blue

Pin 6: Composite Video Out

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น ผู้อื่นสามารถให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Pin 7: Composite Sync
- Pin 8: Reserved (Hor. Drive-TTL)
- Pin 9 : Reserved (Vert.. Drive- TTL)

#### Genlock

- Genlock Modes:
  - Master Mode: TARGA generates video sync signal.
  - Slave Mode: Synchronizes with external video signal.
- Automatic switching from slave mode to master mode as long as external sync source is not present .

#### DISPLAY MEMORY

- Readable register indicating absence of video source.
- Bit-mapped display memory
- 256 K Bytes of Row-Addressable Memory
- Display memory space seitch selectable from one of eight 64K byte segments (Default = 0xA000)
- Two independent 32K-byte, bank selected memory pages within the specified 64K memory segment.
- Bit-plane read/write mask.
- Memory Contention: Less than 2 percent.

#### CAPTURE TIME

- 1/60th second for NTSC field.
- 1/30th second for NTSC frame.
- 44.7 microsecond segment captured from each scan line (65 microseconds).

The TARGA normally restricts its capture and display region to the Safe Title Area within the NTSC Frame. This region fits within the bezel of most monitors.

If you purchase the TARGA M8 with the Overscan Option, you can capture the entire width of the NTSC frame.

You can always capture up to 482 lines within the 485 visible lines in the NTSC frame.

#### PROGRAMMABLE OPTIONS

##### Display Modes:

- Display from memory with selectable border color.
- Display live image with resolution border color.
- Display live image with live border.
- Pass-through IBM Color Graphics Adapter output (CGA)
- Mix-Through Add IBM Color Graphics Adapter output to TARGA output.
- Overlay Color Graphics on Live Monochrome Video Source.
- Border color covers screen.

Hardware Zoom: Normal, 2X, 4X, and 8X magnification

##### Hardware Panning

- Independent Horizontal and vertical smooth pannig
- One-pixel panning reslution in 256 pixel/row mode.
- Two pixel panning resolution in 512 pixel/row mode.
- Quarter screen horizontal panning in overscan mode.

##### Vertical Scrolling

##### Screen Centering

##### Video Output Format

- 525 line interlaced NTSC output (Standard NTSC Mode used by cameras and VCRs)
- 262 line non-interlaced NTSC output

- 263 line non-interlace NTSC output (Mode used by IBM Color Graphics Adapter)

#### INPUT/OUTPUT REGISTERS

- Sixteen I/O registers
- Starting I/O location switch selectable from one of sixteen addresses

(Default=0x0220).

- I/O address mapped into 4-bytes in I/O space with 12 "phantom" locations.
- Writable output ports for programming TARGA.
- Two readable input ports.
  - Raster line (row) counter
  - NTSC Field Indicator
  - Loss of Synchronization indicator
- Input and Output Look-Up Table Values
- Programmable Input Gain and Offset for Composite Video Input.

#### POWER CONSUMPTION

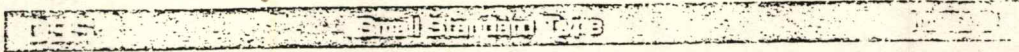
- +5 volts: 2.0 amps.
- +12 volts: 0.15 amps.
- -12 volts: 0.05 amps.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

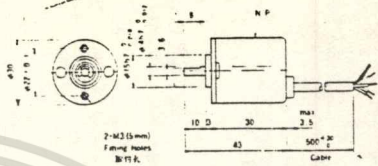
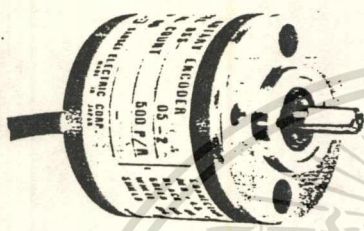
ภาคผนวก ข.

รายละเอียดตัวเข้ารหัสแบบหมุนที่ใช้งาน



Product Number 110 Series  
 品番 110 シリーズ

External Dimensions (mm) 外形寸法



Option: PNP-Open Collector Output type

Electrical Connections

Color of Lead Wire	Description
Red	Power source
Black	0V common
Green or Blue	Signal A
White	Signal B
Yellow	Signal M
Shielding Braid	No inside connection

経線

色	接続
赤	電源
黒	0V 共通
緑・青	信号 A
白	信号 B
黄	信号 M
シールド	内部接続なし

Types	Power Source L				Power Source DC5V				Power Source H	
	Signal A	Signal B	Signal AB	Signal M	Signal ABM	Signal A	Signal AB	Signal A	Signal AB	
	R2 = 111	C = 112	R2 = 113	C = 114	R1 = 117	C = 118	C = 115	C = 116		
60P/R	OSS-006-1	OSS-006-1C	OSS-006-2	OSS-006-2C	OSS-006-2M	OSS-006-2MC	OSS-006-1HC	OSS-006-2HC		
100 //	OSS-01-1	OSS-01-1C	OSS-01-2	OSS-01-2C	OSS-01-2M	OSS-01-2MC	OSS-01-1HC	OSS-01-2HC		
150 //	OSS-015-1	OSS-015-1C	OSS-015-2	OSS-015-2C	OSS-015-2M	OSS-015-2MC	OSS-015-1HC	OSS-015-2HC		
200 //	OSS-02-1	OSS-02-1C	OSS-02-2	OSS-02-2C	OSS-02-2M	OSS-02-2MC	OSS-02-1HC	OSS-02-2HC		
250 //	OSS-025-1	OSS-025-1C	OSS-025-2	OSS-025-2C	OSS-025-2M	OSS-025-2MC	OSS-025-1HC	OSS-025-2HC		
300 //	OSS-03-1	OSS-03-1C	OSS-03-2	OSS-03-2C	OSS-03-2M	OSS-03-2MC	OSS-03-1HC	OSS-03-2HC		
360 //	OSS-036-1	OSS-036-1C	OSS-036-2	OSS-036-2C	OSS-036-2M	OSS-036-2MC	OSS-036-1HC	OSS-036-2HC		
400 //	OSS-04-1	OSS-04-1C	OSS-04-2	OSS-04-2C	OSS-04-2M	OSS-04-2MC	OSS-04-1HC	OSS-04-2HC		
500 //	OSS-05-1	OSS-05-1C	OSS-05-2	OSS-05-2C	OSS-05-2M	OSS-05-2MC	OSS-05-1HC	OSS-05-2HC		

L and R are not indicated : C = 112, 114, 115, 116

Specifications 仕様

Electrical

電気仕様

Power Source	1) L: +4.5V ~ +13.2V DC 2) M: +10.8V ~ +26.4V DC 3) DC = 5: +4.75 ~ +5.25V DC (05-2M, 05-2MC)
Output Voltage	'1' Power Source -1V with no load '0' 0.5V or less at 20mA sinking
Signal Mode	1) A: Single pulse 2) AB: 90° phase difference 3) ABM: 90° phase difference and M signal
Output Mode	R1, R2: With pull-up resistor C: Open collector
Response Frequency	50kHz max (60 ~ 400P/R, A, AB) 60kHz max (60 ~ 500P/R, ABM)
Impedance	2kΩ (R1, R2 type)
Current Consumption	'A' Signal: 30mA 'AB' Signal: 40mA 'ABM' Signal: 70mA C Type: 20mA, 30mA, 60mA
Signal Rising & Falling Time	1 μs or less, for each
Withstanding Voltage of Output Tr.	-0.4V ~ +50V

Mechanical

機械仕様

Starting Torque	10g · cm or less
Shaft Loading	Radial: 1kg Thrust: 0.5kg
Angular Acceleration	1 × 10 <sup>6</sup> rad/sec <sup>2</sup>
Inertia of Shaft	1g · cm <sup>2</sup>
Bearing Life	(2 × 10 <sup>7</sup> /rpm) hrs.
Max. Slewing Speed	6,000rpm max.
Net Weight	50g max.

Environmental

環境条件

Operating Temperature	-10° ~ +70°C
Storage Temperature	-30° ~ +80°C
Humidity	35 ~ 85% RH No condensation
Vibration	50Hz · 10G · 1hr
Shock	30G 11ms

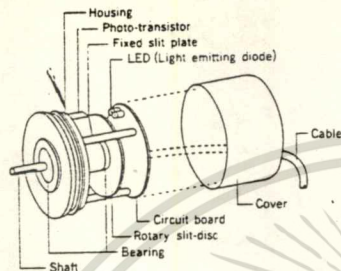
7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ภาคผนวก ข. (ต่อ)

## General Specifications

### Basic Construction (Incremental Encoder)



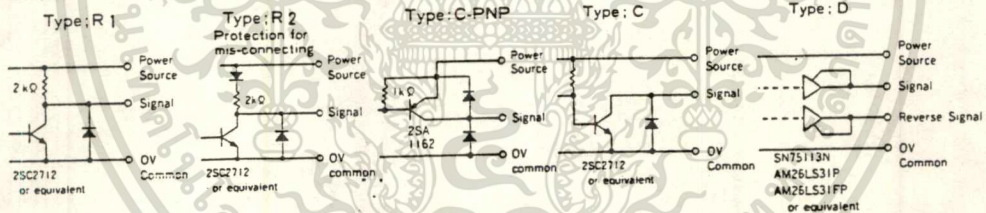
A slit disc is fixed to a rotary shaft held by a pair of bearings. As the disc rotates in accordance with the rotation angle of the shaft, the light from an LED to a photo transistor vis a fixed slitplate is intermittently interrupted by the slits on the disc. Then, the phototransistor develops a sine wave signal. This signal whose peaks equal the number of slits on the disc is then shaped to a pulse signal by a circuit on the circuit board.

### Type Designation RE:OES-05-2MHC

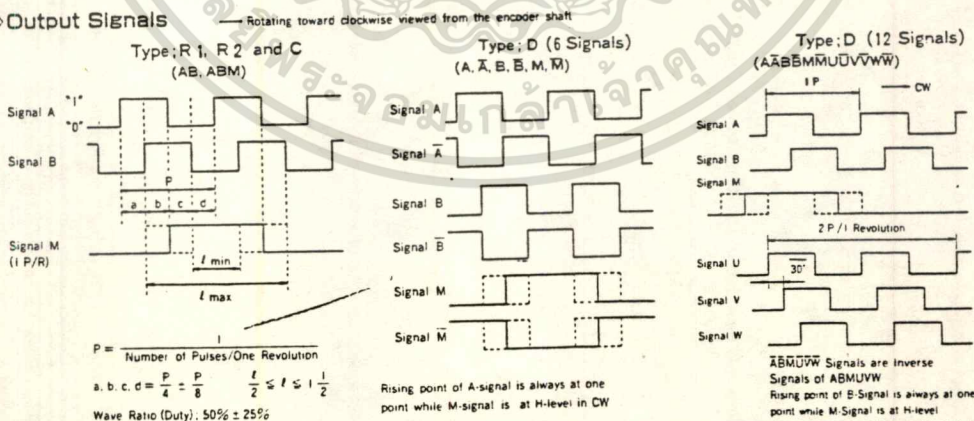
Type	Number of Pulses	Signals	Power Source	Output Mode
OSS	01 : 100 P/R	1: Signal A	L: 4.5 - 13.2V DC	R1: With Z pull-up resistor
OES	036 : 360 P/R	2: Signals A & B	H: 10.8 - 26.4V DC	R2: With a pull-up resistor and a diode.
DEL	05 : 500 P/R	2M: Signals A, B & Marking signal (index)	L is not indicated on type names.	C: Open-collector
NDE	10 : 1000 P/R			D: Line-driver
	1024 : 1024 P/R			R is not indicated on type names.
	20 : 2000 P/R			

OSS, OES, DEL, NDE ABSOLUTE ENCODER ARE NOT APPLIED

### Circuit of Output Signal at Terminals



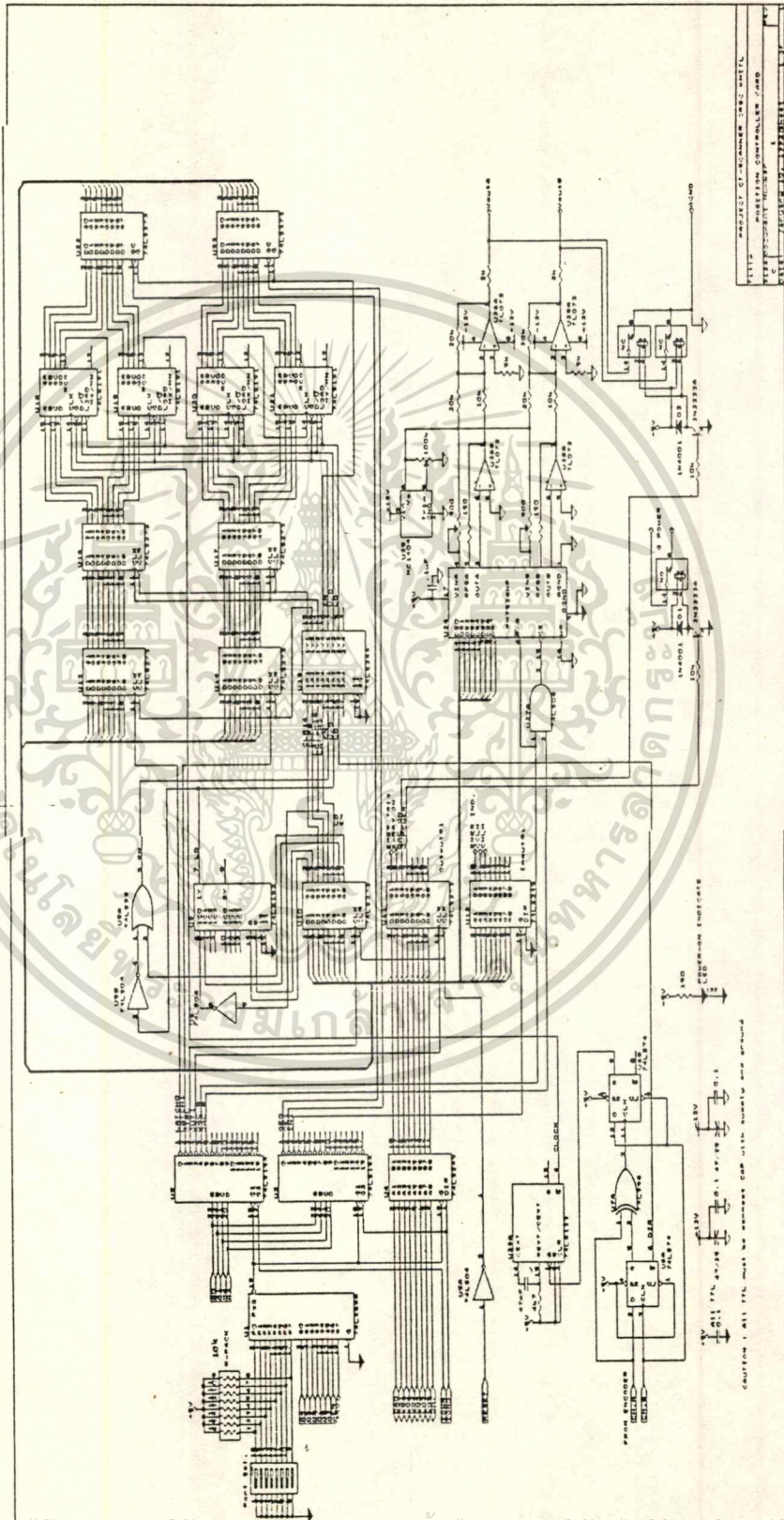
### Output Signals



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค.

วงจรแผงวงจรควบคุมแกนทร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง.

การเพิ่มความเร็วการสร้างภาพตัดขวางวิธี Backprojection โดยใช้อาร์เรย์โปรเซสเซอร์  
(บทความนี้ได้รับการตีพิมพ์ในการประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 13)

( 8-9 พฤศจิกายน 2533 ณ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ )

613

การเพิ่มความเร็วการสร้างภาพตัดขวางวิธี Backprojection โดยใช้อาร์เรย์โปรเซสเซอร์  
Backprojection calculating speed improvement by Array Processor

ยศวินทร์ คุณาคติ \*  
ไพรัช อึ้งขงษ์ \*\*

บทคัดย่อ

การใช้อาร์เรย์โปรเซสเซอร์ในการคำนวณทางคณิตศาสตร์จำนวนมากและข้อมูลที่มีปริมาณมากด้วย มักจะประสบปัญหาการเสียเวลาในการเคลื่อนย้ายข้อมูลเข้าและออกจากอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ ดังนั้นในบทความนี้จะได้เสนอเทคนิควิธีการแบ่งข้อมูลเพื่อลดเวลาการเคลื่อนย้ายข้อมูลโดยเน้นในการคำนวณสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection ทำให้สามารถแสดงภาพตัดขวางภาพแรกได้เร็วขึ้น

Abstract

Although an array processor can compute at a very high speed, the overall performance still very much depends on the data transfer time between the array processor and the PC mainboard. This paper describes how to reduce the data transfer time in order to enhance the overall speed performance. This technique is explained using the Computerized Tomography (CT) Backprojection as an example. The first computed image can now be displayed quicker than the conventional technique.

---  
\*\* ผู้อำนวยการสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
\* นักศึกษาระดับปริญญาโท คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

บทนำ

อาร์เรย์โปรเซสเซอร์ (Array Processor) เป็นส่วนประมวลผลทางคณิตศาสตร์ความเร็วสูงของเครื่องคอมพิวเตอร์ มักใช้ในการประมวลผลที่มีการคำนวณจำนวนมาก ภายในอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ มักจะประกอบด้วย ตัวประมวลผลความเร็วสูง ทั้งแบบตัวเลขจำนวนเต็ม (Integer) และ/หรือ ตัวเลขจุดลอย (Floating point), หน่วยความจำความเร็วสูง และส่วนอินเทอร์เฟสกับอุปกรณ์ภายนอกอื่น ๆ [2] ขนาดของหน่วยความจำความเร็วสูงในอาร์เรย์โปรเซสเซอร์มักมีขนาดเล็ก เนื่องจากราคาของหน่วยความจำความเร็วสูงมีราคาแพง ดังนั้นในการคำนวณทางคณิตศาสตร์ที่ต้องการความเร็วสูง และข้อมูลมีปริมาณมาก เช่น ในการสร้างภาพตัดขวางนั้น ข้อมูลที่มีปริมาณมาก จะไม่สามารถบรรจุเข้าไปในหน่วยความจำของอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ได้ทั้งหมดในคราวเดียว ดังนั้นจึงต้องมีการถ่ายเทข้อมูลเข้า-ออก ระหว่างหน่วยความจำของอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ กับหน่วยความจำหลัก (หรือสื่ารอง) ซึ่งมีความเร็วช้ากว่าแต่มีขนาดใหญ่กว่า ทำให้ประสิทธิภาพในการคำนวณทั้งหมดลดลง เนื่องจากต้องเสียเวลาส่วนใหญ่ไปกับการถ่ายเทข้อมูลปริมาณมากนั้น

สำหรับในบทความนี้ จะได้กล่าวถึงการทำเอาอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ มาใช้ในการเพิ่มความเร็วในการคำนวณการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection การสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection โดยใช้โปรเจกชันทั้งหมด  $M$  โปรเจกชัน เพื่อให้ได้ภาพขนาด  $64 \times 64$  จุดภาพ ปกติมีขั้นตอนดังนี้ เริ่มจากข้อมูลโปรเจกชันแรกจะถูกโหลดเข้ามาแล้ว นำมาคำนวณสร้างภาพโดยการคำนวณค่าแต่ละจุดภาพคราวละ 1 แถว รวมทั้งหมด  $N$  แถว แถวละ  $N$  จุด เสร็จแล้วจึงโหลดข้อมูลโปรเจกชันถัดไปแล้วคำนวณสแกนคราวละ 1 แถวจำนวน  $N$  แถวเช่นนี้เรื่อย ๆ ไปจนหมดทุกโปรเจกชัน จะเห็นได้ว่าวิธีนี้ในการคำนวณแต่ละโปรเจกชัน จะมีการคำนวณค่าข้อมูลในภาพทั้งหมดทุกครั้ง ดังนั้นถ้าหน่วยความจำของอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ สามารถบรรจุข้อมูลภาพได้ทั้งหมดก็จะทำให้ไม่เสียเวลาในการย้ายข้อมูลมาก แต่โดยปกติภาพมักมีขนาดใหญ่ (256x256 จุดภาพ) แต่หน่วยความจำของอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ มีขนาดเล็กเกินกว่าที่บรรจุข้อมูลภาพได้ทั้งหมดในคราวเดียว ดังนั้น จึงต้องมีการแบ่งข้อมูลทั้งภาพและโปรเจกชันออกเป็นส่วน ๆ แล้ว ทำการย้ายข้อมูลไป-มาระหว่างการคำนวณด้วยการแบ่งส่วนข้อมูลไม่เหมาะสมก็จะทำให้การคำนวณไม่มีประสิทธิภาพเพียงพอ บทความนี้จะเป็นการแนะนำวิธีการแบ่งส่วนข้อมูลทั้งโปรเจกชันและภาพ เพื่อให้ได้ประโยชน์ในการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection นี้มากที่สุด โดยนอกจากจะลดจำนวนครั้งในการย้ายข้อมูลแล้ว ยังทำให้ได้ภาพตัดขวางที่ต้องการ ภาพแรกออกมาเร็วด้วย

เทคนิคการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection

จากหลักการการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection [1]

ภาคผนวก ง. (ต่อ)

615

$$f(x,y) = \Delta B \sum_{i=1}^M Q_{i,j}(s) \dots\dots\dots (1)$$

$$\Delta B = \frac{2\pi}{H} \dots\dots\dots (2)$$

โดย  $f(x,y)$  คือ ค่าของงานที่ตำแหน่ง  $x$  และ  $y$  ที่ต้องการ  
 $M$  เป็น จำนวนโปรเจกชันที่ใช้ในการคำนวณทั้งหมด  
 และ  $Q_{i,j}(s)$  เป็น ค่าโปรเจกชันในตำแหน่งที่สอดคล้องกับค่า  $x$  และ  $y$  ที่ต้องการ

สมการ (1) เป็นสมการที่ใช้ในการคำนวณตามวิธีการปกติ ดังได้กล่าวไว้ในบทนำแล้ว ซึ่งพบว่าถ้านำไปใช้กับอาร์เรย์โปรเจกชันแล้ว จำนวนครั้งในการย้ายข้อมูล โดยเฉพาะข้อมูลงานเนื่องจากการคำนวณ (สำหรับอาร์เรย์โปรเจกชัน) คราวละ  $N$  จุดภาพ (1 แถว) มีค่าเป็น  $N+M$  ครั้ง ( $M$  ครั้งสำหรับ  $M$  โปรเจกชัน และ  $N$  ครั้งสำหรับภาพ  $N$  แถว)

ในการแบ่งส่วนข้อมูล เพื่อให้เหมาะสมกับขนาดหน่วยความจำความเร็วสูงบนอาร์เรย์โปรเจกชัน อาจมีการแบ่งได้หลายวิธี เช่น แบ่งข้อมูลภาพเป็นช่วง ๆ (Block) แล้วส่งเข้าไปคำนวณหรือแบ่งข้อมูลโปรเจกชันออกเป็นช่วง ๆ ก็ได้ เนื่องกันให้เหมาะสมกับขนาดหน่วยความจำบนอาร์เรย์โปรเจกชัน แต่ในบทความนี้ จะได้เสนอวิธีการแบ่งส่วนข้อมูล โดยเฉพาะข้อมูลโปรเจกชัน เพื่อให้ได้ผลนอกจากการลดจำนวนครั้งของการย้ายข้อมูลแล้ว ยังทำให้ได้งานตัดขวางที่ต้องการออกมาแสดงเร็วกว่าปกติด้วย (แต่มีข้อจำกัดบางประการ ดังจะได้กล่าวต่อไป)

นิยามสมการ (1) และ (2) ใหม่ เนื่องจากผลรวมมีลักษณะเป็นเชิงเส้น ดังนั้น สมการ (1) อาจเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(x,y) = \Delta B \sum_{j=0}^{K-1} \left\{ \sum_{i=0}^{W-1} Q_{[K+i+j]}(s) \right\} \dots\dots\dots (3)$$

โดยที่  $W$  เป็นจำนวนโปรเจกชันที่จะคำนวณข้ามเป็นช่วง ๆ  
 และ  $K$  เป็นจำนวนครั้งที่จะทำการย้ายข้อมูลโปรเจกชันเข้าอาร์เรย์โปรเจกชัน  
 $KW = M \dots\dots\dots (4)$

จากสมการ (3) และ (4) สามารถอธิบายเป็นขั้นตอนการคำนวณสร้างภาพตัดขวางวิธีใหม่ได้ดังนี้ ข้อมูลโปรเจกชันจำนวน  $M$  โปรเจกชัน จะถูกแบ่งออกเป็น  $K$  ส่วน โดยแต่ละส่วนจะมีขนาด  $W$  โปรเจกชัน จำนวน  $W$  โปรเจกชันนี้ได้จากโปรเจกชันตำแหน่งที่  $j, W+j, 2W+j, \dots$  นั่นคือจะดึงเอาโปรเจกชันตำแหน่งหนึ่ง ๆ มาแล้วดึงเอาโปรเจกชันตำแหน่งที่ข้ามไป  $K$  โปรเจกชันมาใช้เช่นนี้เรื่อยไปจนครบ  $W$  โปรเจกชันแล้วจึง คำนวณตามสมการ (3) ในแต่ละ  $j$ , ที่ผ่านไปได้ภาพออกมา

โดยภาพรวม ( $j=0$ ) จะได้ออกมาโดยมีคุณสมบัติของภาพเหมือนลดจำนวนโปรเจกชันลงเหลือ  $M/K$  โปรเจกชัน ทำให้ได้ภาพรวมเร็วขึ้นแต่ก็มีความละเอียดของภาพไม่ดีนัก แต่เมื่อ  $j$  มีค่ามากขึ้นก็จะได้ภาพที่ชัดขึ้นเรื่อยๆ จนได้ภาพครบ  $M$  โปรเจกชัน

สำหรับจำนวนครั้งในการย้ายข้อมูล นิยามจากสมการ (3) และ (4) จะเห็นได้ว่าเราสามารถย้ายข้อมูลของโปรเจกชันเข้าไปไว้ในหน่วยความจำความเร็วสูง บนอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ได้คราวละ  $P$  โปรเจกชัน แล้วจึงค่อยคำนวณข้อมูลภาพทีละแถว (หรือมากกว่า) หลังจากคำนวณ  $P$  โปรเจกชันรวมจะได้ภาพตัดขวางภาพรวมออกมาดังได้กล่าวมาแล้ว เสร็จแล้วจึงโหลดข้อมูลโปรเจกชันจำนวน  $P$  โปรเจกชันต่อ ๆ ไป คำนวณและแสดงภาพในลักษณะเดียวกันกับภาพรวมครบ  $M$  โปรเจกชัน ดังนั้น การย้ายข้อมูลจึงมีเพียง  $N/K$  ครั้ง ( $K < M$ ) ซึ่งถ้า  $N$  มีค่ามากจำนวนครั้งทีละได้จะยังมีค่ามากด้วย นั่นคือ จะลดเวลาการเคลื่อนย้ายข้อมูลเนื่องการคำนวณได้ ทำให้การคำนวณมีประสิทธิภาพมากขึ้น

เวลาที่ใช้ในการคำนวณทั้งหมด สามารถหาได้จาก

$$T = TP * M + TF * N * K \quad \dots \dots \dots (5)$$

โดย  $T$  เป็นเวลาที่ใช้ในการคำนวณทั้งหมด

$TP$  เป็นเวลาที่ใช้ในการคำนวณ โดยเฉลี่ยต่อหนึ่งโปรเจกชัน (มักจะต้องทำสำหรับวิธีหนึ่ง ๆ )

$TF$  เป็นเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนย้ายข้อมูลต่อหนึ่งครั้ง

$M$  เป็นจำนวนโปรเจกชันทั้งหมด

จะเห็นได้ว่ายิ่ง  $K$  มีค่าน้อย (ค่าอื่นคงที่) ก็จะทำให้เวลาในการคำนวณทั้งหมดลดลง แต่ค่า  $K$  ( $K = M/P$ ) ถูกจำกัดด้วยขนาดของหน่วยความจำความเร็วสูงบนอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ ถ้าต้องการ  $K$  น้อยจะต้องใช้  $P$  หรือหน่วยความจำมาก ดังนั้นจึงต้องมีการเลือกค่า  $P$  ที่เหมาะสม โดยสามารถเลือกได้โดยใช้สมการ

$$W = (MEM - VAR) / SIZE \quad \dots \dots \dots (6)$$

โดย  $MEM$  เป็นขนาดหน่วยความจำความเร็วสูงที่ใช้เก็บข้อมูลทั้งหมด

$VAR$  เป็นขนาดหน่วยความจำความเร็วสูงที่ใช้เก็บค่าตัวแปรต่าง ๆ ระหว่างการคำนวณ

และ  $SIZE$  เป็นขนาดหน่วยความจำต่อหนึ่งหน่วย  $P$

การทดสอบเทคนิคการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธี Backprojection

ในการทดสอบเทคนิคการสร้างภาพตัดขวางตามที่กล่าวมานั้นได้ ทำการทดสอบโดยใช้อุปกรณ์เครื่องคอมพิวเตอร์ในการทดสอบดังนี้

1. เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ COMPAQ DESKPRO 386/20 with 80387

## ภาคผนวก ง. (ต่อ)

617

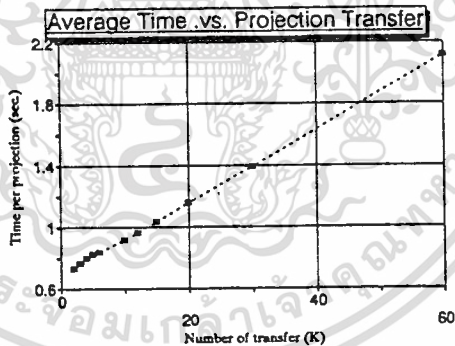
2. ฮาร์ดแวร์โปรเซสเซอร์บอร์ด สำหรับ PC XT/AT ของ Eighteen Eight Laboratories รุ่น PL 800 ขนาดหน่วยความจำความเร็วสูง 60 กิโลไบต์ [2]

3. โปรแกรมทดสอบเขียนด้วยภาษาซี โดยใช้คอมไพเลอร์ TURBO C Version 2.0 พร้อมไลบรารีของ PL 800

สำหรับผลการทดสอบ การสร้างงานตัดขวางขนาด 256x256 จุดภาพ จำนวน 60 โปรเจคชัน แต่ละโปรเจคชันมีขนาด 255 ข้อมูล เวลาที่ใช้ในการคำนวณทั้งหมด โดยเฉลี่ยแต่ละโปรเจคชัน กับจำนวนครั้งที่ย้ายข้อมูล (K) แสดงได้ในรูปที่ 1 ส่วนรูปที่ 2 และ 3 เป็นภาพจำลองของน้ำที่ใช้ในการทดสอบ โดยรูปที่ 2 เป็นภาพแรกที่ได้จากการคำนวณ จำนวน 30 โปรเจคชัน ส่วนรูปที่ 3 เป็นภาพที่ได้จากโปรเจคชัน จำนวน 60 โปรเจคชัน ส่วนรูปที่ 4 เป็นภาพตัดขวางของทรงวงกลม ซึ่งเป็นข้อมูลโปรเจคชันที่ได้จากการทดลองจริง ขนาด 120 โปรเจคชัน

สรุป

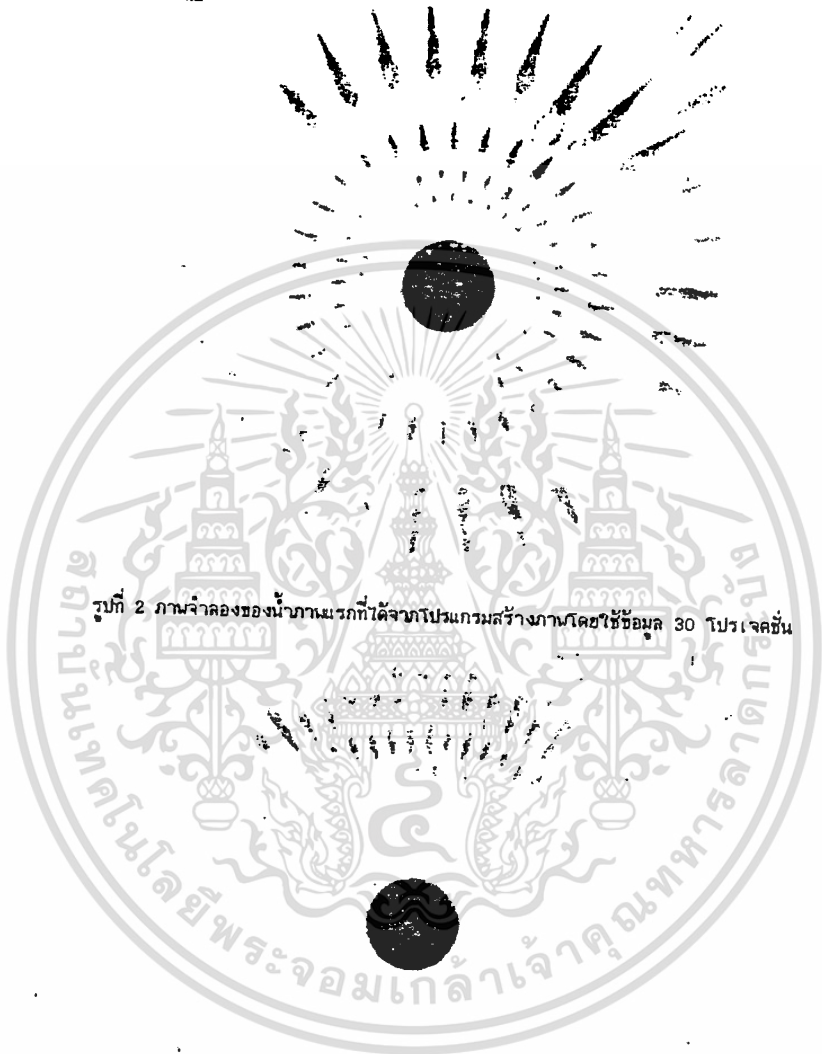
เทคนิคการเพิ่มความเร็วยังการสร้างงานตัดขวางวิธี Backprojection วิธีนี้สามารถทำให้ได้งานตัดขวางที่เร็วขึ้นเนื่องจากลดจำนวนการย้ายข้อมูลลงโดยการแบ่งส่วนข้อมูลที่ได้ประโยชน์สำหรับ



รูปที่ 1 กราฟแสดงเวลาในการคำนวณทั้งหมดโดยเฉลี่ยกับจำนวนครั้งที่ใช้ในการย้ายข้อมูล (K)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

618



รูปที่ 3 ภาพจำลองของน้ำ โดยใช้ข้อมูล 60 โปรแกรมชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4 ภาพตัดขวางบริเวณวงนอกที่ได้จากข้อมูลจริง จำนวน 120 ไบเรจคั่น

การแสดงผล ส่วนการเฝ้าอาร์เรย์โปรเซสเซอร์ เพื่อการคำนวณแบบขนานที่สามารถทำได้ โดยแบ่งข้อมูลภาพออกเป็นส่วนๆ ให้แต่ละตัวคำนวณ นอกจากนี้ วิธีการนี้ยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับการคำนวณกับโปรเซสเซอร์ที่มี หน่วยความจำแบบแคช โดยเปรียบเทียบหน่วยความจำความเร็วสูงบนอาร์เรย์โปรเซสเซอร์เป็นหน่วยความจำแบบแคช ทำให้มีวิธีการนี้ไปใช้ในเครื่องลักษณะอื่นได้อีกด้วย

เอกสารอ้างอิง

- [1] A.Rosenfeld and A.C.Kak, "Digitat Picture Processing" 2nd Edition, Academic Press Inc., 1982
- [2] Eighteen Eight Laboratories, "REFERENCE MANUAL For PL SERIES PROCESSORS", Eighteen Eight Laboratories, 1988.
- [3] ไพรัช ชัชชนงษ์, กวิน สนิธิเน็ญม, อัครินทร์ คุณาศิต, "คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกาศ", วิศวกรรมสาร, ปีที่ 4, เล่มที่ 5, น.ศ. 2531, หน้า 29-32.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งหน้าที่ให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก จ.  
โปรแกรมสร้างภาพตัดขวางที่ใช้งานในเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้น  
(Image Reconstruction Source Programs)

ในที่นี้จะแสดงโปรแกรมที่ใช้ในเครื่องที่พัฒนาสร้างขึ้นเฉพาะส่วนของโปรแกรมสร้างภาพตัดขวางเท่านั้น รายละเอียดของโปรแกรมส่วนอื่นๆ ผู้ที่สนใจสามารถติดต่อได้ที่ผู้เขียนหรือคณะผู้วิจัย

Batch File for Reconstruction (RECONB1.BAT)

```
@ECHO OFF
IF "%1" == "" GOTO USAGE
IF "%2" == "" GOTO USAGE
GOTO SETVAR
:USAGE
ECHO Usage: RECONB1 PrjFilename.Ext ImgFilename.Ext.
GOTO END
:SETVAR
IF "%SETVARFLAG%" == "1" GOTO RECON
ECHO Setting Reconstruction environment 's variables.
SET NUMDET=243
SET NUMPRJ=180
SET D=60
SET E=3.6
SET FILTER=2
SET FILTERFILE=C:\CTSYS\BIN\NHAM.FIL
SET FILERECON=C:\$RECONS
SET IMGSIZE=256
SET POSCALIBFILE=C:\CTSYS\INDATA\CALIB\PCALIB.CLB
SET SETVARFLAG=1
:RECON
@ECHO OFF
ECHO Please check these environment 's variables
ECHO NUMDET=%NUMDET%
ECHO NUMPRJ=%NUMPRJ%
ECHO D=%D%
ECHO E=%E%
ECHO FILTER=%FILTER% ; 1 = Rectan., 2 = Hamming.
ECHO FILTERFILE=%FILTERFILE% ; Filter 's filename, include extension.
ECHO FILERECON=%FILERECON% ; Temporary 's filenames, exclude extension.
ECHO IMGSIZE=%IMGSIZE% ; %IMGSIZE% x %IMGSIZE%
ECHO POSCALIBFILE=%POSCALIBFILE%
ECHO Type Ctrl+Break to exit this batch program.
ECHO And then use SET command to change environment's variables
REM PAUSE
REM
ECHO CORRPOS %NUMDET% %NUMPRJ% %POSCALIBFILE% %1 %FILERECON%.$S0
CORRPOS %NUMDET% %NUMPRJ% %POSCALIBFILE% %1 %FILERECON%.$S0
REM
ECHO BLOG %NUMDET% %NUMPRJ% %FILERECON%.$S0 %FILERECON%.$S1
BLOG %NUMDET% %NUMPRJ% %FILERECON%.$S0 %FILERECON%.$S1
REM
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้ใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ECHO MODIFANS %NUMDET% %NUMPRJ% %D% %E% %FILERECON%.$S1 %FILERECON%.$S2
MODIFANS %NUMDET% %NUMPRJ% %D% %E% %FILERECON%.$S1 %FILERECON%.$S2
REM
ECHO GENFILT %FILTER% %D% %E% %FILTERFILE%
GENFILT %FILTER% %NUMDET% %D% %E% %FILTERFILE%
REM
ECHO CONVOLP1 %NUMDET% %NUMPRJ% %FILTERFILE% %FILERECON%.$S2 %FILERECON%.$S3
C:\PLC\PROG\CONVOLP1 %NUMDET% %NUMPRJ% %FILTERFILE% %FILERECON%.$S2 %FILERECON%.$S3
REM
ECHO STEP31 %NUMDET% %NUMPRJ% %IMGSIZE% %D% %E% %FILERECON%.$S3 %2
C:\PLC\PROG\STEP31 %NUMDET% %NUMPRJ% %IMGSIZE% %D% %E% %FILERECON%.$S3 %2
TINT
IMGDISP %2
REM DEL $$*.$S?
:END

```

Back-Projection Program (STEP31.C)

```

/*****/
/* Filename : STEP3.C Version 1.00 ; Complied with : STEP3.PRJ */
/* Compiler : TURBO C Compiler Version 2.0 */
/* This file is the Equi-space fan-beam Backprojection routine. */
/* For PL Processor PL800. */
/* Create by : Akharin Khunkitti */
/* on : June 15, 1990 */
/*****/

```

```

#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <alloc.h>
#include <dos.h>
#include <math.h>
#include <float.h>
#include <limits.h>
#include <time.h>
#include <conio.h>
#include "C:\PLC\PLLIB.H"

```

```

#define FP_PHADR(fp) (unsigned long)\
                    (((unsigned long)(fp) & 0xFFFF0000L) >> 12)\
                    + ((unsigned long)(fp) & 0xFFFFL)

#define FP_PAGE(fp) (unsigned)((FP_PHADR(fp)) >> 16)
#define FP_POFF(fp) (unsigned)((FP_PHADR(fp)) & 0xFFFFL)
#define PI          M_PI
#define MAX_IMGSIZE 2048
#define TRUE        1
#define FALSE       0
#define PLPATH      "C:\PLC\PLLIB.15"
#define PLPORT      0x318
#define PEL32       4
#define dmachn      0
#define pbk0l       0
#define pbk1l       1024

```

```

/* main() variables */
float far * far *image, far * far *prjin;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 หากท่านมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อผู้จัดทำเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

unsigned char far * far *dimg;
int numprj, imgsize, numdet, ix, maxprj;
unsigned long int numpix, numdall;
float prjwidth, pixwidth, xrtoimg, reconar, xymax, xymin;
FILE *fpin,*fpout,*fpout2;
struct time time1,time2;
float timelong,timetotal,f;
/* Variables */
static int plbuf[4096];
float beta, sinbeta, cosbeta, betastart, betaskip, y;
int numstart, numskip, numperskip;
unsigned int endchk;

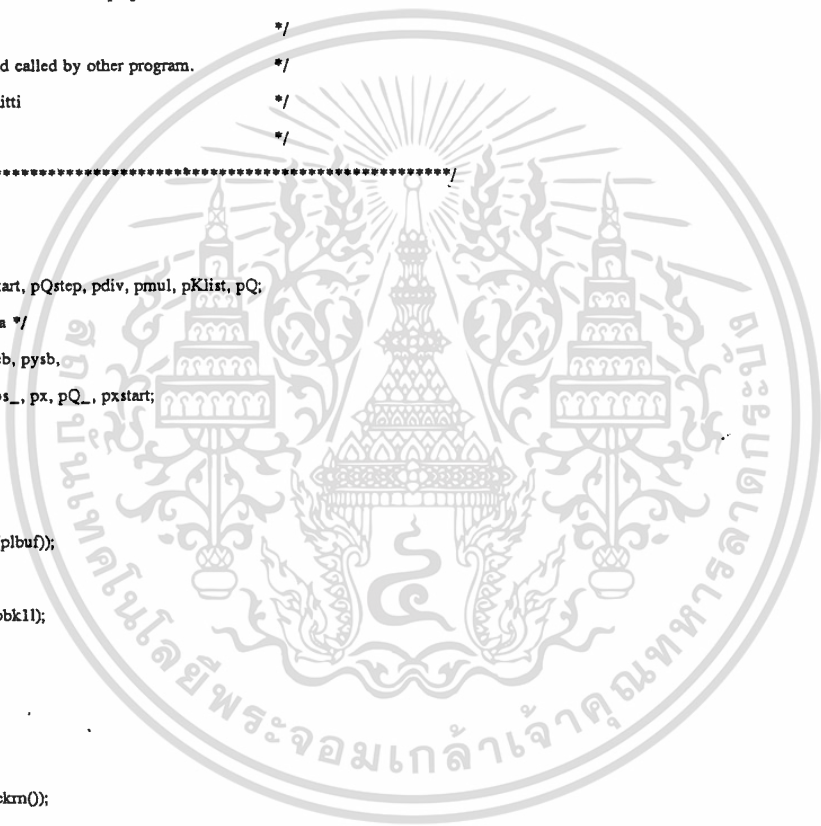
/*****
/* From Filename : BAKFESP.C Version 1.00 ; Compiled with : BAKFESP.PRJ */
/* Compiler : TURBO C Compiler Version 2.0 */
/* This file is the Equi-space fan-beam Backprojection routine. */
/* For PL Processor PL800. */
/* This file must be linked and called by other program. */
/* Create by : Akharin Khunkitti */
/* on : June 12, 1990 */
*****/
/* PL address pointers */
unsigned int /* Data Area */
    pa, pb, pQstart, pQstep, pdiv, pmul, pKlist, pQ;
unsigned int /* Working Area */
    psd, pyd, pcb, pysb,
    pibuf, pU, ps_, px, pQ_, pxstart;

initpl(int pl)
{
    plinit(dmachn, plbuf, sizeof(plbuf));
    plslib(PLPATH);
    plspre(pl, PLPORT, pbk0l, pbk1l);
}

chkprocess(/*int qlleft*/)
{
    /* if ( qlleft > 0 ) return(plckm());
    else return(-1); */
    return(plckm());
}

bakfesp(float far * far *img, float far * far *prj, float D,
        float a, float b, float xstart, float ystart,
        int ni, int nd, int nv, int nvstart, int nvskip, int bprj)
/*****
/* bakfesp parameters : */
/* **img : Pointer of image array (img[ni][ni]) */
/* **prj : Pointer of filtered projections (prj[nv][nd]) */
/* D : Distance between X-Ray source and center of image (or object)*/
/* E : Diagonal distance from image-center to angle of image array */
/* so image size is sqrt(2)E*sqrt(2)E . */
/* a : Interval of sampling projection. ( a = 2*E/(nd-1) )

```



ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

/* b : Interval of pixel image. ( b = sqrt(2)*E/(ni-1) */
/* D, E, a and b are in millimeter (mm.). */
/* ni : Size of all image array (img) ni*ni. */
/* nd : Number of detectors of each projection(prj). */
/* nv : Number of all projections(prj). */
/* xstart : started value of X's image-axis to be backprojected. */
/* ystart : started value of Y's image-axis to be backprojected. */
/* diving : Divider of image (before backprojection). */
/* mulling : Multiplier of image (after backprojection). */
/* nvstart : Projection 's number to start backproject (0:first). */
/* nvskip : Number of projections to be skipped while backprojecting. */
/* bprj : Number of projections have been backprojected. */
/*****/
{
    int iQ;
    int nx, next, last, inext, ilast, numbuf, numarray, nQ, queleft;
    float far *fptr;
    float diving, mulling;
    unsigned int hpage, hpoft;

    initpl(0);
    nx = ni;
    numarray = ni;
    nQ = (int)((nv - nvstart - 1)/(nvskip+1)) + 1;
    /* define data area 's addresses */
#define dbk0 0x0400
#define dbk0l 14080 /* (0xE000 - 0x0400)/4 */
#define NR 14
    numbuf = ( (dbk0l) - nd*nQ - 4*nx - NR )/nx;
    if ( numbuf <= 1 ) return(-1);
    if ( bprj > nv ) return(-4);
    smulling = 2.0*PI/(float)(bprj + nQ);
    diving = ( bprj == 0 ) ? 1.0 : 2.0*PI/(float)bprj;
    pa = dbk0;
    pb = pa + PEL32;
    pQstart = pb + PEL32;
    pQstep = pQstart + PEL32;
    pdiv = pQstep + PEL32;
    pmul = pdiv + PEL32;
    pKlist = pmul + PEL32;
    pQ = pKlist + PEL32*3;
    /* define working 's area addresses */
#define strtadr pQ + PEL32*nd*nQ
    psd = strtadr;
    pyd = psd + PEL32;
    pcb = pyd + PEL32;
    pysb = pcb + PEL32;
    pU = pysb + PEL32;
    ps_ = pU + PEL32*nx;
    pQ_ = ps_ + PEL32*nx;
    px = pQ_ + PEL32*nx;
    pibuf = px + PEL32*nx;
    endchk = pibuf + PEL32*nx*numbuf;
    if ( endchk > 0xE000 ) return(-2);

```

```

/* Transfer constant data */
xtonef(a, pa);
xtonef(b, pb);
xtonef(-a*(nd>>1), pQstart);
xtonef(a, pQstep);
xtonef(divimg, pdiv);
xtonef(muling, pmul);
xtival(nd, nx, ni, nv, nQ, pKlist);
beta = 2.0*M_PI/nv;
betaskip = beta*(nvskip+1);
betastart = beta*nvstart;
/* Transfer modified projections (Q) */
for (iQ=0;iQ<nQ;iQ++)
{
  fptr = prj[iQ];
  hpage = FP_PAGE(fptr);
  hpoff = FP_POFF(fptr);
  plabto(hpage, hpoff, pQ+(iQ*nd)<<2, nd);
}
plwtxf();
vfiecc(pQ, pQ, nQ*nd);
pxstart = px;
xtonef(xstart, pxstart);
vframp(pxstart, pb, px, nx);
plwtrn();
/* Start parallel processing */
inext = ilast = 0; /* must be 0 to numarray-1 */
next = 0;
last = numbuf;
queleft = numbuf;
while ( ilast < numarray )
{
  if ( (queleft > 0) && (inext < numarray) )
  {
    if ( next >= numbuf ) next = 0;
    /* datard(next, inext); */
    {
      fptr = img[inext];
      hpage = FP_PAGE(fptr);
      hpoff = FP_POFF(fptr);
      plabto(hpage, hpoff, pibuf+(next*nx)<<2, nx);
    }
    /* waitforqueue(); */
    {
      /* Nothing because reqprocess has routine checking queue. */
    }
    /* reqprocess(next); */
    {
      vfiecc(pibuf+(next*nx)<<2, pibuf+(next*nx)<<2, nx);
      if ( bprj > 0 )
        vsdivl(pdiv, pibuf+(next*nx)<<2, pibuf+(next*nx)<<2, nx);
    }
  }
  y = ystart - b*inext;
  for (iQ=0,beta=betastart;iQ<nQ;iQ++,beta+=betaskip)
  {

```



เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินส่วนราชการที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

#define NUMPROCESS 12
#define NUMQUEUE 32

/* beta = iQ*betaskip + betastart; */
sinbeta = sin(beta);
cosbeta = cos(beta);
while ( (NUMQUEUE - pickm()) < NUMPROCESS );
/* Move scalars to PL */
xtonef(sinbeta/D, psd);
xtonef(1.0 - (y*cosbeta/D), pyd);
xtonef(cosbeta, pcb);
xtonef(y*sinbeta, pysb);
/* U = X*(sin(beta)/D) + [1-(y*cos(beta)/D)] */
vmsad(psd, px, pyd, pU, nx);
/* S_ = [X*cos(beta) + y*sin(beta)]/U */
vmsad(pcb, px, pysb, ps_, nx); /* ps_ = pcb*px + pysb */
vdivr(ps_, pU, ps_, nx); /* ps_ = ps_/pU */
/* Linear interpolation of Q for S_ */
lntrpe(pQstart, pQstep, pQ+(iQ*nd)<<2), ps_, pQ_, pKlist);
/* U = U*U */
vsqare(pU, pU, nx);
/* Q_ = Q_/U; U = U*U */
vdivr(pQ_, pU, pQ_, nx);
/* Image = Image + Q_ ; Q_ = Q_/(U*U) */
vadd(pibuf+((next*nx)<<2), pQ_, pibuf+((next*nx)<<2), nx);
)
vsmul(pmul, pibuf+((next*nx)<<2), pibuf+((next*nx)<<2), nx);
vtiece(pibuf+((next*nx)<<2), pibuf+((next*nx)<<2), nx);
}
inext++;
next++;
queleft--;
}
if ( (chkprocess(/*queleft*/) == 0) && (queleft < numbuf) )
{
if ( last >= numbuf ) last = 0;
/* datawr(ilast, last); */
{
fptr = img[ilast];
hpage = FP_PAGE(fptr);
hpoff = FP_POFF(fptr);
plabfm(pibuf+((last*nx)<<2), hpage, hpoff, nx);
}
ilast++;
last++;
queleft++;
}
if ( (queleft > numbuf) || ( queleft < 0 ) ) return(-3);
}
plwtrm();
plwtxf();
return(0);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่เอ่กรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

int argc;
char *argv[];
{
    int i, j, prjcount, code;
    float xx,min,max;

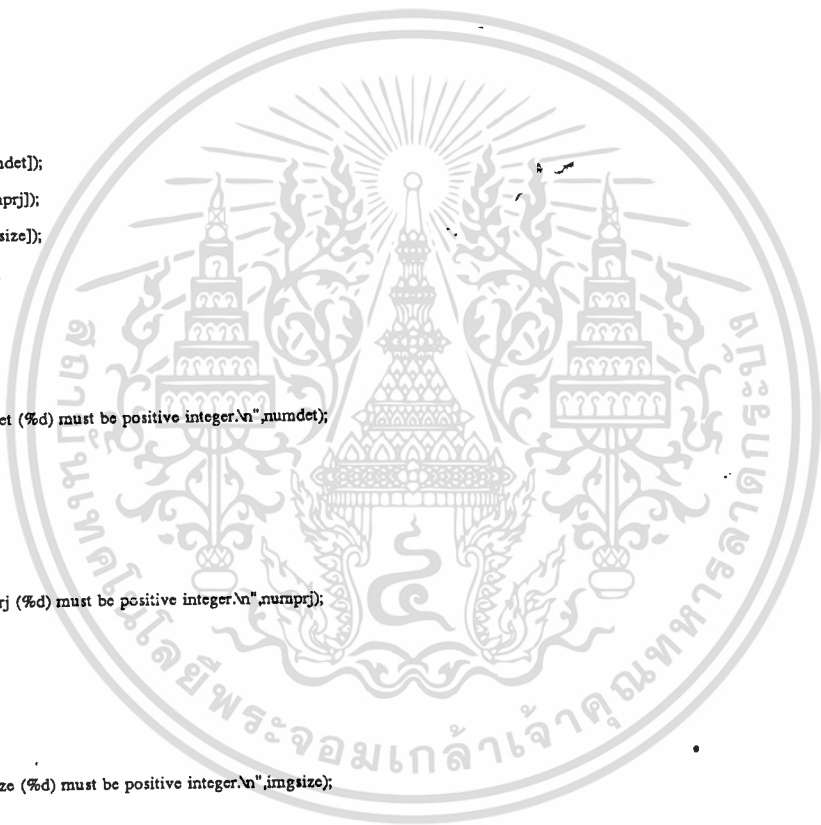
    if ( argc != 7+1 )
    {
        printf(" Usage : STEP3 #NumDet #NumPrj #ImgSize #D #E\n");
        printf("      PrjFile.Ext ImgFile.Ext.\n");
        exit(1);
    }

#define argnumdet    1
#define argnumprj    2
#define argimgsize   3
#define argD         4
#define argE         5
#define arginfile    6
#define argoutfile   7

    numdet = atoi(argv[argnumdet]);
    numprj  = atoi(argv[argnumprj]);
    imgsize = atoi(argv[argimgsize]);
    xrtoimg = atof(argv[argD]);
    reconar = atof(argv[argE]);
    if ( numdet <= 0 )
    {
        printf(" ERROR : #NumDet (%d) must be positive integer.\n",numdet);
        exit(1);
    }
    if ( numprj <= 0 )
    {
        printf(" ERROR : #NumPrj (%d) must be positive integer.\n",numprj);
        exit(1);
    }
    if ( imgsize <= 0 )
    {
        printf(" ERROR : #ImgSize (%d) must be positive integer.\n",imgsize);
        exit(1);
    }
    if ( imgsize > MAX_IMG_SIZE )
    {
        printf(" ERROR : #ImgSize (%d) must be less than %d.\n",MAX_IMG_SIZE);
        exit(1);
    }

    numpix = (unsigned long int)((unsigned long)imgsize*(unsigned long)imgsize);
    numdall = (unsigned long int)((unsigned long)numdet*(unsigned long)(numprj));
    pixwidth = sqrt(2.0)*reconar/(float)imgsize; /* b */
    prjwidth = 2*reconar/(float)(numdet-1); /* a */
    xymax = pixwidth*(imgsize/2 - 1);
    xymin = pixwidth*(-imgsize/2);
    numperskip = (dbk0l - (4+3)*imgsize - NR)/numdet;
    numskip = numprj / numperskip;
    numskip = (int)(numprj/(numskip+1));
    maxprj = (int)((numprj - 1)/(numskip+1)) + 1;
}

```



สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่มีการรับประกันใดๆ หากพบข้อผิดพลาด กรุณาแจ้งให้ทราบเพื่อปรับปรุงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if ( (prjin=(float far * far *)
      farcalloc(maxprj,sizeof(float far *))) == NULL )
{
    printf(" ERROR : Not enough memory.\n
#NumPrj (%d) is too large.\n", numprj);
    exit(1);
}
for (i=0;i<maxprj;i++)
{
    if ( (prjin[i]=(float far *)farcalloc(numdet,sizeof(float))) == NULL )
    {
        printf(" ERROR : Not enough memory.\n
#NumDet (%d) is too large.\n", numdet);
        exit(1);
    }
}
if ( (image=(float far * far *)
      farcalloc(imgsize,sizeof(float far *))) == NULL )
{
    printf(" ERROR : Not enough memory. #ImgSize (%d) is too large.\n",
           imgsize);
    exit(1);
}
if ( (dimg=(unsigned char far * far *)
      farcalloc(imgsize,sizeof(unsigned char far *))) == NULL )
{
    printf(" ERROR : Not enough memory. #ImgSize (%d) is too large.\n",
           imgsize);
    exit(1);
}
for (i=0;i<imgsize;i++)
{
    if ( (image[i]=(float far *)farcalloc(imgsize,sizeof(float))) == NULL )
    {
        printf(" ERROR : Not enough memory. #ImgSize (%d) is too large.\n",
               imgsize);
        exit(1);
    }
    if ( (dimg[i]=(unsigned char far *)
          farcalloc(imgsize,sizeof(unsigned char))) == NULL )
    {
        printf(" ERROR : Not enough memory. #ImgSize (%d) is too large.\n",
               imgsize);
        exit(1);
    }
}
/* Initial picture */
for (i=0;i<imgsize;i++)
{
    for (j=0;j<imgsize;j++)
    {
        image[i][j] = 0.0;
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if ( (fpin=fopen(argv[argvfile],"rb") == NULL )
{
    printf(" ERROR : Cannot open input file : %s.\n",argv[argvfile]);
    exit(1);
}
if ( (fpout=fopen(argv[argoutfile],"wb") == NULL )
{
    printf(" ERROR : Cannot open output file : %s.\n",argv[argoutfile]);
    exit(1);
}
timetotal = 0.0;
initpl(0);
printf("\n Starting Back-Projection from %d Projections...\n",numprj);
prjcount = 0;
for (numstart=0;numstart<=numskip;numstart++)
{
    printf("\n Starting back-projection for image No.%d ( %d projections ).",
        numstart+1, (int)((numprj-numstart-1)/(numskip+1)) + 1);
    rewind(fpin);
    for (ix=0,i=numstart;i<numprj;ix++,i+=numskip+1)
    {
        if ( fseek(fpin, (long)(numprj-1-i)*(long)numdet*sizeof(float), SEEK_SET) != 0 )
        {
            printf(" ERROR : Seek disk error on file %s.\n",argv[argvfile]);
            exit(1);
        }
        if ( (fread(prjin[ix],sizeof(float),numdet,fpin) != numdet )
        {
            printf(" ERROR : Read disk error on file %s.\n",argv[argvfile]);
            exit(1);
        }
    }
    gettime(&time1);
    if ( (code=bakfesp(image, prjin, xrtoimg, prjwidth, pixwidth, xmin, xmax,
        imgsize, numdet, numprj, numstart, numskip, prjcount)) != 0 )
    {
        printf("\n BAKFESP Routine error No.%d !!\n",code);
    }
    prjcount += (int)((numprj-numstart-1)/(numskip+1)) + 1;
    gettime(&time2);
    timelong = 3600.0*(float)(time2.ti_hour - time1.ti_hour)
        + 60.0*(float)(time2.ti_min - time1.ti_min)
        + (float)(time2.ti_sec - time1.ti_sec)
        + 0.01*(float)(time2.ti_hund - time1.ti_hund);
    timetotal += timelong;
    printf("\v Back-projection for %d projections was complete in %G seconds.\n",
        prjcount,timetotal);
    clrcol();
}
printf("\n");
min = image[0][0];
max = image[0][0];
for (i=0;i<imgsize;i++)
{

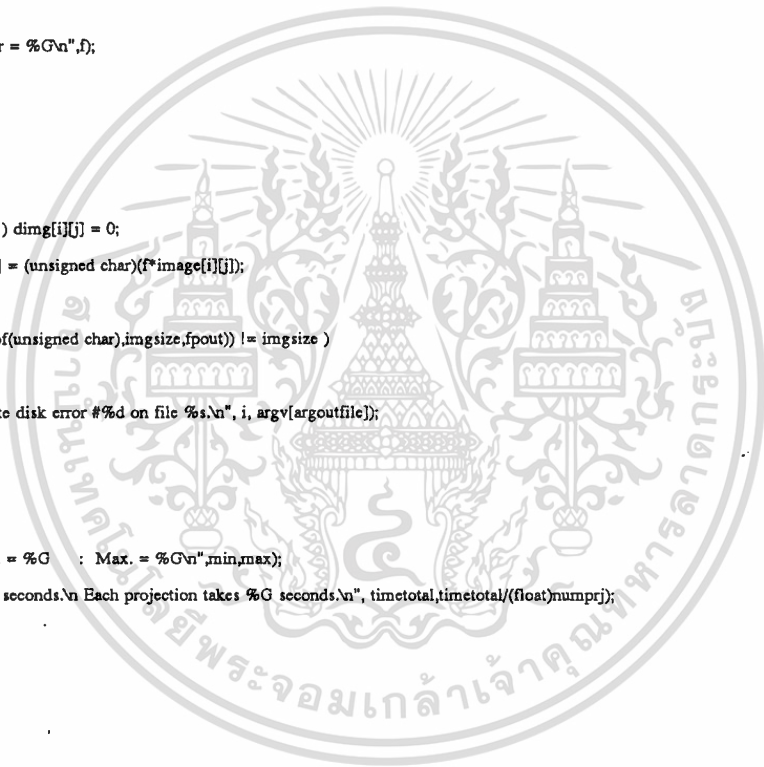
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 (ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

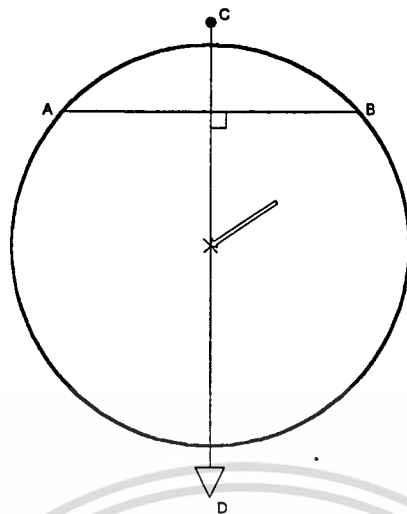
for (j=0;j<imgsize;j++)
{
    xx = image[i][j];
    if (xx > max) max = xx;
    if (xx < min) min = xx;
}
}
for (i=0;i<imgsize;i++)
{
    if ( (fwrite(image[i],sizeof(float),imgsize,fpout2)) != imgsize )
    {
        printf(" ERROR : Write disk error # %d on file %s.\n", i, argv[argoutfile]);
        exit(1);
    }
}
fclose(fpout2);
f = 255.0/max;
printf(" Image scale factor = %G\n",f);
for (i=0;i<imgsize;i++)
{
    for(j=0;j<imgsize;j++)
    {
        if ( image[i][j] <= 0.0 ) dimg[i][j] = 0;
        else dimg[i][j] = (unsigned char)(*image[i][j]);
    }
    if ( (fwrite(dimg[i],sizeof(unsigned char),imgsize,fpout)) != imgsize )
    {
        printf(" ERROR : Write disk error # %d on file %s.\n", i, argv[argoutfile]);
        exit(1);
    }
}
printf(" Image value Min. = %G : Max. = %G\n",min,max);
printf(" Total time = %G seconds.\n Each projection takes %G seconds.\n", timetotal,timetotal/(float)numprj);
fclose(fpin);
fclose(fpout);
for (i=0;i<imgsize;i++)
{
    farfree(dimg[i]);
    farfree(image[i]);
}
farfree(dimg);
farfree(image);
for (i=0;i<maxprj;i++)
{
    farfree(prjin[i]);
}
farfree(prjin);
}

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## การหาจุดศูนย์กลางของแกนทรี



1. วาดคาน AB ให้ขนานกับพื้นผิวของโลกและให้จุด A และ B ซึ่งเป็นปลายทั้ง 2 ข้างของคานให้พอดีกับขอบของวงกลมแกนทรี
2. ทำเครื่องหมายกึ่งกลางของคาน AB (แบ่งครึ่ง AB)
3. ใช้เชือกที่มีความยาวกว่าเส้นผ่านศูนย์กลางของแกนทรีผูกปลายหนึ่งเข้ากับตุ้มน้ำหนัก แล้วปล่อยตุ้มน้ำหนักให้ห้อยลงมาตามแรงดึงดูดของโลก ตามแนว CD ยาวกว่าเส้นผ่านศูนย์กลางจัดวางแนว CD ให้ผ่านจุดกึ่งกลางของ AB
4. ทำเครื่องหมายบริเวณขอบของ Gantry ที่แนว CD ผ่าน
5. แบ่งครึ่งระยะทางที่ทำเครื่องหมายในข้อ 4 จะได้ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางของแกนทรีตาม

ต้องการ

**หมายเหตุ :** การหาจุดศูนย์กลางด้วยวิธีนี้ใช้หลักการ "เส้นตั้งฉากและแบ่งครึ่งคอร์ดของวงกลมจะเป็นเส้นผ่านศูนย์กลางของวงกลมนั้น"

ชื่อผู้เขียน	นายอัครินทร์ คุณกิตติ
วันเดือนปีเกิด	วันที่ 27 สิงหาคม พ.ศ. 2509
สถานที่เกิด	จังหวัดกรุงเทพฯ
วุฒิการศึกษาระดับปริญญาตรี	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ (เกียรตินิยมอันดับหนึ่ง)
สถานที่สำเร็จการศึกษา	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีที่สำเร็จการศึกษา	ปีการศึกษา 2531
ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์	<ul style="list-style-type: none"><li>- เรื่อง การเพิ่มความเร็วการสร้างภาพตัดขวางวิธี Backprojection โดยใช้อาร์เรย์โปรเซสเซอร์ (การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 13 ปี พ.ศ. 2533)</li><li>- เรื่อง คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางโดยใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (การประชุมทางวิชาการ วิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 13 ปี พ.ศ. 2533)</li><li>- เรื่อง การสร้างต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (การประชุมทางวิชาการ โครงการวิจัยและพัฒนาอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์ ปีงบประมาณ 2533 วันที่ 20-21 ตุลาคม 2534)</li></ul>
ประสบการณ์การทำงาน	ผู้ช่วยนักวิจัยในโครงการวิจัยและพัฒนาเครื่องต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ ปี พ.ศ. 2531 ถึง พ.ศ. 2535
อาชีพปัจจุบัน	รับราชการตำแหน่งวิศวกร ระดับ 5 สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง