

การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์
A COMPUTERIZED X-RAY TOMOGRAPHY USING AN IMAGE INTENSIFIER



วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2531

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การสร้างภาพตัดขวาง โดยให้ลดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์

A COMPUTERIZED X-RAY TOMOGRAPHY USING AN IMAGE INTENSIFIER



วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2531

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์
นักศึกษา	นายกวิน แหยมมัน
อาจารย์ที่ปรึกษา	ศาสตราจารย์ ดร. ไพรัช รัชชพงษ์
ระดับการศึกษา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2531

บทคัดย่อ

หลักการของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ หรือ X-ray Computerized Tomography เรียกย่อๆ ว่า CT ได้รับการค้นพบครั้งแรกที่เอบูว้าสำคัญโดยเฮาท์ฟิลด์ (G.H. Housefield) ใน ค.ศ. 1967 จากนั้นได้รับการพัฒนาผลิดเป็นอุปกรณ์จำหน่ายทั่วโลก โดยบริษัทต่างๆ ในอเมริกา ญี่ปุ่นและยุโรป นับว่ามีประโยชน์ทางด้านการแพทย์มาก เรานำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางร่างกายเพื่อดูอวัยวะภายในโดยไม่ต้องผ่าเปิดอวัยวะ สำหรับประเทศไทยได้มีการสั่งซื้อเข้ามาและติดตั้งที่โรงพยาบาลต่างๆ ประมาณ 24 เครื่อง เนื้อหาของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้แสดงผลการวิจัยซึ่งนำไปสู่การผลิตอุปกรณ์ดังกล่าวภายในประเทศ ในสมัยที่ผ่านมาปี พ.ศ.2525 ถึงปี พ.ศ.2528 สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ได้ทำการสร้างภาพตัดขวางโดยการจำลองข้อมูล (โปรเจกชั่น) โดยคอมพิวเตอร์ [2],[3] แต่มีได้นำรังสีเอ็กซ์ทางการแพทย์มาทำการศึกษาสร้างภาพตัดขวาง ดังนั้นประเด็นสำคัญของวิทยานิพนธ์นี้ จะกล่าวถึงการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ทางการแพทย์โดยศึกษาคุณสมบัติทั่วไปของรังสีเอ็กซ์ การเกิดรังสีเอ็กซ์และหลอดขยายความสว่างของภาพรังสี การนำข้อมูลของภาพรังสีเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ ตลอดจนวิธีการกรองสัญญาณรบกวนขั้นต้น โดยใช้เทคโนโลยีไมโครคอมพิวเตอร์เป็นพื้นฐาน ผลการทดลองเป็นที่น่าสนใจ เพราะสามารถถ่ายภาพหลอดน้ำและกระดูกหมูเป็นผลสำเร็จภายใต้ข้อจำกัดด้านสมรรถนะและคุณภาพของอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่จัดหาได้ นอกจากนี้ยังได้ทำการวิจัยเป็นขั้นตอนเพื่อค้นหาสาเหตุ และวิธีการที่จะปรับปรุงคุณภาพของภาพในการวิจัยและพัฒนาต่อไปในอนาคต

Thesis Title COMPUTERIZED TOMOGRAPHY USING X-RAY
Name Kawin Yammun
Thesis Advisor Pairash Thajchayapong Ph.D.
Level of Study Master of Engineering in Electrical Engineering
Academic Year 1988

Abstract

The principle of the X-ray computerized Tomography (CT) was experimented and demonstrated successfully by G.H. Housefield of EMI, England in 1967. Since then the machines have been manufactured worldwide by various companies in USA, Japan and Europe. Thailand has imported and installed at various hospitals and clinic around 24 units. This report describes an attempt by a research group at the Computer Research and Service Center (CRSC) King Mongkut's Institute of Technology at Ladkrabang (KMITL) to build a CT prototype locally. An X-ray machine was used in conjunction with the developed algorithm basing on microcomputer technology. A water tube and a pig bone were used as the test objects. The results were successful within the limitations of the available X-ray machine. The research was conducted to identify the causes of image degradation and how to improve the image quality for the next stage of the project.

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในวิทยานิพนธ์

CT	Computerized Tomography
A/D	Analog to Digital Converter
D/A	Digital to Analog Converter
KVP	Kilo-volt peak
mA	mili-Ampere
KV	Kilo-volt
CsI	Cesium Iodide
MB	Megabyte
MHz	Megahertz
MFLOPS	Millions Floating-point Operation Per Second
CT-KMITL	Computerized Tomography King Mongkut's Institute of Technology at Ladkrabang

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	I
ABSTRACT	II
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ	1
1.2 เนื้อหาของวิทยานิพนธ์	6
บทที่ 2 วัตถุประสงค์ ความเป็นมาและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	8
2.1 กล่าวนำ	8
2.2 วัตถุประสงค์และขอบเขตของวิทยานิพนธ์	8
2.3 ความสำคัญและที่มาของปัญหา	9
2.4 ทฤษฎีและแนวความคิดในการวิจัย	16
2.5 สรุป	26
บทที่ 3 โครงสร้างอุปกรณ์ในการวิจัย	31
3.1 กล่าวนำ	31
3.2 โครงสร้างการจัดอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	31
3.2.1 อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลอง	31
3.2.2 ระบบอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ในการทดลองวิจัย	43
3.3 สรุป	43
บทที่ 4 หลักการสร้างภาพและผลการทดลอง	44
4.1 กล่าวนำ	44
4.2 หลักการสร้างภาพตัดขวาง	44
4.2.1 ทฤษฎี	44
4.2.2 โปรแกรม CT-KMITL ในการสร้างภาพตัดขวาง	46

4.3	เวลาในการสร้างภาพตัดขวาง	47
4.4	การทดลอง	53
4.4.1	การทดลอง โดยให้หลอดน้ำ	53
4.4.2	การทดลอง โดยใช้กระดูกหมู	65
4.5	สรุป	65
บทที่ 5	ความคลาดเคลื่อนและวิธีกำจัดสัญญาณรบกวน	71
5.1	กล่าวนำ	71
5.2	การกำจัดสัญญาณรบกวน	71
5.2.1	ความหมายสัญญาณรบกวน	71
5.2.2	คุณสมบัติที่คลาดเคลื่อนจากอุดมคติ	71
5.2.3	วิธีกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสเปาเทียล	72
5.2.4	การกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายความถี่	75
5.3	อาการผิดพลาดทางกายภาพ	76
5.4	สรุป	78
บทที่ 6	สรุปและข้อเสนอแนะ	118
6.1	ด้านอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์	118
6.2	ด้านอุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (Gantry)	119
6.3	ด้านการอ่านข้อมูลจากตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์เข้าไมโครคอมพิวเตอร์ (Analog to Digital Converter)	119
6.4	ด้านการกำจัดสัญญาณรบกวน	120
6.5	ด้านไมโครคอมพิวเตอร์	120
6.6	ด้านความก้าวหน้าของผลงานวิจัย	120
	กิตติกรรมประกาศ	123
	เอกสารอ้างอิง	124

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 4.1 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางของไมโครคอมพิวเตอร์ต่างๆ ต่อโปรเจกชั่น	48
ตารางที่ 4.2 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางของไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิตกับไอซีที่ช่วย ในการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ ต่อจำนวนโปรเจกชั่น	48
ตารางที่ 4.3 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางของไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิตกับการ์ดไวเทค	50



บทที่ 1

บทนำ

คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (Computerized X-RAY Tomography) เป็นแนวความคิดใหม่ที่มีประโยชน์อย่างสูงต่อวงการแพทย์หลังจากได้มีการค้นพบรังสีเอ็กซ์ การถ่ายภาพรังสีเอ็กซ์กระทำโดยให้รังสีเอ็กซ์ผ่านร่างกายเพื่อดูอวัยวะภายใน ภาพรังสีเอ็กซ์ธรรมดาจะประกอบด้วยชั้นต่างๆ ของเนื้อเยื่อร่างกายซ้อนๆ กัน ทำให้แพทย์ต้องจินตนาการเป็นภาพสามมิติเอาเองจากฟิล์มรังสีเอ็กซ์ และแยกความแตกต่างระหว่างชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ ตามความหนาแน่นซึ่งมักเกิดปัญหาในการวิเคราะห์ขึ้นหลายครั้ง เทคโนโลยีทางด้านคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ ได้รับการค้นพบและพัฒนาครั้งแรกที่นับว่าสำคัญโดยเฮ้าส์ฟิลด์ (G.H. Housefield) ใน ค.ศ.1967 จากนั้นก็ได้รับการพัฒนาผลิตเป็นอุปกรณ์ออกจำหน่ายทั่วโลก โดยบริษัทต่างๆ ทำให้การวินิจฉัยโรคมมีความถูกต้องมากแต่อุปกรณ์ดังกล่าวยังมีราคาสูงประมาณ 15-30 ล้านบาท

1.1 ประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ

1.1.1 ประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในต่างประเทศ

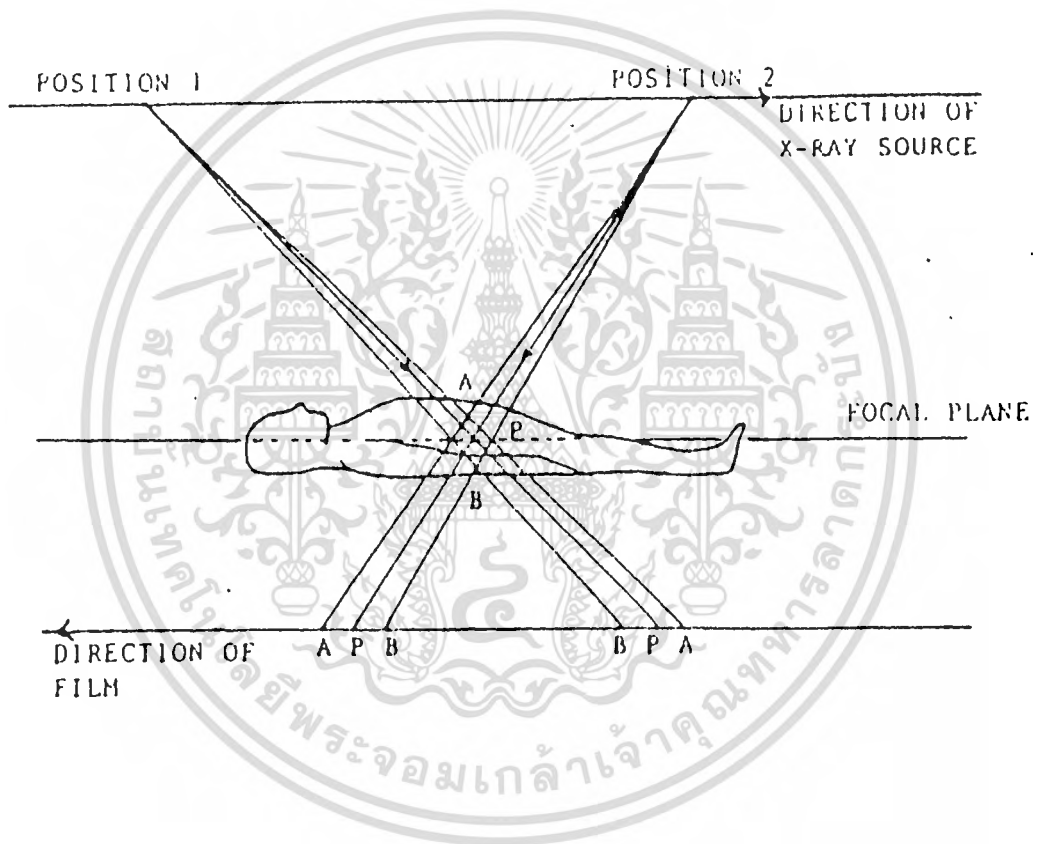
ทฤษฎีพื้นฐานในส่วนที่เกี่ยวกับการสร้างภาพตัดขวางถูกวางรากฐานมาตั้งแต่ปี 1917 และต่อมาได้มีการพัฒนาขึ้นในปี 1950 และ 1960 ตามลำดับ [4] โดยนักวิทยาศาสตร์ที่ทำงานเกี่ยวกับด้านการถ่ายภาพจากกล้องจุลทรรศน์ และฟิสิกส์ทางด้านดาราศาสตร์จนกระทั่งปี 1970 จึงมีการค้นพบทฤษฎีตลอดจนเทคนิคในการสร้างภาพตัดขวางอวัยวะเพื่อใช้ในการวินิจฉัยโรคอย่างแท้จริง ซึ่งนำไปสู่ระบบทางด้านการค้าที่เรียกว่า Computer Axial Tomography (CAT)

นับตั้งแต่มีการค้นพบรังสีเอ็กซ์ ตลอดจนการถ่ายภาพรังสีเอ็กซ์ทะลุผ่านร่างกายเพื่อดูภายในภาพรังสีเอ็กซ์ธรรมดา (ซึ่งเรียกว่า Conventional X-ray Photography) จะประกอบด้วยชั้นต่างๆ ของร่างกายซ้อนๆ กัน ด้วยเหตุนี้จึงมีผู้พยายามลดความไม่ชัดเจน เนื่องจากการซ้อนกันของเนื้อเยื่อภายในฟิล์ม ภาพโทโมกราฟี (Tomography) อย่างง่ายๆ คิดขึ้นโดยโบเคจ (Bocage) ในปี 1921 [4] โดยอาศัยแนวความคิดจากการกำเนิดภาพในแนวนอน โดยใช้จุดกำเนิดของรังสีเอ็กซ์และฟิล์มเคลื่อนที่พร้อมๆ กันในทิศทางตรงกันข้ามดังแสดงในรูป 1.1 ดังนั้นภาพที่ได้ออกมาจะชัดเจนอยู่ในระนาบที่ถูกโฟกัสส่วนระนาบที่อยู่เหนือและใต้ระนาบโฟกัสจะเป็นภาพมัว (motion-blurred image)

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้ออยู่ในเวลาต่อมา ระบบนี้สามารถพัฒนาจนสามารถใช้งานได้ซึ่งมักจะใช้คู่กับ
Transverse-Axial Tomography (CAT)

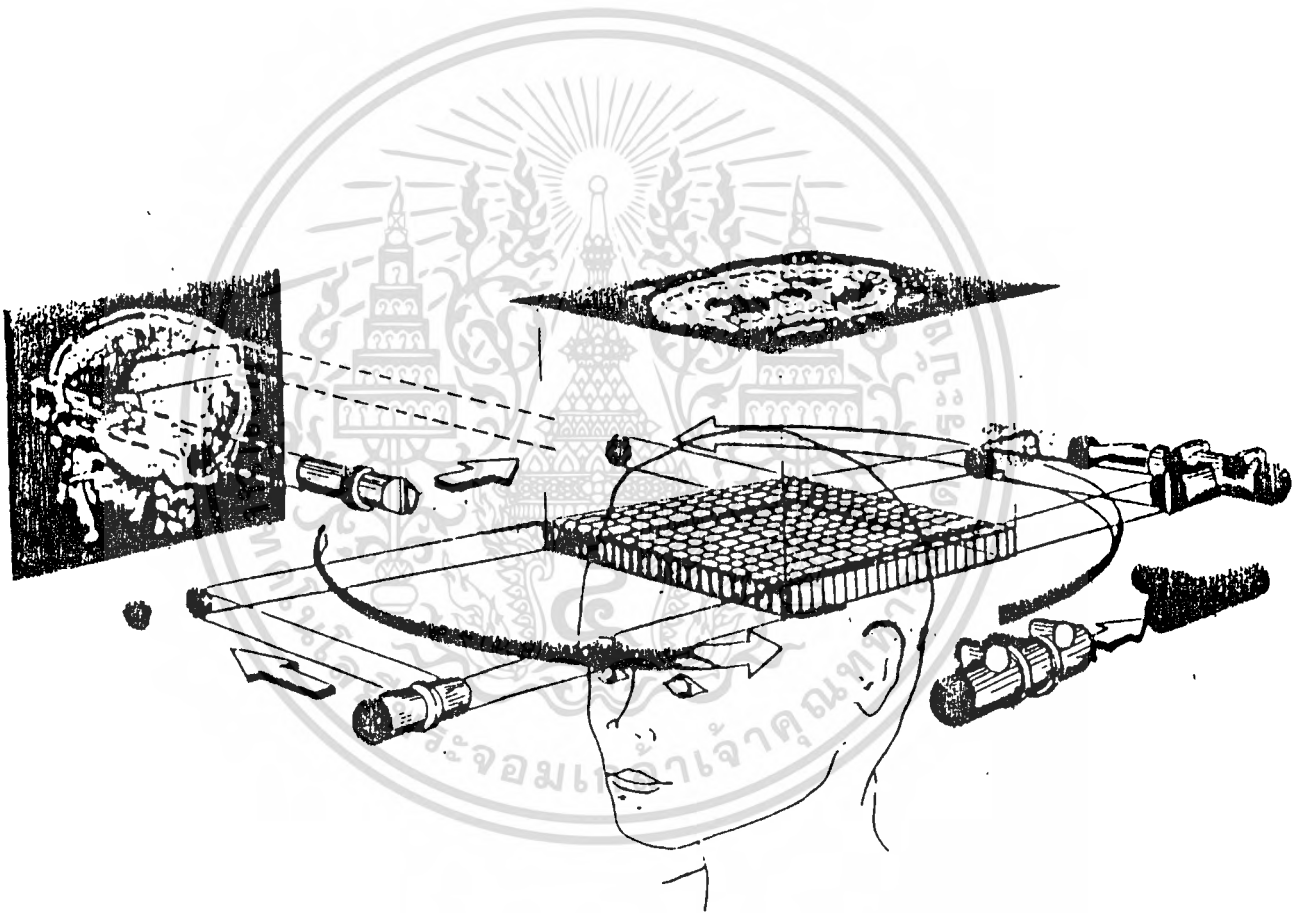
Computerized



รูปที่ 1.1 การสร้างภาพในแนวนอน (Conventional Tomography)

ในปี 1963 คูล (Kuhl) และเอ็ดเวิร์ด (Edwards) สามารถคิดเทคนิคการถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะได้โดยใช้ลำรังสีเอ็กซ์เล็กๆ ฉายผ่านตามแนวขวางในส่วนที่สนใจแทนที่จะใช้ฟิล์มเป็นตัวรับรังสีที่ทะลุผ่านออกมา เข้าใช้ตัววัดปริมาณรังสี (detector) ซึ่งจะวัดปริมาณรังสีออกมาเป็นจำนวนโฟตอนสัมพันธ์ (Relative Photon) ในขณะที่เคลื่อนลำรังสีเอ็กซ์และตัววัดปริมาณรังสีขนานตามกันไป เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังในรูปที่ 1.2 เมื่อสิ้นสุดการกวาดของรังสีเอ็กซ์ในแนวขนานผ่านส่วนของร่างกายหนึ่งระนาบจะทำการหมุนไปอีก 1 องศา และทำการกวาดรังสีเอ็กซ์อีกครั้ง กระทำซ้ำจนกระทั่งครบ 180 องศา จึงนำเอาข้อมูล (โปรเจคชั่น) ทุกๆ องศา ไปสร้างภาพกลับมาเป็นภาพตัดขวางโดยมิได้มีการคำนวณใดๆ ทั้งสิ้น เราเรียกวิธีนี้ว่า Back-projection method ภาพที่ได้จากวิธีนี้ยังไม่ชัดเจน แต่ผลลัพธ์ก็สามารถบอกได้ถึงความเป็นไปได้ในการสร้างภาพตัดขวางที่ชัดเจนต่อไป



รูปที่ 1.2 การสร้างภาพตัดขวางส่วนศีรษะโดยใช้หลักการของลำรังสีขนาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเครื่องแรก ที่ผลิตขึ้นในด้านของการค้าออกแบบโดย เฮาท์ฟิลด์ (G.H. Housefield) ที่ทำงานให้กับห้องปฏิบัติการของบริษัทอีเอ็มไอ (EMI) ในประเทศ อังกฤษในปี 1967 โดยในการทดลองครั้งแรก ใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์ที่มีพลังงานต่ำใช้เวลาถึง 9 วัน ในการสร้างภาพ 1 ภาพใช้สมการในการคำนวณการสร้างภาพถึง 28,000 สมการ และใช้เวลาในการคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์ถึงสองชั่วโมงครึ่ง ภาพที่ได้ออกมามีความถูกต้องเพียง 4 เปอร์เซ็นต์ ต่อมา เมื่อวิธีการทางคณิตศาสตร์ตลอดจนความรู้ทางด้านรังสีเอ็กซ์พัฒนาขึ้นเรื่อยๆ ก็ทำให้เวลาในการสร้าง ภาพลดลงมากและก็มีความถูกต้องมากขึ้นด้วย คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเครื่องแรกติดตั้งขึ้นที่ โรงพยาบาลเอ็ทกินสันเมอร์เลย์ (Atkinson Morley) ในปี 1971 ใช้คอมพิวเตอร์ของไอบีเอ็ม 1905 (ICL 1905) สามารถสร้างภาพโดยใช้เวลาประมาณ 20 นาทีต่อภาพ ปัจจุบันการพัฒนาทางด้านคอมพิวเตอร์ก้าวหน้าไปไกล จึงได้นำเอาไมโครคอมพิวเตอร์และไมโครคอมพิวเตอร์ เข้ามาใช้กับเครื่องดังกล่าว ทำให้ลดต้นทุนในการผลิตและสะดวกในการใช้งานมากขึ้น

ในปัจจุบันคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะได้พัฒนาไปถึง 4 รุ่น (generation) ตาม หลักการของการทำงานแต่ละรุ่น (จะกล่าวถึงแต่ละรุ่นในตอนต่อไป)

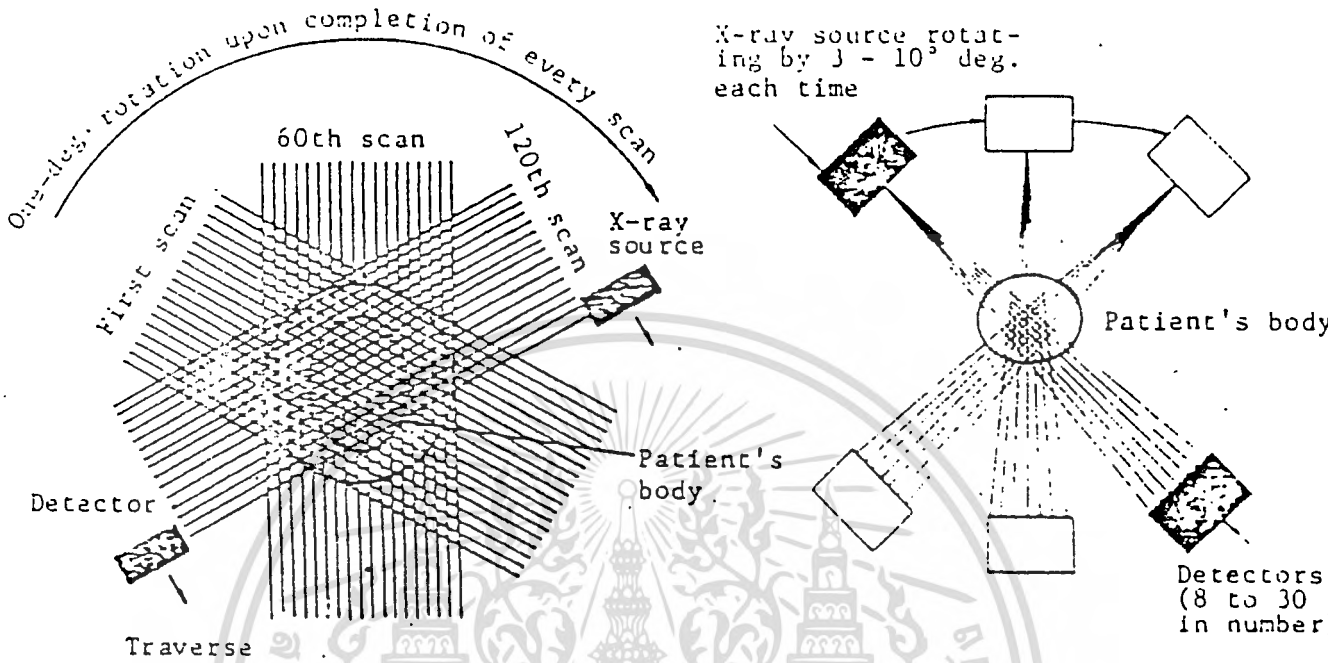
1.1.2 ประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในประเทศไทย

ขณะนี้ในประเทศไทยมีอุปกรณ์เอ็กซ์เรย์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะประมาณ 24 เครื่อง (สถิติ ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข) ระบบที่มีอยู่ในประเทศไทย ขณะนี้มีถึงอุปกรณ์ คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นที่ 3

ในประเทศไทยเริ่มนำเข้าคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเครื่องแรก เป็นอุปกรณ์ของ บริษัทอีเอ็มไอ (EMI) โดยให้คอมพิวเตอร์ของไอบีเอ็ม 1905 (ICL) และใช้เวลาในการสร้างภาพ 20 นาที/ภาพ อุปกรณ์ดังกล่าวได้ติดตั้งที่โรงพยาบาลสยามและเป็นอุปกรณ์รุ่นที่ 1 ราคาของอุปกรณ์ดังกล่าวประมาณ 30 ล้านบาท จนกระทั่งปัจจุบันเป็นอุปกรณ์รุ่นที่ 3 ติดตั้งที่โรงพยาบาลธนบุรี เป็นของ บริษัทโตชิบา (TOSHIBA) ราคาประมาณ 20 ล้านบาท

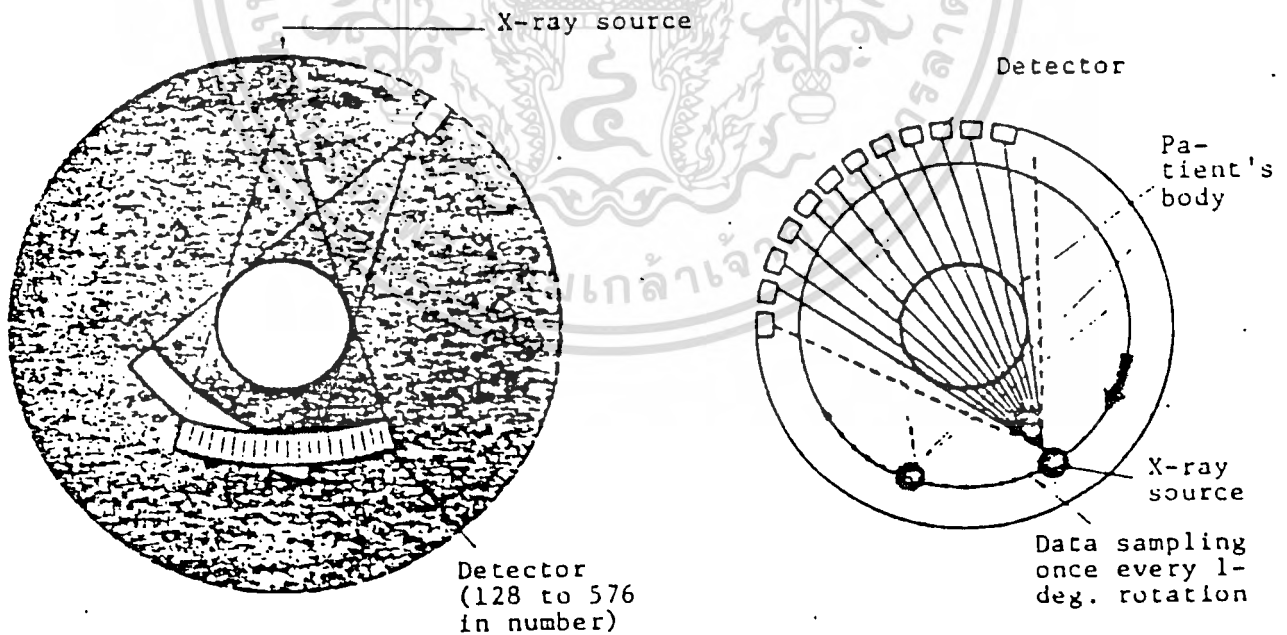
คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะสามารถแบ่งออกเป็น 4 รุ่นตามหลักการทำงานของ ระบบและวิธีการใช้งานได้ดังนี้

Scanning systems



(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 1.3 หลักการของการทำงานแต่ละระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รุ่นที่ 1 (First generation) เป็นระบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะรุ่นแรก หลักการทำงานรุ่นนี้ ใช้หลักการเคลื่อนที่และกัมมันของหลอดฉายรังสีเอ็กซ์กับอุปกรณ์รับ โดยกำหนดลำรังสีเอ็กซ์ในรูปลำรังสีเส้นกา (pencil beam) และมีอุปกรณ์รับรังสีตัวเดียวหลอดรังสีเอ็กซ์จะเคลื่อนที่พร้อมกับตัวรับรังสีในแนวตรงแล้วกัมมัน ดังรูป 1.3(a) ในรุ่นนี้ใช้เวลาในการหมุนนานทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเป็นอันตรายต่อสุขภาพ

รุ่นที่ 2 (Second generation) หลักการของระบบนี้คือ การเคลื่อนที่แล้วหมุนของหลอดฉายรังสีเอ็กซ์กับอุปกรณ์รับรังสีโดยกำหนดให้ลำรังสีเอ็กซ์เป็นแบบกรวย (Fan beam) คุณสมบัติต่างจากรุ่นแรกคือจำนวนของอุปกรณ์รับรังสีมากขึ้นประมาณ 8-30 ตัว ทำให้เวลาในการเก็บข้อมูลในช่วงเคลื่อนที่แนวตรงลดลง ฉะนั้นเวลาในการเคลื่อนที่แล้วหมุนจะลดลงไปด้วย รุ่นนี้เป็นระบบที่ดีที่สุดให้ความละเอียดสูง (spatial resolution) ดังรูป 1.3 (b)

รุ่นที่ 3 (Third generation) เป็นระบบที่ใช้หลักการหมุนอย่างเดียวของหลอดฉายรังสีเอ็กซ์กับอุปกรณ์รับรังสีโดยกำหนดให้ลำรังสีเอ็กซ์เป็นแบบกรวย (Fan beam) แต่มีมุมกว้าง สามารถครอบคลุมได้ทั้งร่างกาย จำนวนอุปกรณ์รับรังสีประมาณ 128-576 ตัว เพราะฉะนั้นในระบบนี้เวลาในการเก็บข้อมูลรอบร่างกายจะน้อยมาก ประมาณ 1-9 วินาที อุปกรณ์รับรังสีแต่ละตัวจะวัดค่าปริมาณรังสีแบบอิสระ ถ้าตัวใดให้ข้อมูลที่รับมาได้ผิดไปจะทำให้เกิดความเพี้ยน (artifact) ได้เห็นดังรูป 1.3 (c) ระบบนี้ติดตั้งตามโรงพยาบาลต่างๆ หลายแห่งในประเทศไทย

รุ่นที่ 4 (Fourth generation) ระบบนี้กำหนดให้ลำรังสีเอ็กซ์เป็นแบบกรวย (Fan beam) มีลักษณะคล้ายกับระบบที่ 3 แต่จำนวนของตัวรับรังสีเอ็กซ์มีมากกว่า จำนวนตัวรับรังสีจะวางอยู่รอบระบบเป็นวงกลม การทำงานคือหลอดรังสีเอ็กซ์หมุนรอบอย่างเดียว เวลาในการเก็บข้อมูลเร็วขึ้น ดังรูป 1.3 (d)

1.2 เนื้อหาของวิทยานิพนธ์

จุดประสงค์หลักของโครงการวิจัยนี้ ต้องการสร้างอุปกรณ์สร้างภาพตัดขวางอวัยวะโดยใช้รังสีเอ็กซ์ภายในประเทศ ในปัจจุบันอุปกรณ์ดังกล่าวที่มีอยู่ภายในประเทศประมาณ 24 เครื่องต้องประสบปัญหา 2 ประการคือ ราคาของอุปกรณ์ที่นำเข้าจากต่างประเทศนั้นมีราคาสูงมากและความยากเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลำบากในการบำรุงรักษาทำให้ส่งผลกระทบต่อผู้ป่วยในการตรวจสอบร่างกายแต่ละครั้งต้องเสียค่าใช้จ่ายสูง โครงการวิจัยนี้จะใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ที่มีจำหน่ายทั่วไปเป็นพื้นฐานในการสร้างภาพตัดขวางและควบคุมการทำงานของระบบ เนื้อหาของวิทยานิพนธ์มีรายละเอียดดังนี้

- บทที่ 1 กล่าวถึงประวัติคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะในต่างประเทศ และภายในประเทศ
- บทที่ 2 กล่าวถึงวัตถุประสงค์ ความเป็นมาและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ตลอดจนงานวิจัยที่ผ่านมา
- บทที่ 3 โครงสร้างและคุณสมบัติอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ในการวิจัยและพัฒนา
- บทที่ 4 หลักการที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางและผลการทดลองของงานวิจัย
เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง
- บทที่ 5 ผลกระทบของความคลาดเคลื่อน และวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนขั้นต้นในการแก้ปัญหา
- บทที่ 6 เป็นบทสรุปและข้อเสนอแนะ นอกจากนี้ในภาคผนวกจะประกอบด้วยรายละเอียดโปรแกรมภาษาซี(C) ที่ใช้ในการวิจัยบางส่วนและผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์ในวารสาร

บทที่ 2

วัตถุประสงค์ ความเป็นมาและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัยพัฒนาการสร้างภาพตัดขวางอวัยวะ โดยใช้รังสีเอกซ์ขนาดใหญ่ที่คักตาไฟฟ้าคร่อมหลอดรังสีเอกซ์ (ขั้วแอโนดและแคโทด) .สูงสุด 100 กิโลโวลต์ กระแส 25 มิลลิแอมป์ขอบเขตของวิทยานิพนธ์ความเป็นมาของการวิจัย ในตอนท้ายของบทนี้กล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการสร้างภาพตัดขวาง การสร้างภาพตัดขวางสมองเพื่อเปรียบเทียบกับสมองจำลองที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์

2.2 วัตถุประสงค์และขอบเขตของวิทยานิพนธ์

2.2.1 วัตถุประสงค์

- 2.2.1.1 เพื่อทราบถึงหลักการทำงานและคุณสมบัติการเกิดรังสีเอกซ์ หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอกซ์
- 2.2.1.2 เพื่อทดลองหลักการสร้างภาพตัดขวางวัตถุโดยใช้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับรังสีเอกซ์ทางการแพทย์เท่าที่หาได้ในประเทศไทย
- 2.2.1.3 เพื่อทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางวัตถุโดยใช้รังสีเอกซ์ กับตัวรับรังสีแบบหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเป็นครั้งแรกในประเทศไทย
- 2.2.1.4 เพื่อวิเคราะห์ผลการทดลองเป็นขั้นตอนทั้งเป็นการค้นหาตัวแปรที่ยังไม่ทราบเพื่อเป็นประโยชน์ต่อการวิจัยพัฒนาต่อไป
- 2.2.1.5 ทำการทดลองหาวิธีในการแก้ไขตัวแปรต่างๆ ที่มีผลต่อภาพตัดขวาง
- 2.2.1.6 เพื่อกระจายความรู้ เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์กราฟิกส์ และการประมวลสัญญาณภาพเชิงดิจิทัลไปยังวงการอุตสาหกรรมภายในประเทศไทยต่อไป

2.2.2 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

- 2.2.2.1 ศึกษาหลักการทำงานและคุณสมบัติการเกิดรังสีเอกซ์ หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอกซ์ อุปกรณ์ในการอ่านข้อมูลภาพรังสีเอกซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 2.2.2.2 กล่าวถึงโครงสร้างอุปกรณ์ในการวิจัยทั้งระบบ
- 2.2.2.3 พัฒนาการเชื่อมโยงระหว่างคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์กำเนิดรังสีเอ็กซ์
- 2.2.2.4 พัฒนาโปรแกรมในการเก็บข้อมูลรังสีเอ็กซ์ (หลังจากทะลุผ่านวัตถุมาแล้ว)
- 2.2.2.5 การสร้างภาพตัดขวางวัตถุที่นำมาทดสอบ
- 2.2.2.6 เทคนิคการกำจัดสัญญาณรบกวนขั้นต้นและการแก้ปัญหาในการคลาดเคลื่อนทางกายภาพ

2.3 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

2.3.1 ความสำคัญเชิงเทคโนโลยีและเศรษฐกิจ

คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ (Computerized Tomography หรือเรียกย่อว่า CT) นับเป็นอุปกรณ์ที่สำคัญอย่างหนึ่งที่นับวันจะมีประโยชน์ต่อวงการแพทย์เพิ่มขึ้น โดยที่อุปกรณ์ดังกล่าวมีความสามารถเหนือกว่าเครื่องรังสีเอ็กซ์ธรรมดา โดยที่ภาพที่ได้สามารถมองเห็นถึงภาพตัดขวางโดยไม่ต้องเปิดดูอวัยวะนั้นออก ส่วนคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางนอกจากจะใช้อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์แล้วยังจำเป็นต้องใช้คอมพิวเตอร์ช่วยประมวลผลหลักการทำงานต้องอาศัยความรู้ทางคณิตศาสตร์ด้านการประมวลสัญญาณภาพเชิงดิจิทัล (Digital Image Processing) อุปกรณ์ดังกล่าวต้องใช้เทคโนโลยีระดับสูงและไม่เป็นที่เปิดเผยเท่าที่ควรจึงทำให้ราคาสูงมากและยังไม่สามารถผลิตขึ้นในประเทศได้ ประเทศไทยมีอุปกรณ์ดังกล่าวใช้อยู่เฉพาะ โรงพยาบาลใหญ่ซึ่งต้องนำเข้าจากต่างประเทศทั้งสิ้น โดยเครื่องหนึ่งจะตกประมาณ 25-30 ล้านบาท จะเห็นว่าหนึ่งในสามของราคา คือ อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ และอีกหนึ่งในสามจะเป็นอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ นอกนั้นจะเป็นค่าเทคโนโลยี สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ตระหนักถึงปัญหาดังกล่าวจึงเริ่มวิจัยถึงคณิตศาสตร์ตลอดจนความเป็นไปได้ในการพัฒนาอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นเองในประเทศ โดยเริ่มโครงการดังกล่าวตั้งแต่ปี 2525 [3] โดยใช้งบประมาณอุดหนุนการวิจัย ซึ่งสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ได้รับโดยตรงจากสำนักงบประมาณ ผลลัพธ์ของการวิจัยทำให้เราทราบถึง ขบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง (Reconstruction) จากลำรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุผ่านร่างกาย งานวิจัยดังกล่าวยังแสดงให้เห็นความเป็นไปได้ในการผลิตในเชิงการค้าของอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นมาใช้เองภายในประเทศ และส่งออกขายประเทศใกล้เคียง โดยประมาณต้นทุนการผลิตควรจะตกราว 1 ใน 3 ของราคาอุปกรณ์ที่มาจากต่างประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.2 ประวัติของงานวิจัยที่เคยทำมาก่อน

ในปีพ.ศ.2525[3] สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ได้ทำการศึกษาและวิจัยคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะ โดยคอมพิวเตอร์ขนาดใหญ่ของเอ็นอีซี ซีเอสเอ็ม 300 (NEC System 300) มีหน่วยความจำ 1.28 เมกกะไบต์ ซึ่งติดตั้งอยู่ที่สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ โดยได้ทำการกล่าวถึงเทคนิคและวิธีการสำคัญในการสร้างภาพตัดขวาง ตลอดจนคณิตศาสตร์ของการสร้างภาพตัดขวางจากข้อมูลโปรเจกชันที่มากเพียงพอ และได้ทำการทดสอบความเป็นไปได้ของคณิตศาสตร์ดังกล่าว โดยการจำลองภาพตัดขวางขึ้น จากนั้นก็จำลองการฉายรังสีเอ็กซ์ เพื่อที่จะได้โปรเจกชันไปประมวลผล สร้างภาพตัดขวางเปรียบเทียบกับภาพที่จำลองขึ้น การทดสอบดังกล่าวกระทำโดยใช้เมนเฟรมคอมพิวเตอร์ และไมโครคอมพิวเตอร์ หลังจากนั้นได้ทำการทดลองฉายรังสีเอ็กซ์ที่มีกำลังต่ำผ่านวัตถุรูปทรงสมมาตร เพื่อสร้างภาพตัดขวางของวัตถุอีกด้วย และภาษาที่ใช้ในการโปรแกรมคือภาษาฟอร์แทรน 4 (Fortran IV) การสร้างภาพตัดขวางในการทดลองครั้งนี้ใช้วิธีคอนโวลูชัน การจำลองภาพกระทำโดยการใส่รหัสสีของระดับ 2 ระดับโดยระดับ 0 เป็นระดับจางที่สุด และระดับ 31 เป็นระดับที่เข้มที่สุด ภาพที่ใช้ในการจำลองเป็นภาพขนาด 64x64 จุดภาพ (pixel) เป็นภาพตัดขวางของร่างกายที่ใช้เพียง 2 ระดับ [3] ดังรูปที่ 2.1

การจำลองการฉายรังสี อาศัยสมการ 2.1

$$P_{\theta}(k\tau) = \int_{\text{ray}}^{\pi} \mu(x,y) ds = \ln \left[\frac{N_{in}}{N_d} \right] \quad (2.1)$$

ให้

N_{in} = จำนวนโฟตอนทั้งหมดที่ผ่านเข้ามาเข้าไปในวัตถุ

N_d = จำนวนโฟตอนทั้งหมดที่ทะลุออกมา

$\mu(x,y)$ = สัมประสิทธิ์การดูดซับเชิงเส้นที่ตำแหน่ง (x,y)

τ = เป็นความกว้างของลำรังสี

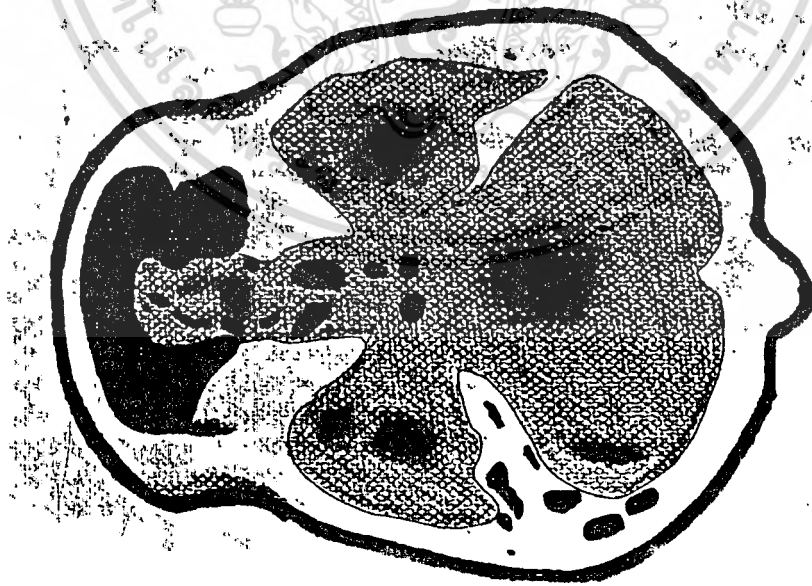
การกวาดรังสีในแนวนอนนี้ทำการกวาดทั้งหมด 64 ครั้งในแต่ละระนาบกระทำทั้งหมด 180 ระนาบรอบรูปจำลอง ภาพตัดขวางที่สร้างกลับอาศัยข้อมูลจากโปรเจกชันที่ผ่านการคอนโวลูชันแล้วทั้ง 180 ระนาบผลลัพธ์ที่ได้แสดงในรูปที่ 2.1 และ 2.2 โดยในรูป 2.1 เป็นภาพที่แสดงระดับเทาเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของภาพตัดขวาง และในรูปที่ 2.2 เป็นภาพของการสร้างภาพตัดขวางกลับจากภาพจำลอง ซึ่งแสดงด้วยระดับเทา 32 ระดับ [3]

แต่ปัญหาของการสร้างภาพตัดขวางที่ประสบ คือ

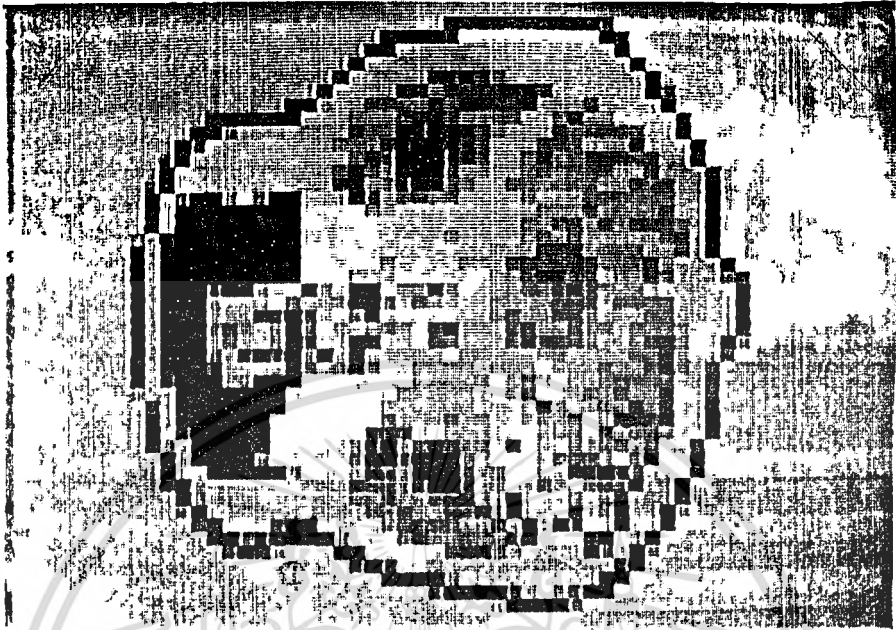
1. การจำลองภาพที่ซับซ้อนกระทำได้ลำบาก เพราะอุปกรณ์ในการเปลี่ยนสัญญาณภาพทางอนาลอกเป็นดิจิทัลมีราคาสูงมาก
2. การแสดงผลที่ทางเครื่องพิมพ์กระทำได้ไม่ชัดเจน

ต่อมาได้ทำการจำลองและสร้างภาพตัดขวาง โดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์เพราะมีอุปกรณ์เปลี่ยนสัญญาณภาพทางอนาลอกเป็นดิจิทัล และสามารถแสดงการสร้างภาพตัดขวางกลับในจอแสดงภาพได้ ระบบไมโครที่ใช้ประมวลผลเป็นขนาด 8 บิตของโครเมมโค รุ่น 3 (CROMEMCO System 3) ซึ่งประมวลผลด้วย Z-80A ซีพียู หลังจากนั้นทำการจำลองภาพสมองขึ้นดังรูป 2.3 ซึ่งมีขนาด 64x64 จุดภาพส่วนในรูป 2.4 เป็นภาพที่ได้จากขบวนการสร้างภาพตัดขวางโดยมีขนาด 64x64 จุดภาพ



รูปที่ 2.3 ภาพจำลองแสดงส่วนตัดขวางของศีรษะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ภาพที่ได้จากขบวนการสร้างภาพตัดขวางขนาด 64x64 จุดภาพ

จากที่ผ่านมาจะเห็นว่า เราสามารถพิสูจน์ได้ว่าคณิตศาสตร์ของการจำลองภาพและสร้างภาพตัดขวาง เป็นไปได้และถูกต้องมากเพียงพอซึ่งเป็นแนวทางในการวิจัยต่อไป แต่รังสีเอ็กซ์ที่จำลองและสร้างภาพตัดขวางยังเป็นแบบรังสีขนาน ยังมีหลักการสร้างภาพตัดขวางแบบรังสีกรวย (Fan beam) ซึ่งทำการศึกษาและวิจัยในปี 2527 [2] แบบรังสีกรวยเป็นระบบที่มีแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์ตัวเดียวแต่อุปกรณ์รับรังสีจำนวนเพียงพอที่จะครอบคลุมพื้นที่ที่จะทำการสร้างภาพตัดขวางได้ การหมุนของแหล่งกำเนิดรังสีกับอุปกรณ์รับรังสีจะหมุนไปรอบๆ ผู้ป่วย ในตอนแรกได้ทำการศึกษาถึงสมการทางคณิตศาสตร์ของการสร้างภาพตัดขวางแบบรังสีกรวย สามารถสรุปขั้นตอนได้ดังนี้

1. เก็บข้อมูลของโปรเจกชัน ซึ่งกระทำด้วยขบวนการทางฮาร์ดแวร์ $R_\theta(s)$
2. ทำการคูณค่าโปรเจกชันที่เก็บมาได้กับค่า $D \cos \theta$ ได้เป็นค่าใหม่ $R'_\theta(s')$
3. นำข้อมูลโปรเจกชันที่ได้ใหม่ $R'_\theta(s')$ ไปคอนโวลูชันกับฟิลเตอร์ตามสมการ

$$Q_\theta(s) = \int_{-sm}^{sm} R'_\theta(s') \otimes g(s'-s) ds$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. ข้อมูลที่ผ่านการคอนโวลูชันในข้อ 3 กระทำการสร้างภาพตัดขวางกลับ โดยในแต่ละขั้น (Step) จะซ้อนกัน (Superposition) หนึ่งครั้ง
5. ขยับระนาบการโปรเจกชันไปอีกหนึ่งระนาบแล้วทำตามข้อ 1-4 จนครบ 360 องศา

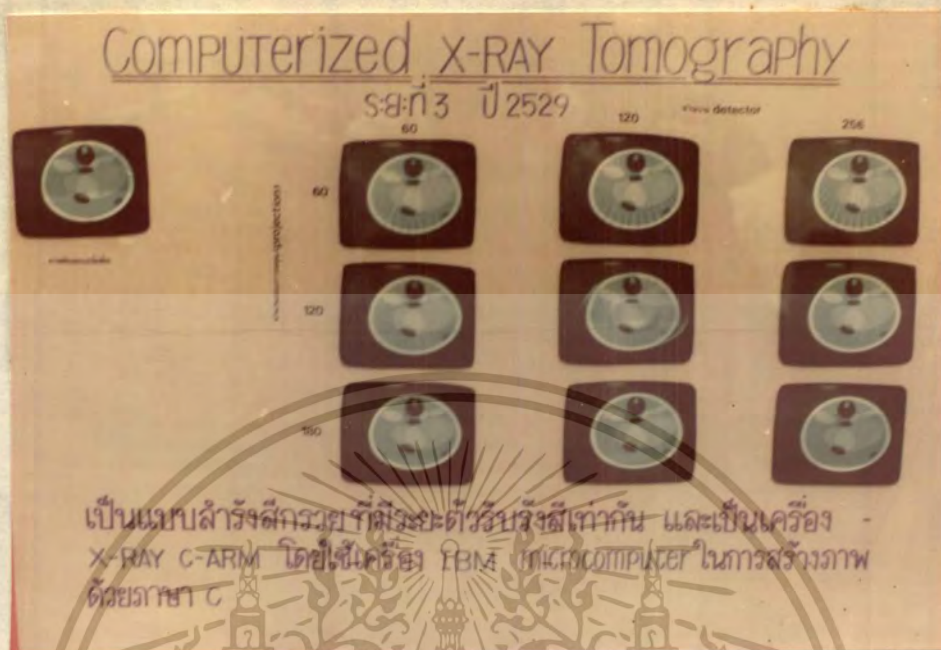
จากนั้นใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ไอบีเอ็ม พีซี (IBM PC) ในการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์การสร้างภาพตัดขวาง และการจำลองข้อมูลโปรเจกชันของภาพสมอง ในรูปที่ 2.5 แสดงผลการทดลองสร้างภาพสมองจำลอง เพื่อนำไปสร้างภาพตัดขวางกลับ ส่วนในรูปที่ 2.6 เป็นภาพตัดขวางที่สร้างโดยกำหนดจำนวนตัวรับรังสี (NSN) และจำนวนโปรเจกชัน (NPS) เป็นค่าต่างๆ [2]



รูปที่ 2.5 แสดงภาพสมองจำลองจากรูปวงรีหลายๆ วง เพื่อสร้างภาพสมองจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

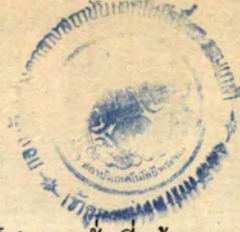


รูปที่ 2.6 แสดงผลการทดลองการทำภาพตัดขวางกับจำนวนตัวรับรังสี (NSN) และจำนวนโปรเจกชัน (NPS) ที่ค่าต่างๆ

จากที่ผ่านมามีในปี 2527 สามารถพิสูจน์ได้ว่าการสร้างภาพตัดขวางแบบรังสีกรวยก็เป็นไปได้ แต่ทุกขั้นตอนกระหำบนไมโครคอมพิวเตอร์ทั้งหมด ไม่เกี่ยวข้องกับรังสีเอกซ์ ในปี 2530 สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ ได้นำอุปกรณ์รังสีเอกซ์ โดยการติดต่อกับโรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช เป็นรังสีเอกซ์ที่ใช้ทางการแพทย์ ทางด้านโรคกระดูก มีศักดาไฟฟ้าคร่อมหลอดรังสีสูงสุด 100 กิโลโวลต์ 25 มิลลิแอมป์ และประกอบด้วยหลอดภาพขยายความสว่างภาพรังสีเอกซ์ขนาด 7 นิ้ว ทั้งหมดเป็นอุปกรณ์ของบริษัท PHILIPS มาให้ทดลองวิจัยการทดลองและวิจัยได้ดำเนินการมาตลอดเวลา ผลการวิจัยและทดลองจะกล่าวเป็นประเด็นสำคัญในวิทยานิพนธ์นี้

2.4 ทฤษฎีและแนวความคิดในการวิจัย

จากการศึกษาและวิจัยถึงทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวาง สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ ได้ทำการศึกษาตั้งแต่ปี 2525-2529 [2],[3] โดยได้ศึกษาทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบรังสีขนานและแบบรังสีกรวย โดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ จากทฤษฎีเริ่มทำการวิจัยตั้งแต่ขั้นแรกคือ การจำลองข้อมูลโปรเจกชันโดยไมโครคอมพิวเตอร์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส่งงานไว้สำหรับการทำงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ในการจำลองค่าโปรเจกชั่น พิจารณาโปรเจกชั่นที่สร้างจากรูปวงรีหนึ่งวง ซึ่งมีค่าความเข้มภายในวงรีเป็น ρ และภายนอกวงรีมีค่าความเข้มเป็นศูนย์ ดังรูป 2.7 นั่นคือ

$$\begin{aligned} f(x,y) &= \rho \quad \text{สำหรับ} \quad \frac{x^2}{A^2} + \frac{y^2}{B^2} \leq 1 \quad (\text{ภายในวงรี}) \\ &= 0 \quad \text{นอกเหนือจากนั้น} \end{aligned} \quad (2.2)$$

จาก

$$p(t,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) ds \quad (2.3)$$

เราจะได้ว่า

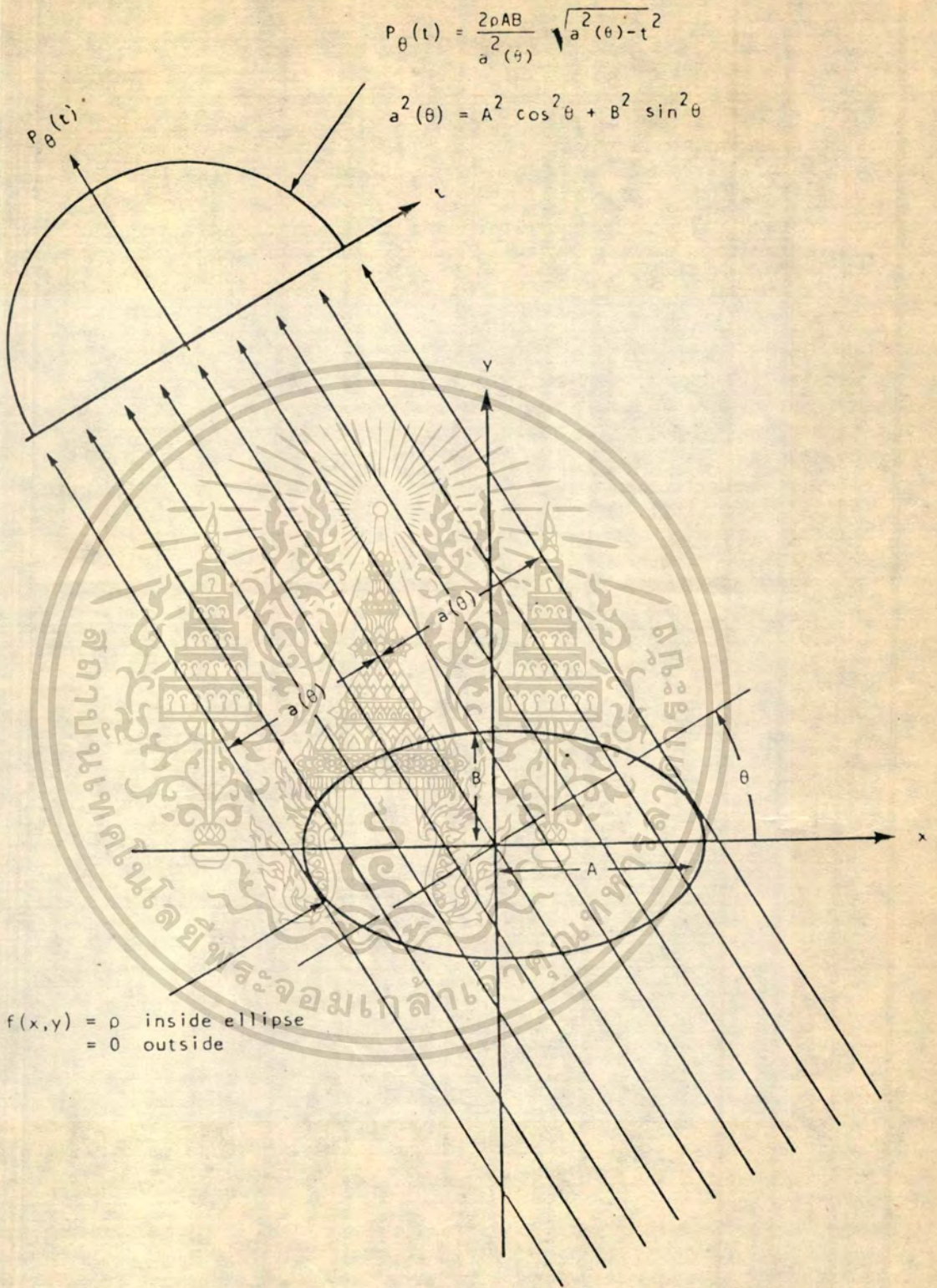
$$\begin{aligned} p(t,\theta) &= \frac{2\rho AB}{a^2(\theta)} \sqrt{a^2(\theta) - t^2} \quad \text{สำหรับ} \quad t^2 \leq a^2(\theta) \\ &= 0 \quad \text{สำหรับ} \quad t^2 > a^2(\theta) \end{aligned} \quad (2.4)$$

โดยที่ $a^2(\theta) = A^2 \cos^2(\theta) + B^2 \sin^2(\theta)$ (2.5)

ในอีกหลักการคือเมื่อ ย้ายแกนให้จุดศูนย์กลางไปอยู่ ณ ตำแหน่ง (x_1, y_1) และหมุนแกนไปเป็นมุม α ทวนเข็มนาฬิกา ดังรูป 2.8

จากทฤษฎีการย้ายแกนและหมุนแกนสมการ (2.2) ถึง (2.5) สามารถเขียนได้ว่า

$$p'(t,\theta) = p(t - t_1, \theta - \alpha) \quad (2.6)$$

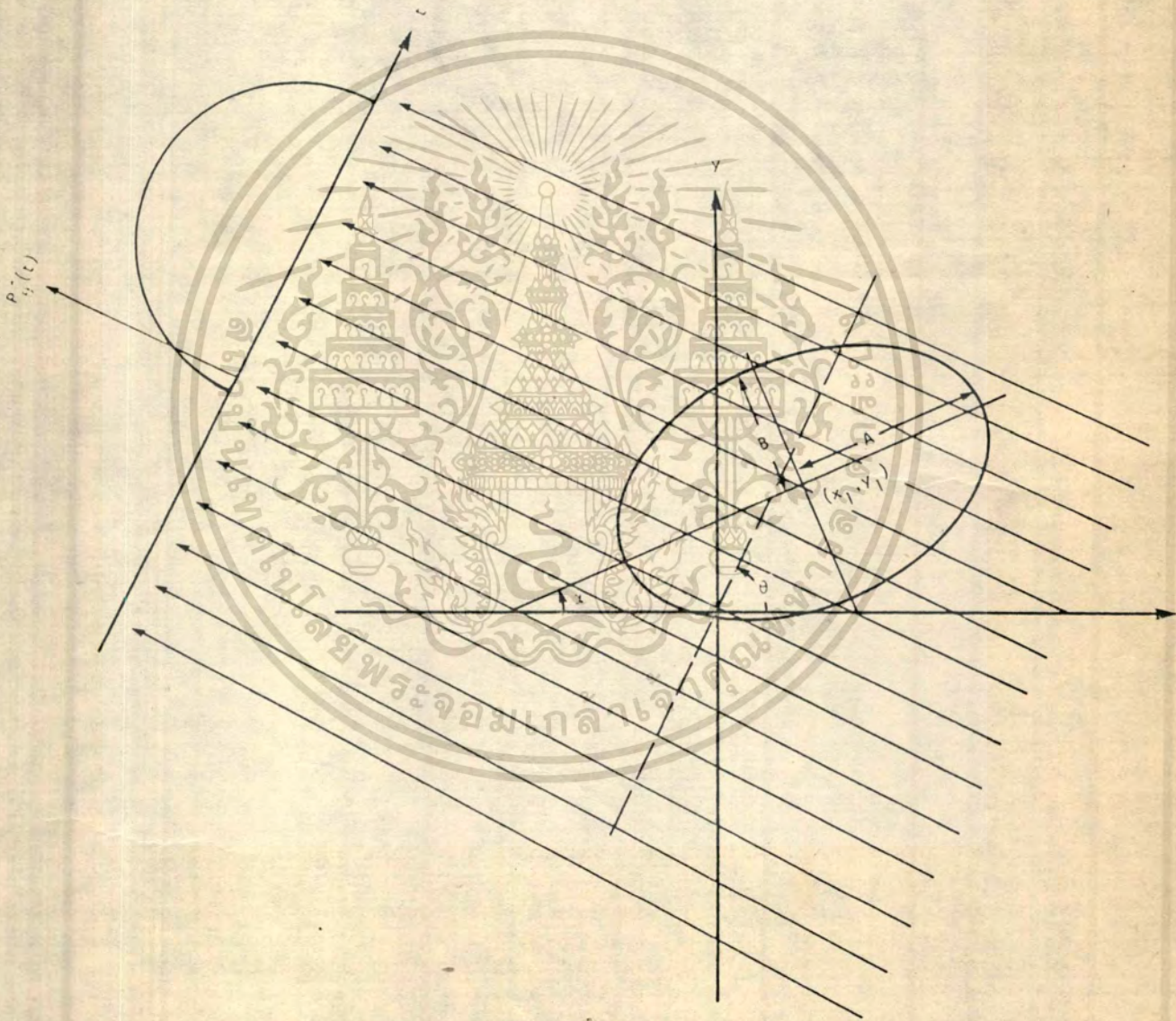


รูปที่ 2.7 แสดงโปรเจกชันแบบขนานของวงรีที่มีค่าความเข้มภายในวงรีเท่ากับ ρ และภายนอกเท่ากับศูนย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่

$$t_1 = S \cos (\theta - \phi) \quad (2.7)$$



รูปที่ 2.8 แสดงโปรเจกชันแบบขนานของวงรีในรูป 2.7 ซึ่งมีจุดศูนย์กลางอยู่ที่จุด (x_1, y_1) และแกนหลักหมุนไปเป็นมุม α

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$s = \sqrt{x_1^2 + y_1^2} \quad (2.8)$$

$$\theta = \tan^{-1} \left[\frac{y_1}{x_1} \right] \quad (2.9)$$

นั่นคือ

$$p(t, \theta) = \frac{2\mu AB}{a^2(\theta-\alpha)} \sqrt{a^2(\theta-\alpha) - (t - t_1)^2}$$

เมื่อ $(t - t_1)^2 \leq a^2(\theta-\alpha)$

$$= 0 \quad \text{เมื่อ} \quad (t - t_1)^2 > a^2(\theta-\alpha) \quad (2.10)$$

โดยที่

$$a^2(\theta-\alpha) = A^2 \cos^2(\theta-\alpha) + B^2 \sin^2(\theta-\alpha) \quad (2.11)$$

ในการจำลอง โพรเจกชันสามารถทำรูปภาพสมองจำลองได้ โดยการกำหนดวงรีหลาย ๆ วง และกำหนดค่าความเข้มให้แตกต่างกันแทนเนื้อเยื่อต่างๆ ดังรูป 2.9

สามารถหาโปรเจกชันของรูปสมองจำลองได้จากการซ้อน (Superposition) กันของโปรเจกชันของวงรีแต่ละวง

จากทฤษฎีที่ศึกษาวิจัยทำให้ทราบถึงข้อมูลโปรเจกชัน ที่จะนำไปสร้างภาพตัดขวางกลัมา เพราะฉะนั้นในทางปฏิบัติก็จะต้องได้ข้อมูลโปรเจกชันในรูปแบบคล้ายๆ กัน ซึ่งมีขั้นตอนต่อไป

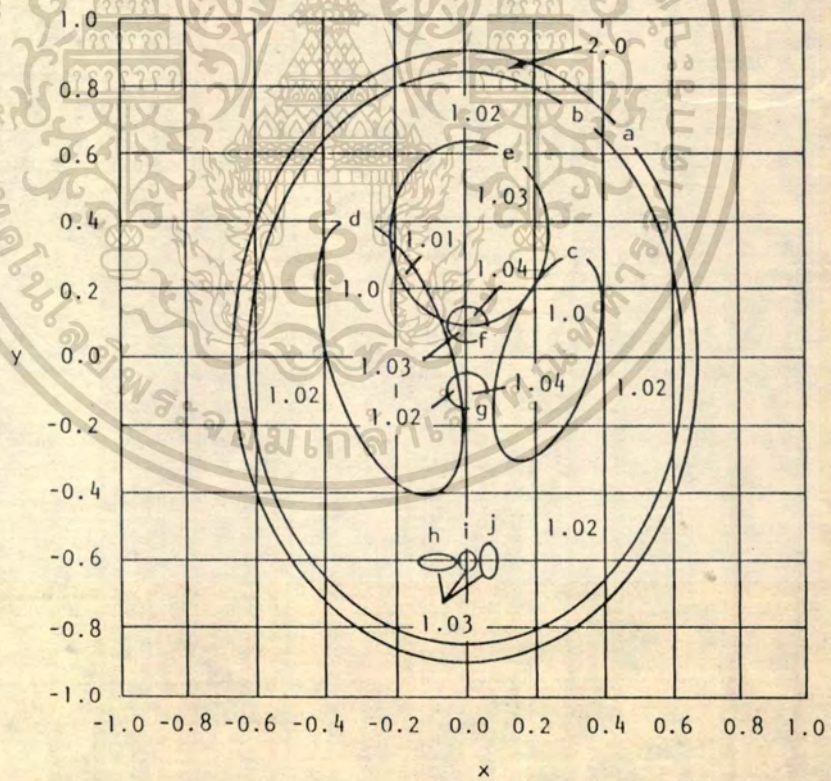
พิจารณาความสัมพันธ์ระหว่าง โปรเจกชันกับปริมาณรังสีที่สร้างสัญญาณฉายผ่านส่วนเนื้อเยื่อของร่างกายดังรูปที่ 2.10

ให้

N_{in} = จำนวนโฟตอน (photon) ทั้งหมดที่ผ่านเข้าไปในวัตถุจากทางด้าน A (วัดในช่วงของเวลา)

N_{out} = จำนวนโฟตอนทั้งหมดที่ทะลุออกมาทางด้าน B (วัดในช่วงเวลาเดียวกับ N_{in})

ไม่ยากเกินไปที่จะหาความสัมพันธ์เหล่านี้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการคำนวณว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(b)

รูปที่ 2.9 แสดงรูปสมองจำลองซึ่งประกอบด้วยวงรี 10 วง แทนค่าเนื้อเยื่อต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

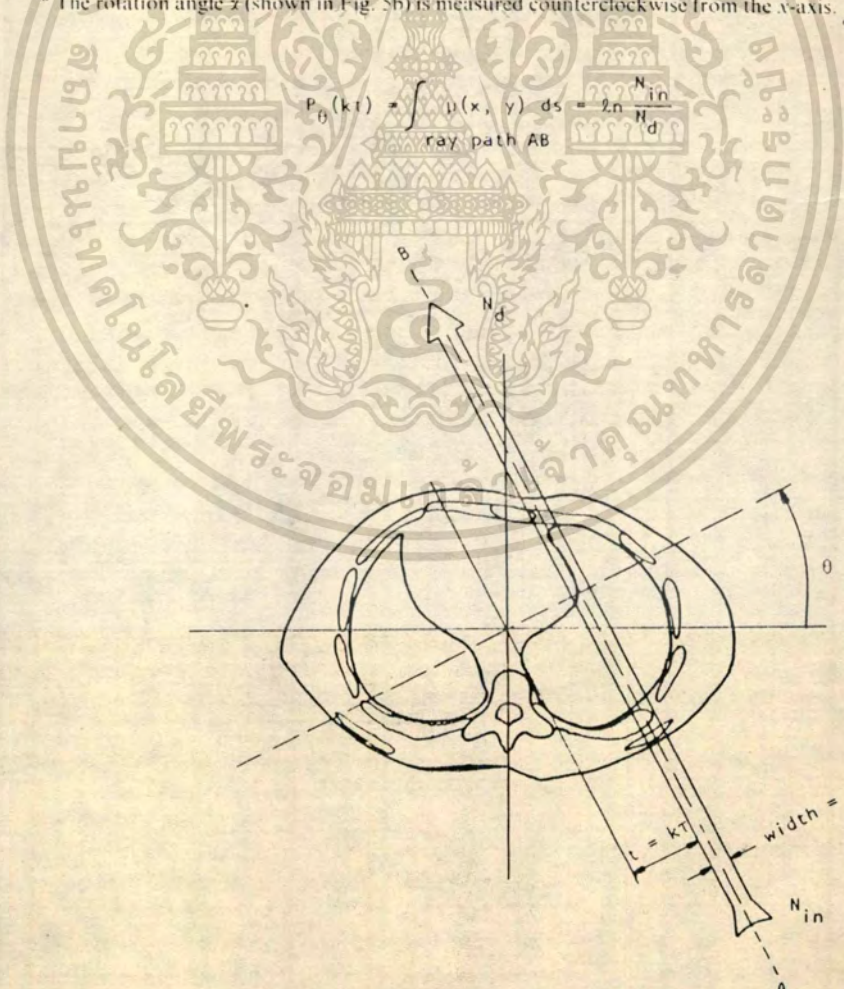
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 แสดงโคออร์ดิเนตของจุดศูนย์กลาง, แกนหลัก (Main axis), แกนรอง (Minor axis) มุมของแกนและค่าระดับความเข้มของวงรีแต่ละวงที่ประกอบขึ้นเป็นสมองจำลอง

The Component Ellipses of the Shepp and Logan Head Phantom are Shown Here^a

Ellipse	Coordinates of the center	A Major axis	B Minor axis	α Rotation angle	ρ Gray level
a	(0, 0)	0.92	0.69	0	2
b	(0, -0.0184)	0.874	0.6624	0	-0.98
c	(0.22, 0)	0.31	0.11	72°	-0.02
d	(-0.22, 0)	0.41	0.16	108°	-0.02
e	(0, 0.35)	0.25	0.21	0	0.01
f	(0, 0.1)	0.046	0.046	0	0.01
g	(0, -0.1)	0.046	0.046	0	0.01
h	(-0.08, -0.605)	0.046	0.046	0	0.01
i	(0, -0.605)	0.023	0.023	0	0.01
j	(0.06, -0.605)	0.046	0.023	90°	0.01

^a The rotation angle α (shown in Fig. 5b) is measured counterclockwise from the x-axis.



รูปที่ 2.10 ความสัมพันธ์ระหว่างโปรเจกชันกับปริมาณรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เหมือนัญญาได้เห็นว่าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในระนาบที่แสดงไว้ในรูปที่ 2.10 นี้จะเห็นว่าวัตถุทั้งหมดสามารถแทนด้วยสัมประสิทธิ์ของการดูดซับเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient)

ให้ $\mu(x,y)$ = สัมประสิทธิ์ของการดูดซับเชิงเส้นที่ตำแหน่ง (x,y) จะเห็นว่า $f(x,y)$ ซึ่งเป็นค่าระดับเทา (gray level) ของภาพ จะมีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับ $\mu(x,y)$

เมื่อ τ = ความกว้างของลำรังสี ถ้าเล็กเพียงพอแล้ว สมมติให้รังสีเอ็กซ์มีคุณสมบัติเป็นพลังงานความถี่เดียว (Monoenergetic) ค่าของ N_d และ N_{in} จะมีความสัมพันธ์กันตามสูตรของ Lambert - Beer [4] ดังนี้

$$N_d = N_{in} \exp \left\{ - \int_{ray} \mu(x,y) ds \right\} \quad (2.12)$$

หรือ

$$\int_{ray} \mu(x,y) ds = \ln \left[\frac{N_{in}}{N_d} \right]$$

นั่นก็คือ

$$P_{\theta}(k, \tau) = \int_{ray} \mu(x,y) ds = \ln \left[\frac{N_{in}}{N_d} \right] \quad (2.13)$$

ในสมการ 2.13 สรุปได้ว่า ค่าของข้อมูล โปรเจกชันจะเท่ากับลอการิทึมฐานธรรมชาติของจำนวนโฟตอนทั้งหมด ก่อนผ่านเข้าวัตถุหารด้วยจำนวนโฟตอนที่ทะลุออกจากวัตถุ โดยวัดในช่วงเวลาเดียวกันจากการศึกษาถึง เรืองข้อมูล โปรเจกชัน สามารถทำให้เราทราบถึงข้อมูลอื่นๆที่จะนำไปสู่การสร้างภาพตัดขวางได้ ในตอนต่อไปจะกล่าวถึงทฤษฎีและแนวความคิดในการสร้างภาพตัดขวาง

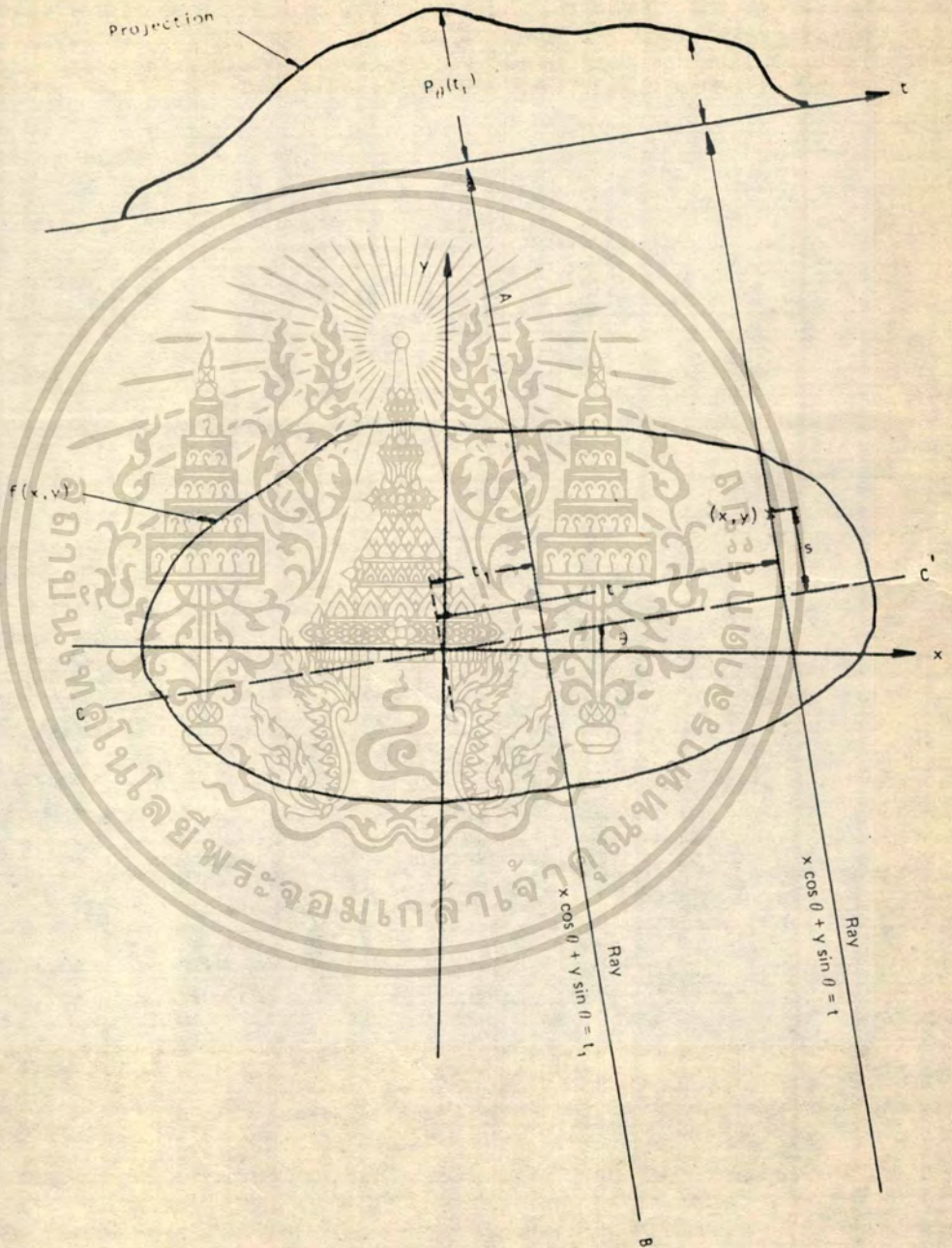
ทฤษฎีในการสร้างภาพตัดขวางมีด้วยกัน 2 แบบคือ

- การสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม
- การสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีคอนโวลูชัน

การสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีฟูเรียร์ทรานสฟอร์มเป็นวิธีเบื้องต้นสามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าของโปรเจกชัน (projection value) กับค่าของภาพ (Image value) พบว่าฟูเรียร์ทรานสฟอร์มหนึ่งมิติของโปรเจกชันภาพ เท่ากับฟูเรียร์ทรานสฟอร์มสองมิติของภาพนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ขออนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 แสดงโปรเจกชันของภาพตัดขวางที่มุม θ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นสมการสุดท้ายที่จะได้ภาพตัดขวางกลับมาคือ

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(u,v) \exp[j2\pi(ux,vy)] dx dy \quad (2.14)$$

สรุปการสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีฟูเรียร์ทรานสฟอร์มได้ดังนี้

1. ทำ Fast fourier transform ของข้อมูล (projection) ที่เก็บมาได้โดยต้องทำให้ครบ 180 องศา
2. นำผลที่ได้จากข้อที่ 1 ทำการ inverse fast fourier transform สองมิติจะได้ภาพกลับมา

การทำภาพตัดขวางโดยวิธีฟูเรียร์ทรานสฟอร์มเป็นวิธีที่เข้าใจง่าย ในกรณีที่พิจารณาเป็นภาพชนิดที่ต่อเนื่อง แต่เนื่องจากภาพและโปรเจกชันที่ใช้ในการคำนวณเป็นชนิดที่ไม่ต่อเนื่อง จึงต้องทำการแปลงข้อมูลที่อยู่ในระนาบโพล่ามาเป็นระนาบโคออร์ดิเนต (interpolation)

การสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีคอนโวลูชัน โดยการนำข้อมูลที่ เป็นโปรเจกชันมาผ่านขบวนการทางดิจิตอลฟิลเตอร์ (Digital Filter) แล้วได้ข้อมูลพร้อมที่จะนำไปประมวลผลเพื่อทำภาพตัดขวางกลับมา สรุปขั้นตอนในการสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีคอนโวลูชันได้ดังนี้

1. เก็บข้อมูลของ โปรเจกชัน ซึ่งกระทำด้วยขบวนการทางฮาร์ดแวร์
2. หลังจากการสแกนโปรเจกชันในแต่ละระนาบ แล้วจะนำข้อมูลโปรเจกชันที่ได้ไปประมวลผล ในไมโครคอมพิวเตอร์ คือทำการคอนโวลูชันโปรเจกชันกับฟิลเตอร์
3. นำโปรเจกชันที่ผ่านการคอนโวลูชันแล้วในข้อ 2 มาสร้างภาพตัดขวางกลับด้วยสมการ

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} Q_{\theta}(t) d\theta \quad (2.15)$$

เราเรียกขั้น (step) นี้ว่าการทำภาพตัดขวางกลับ (back projection)

4. เมื่อผ่านข้อที่ 3 แล้วขั้นระนาบการอ่านโปรเจกชันไปอีกหนึ่งระนาบแล้วทำตามข้อ 1

ถึง 3 จนครบ 180 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

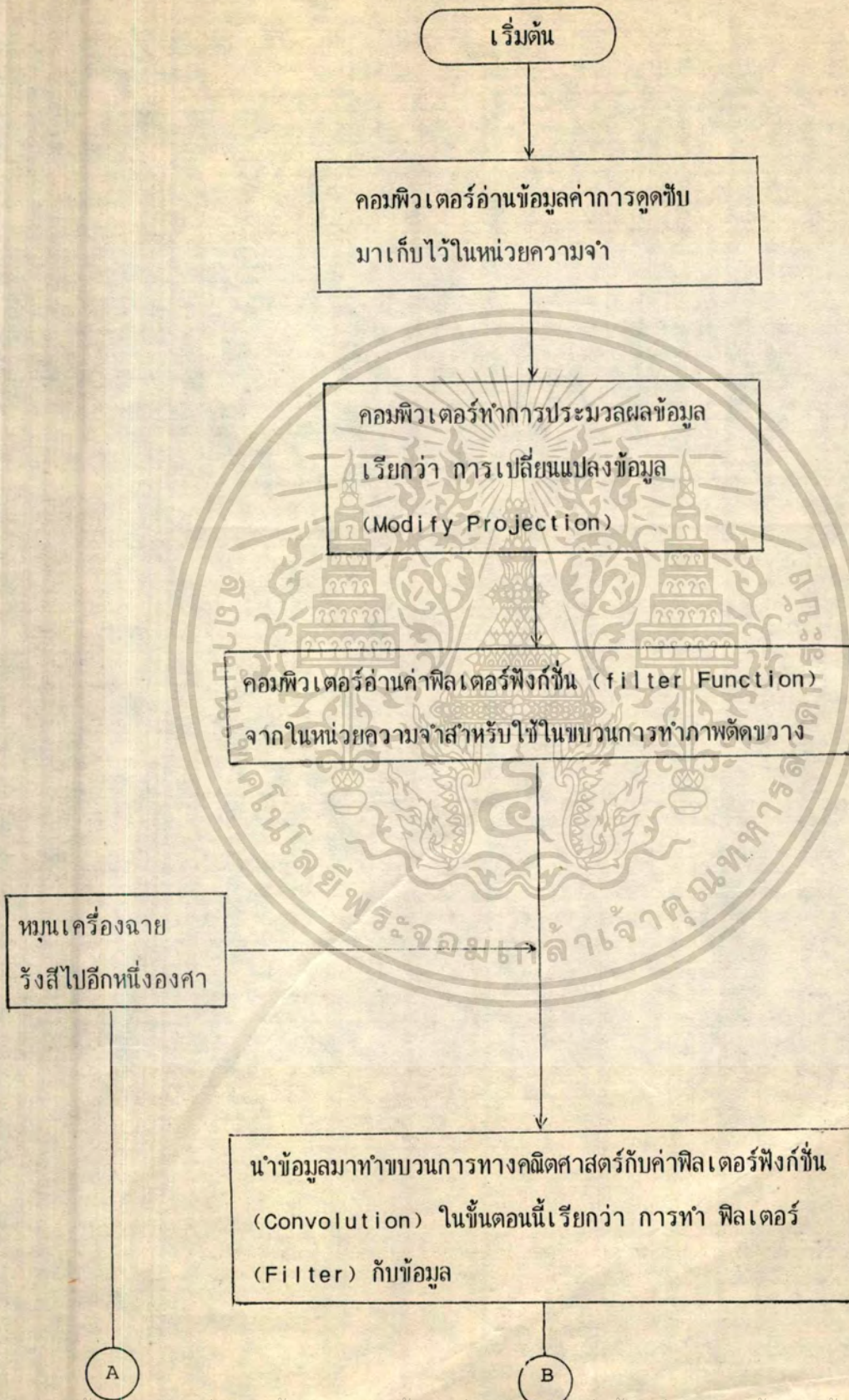
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูปที่ 2.12 แสดงถึงไฟล์ซาร์ทของการสร้างภาพตัดขวางด้วยไมโครคอมพิวเตอร์ และ
 ในรูปที่ 2.13 การจำลองสมอง ส่วนในรูปที่ 2.14 ภาพตัดขวางที่สร้างกลับ ในรูปที่ 2.15 การเปรียบเทียบ
 ขั้วของเส้นตัดขวางภาพสมองจำลองกับภาพตัดขวางที่สร้างได้

2.5 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงวัตถุประสงค์ และขอบเขตของวิทยานิพนธ์ ประวัตินาวิจัยที่ผ่านมาทั้ง
 ทฤษฎีและการทดลอง นอกจากนี้ยังเป็นการพิสูจน์ได้ว่า สามารถศึกษาวิจัยทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางได้
 อย่างถูกต้อง ซึ่งจะเป็แนวทางในการวิจัยต่อไป





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A

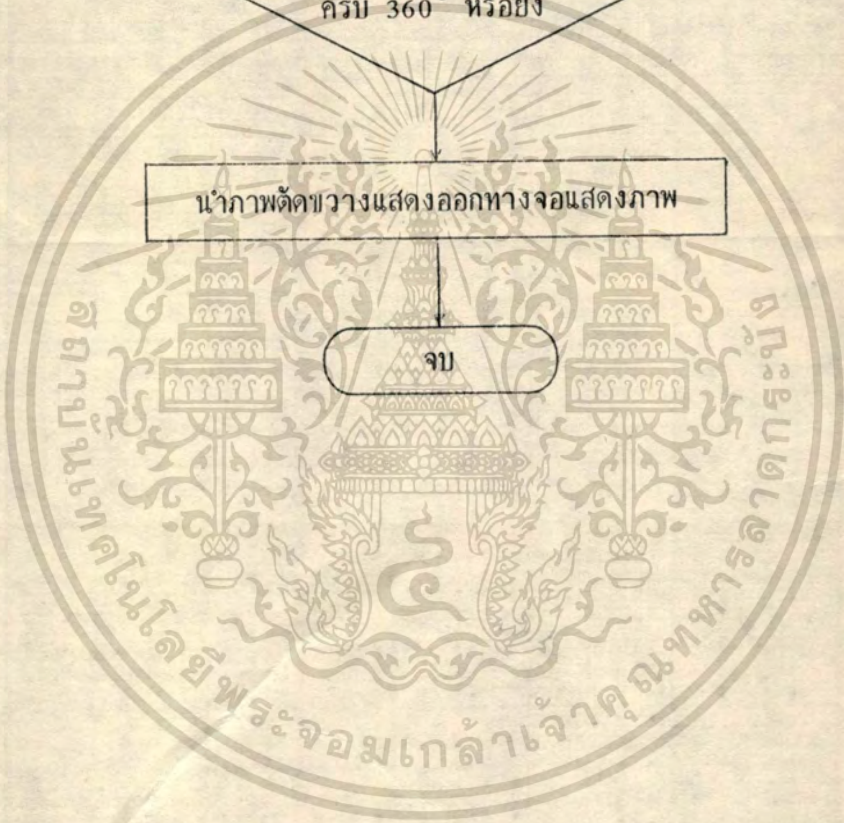
B

นำข้อมูลที่ฟิลเตอร์แล้ว มาทำขบวนการทำภาพตัดขวางกลับในขั้นตอนนี้ เรียกว่า การทำภาพตัดขวางกลับ (Back Projection)

ตรวจสอบว่าฉายรังสีครบ 360° หรือยัง

นำภาพตัดขวางแสดงออกทางจอแสดงภาพ

จบ



รูปที่ 2.12 แสดงโพล์ซาร์ทการสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 ภาพสมองจำลองเพื่อนำไปสร้างภาพตัดขวางกลับ

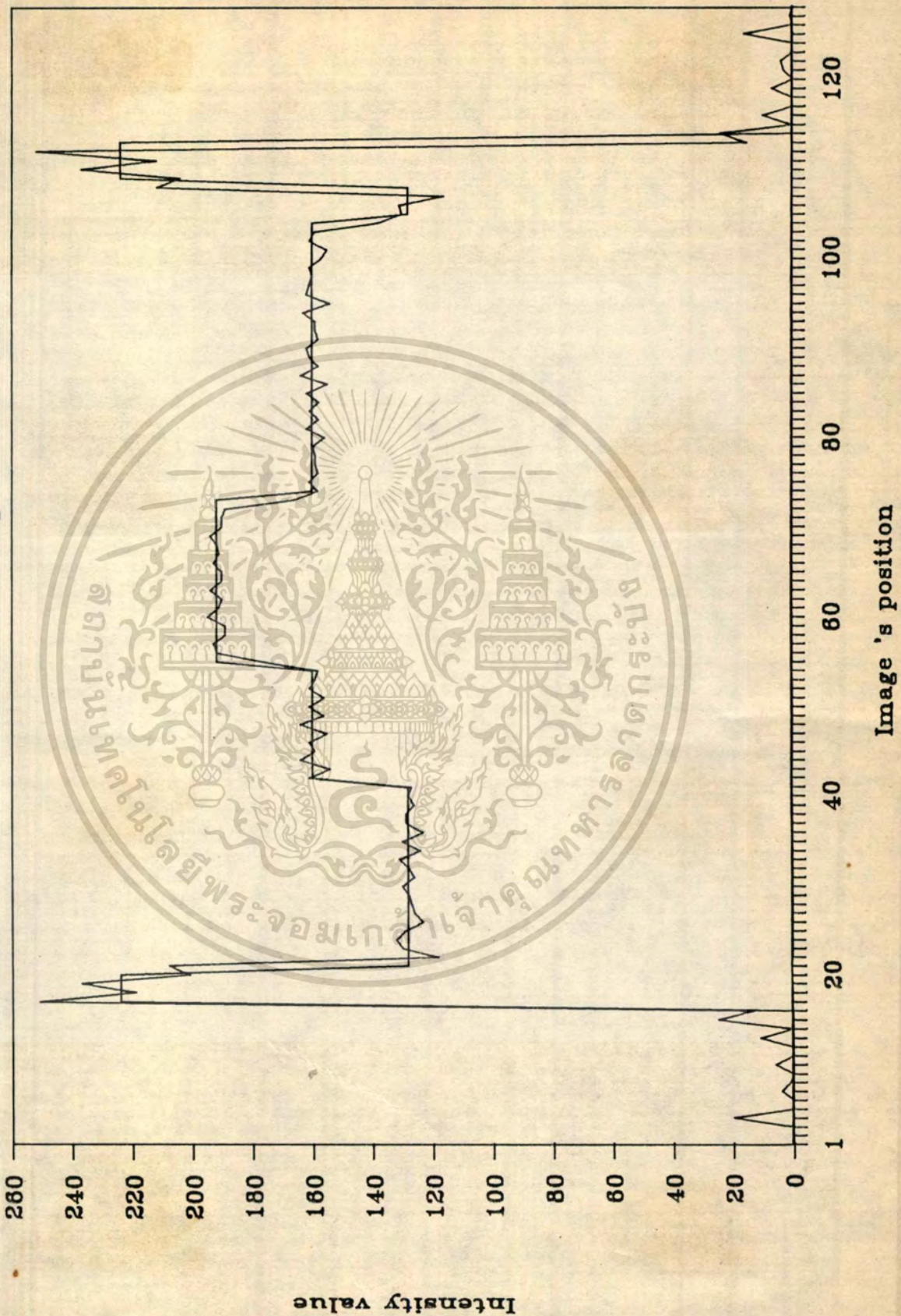


รูปที่ 2.14 ภาพตัดขวางของสมองเมื่อผ่านการสร้างภาพทางคณิตศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Line No.64 of SIM. and REC.

For 128*128 Image



รูปที่ 2-15 การเปรียบเทียบเส้นตัดขวางของภาพทั้งสองที่ตำแหน่งเส้นแก๊งกลางภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของกรมส่งเสริมการค้าระหว่างประเทศ กระทรวงพาณิชย์ หากมีการนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตจากกรมส่งเสริมการค้าระหว่างประเทศ กระทรวงพาณิชย์ จะถือว่าผิดกฎหมาย

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

โครงสร้างอุปกรณ์ในการวิจัย

3.1 กล่าวนำ

บทที่ผ่านมาเป็นการสร้างภาพตัดขวางโดยไม่โครคอมพิวเตอร์ สามารถสร้างภาพตัดขวางได้อย่างถูกต้อง โดยการจำลองข้อมูลขึ้นมา ในบทนี้จะกล่าวถึงโครงสร้างและคุณสมบัติของอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการวิจัยและพัฒนาได้แก่ หลอดรังสีเอ็กซ์, ระบบควบคุมให้กำเนิดรังสีเอ็กซ์, หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ ระบบการรับภาพจากหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ ระบบการเปลี่ยนสัญญาณทีวีเป็นระบบคอมพิวเตอร์ ในต่อท้ายของบทนี้ก็เป็นระบบไมโครคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการอ่านข้อมูล แสดงภาพตัดขวาง และในการคำนวณสร้างภาพตัดขวาง

3.2 โครงสร้างการจัดอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

ในการทดลองและวิจัยการสร้างภาพตัดขวางอวัยวะจากรังสีเอ็กซ์ ได้ใช้อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์และระบบคอมพิวเตอร์ดังรูปที่ 3.1 ส่วนในรูปที่ 3.2 แสดงถึงผังโคจรกรรมของระบบทั้งหมด ซึ่งจะกล่าวถึงรายละเอียดต่อไป

3.2.1 อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลอง

ระบบอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลองประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

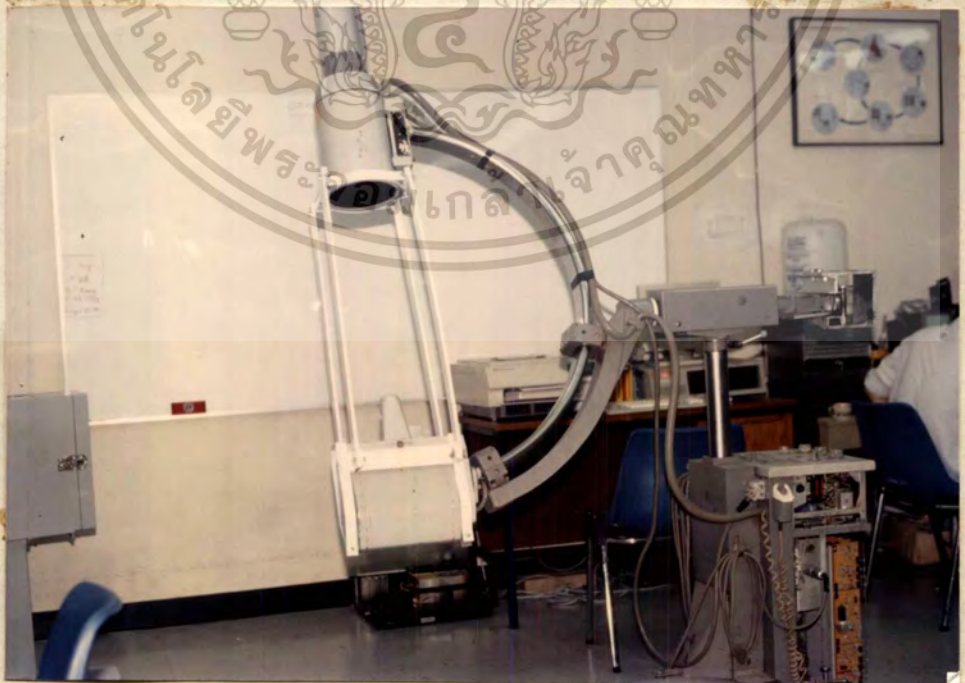
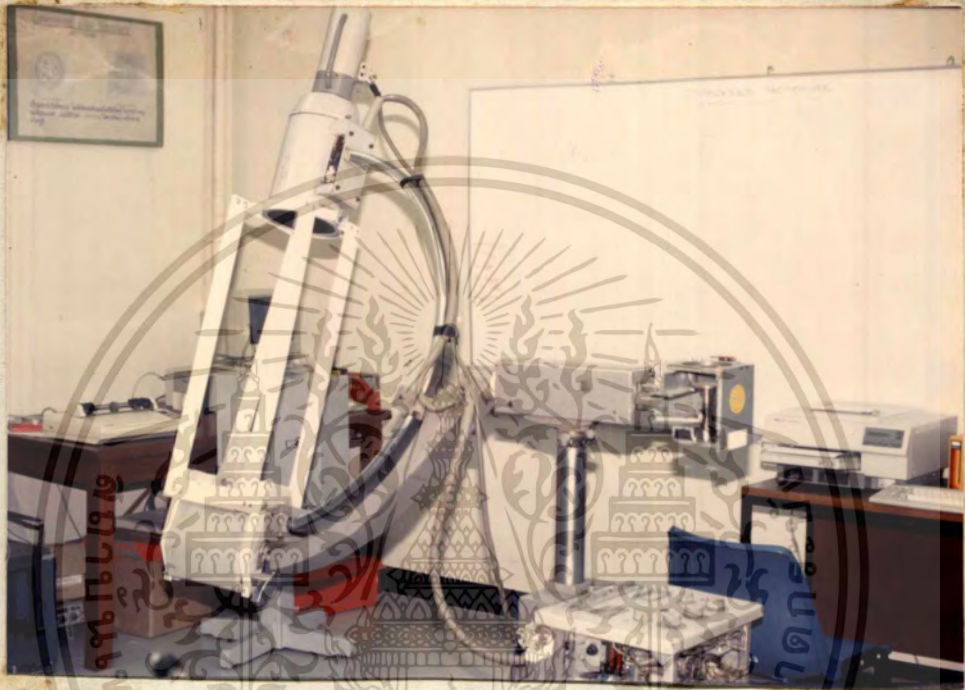
- อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ลักษณะเป็นแบบ C-arm คือ อุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์มีลักษณะรูปตัว C ของบริษัท Philips แห่ง Holland ซึ่งใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์เป็นตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์
- หลอดรังสีเอ็กซ์ให้ปริมาณรังสีที่ออกมาเป็นแบบกรวย (Fan-shaped) และขั้วแอโนด (Anode) อยู่กับที่ระบบระบายความร้อนด้วยน้ำมัน
- หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (Image Intensifier) มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางบริเวณที่รับรังสีเอ็กซ์ 7 นิ้ว ใช้ในการตรวจรับรังสีเอ็กซ์เมื่อทะลุผ่านวัตถุหรืออวัยวะ
- อุปกรณ์ให้พลังงานกับหลอดรังสีเอ็กซ์ และหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์

(X-ray generator) ใช้ไฟฟ้าแบบเฟสเดียว (Single phase) Full-wave

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

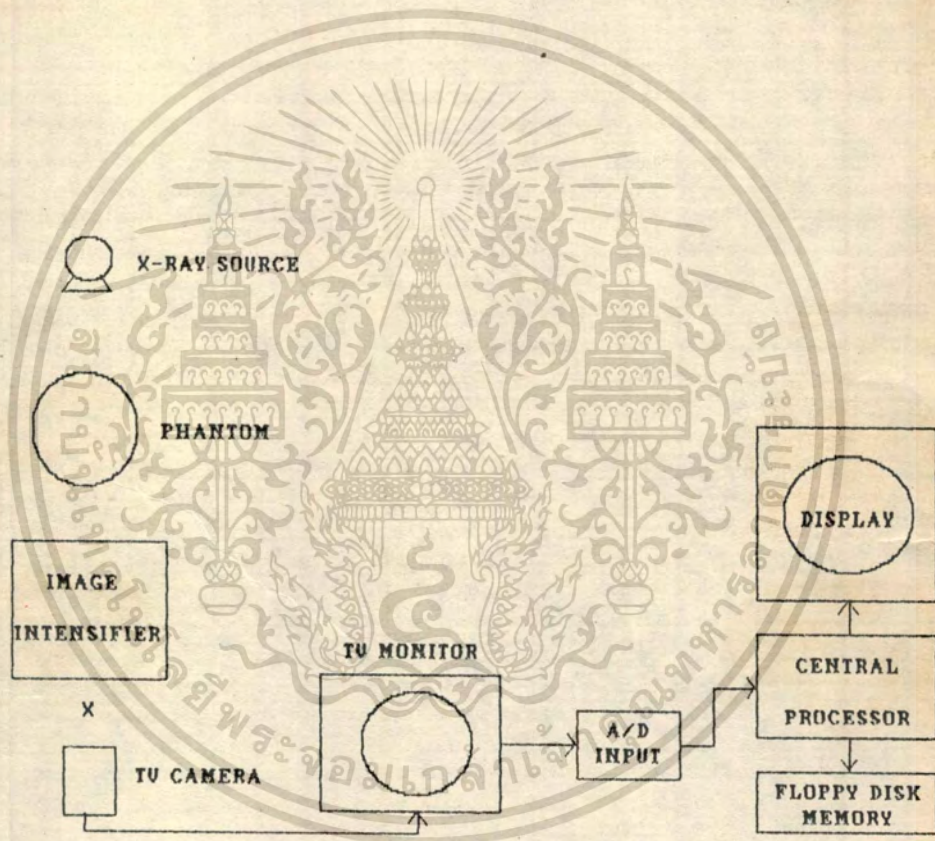
Rectified สามารถปรับศักดาไฟฟ้าได้สูงสุด 100 กิโลโวลต์ (KV) และปรับกระแส
ได้สูงสุด 25 มิลลิแอมแปร์ (MA) แต่ในการทดลองวิจัยใช้ขนาดศักดาไฟฟ้าक्रमหลอด
รังสีเอ็กซ์ 60 กิโลโวลต์ 1 มิลลิแอมป์



รูปที่ 3.1 ระบบโครงสร้างอุปกรณ์ในการวิจัยและพัฒนา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CT-SCANNER KMITL I



รูปที่ 3.2 ผังโคะแกรมของระบหวิจย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ระบบกล้องจับภาพจากหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ เป็นแบบกล้องวงจรปิด (Videcon) ขาว/ดำ
- จอภาพมอนิเตอร์ (T.V. monitor) ขนาด 18 นิ้ว แสดงภาพวัตถุหรืออวัยวะภายใน เมื่อฉายรังสีเอ็กซ์ผ่าน

3.2.2.1 หลอดรังสีเอ็กซ์ (X-RAY TUBE)

รังสีเอ็กซ์ถูกค้นพบตั้งแต่ 8 พฤศจิกายน 1895 โดยโปรเฟสเซอร์วิลเฮล์ม คอนแรดรอนเกน (Professor Wilhelm Conrad Rontgen) รังสีเอ็กซ์จัดอยู่ในกลุ่มของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นประมาณ 10⁻⁸ - 10⁻¹⁰ เมตร (ความถี่ประมาณ 3*10¹⁶ - 3*10¹⁸ เฮิทซ์ (Hz)) [11] ดังนั้นรังสีเอ็กซ์จึงมีอำนาจทะลุทะลวงวัตถุได้ รังสีเอ็กซ์เกิดขึ้นโดยการเปลี่ยนแปลงพลังงานเมื่ออิเล็กตรอนเคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูง ไปชนกับเป้าซึ่งเป็นขั้วแอโนดในหลอดรังสีเอ็กซ์แล้วความเร็วลดลงทันทีทันใด ในปัจจุบันแบ่งชนิดหลอดรังสีเอ็กซ์ได้ 2 ชนิดคือ

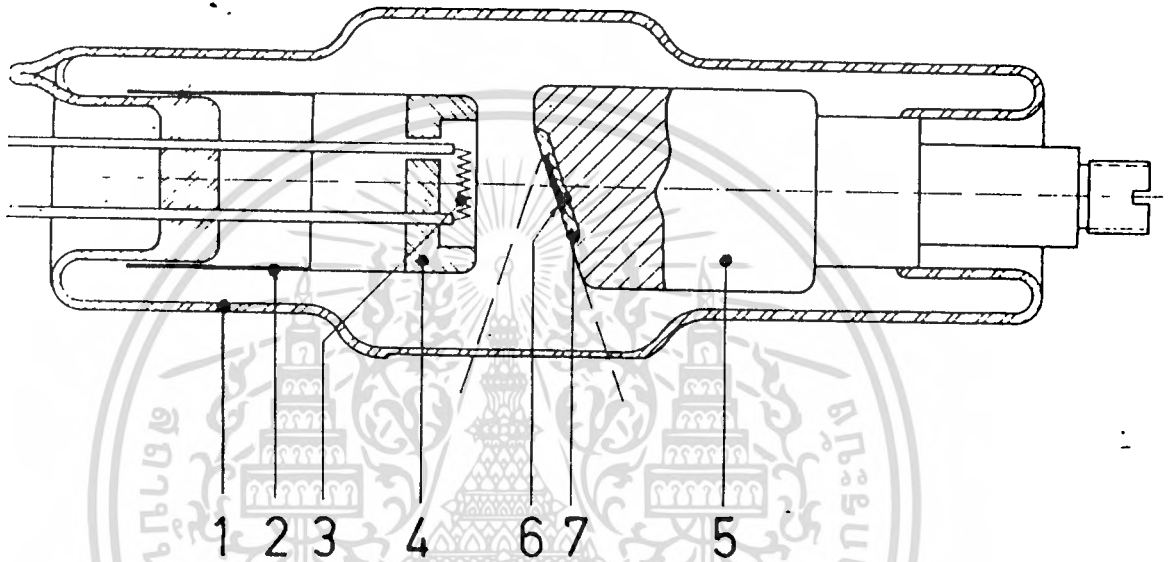
1. หลอดรังสีเอ็กซ์ชนิดแอโนดอยู่กับที่ (Stationary anode tubes)
2. หลอดรังสีเอ็กซ์ชนิดแอโนดหมุน (Rotating anode tubes)

ในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงเฉพาะรายละเอียดของหลอดรังสีเอ็กซ์ชนิดแอโนดอยู่กับที่ที่นำมาใช้ในการทดลองเท่านั้น

แอโนดของหลอดรังสีเอ็กซ์เป็นแผ่นของทังสเตน (Tungsten) ที่มีความหนาประมาณ 2 มม แอโนดของหลอดรังสีเอ็กซ์เป็นแผ่นทังสเตน (Tungsten) ซึ่งมีความหนาประมาณ 2 หรือ 3 มิลลิเมตร ฝังอยู่กับทองแดงขนาดใหญ่ แผ่นทังสเตนจะเป็นสี่เหลี่ยมมุมฉาก แต่ละด้านกว้างกว่า 1 เซนติเมตร ทามุมประมาณ 20 องศาที่ขั้วแคโทดภายในหลอดรังสีเอ็กซ์ สาเหตุที่เลือกทังสเตนเป็นเป้า เพราะมีอะตอมมิกนัมเบอร์ (Atomic no) สูง (74) มีจุดหลอมละลายสูงและสามารถจะทนอุณหภูมิได้มากกว่าโลหะ ขณะที่โลหะมีจุดหลอมระหว่าง 300 ถึง 1500 องศาเซลเซียส แต่ทังสเตนมีจุดหลอมที่ 3700 องศาเซลเซียส ทังสเตนเป็นวัสดุที่ดีในการดูดกลืนความร้อนและกระจายความร้อน แต่ทังสเตนไม่สามารถทนความร้อนได้นานมากขณะเปิดรังสีเอ็กซ์เป็นเวลานาน ทองแดงจะเป็นตัวนำความร้อนที่ดีของทังสเตนและจะระบายความร้อนของทังสเตนให้เย็นลง (Cooling) ในรูปที่ 3.3 แสดงโครงสร้างและ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

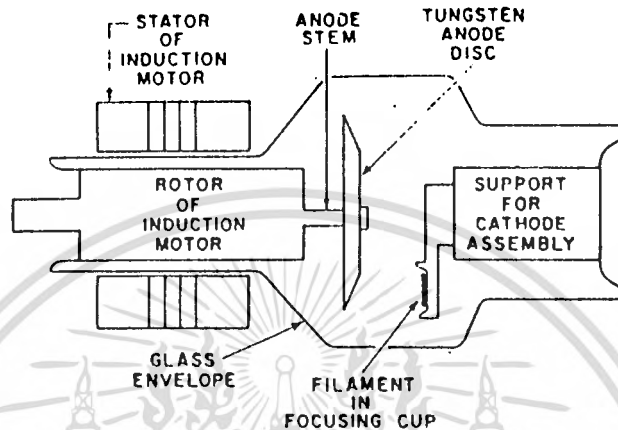
ส่วนประกอบของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอดโนดอยู่กับที่



- 1 - หลอดแก้ว (Glass tube)
- 2 - แคโทด (Cathode)
- 3 - ไส้หลอด (Filament)
- 4 - เบ้าแคโทดสำหรับโฟกัสอิเล็กตรอนที่จะกระจายออกไปของไส้หลอด
- 5 - แอดโนด (Anode)
- 6 - โฟกัส (Focus)
- 7 - เป้าทังสเตน (Tungsten target)

รูปที่ 3.3 โครงสร้างและส่วนประกอบของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอดโนดอยู่กับที่

ส่วนหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโนดหมุนได้คือ เป้าทั้งสเตนมีขนาดใหญ่ซึ่งหมุนได้ความเร็วประมาณ 3600 รอบ/นาที (rpm) และโครงสร้างส่วนประกอบดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 โครงสร้างของหลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอโนดหมุนได้

3.2.1.2 อุปกรณ์จ่ายพลังงานหลอดรังสีเอ็กซ์กับหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (X-ray generator)

จุดประสงค์หลักสำคัญของหลอดรังสีเอ็กซ์ที่ต้องการพลังงานไฟฟ้ามี 2 ประการคือ

1. ให้ความร้อนกับไส้หลอดเพื่อให้อิเล็กตรอนหลุดจากแคโทดได้ง่าย
2. ทำให้อิเล็กตรอนมีความเร่งในการเคลื่อนที่จากแคโทดไปแอโนด

โครงสร้างของอุปกรณ์จ่ายพลังงานดังกล่าวประกอบด้วย 2 ส่วนแยกกันคือ

- อุปกรณ์ในการควบคุม (Control panel)
- หม้อแปลงไฟฟ้า (Transformer assembly)

หม้อแปลงไฟฟ้ามีด้วยกัน 2 ระบบคือ

- หม้อแปลงไฟฟ้าแรงต่ำสำหรับวงจรไส้หลอดรังสีเอ็กซ์
- หม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูง และอุปกรณ์แปลงไฟฟ้ากระแสสลับเป็นไฟฟ้ากระแสตรงสำหรับวงจรคิกคาไฟฟ้าแรงสูง (High - voltage)

เรกติไฟเออร์ (Rectifier) ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสสลับเป็นไฟฟ้ากระแสตรง

หม้อแปลงไฟฟ้าจะให้ความแตกต่างของศักดาไฟฟ้าที่ใส่หลอดประมาณ 10 โวลต์และความแตกต่างของศักดาไฟฟ้าระหว่างขั้วแอโนดกับขั้วแคโทดภายในหลอดรังสีเอ็กซ์ เพื่อเร่งอิเล็กตรอนสามารถเปลี่ยนแปลงได้ระหว่าง 40,000 โวลต์ถึง 150,000 โวลต์

วงจรใส่หลอด (Filament Circuit)

ในวงจรใส่หลอดรังสีเอ็กซ์ประกอบด้วยค่าความต้านทานสามารถเปลี่ยนแปลงได้และหม้อแปลงไฟฟ้าศักดาต่ำ

การปรับค่าของความต้านทาน (Variable resistor) คือ การเลือกมิลลิแอมป์แปร์ (mA selector) เป็นการเพิ่มกระแสและอุณหภูมิในใส่หลอดรังสีเอ็กซ์

วงจรไฟฟ้าแรงสูง (High-voltage Circuit)

หม้อแปลงไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรศักดาไฟฟ้าแรงสูงจะประกอบด้วยหม้อแปลง 2 ชนิดคือ

- หม้อแปลงอัตโนมัติ (Auto-Transformer) สำหรับเลือกระดับศักดาไฟฟ้า โดยการเปลี่ยนจำนวนรอบของขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลง
- หม้อแปลงแบบเพิ่มศักดาไฟฟ้า (Step-up Transformer)

ศักดาไฟฟ้าของอุปกรณ์จ่ายพลังงานสามารถปรับค่าศักดาไฟฟ้าได้ตั้งแต่ 40 ถึง 150 กิโลโวลต์ ดังนั้นจึงต้องมีน้ำมันสำหรับป้องกันกระแสไฟฟ้ารั่วและระบายความร้อน ความแตกต่างศักดาไฟฟ้าระหว่าง 2 จุดจะทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่จากแคโทดไปแอโนดได้เร็วมาก

เรกติฟิเคชัน (Rectification)

Rectification คือ วงจรรูปแบบหนึ่งในการเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสสลับเป็นไฟฟ้ากระแสตรง มีด้วยกัน 2 แบบคือ

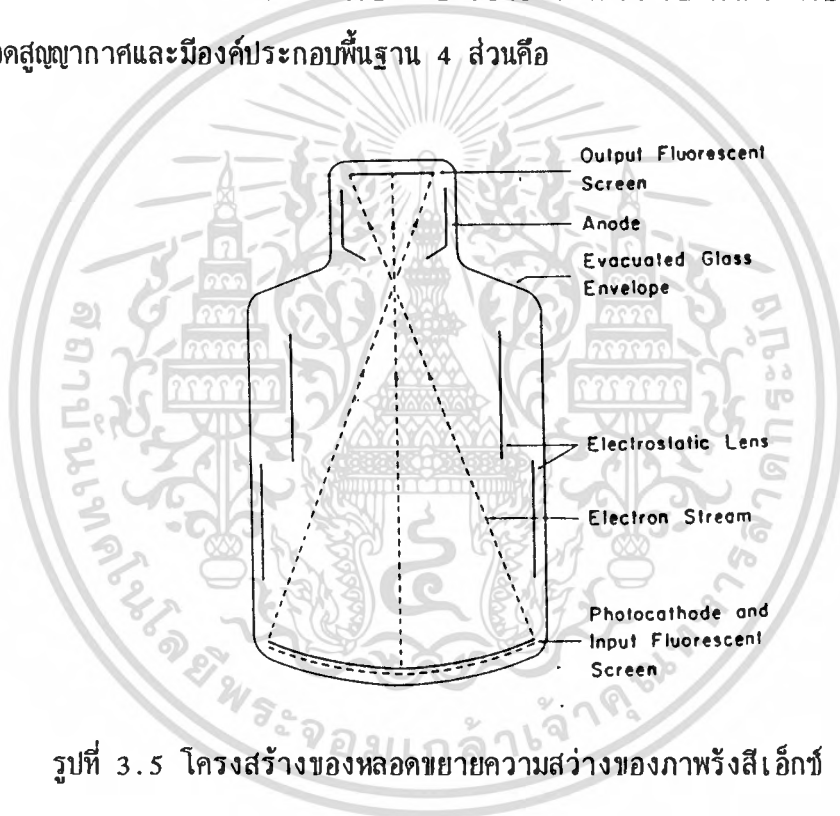
- ฮาร์ฟเวฟเรกติฟิเคชัน (Half-wave rectification)
- ฟูลเวฟเรกติฟิเคชัน (Full-wave rectification)

อุปกรณ์จ่ายพลังงานให้หลอดรังสีเอ็กซ์ ที่ใช้ระบบฟลูเวฟ เร็กติไฟเคชั่น เป็นส่วนมากเพราะเวลาในการฉายรังสีเอ็กซ์แต่ละครั้งการเกิดรังสีต่อหน่วยเวลา จะมีค่าเป็น 2 เท่ามากกว่าระบบฮาร์ฟเวฟ เร็กติไฟเคชั่น ทำให้ความเข้มรังสีเอ็กซ์ค่อนข้างคงที่ เพราะว่ารังสีเอ็กซ์จะให้ค่าความเข้มสูงสุดและดีที่สุด ขณะที่ศักดาไฟฟ้าสูงสุดใน 1 คาบ

3.2.1.3 หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (Image Intensifier)

โครงสร้างองค์ประกอบของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ แสดงดังรูปที่

3.5 เป็นหลอดสูญญากาศและมีองค์ประกอบพื้นฐาน 4 ส่วนคือ



รูปที่ 3.5 โครงสร้างของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์

1. แผ่นเรืองแสงด้านรับรังสีเอ็กซ์ (Input phosphor) และ โฟโตแคโทด (Photocathode)
2. เลนส์โฟกัสไฟฟ้าคงที่ (Electrostatic focussing lens)
3. แอโนดในการเร่งอิเล็กตรอน (Accelerating anode)
4. แผ่นเรืองแสงทางด้านออก (Output-phosphor)

หลังจากรังสีเอ็กซ์ผ่านคนไข้แล้วเข้าหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ แผ่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เรื่องแสงจะดูดที่ขั้วโฟตอนรังสีเอ็กซ์แล้วเปลี่ยนเป็นโฟตอนแสง โฟตอนแสงจะไปชนกับโฟโตแคโทดซึ่งจะเปลี่ยนโฟตอนแสงเป็นอิเล็กตรอน ความแตกต่างของพลังงานศักย์ระหว่างโฟโตแคโทดกับแอโนด จะทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่จากแคโทดไปแอโนด และอิเล็กตรอนจะถูกโฟกัสโดยเลนส์ไฟฟ้า เป็นตัวพาไปสู่แผ่นเรืองแสงทางออก เมื่ออิเล็กตรอนชนกับแผ่นเรืองแสงทางออกจะเปล่งโฟตอนแสงออกมาได้เป็นภาพ สามารถสรุปขั้นตอนการทำงานภายในหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ ได้ดังนี้คือ โฟตอนรังสีเอ็กซ์ เป็นโฟตอนแสงและเป็นอิเล็กตรอน สุดท้ายก็เป็นโฟตอนแสง

แผ่นเรืองแสงด้านรับและโฟโตแคโทด (Input Phosphor and Photocathode)

แผ่นเรืองแสงด้านรับจะใช้สารซีเซียมไอโอไดด์ (Cesium iodide CsI) แผ่นนี้ติดอยู่กับโฟโตแคโทด แยกจากกันโดยชั้นโลหะใสบางๆ เมื่อแสงจากแผ่นเรืองแสงตกกระทบโฟโตแคโทด จะให้อิเล็กตรอนออกมา ในจำนวนที่เป็นอัตราส่วนกับความสว่างของแผ่นเรืองแสง

เลนส์โฟกัสไฟฟ้า (Electrostatic Focusing Lens)

เลนส์โฟกัสไฟฟ้า จะเป็นประจุมวกทำเป็นแผ่นบางๆ อยู่ภายในของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์และอิเล็กโทด (electrod) เป็นตัวโฟกัสให้อิเล็กตรอนไหลจากโฟโตแคโทดไปยังแผ่นเรืองแสงทางออกแล้วอิเล็กตรอนที่โฟกัสจะถูกเปลี่ยนเป็นภาพ

แอโนดในการเร่งอิเล็กตรอน (Accelerating Anode)

แอโนดในการเร่งอิเล็กตรอน จะติดอยู่บริเวณคอของหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ทำหน้าที่ในการเร่งอิเล็กตรอนจากโฟโตแคโทดไปที่แอโนดและแผ่นเรืองแสงทางออก แอโนดมีศักดาไฟฟ้าเป็นบวก 25,000 โวลต์ ดังนั้นจะเร่งความเร็วให้อิเล็กตรอนได้

แผ่นเรืองแสงทางออก (Output Phosphor)

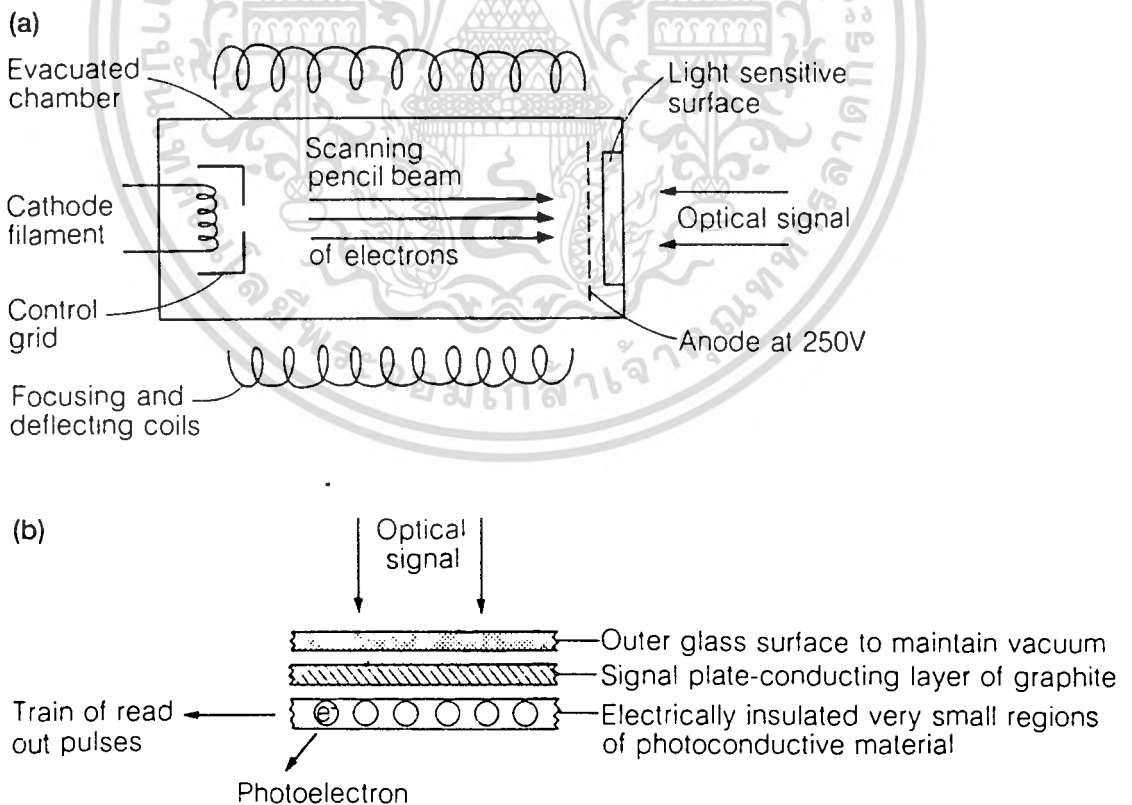
แผ่นเรืองแสงทางออก จะเปล่งแสงออกมาเป็นภาพเมื่ออิเล็กตรอนที่มีความเร่งสูงมาตกกระทบ การเปล่งแสงออกมาของแผ่นเรืองแสงทางออกจะมากกว่าแผ่นเรืองแสงทางด้านรับ และจะมีอะลูมิเนียมเป็นชั้นบาง ๆ วางอยู่บนแผ่นเรืองแสง สาเหตุที่มีชั้นอะลูมิเนียมบางๆ ก็เพื่อป้องกันแสงที่จะย้อนกลับเข้าไปในหลอดแล้ว มากระตุ้นโฟโตแคโทดอีกครั้งหนึ่ง สำหรับแผ่นอะลูมิเนียมจะบางมากๆ เพื่อให้อิเล็กตรอนพลังงานสูงผ่านได้ง่ายทะลุออกแผ่นเรืองแสงแผ่นอะลูมิเนียมจะเป็นกราวด์เมื่อจ่ายอิเล็ก

ตรอนออกไป ถ้าไม่จ่ายอิเล็กตรอนออกไปจะสะสมบนแผ่นเรืองแสงทางออก แล้วกลายเป็นประจุลบ การเพิ่มความสว่างของแผ่นเรืองแสงทางออก เป็นผลจากพื้นที่ของแผ่นเรืองแสงทางด้านรับและพื้นที่แผ่นเรืองแสงทางออก ถ้าแผ่นเรืองแสงทางด้านรับเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 25 เซนติเมตร และแผ่นเรืองแสงทางออก เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 2.5 เซนติเมตร ความสว่างจะเพิ่มขึ้นคือ $25^2 - 2.5^2 = 100$ และเมื่อรวมทุกๆ การขยายของหลอดขยายความสว่างแล้วประมาณ 5000

3.2.1.4 ระบบกล้องวงจรปิดในการจับภาพจากหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์

กล้องวงจรปิดจะเปลี่ยนข้อมูลในรูปภาพไปเป็นรูปแบบทางไฟฟ้า มีส่วนประกอบหลัก 2 ส่วน ดังรูปที่ 3.6(a) ในส่วนแรกเป็นส่วนโฟกัสลำอิเล็กตรอน อีกส่วนเป็นพื้นผิวโครงสร้างพิเศษในการรับแสง ดังรูปที่ 3.6(b)

พื้นผิวที่รับแสงมี 2 ชั้น ชั้นต่ำสุดจะมีความสำคัญมาก



รูปที่ 3.6 (a) โครงสร้างพื้นฐานของกล้องวงจรปิด

(b) แสดงรายละเอียดของการรับแสง

จะประกอบด้วยวัสดุตัวนำภาพทางไฟฟ้า (Photoconductive) ที่เป็นกลุ่ม แต่โครงสร้างภายในจะเป็นพื้นที่เล็กๆ ที่ยาวออกไปของตัวนำภาพ (Photo conductor)

เมื่อแสงตกโดยตรงที่กล้องโฟโตอิเล็กตรอน (Photo electron) จะหลุดจากกลุ่มแมตริกซ์ วัสดุตัวนำภาพทางไฟฟ้าเกิดประจุบวกที่ตำแหน่งนั้นๆจะเป็นสัดส่วนกับความเข้มแสงที่ตกกระทบ ซึ่งก็คือข้อมูลภาพ ดังนั้นข้อมูลภาพจะสัมพันธ์กับประจุบวก แล้วทำให้เกิดความแตกต่างของจุดในแผ่นแมตริกซ์ตัวนำภาพทางไฟฟ้า

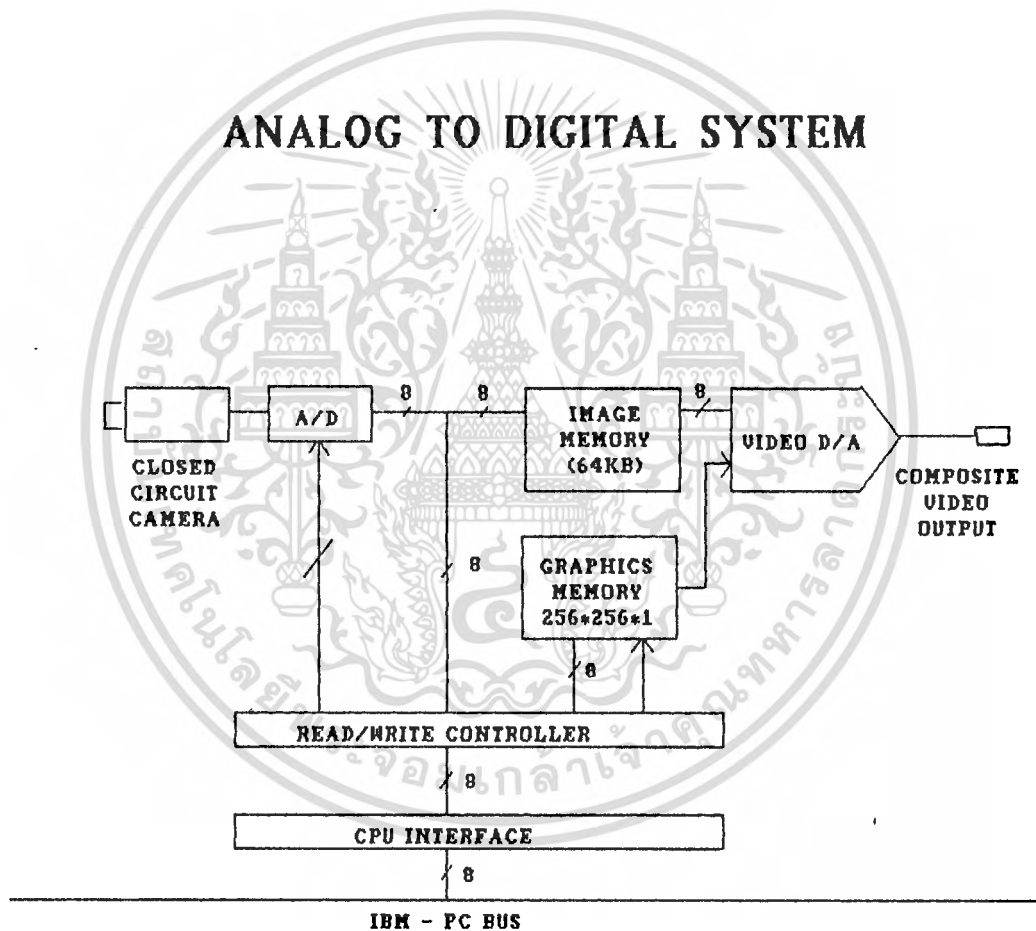
ลำอิเล็กตรอนจะสแกนผ่านวัสดุตัวนำภาพทางไฟฟ้า จะชนกับจุดเก็บประจุ เกิดเป็นกระแสค่าหนึ่งๆ (Pulse) ที่เป็นสัดส่วนกับขนาดของประจุที่ไหลในตัวนำแผ่นสัญญาณ ดังนั้นข้อมูลภาพจะเปลี่ยนอย่างรวดเร็วเป็นอนุกรมกระแสที่เหมาะสมกับจุดความเป็นจริงบนแผ่นภาพ วัสดุตัวนำภาพทางไฟฟ้าจะใช้นั้นเรื่องแสงแล้วลำอิเล็กตรอนจะสแกนผ่านแผ่นนี้

3.2.1.5 ระบบการเปลี่ยนสัญญาณทีวีเป็นระบบคอมพิวเตอร์

อนาลอกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital (A/D)) ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนสัญญาณในรูปสัญญาณต่อเนื่องเป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่อง (Digital) ในระบบการเปลี่ยนสัญญาณทีวีเป็นระบบคอมพิวเตอร์ คือจะทำการเปลี่ยนสัญญาณจากกล้องวงจรปิดซึ่งเป็นสัญญาณภาพร่วมกับสัญญาณซิงค์ (Sync) ไปเป็นสัญญาณทางคอมพิวเตอร์ ที่เรียกว่าสัญญาณดิจิตอล วงจรดังกล่าวออกแบบเพื่อใช้กับไมโครคอมพิวเตอร์ ดังมีผังไดอะแกรม

การทำงานของระบบคือ จากกล้องวงจรปิดเป็นข้อมูลภาพที่อยู่ในรูปสัญญาณไฟฟ้ารวมกับสัญญาณซิงค์ ซึ่งเป็นสัญญาณต่อเนื่องเมื่อผ่าน A/D โดยการควบคุมจากไมโครคอมพิวเตอร์จะได้สัญญาณดิจิตอลแล้วผ่านหน่วยเก็บความจำภาพ การเก็บจะเก็บแบบหนึ่งจุดภาพต่อหน่วยความจำ 1 ไบท์ ซึ่งเท่ากับ 8 บิต จะได้ระดับเทาทั้งหมด 256 ระดับ หลังจากนั้นจะผ่าน D/A เพื่อเปลี่ยนสัญญาณภาพในรูปสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณต่อเนื่องออกจอภาพทีวีได้ภาพวัตถุที่รังสีเอ็กซ์ฉายผ่าน เพราะฉะนั้นเมื่อต้องการเก็บภาพหรือหยุดภาพนั้นไว้จะควบคุมโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ข้อมูลภาพจะถูกเก็บบนหน่วยความจำบนการ์ด (Image Memory) แล้วไมโครคอมพิวเตอร์จะควบคุมการติดต่อกับหน่วยความจำบนการ์ด เพื่ออ่านข้อมูลบนการ์ด เข้าสู่หน่วยความจำชนิดอ่อนของไมโครคอมพิวเตอร์ ภาพ 1 ภาพ จะมีขนาด 256x256 จุดภาพ ในการอ่านข้อมูลจะอ่านเข้ามาที่ไมโครคอมพิวเตอร์ขนาด 1 เส้นถึง 8 เส้นสแกน

ของจอภาพทีวี แล้วแต่ความเหมาะสมของสัญญาณ จะต้องใช้หน่วยความจำเก็บ 8 เส้นสแกน เท่ากับ 256x8 บิต



รูปที่ 3.7 ฟังไดอะแกรมของระบบเปลี่ยนสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 ระบบอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ในการทดลองวิจัย

ในการทดลองวิจัยได้ใช้คอมพิวเตอร์ 2 ชุด แต่ละชุดจะทำหน้าที่ต่างกัน ในรูปที่ 3.24 ระบบคอมพิวเตอร์ชุดแรก ในคอมพิวเตอร์ชุดแรกมีองค์ประกอบดังต่อไปนี้

- คอมพิวเตอร์ ขนาด 16 บิท ไอบีเอ็ม พีซี (IBM-PC Compatible)
- ความเร็วในการทำงาน 4.7 เมกกะเฮิรตซ์
- มีขนาดหน่วยความจำหลัก 640 กิโลไบต์
- จอมอนิเตอร์แสดงอักษรขนาด 12 นิ้ว
- อุปกรณ์ในการอ่านข้อมูลและแสดงภาพตัดขวาง
- จอมอนิเตอร์แสดงภาพตัดขวางขนาด 14 นิ้วและเป็นภาพขาวดำ

หน้าที่หลักของคอมพิวเตอร์ชุดแรก ทำหน้าที่อ่านข้อมูลเข้ามาในคอมพิวเตอร์แล้วเก็บลงหน่วยความจำชนิดอ่อน (Floppy Disk) ข้อมูลดังกล่าวจะถูกนำไปสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์อีกชุดหนึ่ง คอมพิวเตอร์ชุดแรกนี้ทำหน้าที่แสดงภาพตัดขวางด้วย คอมพิวเตอร์ชุดที่สองที่ใช้ในการทดลองมีหน้าที่ในการสร้างภาพตัดขวางและประมวลผลข้อมูลบางอย่าง คอมพิวเตอร์ดังกล่าวมีรายละเอียดดังนี้

- ไมโครคอมพิวเตอร์ขนาด 32 บิท (MS-DOS)
- ความเร็วในการทำงาน 20 เมกกะเฮิรตซ์ (MHz) ซีพียู 80386
- หน่วยความจำหลัก 2 เมกกะไบต์ (MB)
- ชิพไอซีช่วยในการคำนวณทางคณิตศาสตร์ 80387/20
- จอมอนิเตอร์แสดงภาพและอักษรขนาด 12 นิ้ว

3.3 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงคุณสมบัติและรายละเอียดของอุปกรณ์ในการทดลองวิจัยทั้งหมด ด้านอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ และด้านคอมพิวเตอร์ ในด้านอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ได้กล่าวถึง คุณสมบัติของหลอดรังสีเอ็กซ์ การเกิดรังสีเอ็กซ์ หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ และระบบจ่ายพลังงานไฟฟ้าให้อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ ส่วนในด้านของคอมพิวเตอร์กล่าวถึง รายละเอียดของการ์ดในการอ่านข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์ คอมพิวเตอร์ในการอ่านข้อมูลและแสดงภาพ รวมถึงคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ รูปภาพของอุปกรณ์ต่างๆ จะแสดงไว้ในภาคผนวกที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

หลักการสร้างภาพและผลการทดลอง

4.1 กล่าวนำ

เมื่อทราบถึงหลักการเกิดรังสีเอ็กซ์และคุณสมบัติต่างๆ ของอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลองแล้ว ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดลองสร้างภาพตัดขวาง โดยนำข้อมูลจากรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านวัตถุ ผลการทดลองที่ได้และเวลาที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพตัดขวางด้วยไมโครคอมพิวเตอร์ต่างประเภทกัน

4.2 หลักการสร้างภาพตัดขวาง

4.2.1 ทฤษฎี

หลักการสร้างภาพตัดขวางในการทดลองวิจัย ใช้ทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบรังสีกรวย โดยที่ระยะระหว่างตัวรับรังสีเท่ากับในแนวตรง คณิตศาสตร์พื้นฐานในการสร้างภาพตัดขวางแสดงดังนี้ พิจารณาในรูปที่ 4.1 แม้ว่าข้อมูลโปรเจกชันจะถูกวัดที่เส้นตรง D_1, D_2 แต่ในทางทฤษฎีแล้วจะมีประสิทธิภาพมากขึ้น ถ้าสมมติให้ตัวรับรังสีอยู่บนเส้นตรง D'_1, D'_2 ซึ่งผ่านจุดเริ่มต้น (Origin) เรา จะพิจารณาอินทิกรัลตามแนว SB ค่าโปรเจกชันของแต่ละลำรังสีแสดงโดย $R_\beta(s)$ ระยะทาง s' อยู่บนตัวรับรังสีเอ็กซ์ที่จินตนาการ (Imaginary detector) ให้ D เป็นระยะระหว่างแหล่งกำเนิดรังสี ถึงจุดศูนย์กลาง ส่วน $f(r, \phi)$ เป็นภาพที่เราจะนำมาสร้างภาพตัดขวางกลับในโพล่าโคออร์ดิเนต (Polar coordinate)

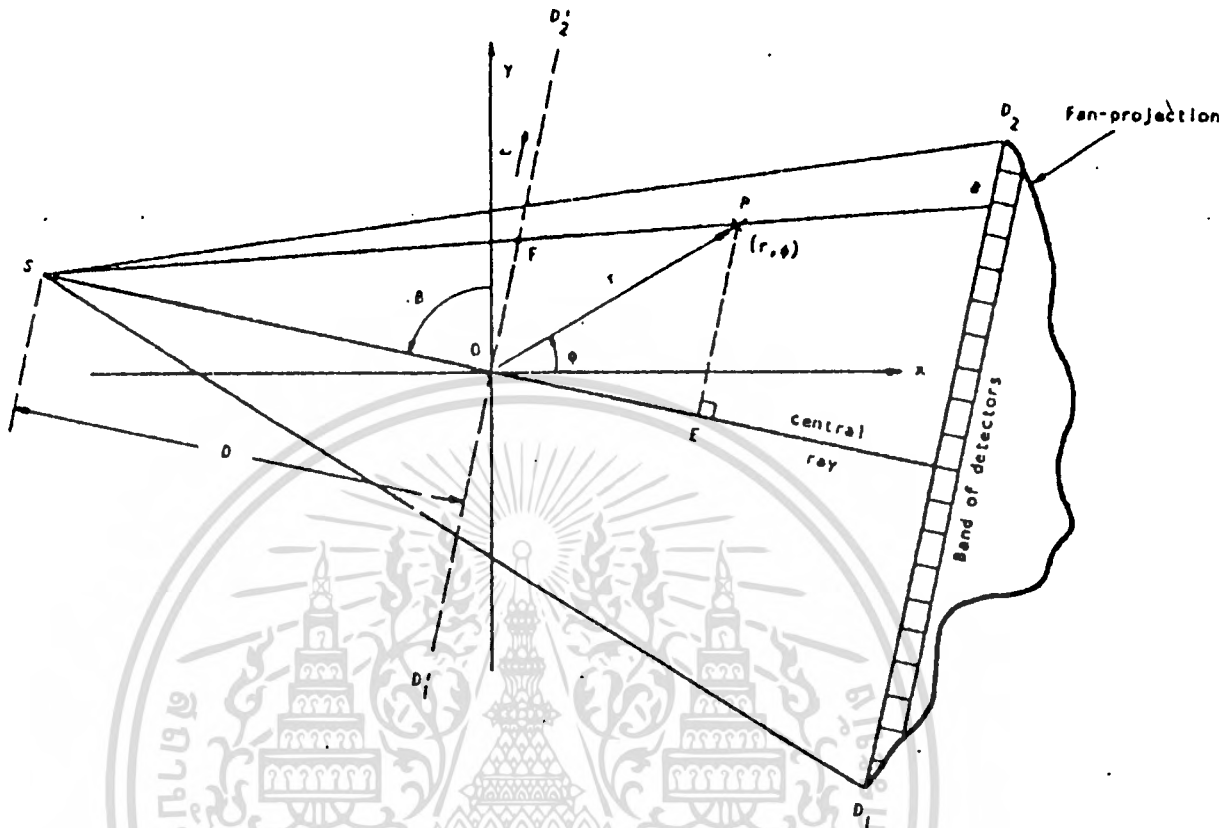
เพื่อความง่ายในการเข้าใจกำหนดตัวแปรขึ้น 2 ตัว คือ u และ s' โดยนิยามดังนี้

$$\begin{aligned} U(r, \phi, \beta) &= \frac{\overline{SO} + \overline{OP}}{D} \\ &= \frac{D + r \sin(\beta - \phi)}{D} \quad (4.1) \end{aligned}$$

พารามิเตอร์ s' หมายถึงค่าของ s' ที่ลำรังสีผ่านจุด (r, ϕ) ในรูปที่ 4.1 s'

เท่ากับ OF

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.1 แสดงตัวแปรต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางจากรังสีแบบกรวย

$$\frac{s'}{SO} = \frac{EP}{SP}$$

$$s' = \frac{D r \cos (\beta-\phi)}{D + r \sin (\beta-\phi)} \quad (4.2)$$

ฟังก์ชันภาพ $f(r, \phi)$ และโปรเจกชัน $R_{\beta}(s)$ แสดงความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \int_{-sm}^{sm} \frac{1}{U^2} R_{\beta}(s) \frac{D}{\sqrt{D^2+s'^2}} \frac{1}{2} h(s'-s) dsd\beta$$

(4.3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือ

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2(r, \phi, \beta)} Q_\beta(s') d\beta \quad (4.4)$$

โดย

$$Q_\beta(s') = \int_{-sm}^{sm} R'_\beta(s') \otimes h(s'-s) ds \quad (4.5)$$

วิธีนี้เป็นคณิตศาสตร์ในการสร้างภาพตัดขวางแบบระยะระหว่างตัวรับรังสีเท่ากันใน
แนวตรง ที่ใช้ในการทดลองวิจัย ข้อมูลอินพุตที่นำมาคำนวณคือ

$$\begin{aligned} R_\beta(s) &= \text{ค่าของการดูดซับของเนื้อเยื่อ} \\ \beta &= \text{ค่ามุมของโปรเจกชันนั้นๆ} \\ s &= \text{ค่าตำแหน่งของตัวรับรังสี} \end{aligned}$$

เมื่อได้ค่า $R_\beta(s)$ แล้วแทนลงในสมการ 4.4 และ 4.5 ทำการสร้างภาพตัดขวาง

4.2.2 โปรแกรม CT-KMITL ในการสร้างภาพตัดขวาง

ขั้นตอนในการเขียนโปรแกรม CT-KMITL โดยไมโครคอมพิวเตอร์ เพื่อสร้างภาพ
ตัดขวางสามารถสรุปได้ดังนี้

1. อ่านข้อมูลจากกล้องวงจรปิด โดยผ่านการตีในการเปลี่ยนแปลงสัญญาณจากสัญญาณต่อเนื่องเป็นสัญญาณไม่ต่อเนื่อง ซึ่งเป็นค่าข้อมูลการดูดซับของวัตถุ เมื่อฉายรังสีเล็งที่ทะลุผ่านวัตถุนั้นๆ
2. นำข้อมูลที่ได้อ่านทำการกำจัดสัญญาณรบกวนขั้นต้นซึ่งเรียกว่า การประมวลผลเบื้องต้น (Pre - Processing) ซึ่งจะกล่าวถึงต่อไป
3. เมื่อผ่านขบวนการกำจัดสัญญาณรบกวนขั้นต้นแล้ว เปลี่ยนค่าข้อมูลทั้งหมดที่เป็นค่าตัวเลข (Integer) เป็นค่าล็อกการิทึม (Logarithm)

$$R_{\beta}(s) = \ln \left[\frac{N_{in}}{N_d} \right]$$

4. ดัดแปลงโปรเจกชัน (Modify Projection) คือเปลี่ยนข้อมูลที่ตำแหน่ง D_1, D_2 มาที่ตำแหน่ง D'_1, D'_2 โดยสมการ

$$R'_{\beta}(s') = R_{\beta}(s) D \cos(s)$$

5. นำข้อมูลโปรเจกชันที่ผ่านขั้นตอน 4 ไปคอนโวลูชันกับฟิลเตอร์ตามสมการ 4.5

$$Q_{\beta}(s') = \int_{sm}^{sm} R'_{\beta}(s') \otimes h(s'-s) ds$$

6. ข้อมูลโปรเจกชันที่ผ่านการคอนโวลูชันแล้ว กระทำการสร้างภาพตัดขวางด้วยสมการ 4.4 ในแต่ละโปรเจกชัน จะทำการซ้อน (superposition) หนึ่งครั้ง
7. ขยับระนาบการโปรเจกชันไปอีกหนึ่งระนาบ แล้วทำตามขั้นตอน 4 ถึง 6 จนครบ 360 องศา

ขั้นตอนที่สำคัญในการสร้างภาพตัดขวางได้แก่ ขั้นตอนที่ 4 ถึง 6 ซึ่งจะแสดงรายละเอียดของเวลาการคำนวณของไมโครคอมพิวเตอร์ต่างๆ ในตอนต่อไป

4.3 เวลาในการสร้างภาพตัดขวาง

ในการทดลองวิจัยได้ทำการสร้างภาพตัดขวาง โดยไมโครคอมพิวเตอร์เป็นภาพที่มีขนาด 256×256 จุดภาพและระดับเทา 256 ระดับ ซึ่งมีตัวรับรังสีจำนวน 255 ตัวสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.1

ส่วนในรูปที่ 4.2 แสดงถึงเวลาในการสร้างภาพตัดขวางเทียบกับราคาของไมโครคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางของไมโครคอมพิวเตอร์ต่างๆ ต่อโปรเจกชั่น

CONFIG ITEM	IBM-PC 4.47 MHz CPU 8088/8087 (sec)	IBM-PC 10 MHz CPU 80286/80287 (sec)	COMPAQ 20 MHz CPU 80386/80387 (sec)
1. Modify Projection	1.32	1.10	0.05
2. Filtering	10.21	5.06	2.37
3. Back Projection	72.5	54.49	10.82
TOTAL	84.02	60.98	14.73

จากตารางที่ 4.1 เราสามารถคำนวณเวลาในการสร้างภาพตัดขวางที่โปรเจกชั่นต่างๆ สำหรับกรณไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิต ความเร็วในการทำงาน 20 เมกกะเฮิทซ์ดังตารางที่ 4.2 ดังนี้

ตารางที่ 4.2 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางของไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิต กับ

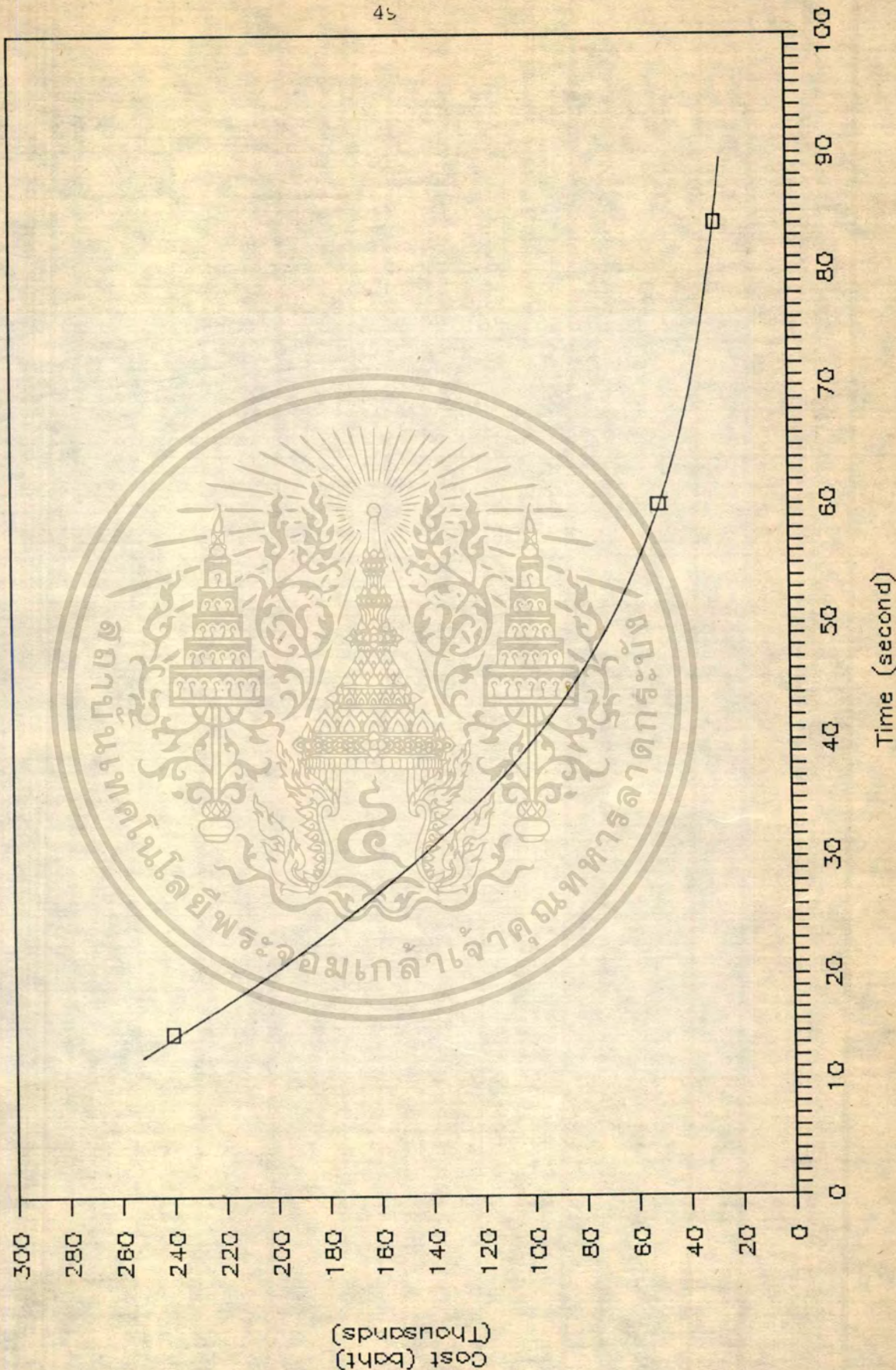
โหลี่ที่ช่วยในการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ ต่อจำนวนโปรเจกชั่น

PROJECTION NO. ITEM	1 (sec)	60 (min)	180 (min)	360 (min)
1. Modify Projection	1.54	1.54	4.62	9.24
2. Filtering	2.37	2.37	7.11	14.22
3. Back Projection	10.82	10.82	32.46	64.92
TOTAL	14.73	14.73	44.19	88.38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Cost Microcomputer and Time



เอกสารรูปที่ 4.2 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางต่อโปรเจกซ์กับราคาของไมโครคอมพิวเตอร์ต่างๆ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการทดลองวิจัยเวลาในการสร้างภาพตัดขวางยังทำเกินไพล่าวคือ ในไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิท ที่มีไอซีช่วยในการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ (Math Co-processor) จะใช้เวลาประมาณ 14 วินาทีต่อการสร้างภาพ 1 โปรเจกชั่น ฉะนั้นจะใช้เวลาประมาณ 1 ชั่วโมง 30 นาทีต่อการสร้างภาพ 360 โปรเจกชั่น ในการทดลองวิจัยได้ทำการพัฒนาโปรแกรมและใช้การ์ดไวเทค (Weitek Card) หมายถึง การ์ดที่ช่วยในการคำนวณสมการที่ซับซ้อนทางคณิตศาสตร์ ดังนั้นเวลาในการสร้างภาพตัดขวางเป็นไปตามตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 เวลาในการสร้างภาพตัดขวางของไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิทกับ การ์ดไวเทค

PROJECTION NO.	1	60	180	360
1. Modify Projection (sec)	0.11	6.60	19.8	39.6
2. Filtering (sec)	0.50	30.0	90.0	180
3. Back Projection (sec)	2.14	128.40	256.80	770.4
TOTAL (min)	0.04	2.75	8.25	16.5

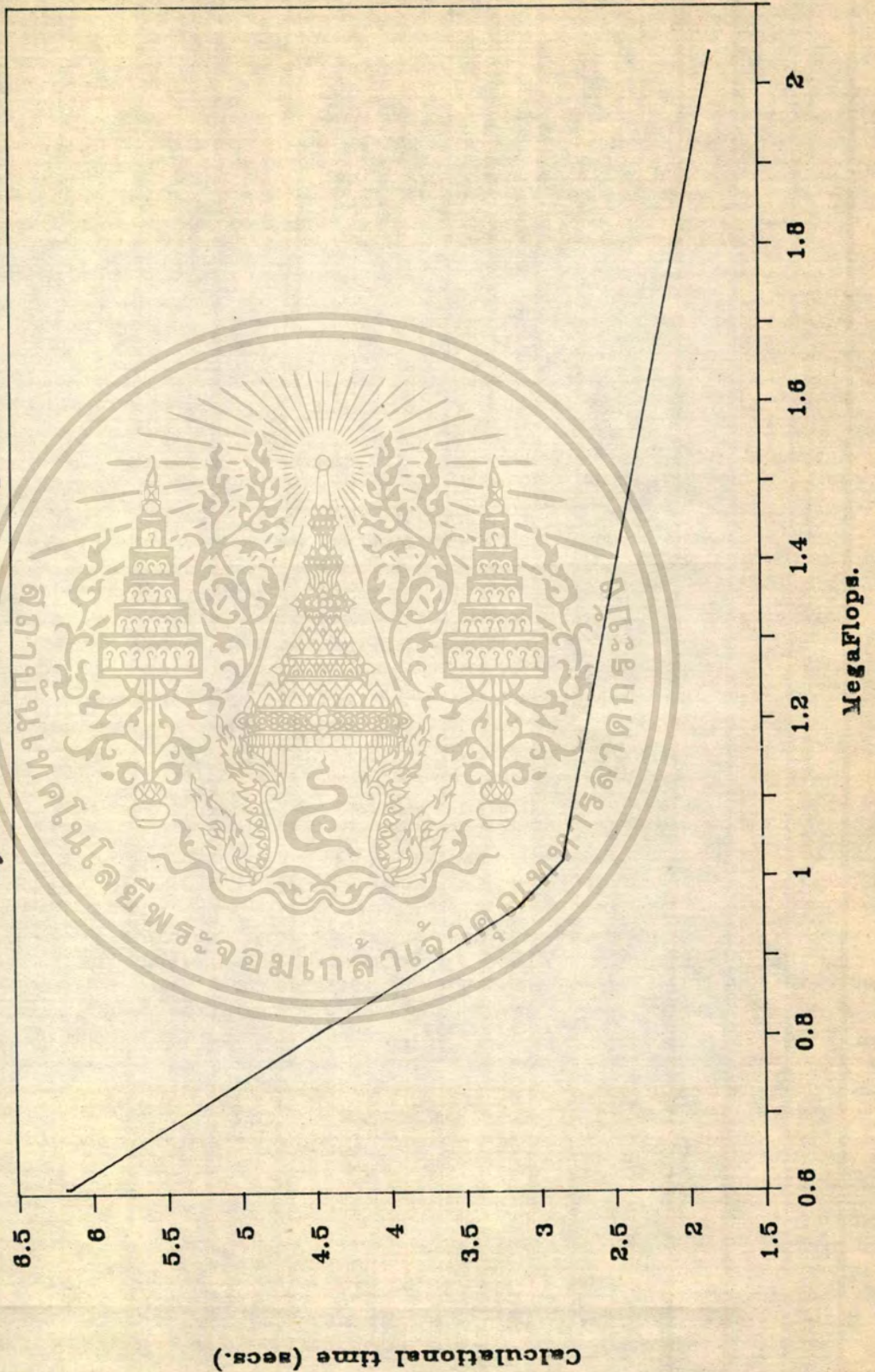
จากตารางที่ 4.3 สรุปได้ว่าเวลาในการสร้างภาพตัดขวางลดลง สามารถทดลองวิจัยได้ในทางการผลิตเป็นสินค้า ต้องพัฒนาโปรแกรมและใช้การ์ดที่ช่วยในการคำนวณสมการที่ซับซ้อนทางคณิตศาสตร์ที่มีความสามารถมากกว่านี้ รูปที่ 4.3 เป็นการเปรียบเทียบค่าเม็กกะฟลอย (MFLOPS) ต่อเวลาในการสร้างภาพตัดขวางของการ์ดไวเทค และไอซีที่ช่วยในการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์ (Math Co-processor) ในรูปที่ 4.4 เป็นไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิท ที่ใช้ในการคำนวณส่วนในรูปที่ 4.5 เป็นไอซีที่ช่วยในการคำนวณทางคณิตศาสตร์และการ์ดไวเทค

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของศูนย์วิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Curve of Speed and Computational Time

By BENW.C & SPDTEST.C Program

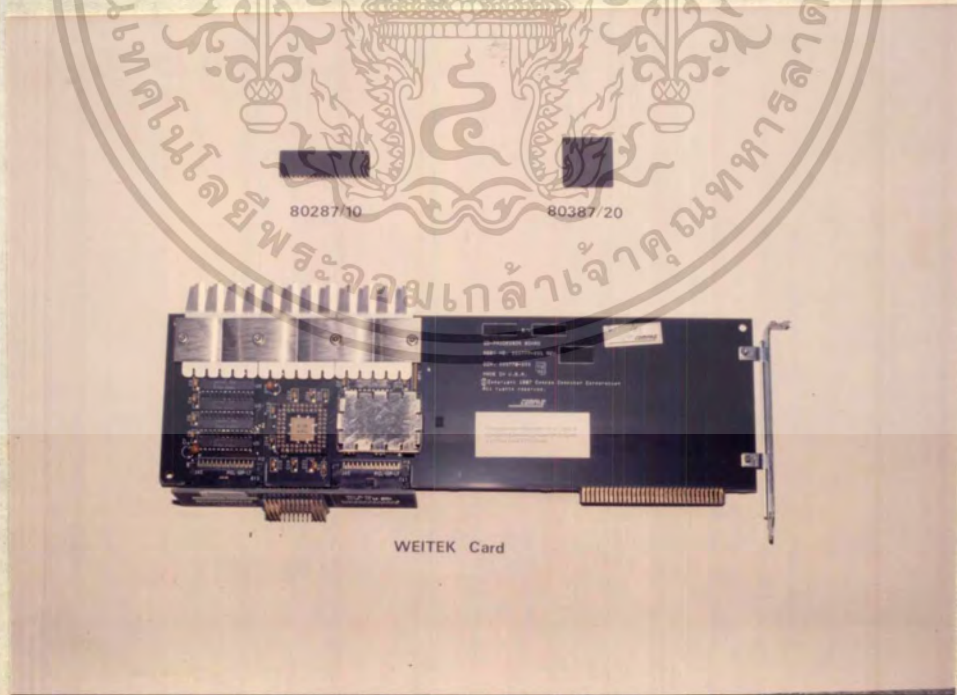


เอกสารรูปที่ 4.3 เปรียบเทียบค่าเมกกะฟลอปกับเวลาในการสร้างภาพตัดขวางต่อโปรแกรม

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 ไมโครคอมพิวเตอร์ 32 บิตที่ใช้ในการคำนวณ



รูปที่ 4.5 ไอซีและการ์ดที่ช่วยในการคำนวณสมการทางคณิตศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.3 จะเห็นว่าค่าเม็กะฟลอบสูงสุดของการัดไวเทค มีค่าเท่ากับ 2 เม็กะฟลอบ เวลาในการสร้างภาพตัดขวางเท่ากับ 2.75 วินาทีต่อโปรเจกชันเพราะฉะนั้นในทางการผลิตเป็นสินค้าต้องมีความเร็วในการคำนวณมากกว่านี้ นั่นคือประมาณ 20 เม็กะฟลอบ

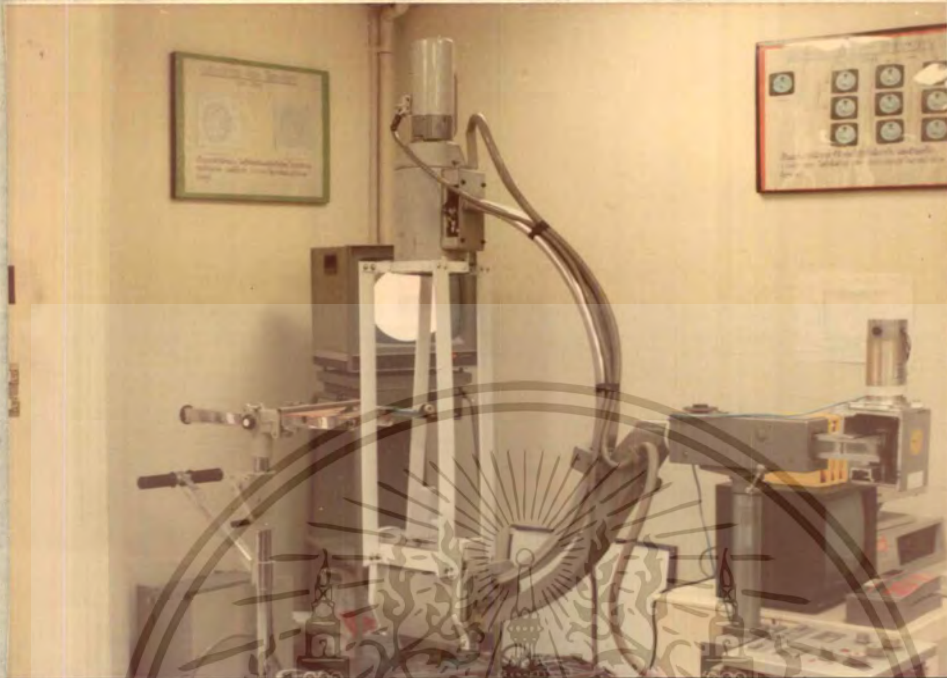
4.4 การทดลอง

ในการทดลองสร้างภาพตัดขวาง จากรังสีเอ็กซ์แบบใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ เป็นตัวตรวจรับรังสีได้จ่ายพลังงานให้หลอดรังสีเอ็กซ์เท่ากับ 60 กิโลวัตต์ 1 มิลลิแอมป์ โดยสร้างภาพตัดขวางของกระดูกและน้ำ หลักการคือการใช้รังสีเอ็กซ์ฉายผ่านเข้าไปในส่วนของกระดูกและน้ำ จากนั้นจะได้ข้อมูลภาพที่จอมอนิเตอร์ส่งผ่านเข้าไมโครคอมพิวเตอร์ โดยมีขนาดเท่ากับ 256 จุดภาพ แต่ละจุดภาพคือ ค่าความเข้มของปริมาณรังสีที่ผ่านวัตถุแล้ว จากนั้นประมวลผลข้อมูลสร้างภาพตัดขวางกลับมา

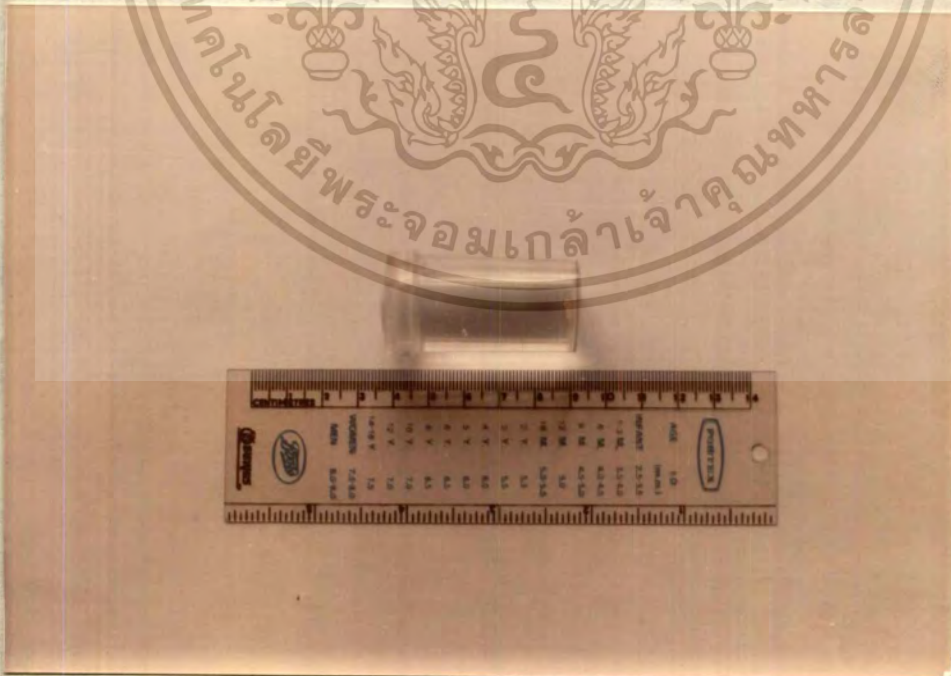
การทดลองได้ทำการหมุนอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ คือตัวฉายรังสีเอ็กซ์และหลอดรับรังสีเอ็กซ์ ไปรอบวัตถุ 360 องศา แต่เราหมุนไปที่ละโปรเจกชัน (STEP) เพราะฉะนั้นถ้าต้องการข้อมูล 60 โปรเจกชันจะหมุนไป 60 โปรเจกชัน แต่ละโปรเจกชันห่างกันครึ่งละเท่ากับ 6 องศา ในการทดลองที่ใช้ 60 โปรเจกชัน เพราะระบบการหมุนยังเสียเวลานานในการหมุน 1 รอบ อีกปัญหาคือคอมพิวเตอร์ในการสร้างภาพตัดขวางยังเสียเวลานาน รูปที่ 4.6 เป็นระบบที่กำลังทดลองวิจัย การหมุนโดยการหมุนแกนเหล็กรูปตัว C ที่ยึดตัวฉายรังสีเอ็กซ์และหลอดรับรังสีเอ็กซ์ เมื่อหมุนไปหนึ่งโปรเจกชัน จะอ่านข้อมูลเข้าไมโครคอมพิวเตอร์หนึ่งครั้ง การอ่านแต่ละครั้งจะอ่าน 8 เส้นสแกนของจอภาพมอนิเตอร์แต่ละเส้นสแกนเท่ากับ 256 จุด แต่ละจุดคือ ความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ฉายผ่านวัตถุ ฉะนั้นจะได้ข้อมูลทั้งหมด 2048 จุด ในสมการคณิตศาสตร์ คือ ค่าของ $R_B(s)$

4.4.1 การทดลองโดยให้หลอดน้ำ

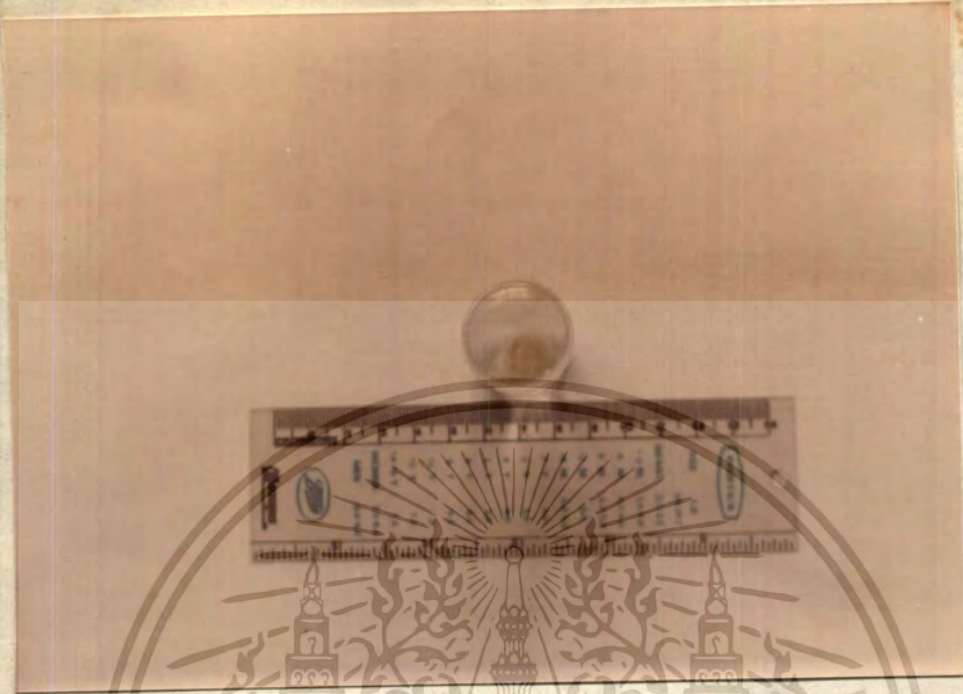
หลอดน้ำที่กล่าวถึงคือ น้ำที่บรรจุอยู่ในขวดพลาสติกเล็กๆ ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.5 เซนติเมตรยาว 5 เซนติเมตร ดังรูปที่ 4.7 ส่วนในรูปที่ 4.8 เป็นข้อมูลโปรเจกชัน $R_B(s)$ ที่จำลองขึ้นโดยไมโครคอมพิวเตอร์จำนวนทั้งหมด 60 โปรเจกชัน แต่ละโปรเจกชันมีลักษณะเหมือนกัน



รูปที่ 4.6 ระบบที่กำลังทดลองวิจัย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 หลอดน้ำที่นำมาทดลอง

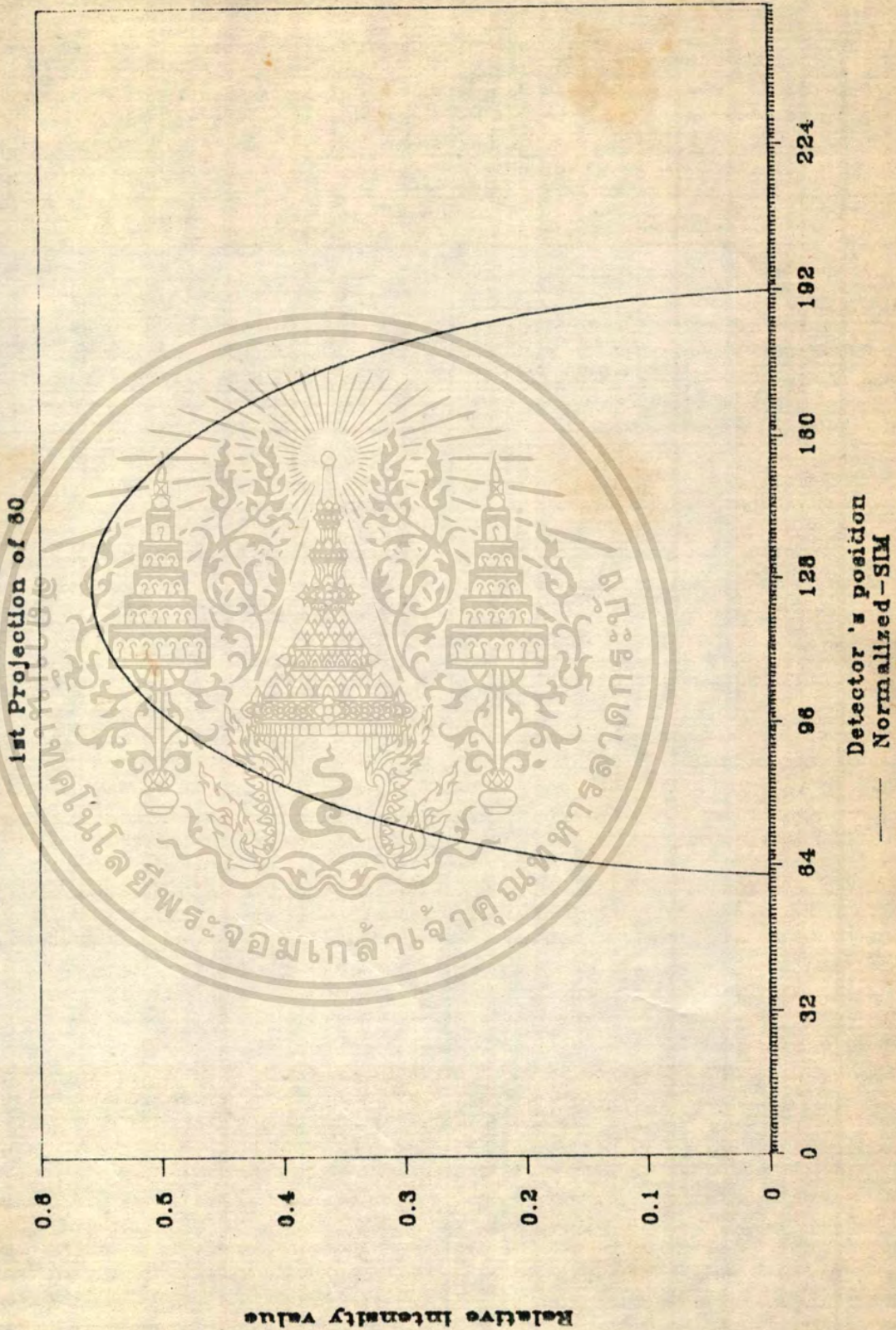
ในรูปที่ 4.9 เป็นข้อมูลโปรเจกชันที่ผ่านการฟิลเตอร์ได้ค่าของ $Q_B(s')$ โดยใช้ฟังก์ชันฟิลเตอร์รูปแบบที่หนึ่ง (Rectangular Filter)

ในรูปที่ 4.10 เป็นภาพตัดขวางของน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ส่วนในรูปที่ 4.11 แสดงถึงเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางน้ำที่ตำแหน่ง $Y = 128$ โดยภาพตัดขวางจะนิยามได้ว่าเป็นภาพ 2 มิติ ที่มีค่าตำแหน่งในแนวตั้งคือ ค่า Y และค่าตำแหน่งในแนวนอน คือ ค่า X (รูปที่ 4.10)

เมื่อทดลองกับหลอดน้ำจริงที่ได้ออกมาแล้วจะได้ข้อมูลโปรเจกชัน $R_B(s)$ ดังรูปที่ 4.12 และในรูปที่ 4.13 คือ ข้อมูลโปรเจกชันที่ผ่านการฟิลเตอร์ $Q_B(s')$ จะได้ภาพตัดขวางของน้ำดังรูปที่ 4.14 ในรูปที่ 4.15 แสดงถึงเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางน้ำจริงที่ตำแหน่ง $Y = 128$

ในรูปที่ 4.16 เป็นการเปรียบเทียบโปรเจกชันน้ำที่จำลอง โดยไมโครคอมพิวเตอร์กับโปรเจกชันของน้ำจริงที่นำมาทดลอง จะเห็นว่าค่าที่ได้จากโปรเจกชันของน้ำจริงจะผิดพลาดหรือเบี่ยงเบนไปจากความเป็จริง เพราะฉะนั้นต้องปรับปรุงแก้ไขผลกระทบต่างๆ ที่ทำให้สัญญาณที่อ่านเข้าไมโครคอมพิวเตอร์ผิดพลาดไป

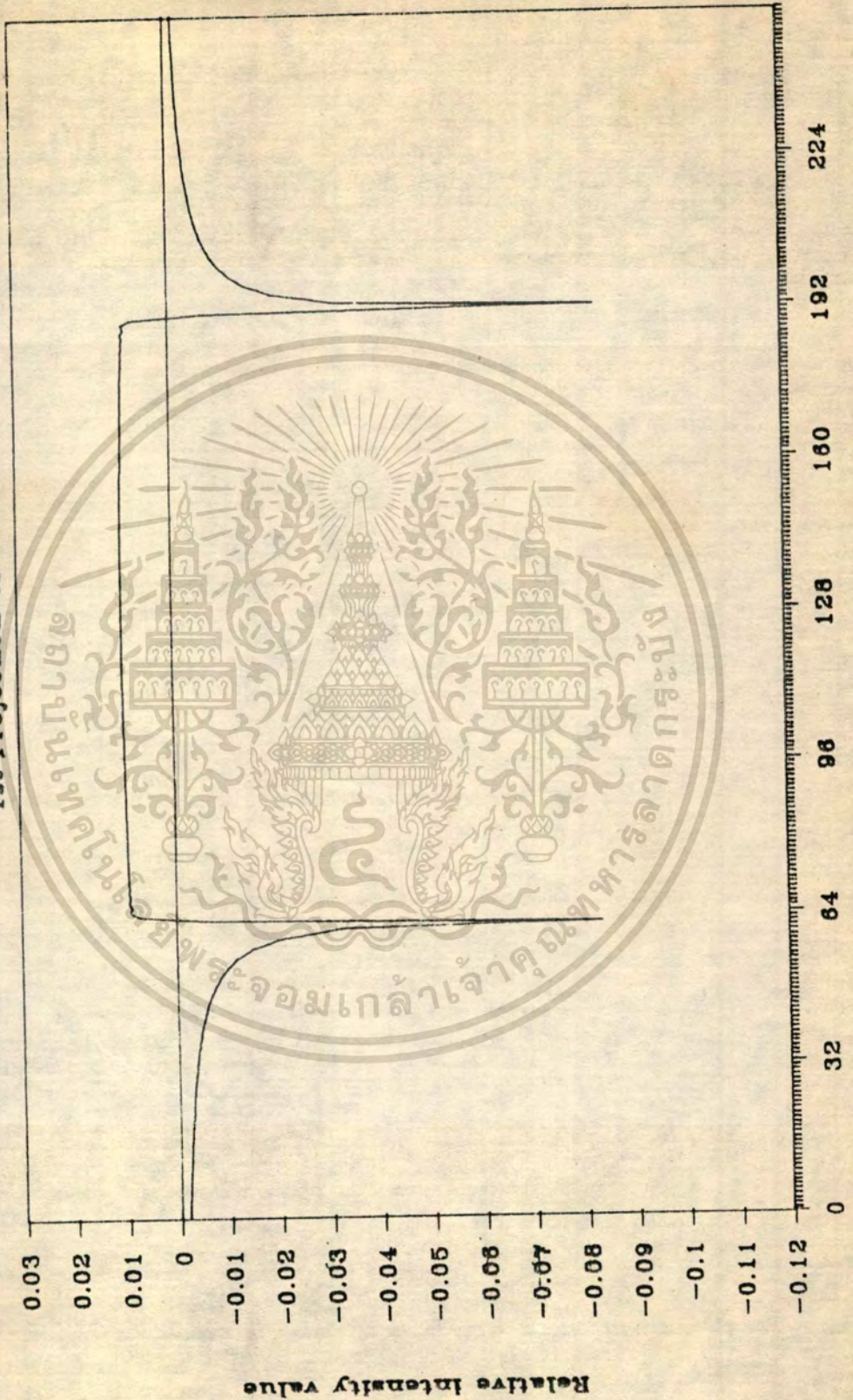
Log-Projection of WATER



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 4.8 ข้อมูลโปรเจกชัน $R_g(s)$ ที่จำลองขึ้นโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ซึ่งดำเนินการคำนวณว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Filter of SIMULATED WATER

1st Projection of 80



— Detector's position
 — Rectangular Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ 49 ข้อมูลโปรเจกชันของน้ำที่ผ่านการฟิเตอร์ได้เป็นค่า $0.8 (s^{-1})$ ไม่ควรกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

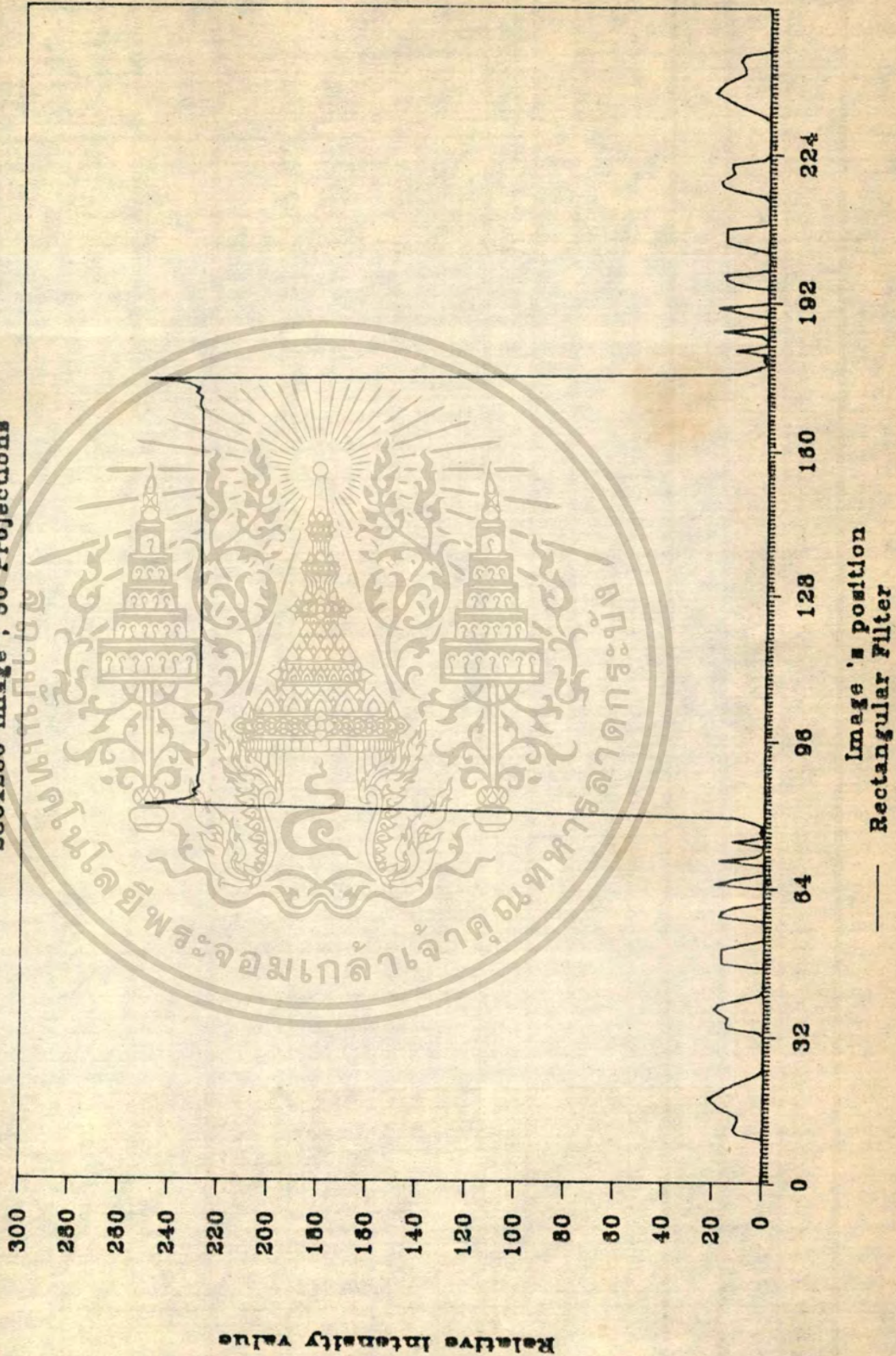


รูปที่ 4.10 ภาพตัดขวางน้ำโดยการจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Line No.128 of SIMULATED WATER Image

256x256 Image ; 80 Projections

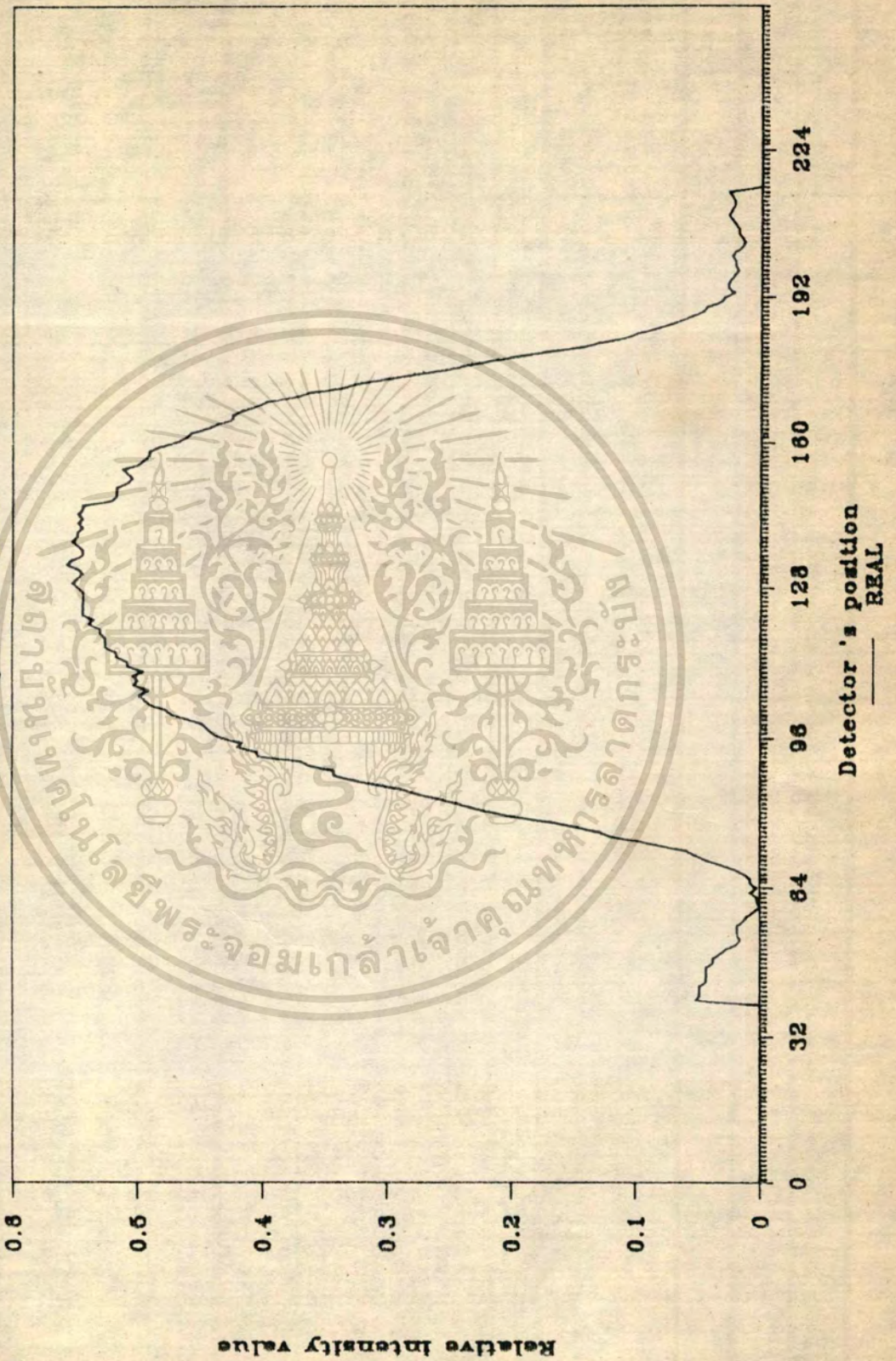


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 4-11 ข้อมูลเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์ที่ Y = 128 ค่า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Log-Projection of WATER

1st Projection of 60

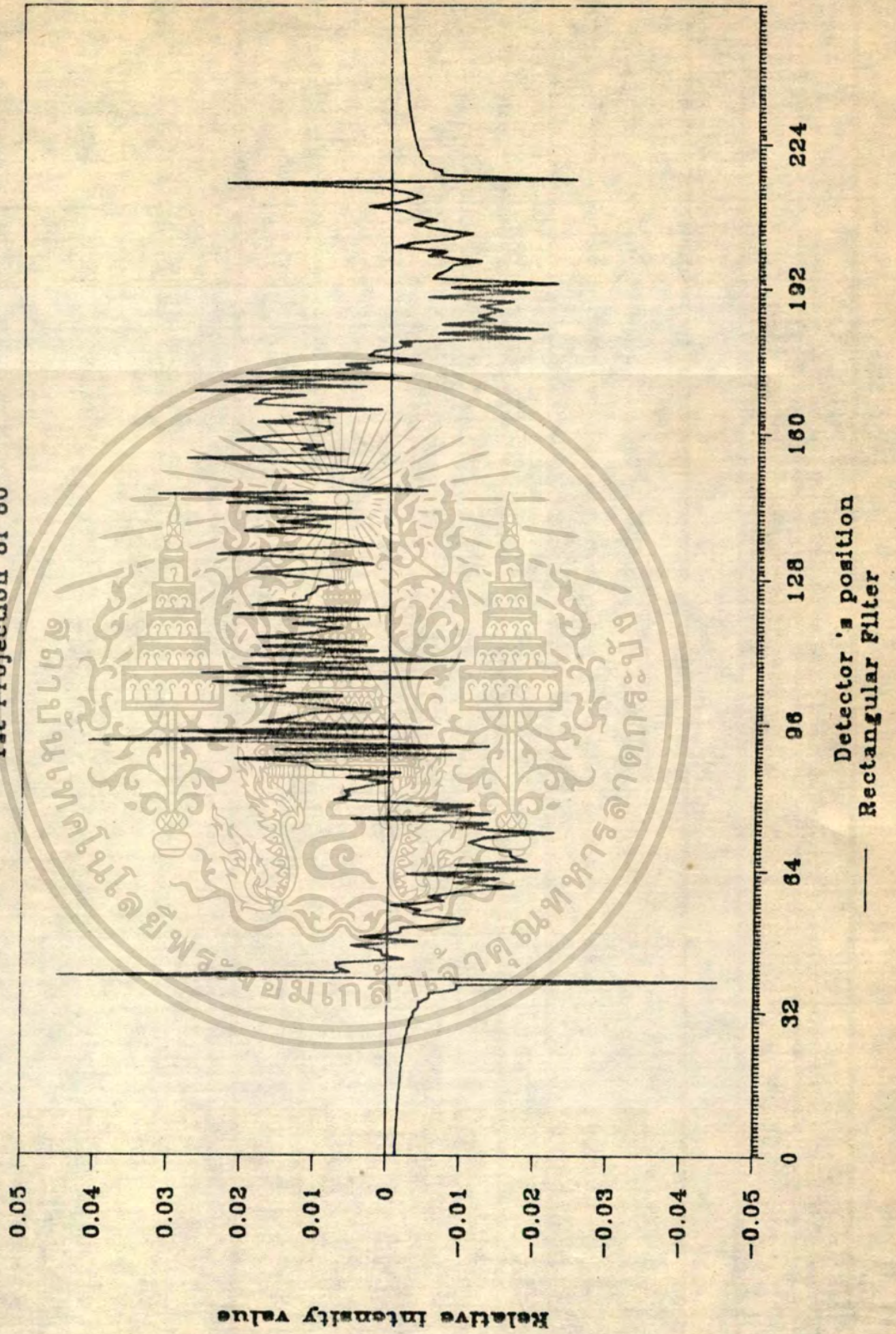


รูปที่ 4.12 โพรเจกชันของน้ำที่ทดลองวิจัย 1 โพรเจกชัน จาก 60 โพรเจกชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สร้างขึ้นโดยเครื่องวัดรังสีเอกซ์แบบอัตโนมัติ ซึ่งใช้ในการคำนวณค่าความหนาแน่นของน้ำที่ทดลองวิจัย 1 และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Filter of REAL WATER

1st Projection of 60

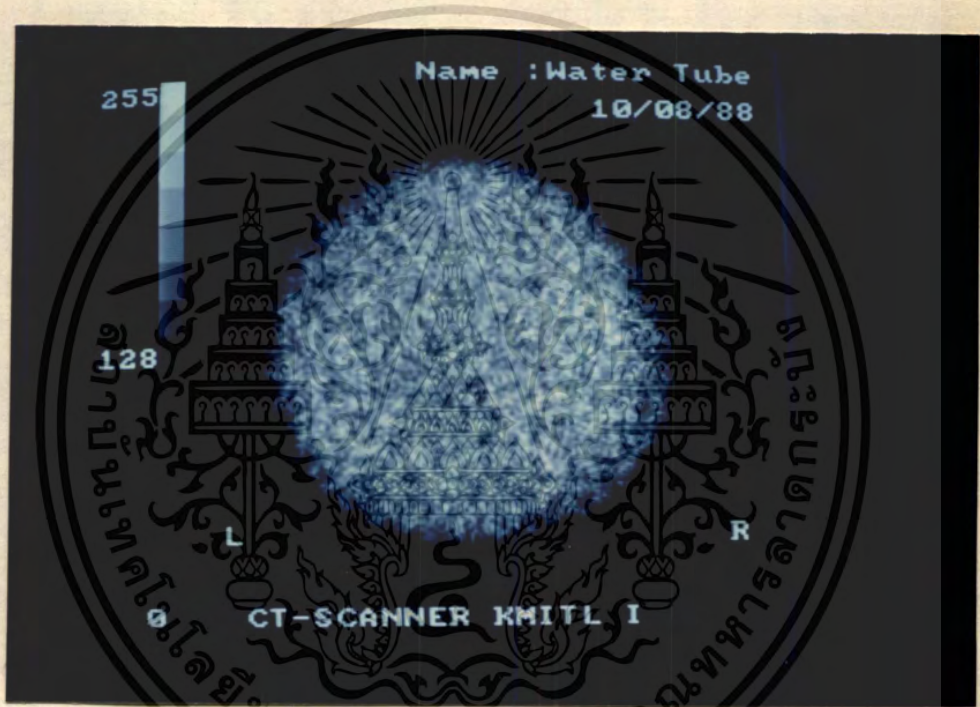


รูปที่ 4.13 ข้อมูลโปรเจกชันน้ำหลังการฟิลเตอร์กับสมการฟิลเตอร์แบบที่ 1

(Rectangular Filter)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

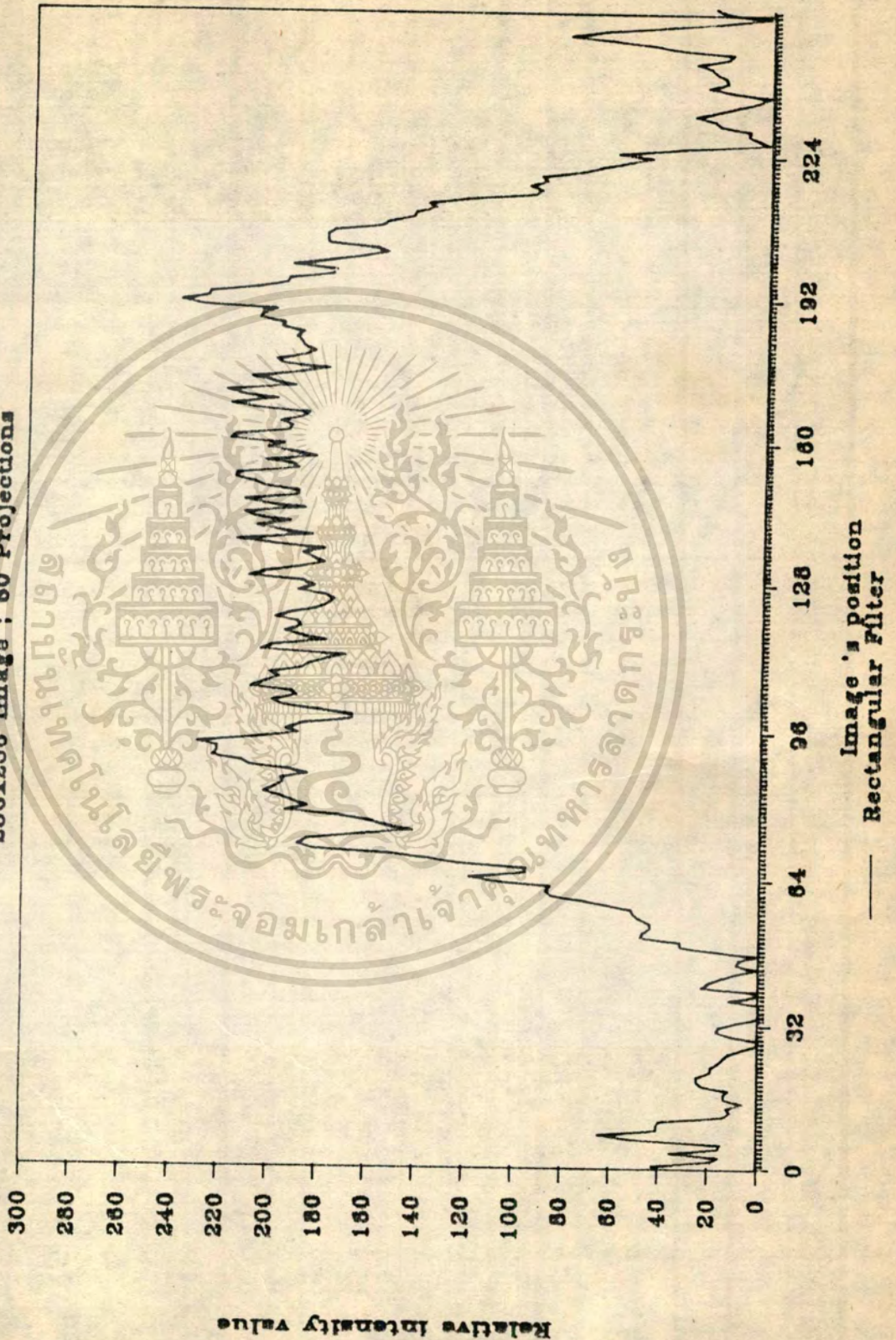
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 ภาพตัดขวางของน้ำที่นำมาทดลอง

Line No.128 of REAL WATER Image

256x256 Image : 60 Projections

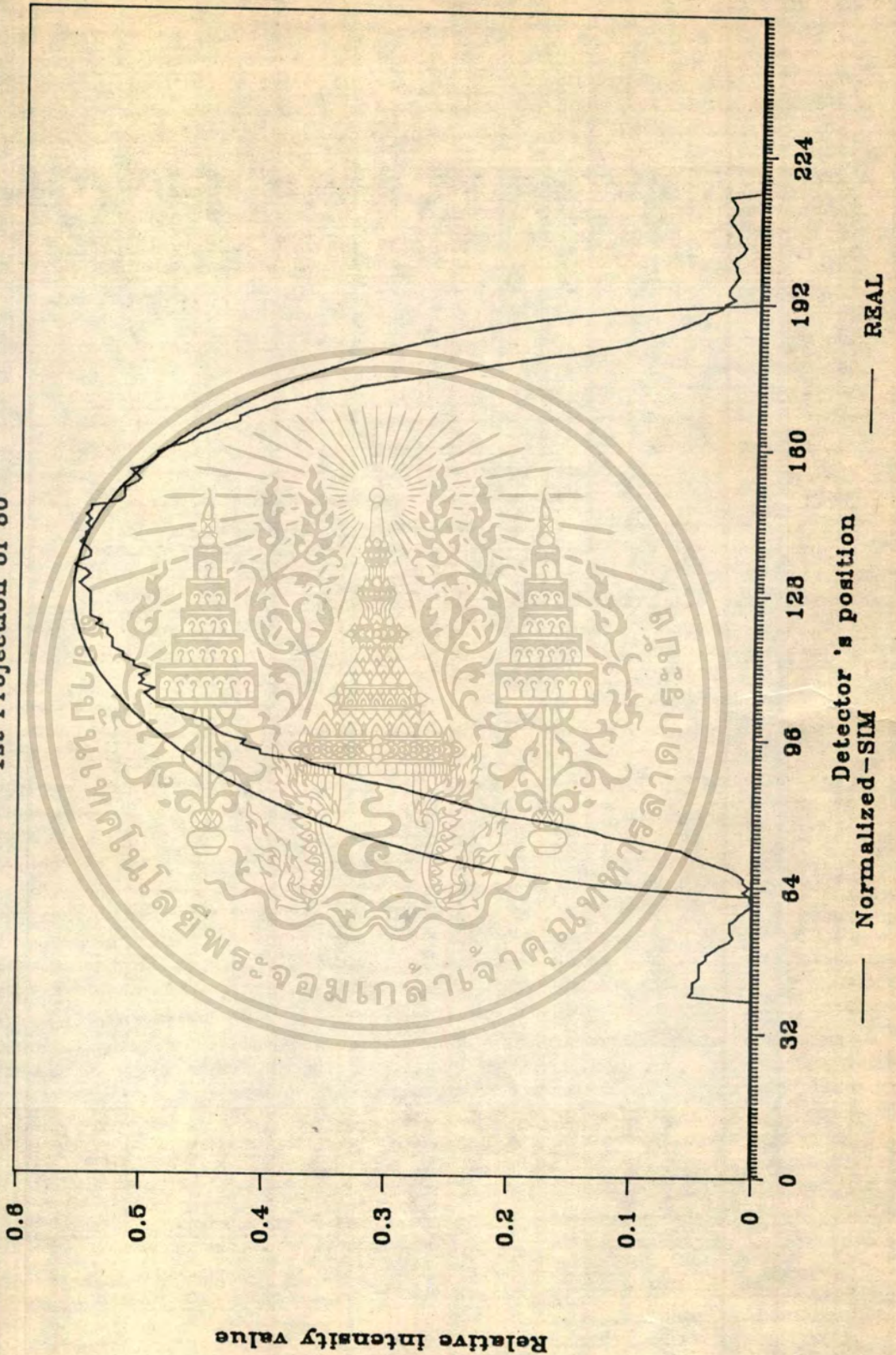


รูปที่ 4.15 ข้อมูลเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางน้ำที่นำมาทดลองที่ตำแหน่ง Y = 128 ในการคำนวณการกระจายของแสงที่รับที่เครื่องถ่ายภาพรังสี

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Log-Projection of WATER

1st Projection of 60



รูปที่ 4.16 เปรียบเทียบข้อมูลโปรเจกชันจากการจำลองและข้อมูลจริงของน้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น เมื่อผู้ใดที่มีหน้าที่เกี่ยวข้องในการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.2 การทดลองโดยใช้กระดูกหมู

ในการทดลองกระดูกหมูเราจำลองได้ว่าเหมือนกับกระดูกมนุษย์ สาเหตุที่ไม่ใช้กระดูกมนุษย์เพราะว่ามีขนาดใหญ่ อุปกรณ์รับรังสีเอ็กซ์ที่ทดลองวิจัยไม่สามารถรับภาพได้ขนาดที่ใช้ในการทดลองเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 2.5 เซนติเมตร ยาวประมาณ 1.5 เซนติเมตรและมีลักษณะดังรูปที่ 4.17 ข้อมูลโปรเจกชัน $R_B(s)$ ของกระดูกจะได้ดังรูปที่ 4.18 ซึ่งเป็นข้อมูล 1 โปรเจกชันจากทั้งหมด 60 โปรเจกชัน ส่วนในรูปที่ 4.19 ข้อมูลโปรเจกชันหลังการฟิลเตอร์ เมื่อนำข้อมูลไปสร้างภาพตัดขวางโดยสมการทางคณิตศาสตร์ตามที่กล่าวมาแล้วจะได้ภาพตัดขวางของกระดูก ดังรูปที่ 4.20 ในรูปที่ 4.21 แสดงเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางกระดูกที่ตำแหน่ง $Y = 128$

จากการทดลองวิจัยสร้างภาพตัดขวางน้ำและกระดูก โดยใช้ระบบรังสีเอ็กซ์แบบหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ สามารถสร้างภาพตัดขวางได้แต่ยังมีค่าความคลาดเคลื่อนจากความ เป็นจริงเมื่อเปรียบเทียบกับกรจำลอง โดยไมโครคอมพิวเตอร์ สำหรับกระดูกนั้นไม่สามารถจะเปรียบ เทียบกับการจำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์ได้ เพราะวัตถุดังกล่าวมีรูปทรง ไม่สมมาตรเพียงแสดงให้เห็นว่าสามารถสร้างภาพตัดขวางกระดูกได้เหมือนกัน ปัญหาและการแก้ไขปรับปรุงจะกล่าวถึงในบทต่อไป

4.5 สรุป

บทนี้ได้กล่าวถึงทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวาง โดยไมโครคอมพิวเตอร์ชนิดต่างๆ และอุปกรณ์ที่ช่วยในการคำนวณและนำมาเปรียบเทียบเวลาในการสร้างภาพตัดขวางต่อโปรเจกชัน

ในส่วนการทดลองเป็นการสร้างภาพตัดขวางของน้ำจริง เพื่อเปรียบเทียบกับภาพตัดขวางของน้ำจากการจำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์เพื่อหาวิธีการปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางให้ละเอียด ยิ่งขึ้น ส่วนการทดลองกับกระดูกหมูเป็นการพิสูจน์ให้เห็นว่าสามารถสร้างภาพตัดขวางได้ เพื่อเป็นแนวทางในการสร้างภาพตัดขวาง โดยสามารถแยกความแตกต่างของน้ำกับกระดูกได้

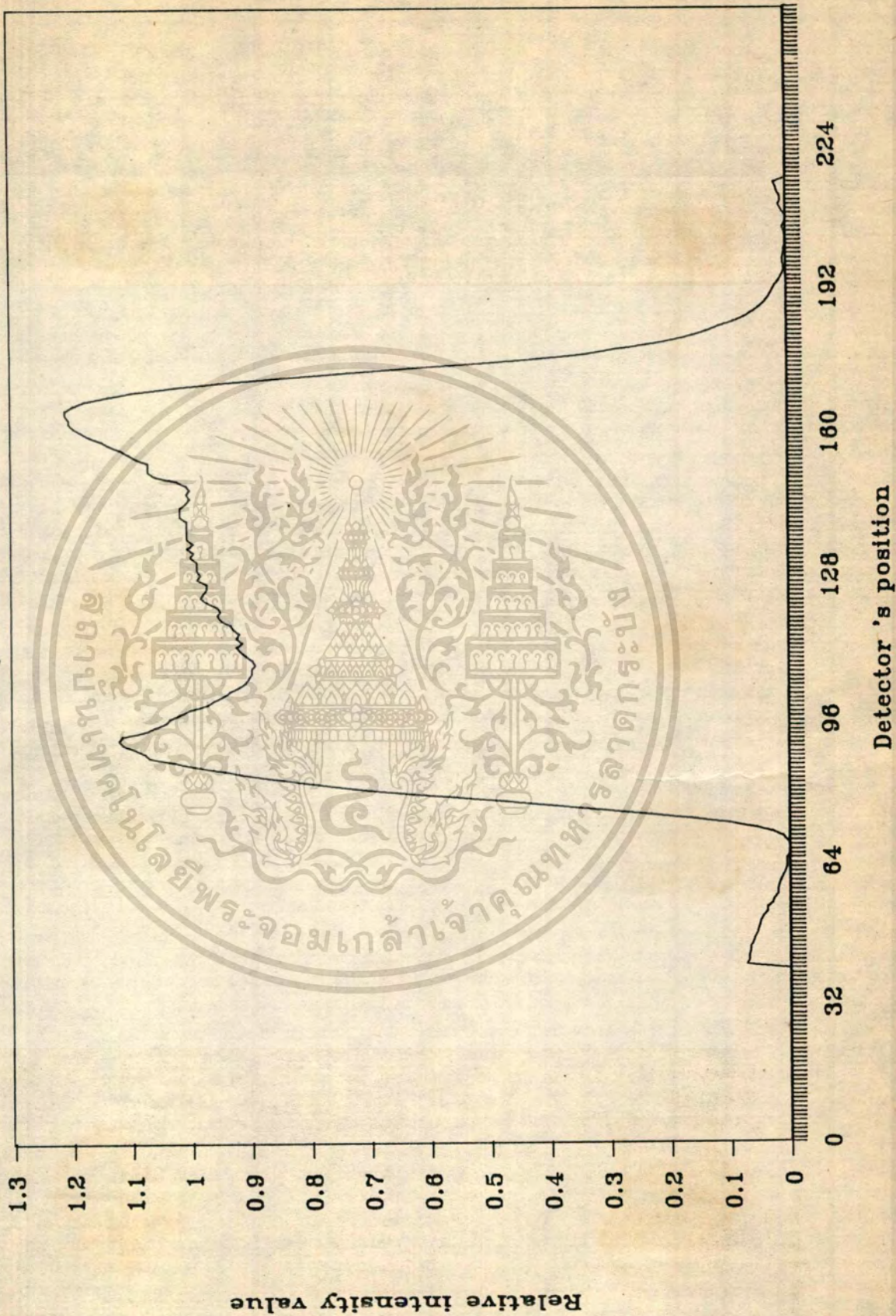


รูปที่ 4.17 กระจกที่นำมาทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาดูเท่านั้น เมื่อได้ดูเข้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Log-Projection of BONE

1st Projection of 60



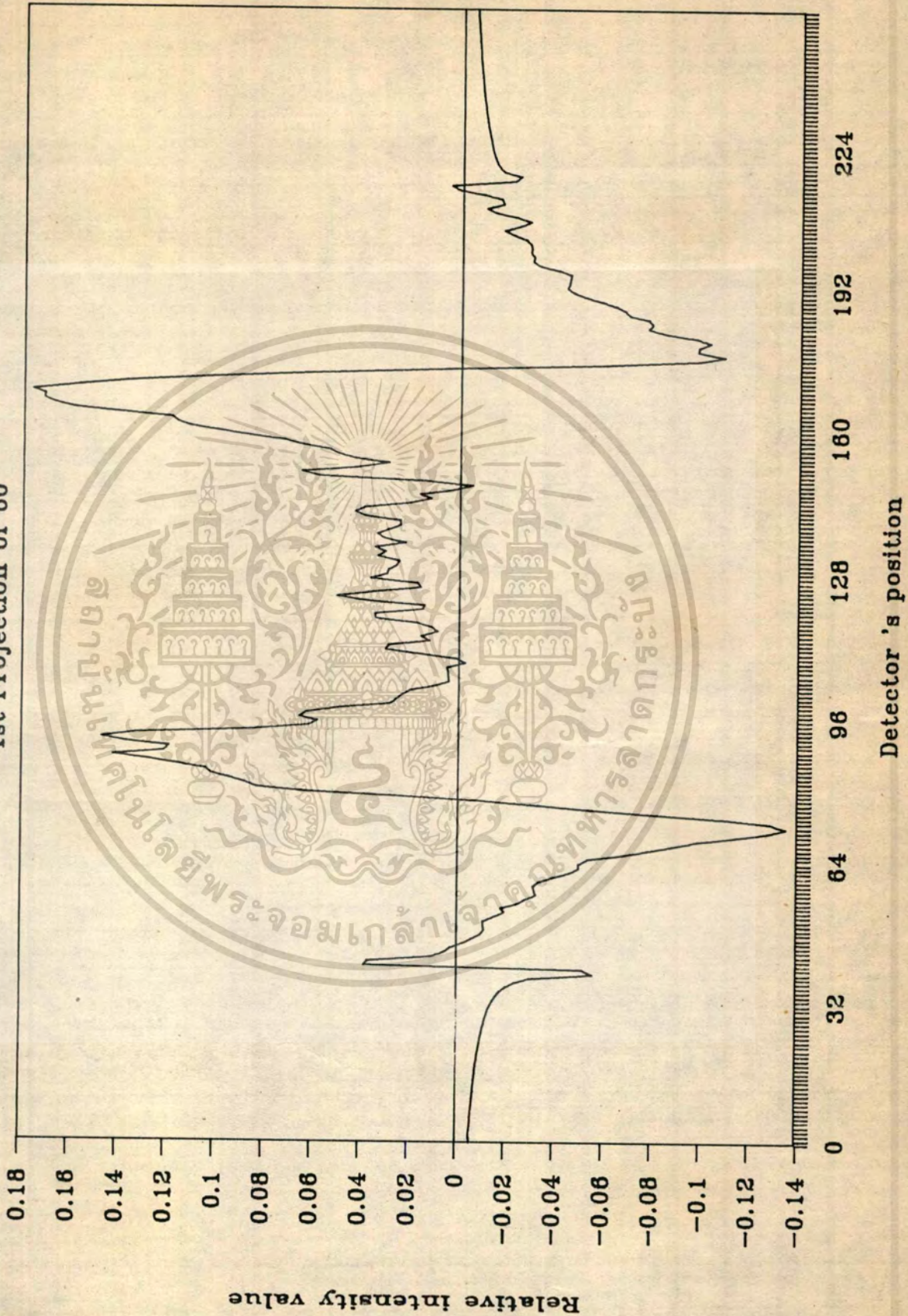
รูปที่ 4.18 ข้อมูลโปรเจกชันของกระดูก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น เมื่อผู้ใช้ได้ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

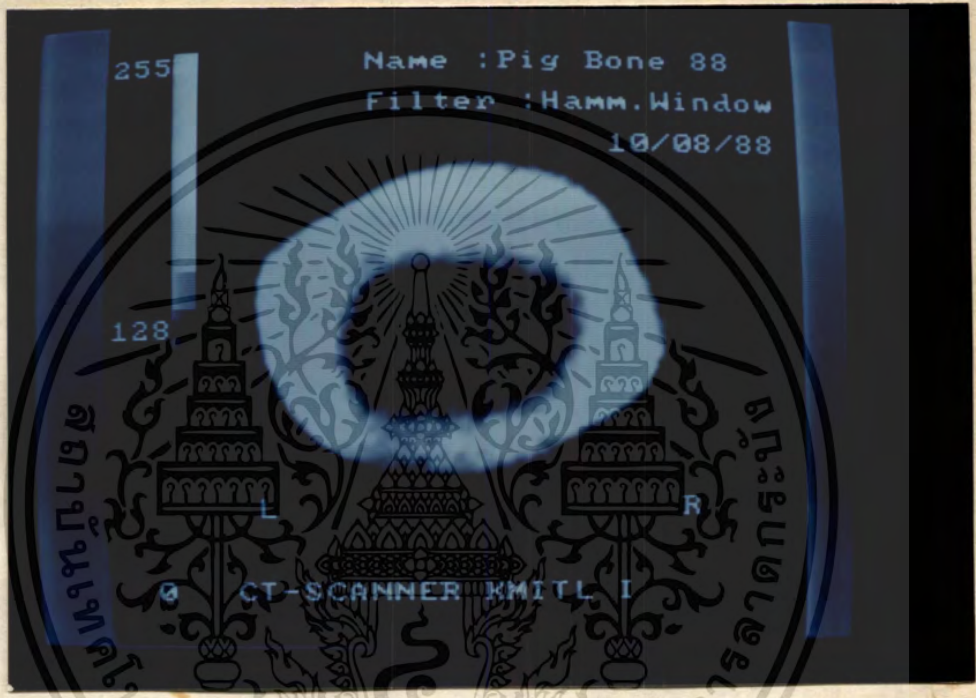
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Filter of REAL BONE

1st Projection of 60



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 4.19 ข้อมูลโปรเจกชันหลังการฟิลเตอร์ นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.20 ภาพตัดขวางกระดูก

Line No.128 of REAL BONE Image

256*256 Image : 60 Projection

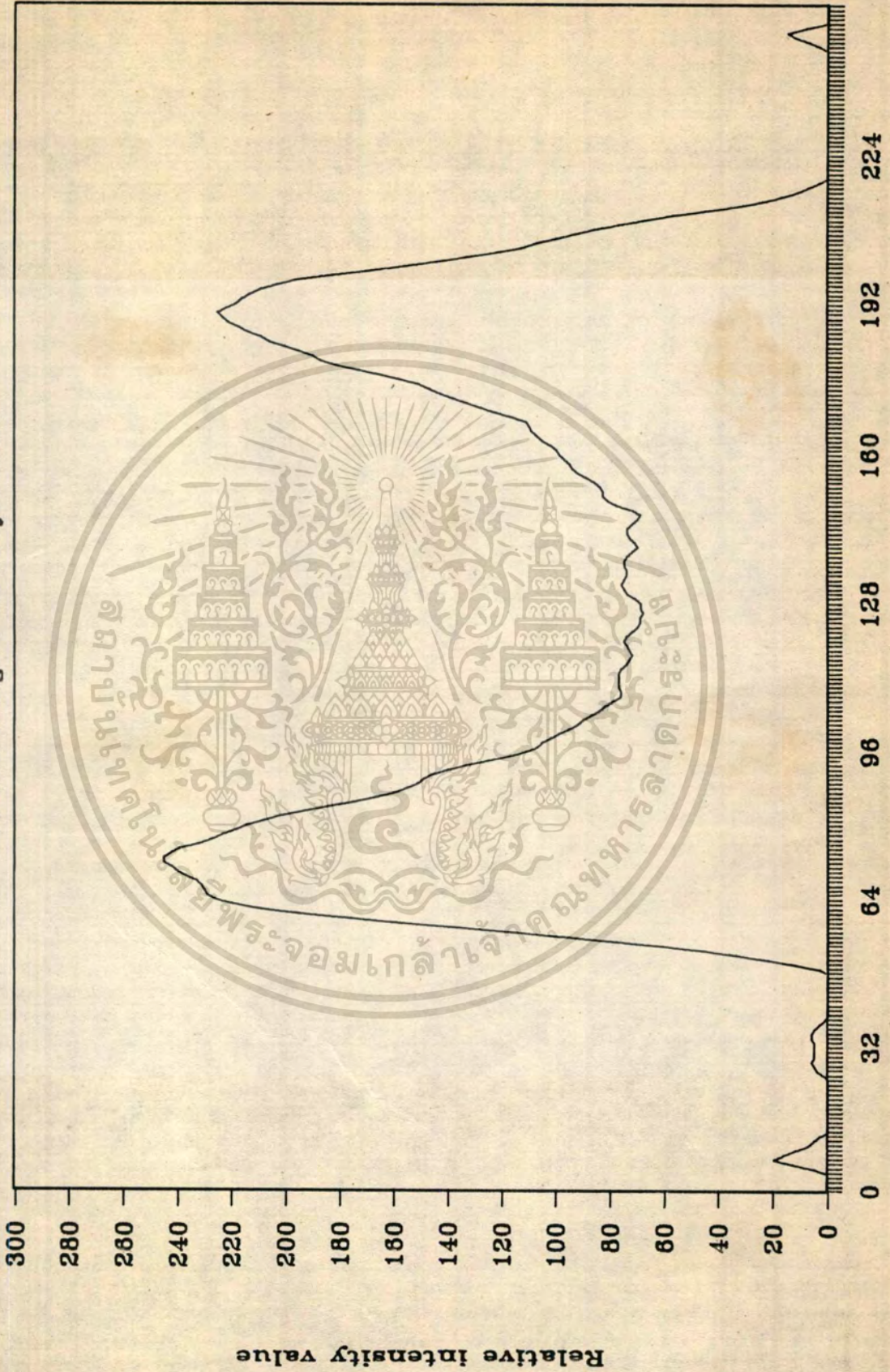


Image 's position

รูปที่ 4.21 ข้อมูลเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางกระดูกที่ตำแหน่ง Y = 128

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูผู้ใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อผู้ยืมได้เห็นว่าไม่เหมาะสมในการนำ

ไปใช้หรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าศักดาไฟฟ้าและกระแสที่คร่อมหลอดรังสีเอ็กซ์คงที่ แต่อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในการทดลองวิจัย ปัญหาที่เกิดขึ้นปริมาณความเข้มรังสีเอ็กซ์ไม่คงที่ แม้ว่าค่าศักดาไฟฟ้าและกระแสคร่อมหลอดรังสีเอ็กซ์คงที่ เกิดการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอดเวลา ดังรูปที่ 5.1 ส่วนรูปที่ 5.2 แสดงความเข้มรังสีเอ็กซ์กับเวลาเมื่อได้ทำการเฉลี่ยข้อมูลแล้ว

ในการทดลองวิจัยการแก้ไขปัญหาการไม่คงที่ของความเข้มรังสีเอ็กซ์ กระทำได้โดยการอ่านข้อมูลเข้าไมโครคอมพิวเตอร์ 3 ครั้งต่อโปรเจกชัน การอ่านข้อมูลในครั้งที่ 2 และครั้งที่ 3 จะบวกรวมเข้าด้วยกันกับครั้งแรกของแต่ละจุดตรวจรับรังสีเอ็กซ์แล้วหารด้วย 3 แต่ละจุด จะได้ข้อมูลโปรเจกชันชุดใหม่ เราเรียกการเฉลี่ยข้อมูลแบบนี้เป็นการเฉลี่ยแนวแกนเวลา

5.2.2.2 สัญญาณรบกวนของอุปกรณ์การอ่านข้อมูล

(Analog to Digital Converter)

ในอุปกรณ์การอ่านข้อมูล (A/D) สามารถพิสูจน์ได้ว่ามีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น ทดสอบโดยการป้อนสัญญาณที่ไม่มีสัญญาณรบกวนเข้าไปผ่านอุปกรณ์ดังกล่าว ทางด้านทางเข้าแล้วศึกษาดูที่สัญญาณออกจากอุปกรณ์จะเห็นสัญญาณรบกวนแทรกมากับสัญญาณที่ป้อนเข้าออกมาด้วย ซึ่งจะดูได้ดังรูปที่ 5.3 คือสัญญาณที่ป้อนเข้าอุปกรณ์การอ่านข้อมูล ส่วนในรูปที่ 5.4 คือ สัญญาณรบกวนแทรกมากับสัญญาณที่ป้อนเข้าโดยสังเกตได้ในช่วงสัญญาณที่อยู่ระหว่างสัญญาณฮอริซิงค์ (H-Sync)

ดังนั้นปริมาณความเข้มที่ไม่คงที่และสัญญาณรบกวนจากระบบ เป็นสาเหตุของการเกิดสัญญาณรบกวนที่มีผลกับข้อมูลที่จะนำไปสร้างภาพตัดขวาง จึงต้องทำการแก้ไขข้อมูลเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนออกโดยวิธีการดังนี้

5.2.3 วิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสเปเชียล (Spatial Domain)

5.2.3.1 การเฉลี่ยข้อมูลในแนวแกน Y

ก่อนจะกล่าวถึงวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจะให้นิยามแกน X แกน Y ของจุดภาพในโปรเจกชัน สังเกตรูปที่ 5.5 ข้อมูลทั้งหมดของภาพ 1 ภาพจะเท่ากับ 256×256 จุดภาพ แกน x จะมีค่าตำแหน่งตั้งแต่ x_1 ถึง x_{256} และแกน Y จะมีค่าตำแหน่งตั้งแต่ y_1 ถึง y_{256} แต่ในการอ่านข้อมูลจะอ่านในแนวแกน X ที่ X ตั้งแต่ตำแหน่ง x_1 ถึง x_{256} ในแนวแกน Y จะอ่านเข้า 8 ค่าตั้งแต่ตำแหน่ง y_{125} ถึง y_{132}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการอ่านข้อมูลเข้าไมโครคอมพิวเตอร์ของแต่ละระนาบ (Projection) หรือที่
มุมต่างๆ จะอ่านเข้าทั้งหมดเท่ากับ 256×8 จุดภาพ คือ X เท่ากับ 256 ค่าและ Y เท่ากับ 8 ค่า จะ
นั้นเท่ากับ 2048 จุดต่อโปรเจกชัน ซึ่งเท่ากับ 8 เส้นสแกนของจอมอนิเตอร์ แล้วนำข้อมูลทั้งหมดมาหา
ค่าเฉลี่ยตามสมการข้างล่างนี้ คือ

$$Y[1] = Y_1[1] + Y_1[2] + \dots + Y_1[8]/8$$

$$Y[2] = Y_2[1] + Y_2[2] + \dots + Y_2[8]/8$$

$$Y[n] = Y_n[1] + Y_n[2] + \dots + Y_n[N]/N$$

(5.1)

เมื่อ

n = จำนวนของจุดทั้งหมดใน 1 เส้นของโปรเจกชันซึ่งในการทดลองวิจัย

$$n = 256$$

$Y[n]$ = ค่าของจุดใหม่ในโปรเจกชัน เมื่อเฉลี่ยมาแล้วและเป็นค่าที่จะนำไป
ผ่านขบวนการต่อไป

N = จำนวนของเส้นสแกนทั้งหมดในแต่ละโปรเจกชัน ในการทดลองวิจัย
ให้เท่ากับ 8 เส้นสแกนต่อโปรเจกชัน

$Y_n[N]$ = ค่าของจุดที่ตำแหน่ง n ของเส้นสแกน N ในแต่ละโปรเจกชัน

ในการทดลองวิจัยที่ต้องเฉลี่ย 8 เส้นสแกนเหลือเพียง 1 เส้นสแกน เพราะทำให้ข้อ
มูลมีค่าใกล้เคียงความถูกต้องมากที่สุด โดยทำการทดลองวิจัยแสดงให้เห็นจริง ซึ่งจะทำการเปรียบเทียบ
การเฉลี่ยที่จำนวนเส้นสแกนต่างๆ กัน ในแต่ละโปรเจกชันในรูปที่ 5.6 เปรียบเทียบข้อมูลก่อนการเฉลี่ย
และหลังการเฉลี่ยในเส้นสแกนต่างๆ

ในรูปที่ 5.6 (a) ข้อมูล 1 เส้นสแกนในแต่ละโปรเจกชัน โดยไม่มีการเฉลี่ยใดๆ ในรูปที่
5.6 (b) ข้อมูล 1 เส้นสแกนที่ผ่านการเฉลี่ยจาก 3 เส้นสแกนในแต่ละโปรเจกชัน ส่วนในรูปที่ 5.6

(c) และ 5.6 (d) ข้อมูลที่ผ่านการเฉลี่ยจากเส้นสแกน 5 เส้น และ 8 เส้นตามลำดับ ด้านการค่า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.3.2 การเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอน X

การเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอน Y เพียงอย่างเดียวยังไม่สามารถทำให้ข้อมูลมีความถูกต้องมากที่สุด อีกวิธีการคือการเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอนหรือแนวแกน X ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการ 5.2

$$X[2] = \frac{X_1 + X_2 + X_3}{3}$$

$$\vdots$$

$$X[n] = \frac{X_{n-1} + X_n + X_{n+1}}{N} \quad (5.2)$$

ที่

$$X[n] = \text{ข้อมูลที่ผ่านการเฉลี่ยแล้วในแนวนอน X}$$

$$X_n = \text{ข้อมูลของเส้นสแกนก่อนการเฉลี่ย ในการทดลองวิจัยมีทั้งหมด 256 ค่า } n = 256$$

$$N = \text{จำนวนของค่าเฉลี่ยที่ต้องการเฉลี่ยไปในแนวนอน X ครั้งละก็จุด ในการทดลองวิจัยให้ } N = 3$$

ยกเว้นในตำแหน่งที่ $n = 1, 256$ สามารถจะเขียนสมการได้อีกรูปแบบหนึ่งคือ

$$X[1] = \frac{X_{256} + X_1 + X_2}{3}$$

$$X[256] = \frac{X_{255} + X_{256} + X_1}{3} \quad (5.3)$$

ในการเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอน X ไปครั้งละ 3 จุด ยังไม่ทำให้รายละเอียดของข้อมูลสูญเสีย แต่เมื่อมีการเฉลี่ยไปที่จำนวนจุดมากๆ จะทำให้เกิดการสูญเสียของข้อมูลในรูปที่ 5.7 เป็นการเปรียบเทียบข้อมูลหลังการเฉลี่ยที่ค่าต่างๆ ในแนวนอน X ที่จำนวนจุดการเฉลี่ยต่างๆ กัน

5.2.3.3 การเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอนเวลา

การเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอน X และแกน Y ยังไม่ได้ข้อมูลที่สมบูรณ์ที่ดีที่สุด ต้องคำนึงเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถึงเวลาในการฉายรังสีเอ็กซ์ด้วย หรือกล่าวได้ว่าเป็นการเฉลี่ยข้อมูลในแนวแกนเวลา

พิจารณาจากรูปที่ 5.1 และ 5.2 จะเห็นว่าที่เวลาการเปิดรังสีเอ็กซ์ในช่วงเวลา 0 ถึง ประมาณ 5 วินาทีค่าความเข้มของรังสียังไม่คงที่ แต่หลังจาก 5 วินาทีเป็นต้นไป ค่าความเข้มรังสีเอ็กซ์จึงเริ่มคงที่แต่จากรูปจะเห็นอีกว่าในการอ่านข้อมูลเข้าไมโครคอมพิวเตอร์ 5 ครั้ง ค่าความเข้มรังสีเอ็กซ์ไม่เท่ากัน ฉะนั้นจึงต้องเฉลี่ยในแนวแกนเวลา เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด

จากที่กล่าวมาในหัวข้อ 5.2.3 พยายามกำจัดสัญญาณรบกวนออกไป ซึ่งกระทำในขอบข่ายสเปเชียล แต่ในการกำจัดสัญญาณรบกวนสามารถกระทำได้ในขอบข่ายความถี่ด้วย ในการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายความถี่ ต้องนำข้อมูลที่ไต่จากการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสเปเชียล กระทำการฟิลเตอร์กับฟังก์ชันรูปแบบต่างๆ

5.2.4 การกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายความถี่ (Frequency Domain)

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึง การใช้คณิตศาสตร์ด้านความถี่มาแก้ปัญหาในการกำจัดสัญญาณรบกวนของข้อมูล

เมื่อพิจารณาถึง โปรเจกชันของภาพตัดขวาง หากโรส้อมข้อมูล โปรเจกชันไม่ละเอียดพอ จะทำให้องค์ประกอบของความถี่สูญหายไปดังนั้นหากต้องการให้ได้ภาพตัดขวางมีความสมบูรณ์สูงจะต้องออกแบบให้ลดการรบกวนข้อมูลสูง

ในรูปที่ 5.8 (a) ข้อมูล โปรเจกชันน้ำที่สร้างขึ้นโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ในรูป 5.8 (b) ข้อมูล โปรเจกชันน้ำจริงก่อนคอนโวลูชันกับฟังก์ชันฟิลเตอร์ รูปแบบที่หนึ่ง

ในรูปที่ 5.9 ฟังก์ชันฟิลเตอร์รูปแบบที่หนึ่งในขอบข่ายสเปเชียล เพื่อนำไปคอนโวลูชันกับ โปรเจกชันในรูปที่ 5.8

ผลลัพธ์จากการฟิลเตอร์ของข้อมูลทั้งสองจะได้ดังรูปที่ 5.10 ในรูปที่ 5.10(a) โปรเจกชัน หลังการฟิลเตอร์กับโปรเจกชันน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์และในรูปที่ 5.10(b) เป็นของน้ำที่นำมาทดลอง ส่วนในรูปที่ 5.11(a) คือภาพตัดขวางของน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ในรูปที่ 5.11(b) ภาพตัดขวางของน้ำที่นำมาทดลอง และในรูปที่ 5.12(c), (d) เส้นตัดขวางของภาพตัดขวาง

ในรูปที่ 5.13 ฟิลเตอร์รูปแบบที่สองที่จะนำไปคอนโวลูชันกับโปรเจกชันน้ำในรูปที่ 5.8(a) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และ 5.8(b) รูปที่ 5.14 เป็นรูปของข้อมูลโปรเจกชันหลังการฟิลเตอร์ โดยในรูปที่ 5.14(a) โปรเจกชันหลังการฟิลเตอร์ของน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ส่วนในรูปที่ 5.14(b) โปรเจกชันของน้ำหลังการฟิลเตอร์ที่นำมาทดลองวิจัย

ในรูปที่ 5.15(a) ภาพตัดขวางของน้ำที่ผ่านการฟิลเตอร์รูปแบบที่สอง ดังรูป 5.13 ที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์ ส่วนในรูปที่ 5.15(b) ภาพตัดขวางของน้ำที่นำมาทดลองวิจัย ในรูปที่ 5.16(a), (b) เส้นตัดขวางของภาพตัดขวางทั้งสอง

5.3 อาการผิดปกติทางกายภาพ

ในหัวข้อนี้จะเป็นการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของตำแหน่งหลอดรังสีเอ็กซ์ และตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ในแนวแกน X (ในแนวแกน X คือ การเคลื่อนที่ของตำแหน่งจุดตรวจรับรังสีเอ็กซ์ทุกๆ โปรเจกชัน เนื่องจากแกนหลักรูปตัว C ที่ยึดอุปกรณ์หลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์บิดตัวไป) ซึ่ง มีผลกระทบต่อข้อมูลที่ได้ไปประมวลผลการสร้างภาพตัดขวาง เพื่อเป็นแนวทางในการหาทางแก้ไข ในตอนต่อไปจะเป็นการชี้ให้เห็นถึงภาพตัดขวางของน้ำ จากการจำลองโดยคอมพิวเตอร์ เมื่อข้อมูลในการสร้างภาพตัดขวางของน้ำมีการคลาดเคลื่อนไม่ในแนวแกน X ที่ค่าต่างๆ ในรูป 5.17 ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพมีการคลาดเคลื่อนในแนวแกน X ต่างๆ กัน จากการจำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์

ในรูป 5.17 (a) ภาพตัดขวางของน้ำที่ข้อมูลสร้างภาพ ไม่มีการผิดพลาดในแนวแกน X ส่วนในรูปที่ 5.17 (b), 5.17 (c) และ 5.17 (d) ภาพตัดขวางน้ำ เมื่อมีเปอร์เซ็นต์ในการคลาดเคลื่อน 5% , 10% และ 50% ตามลำดับ ภาพตัดขวางดังกล่าวจะผิดพลาดไปจากภาพเริ่มต้น

ในการทดลองวิจัยก่อนการยึดอุปกรณ์รูปตัว C ที่ติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์เข้าด้วยกัน ปัญหาที่เกิดขึ้นในการวิจัย คือ การเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ทั้งสองในแนวแกน X ในแนวแกน Y (ในแนวแกน Y คือ การเคลื่อนที่ของค่าการดูดซับรังสีเอ็กซ์ เนื่องจากแกนหลักรูปตัว C ที่ยึดอุปกรณ์หลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์บิดตัวทุกๆ โปรเจกชัน) ในการเคลื่อนที่ดังกล่าว ส่งผลทำให้ข้อมูลของภาพมีการผิดพลาดเกิดขึ้น การเคลื่อนที่ในแนวแกน X เป็นไปตามรูปที่ 5.18

จากรูปจะเห็นว่าในตำแหน่งที่ 0 องศา คือ ตำแหน่งเริ่มต้นของการหมุนจะ ไม่มีการเคลื่อนที่ในทิศทางแนวแกน X เมื่อทำการหมุนไปที่ตำแหน่ง 90 องศา ตำแหน่งของตัวหลอดรังสีเอ็กซ์เคลื่อนที่เป็นเอียงลงด้านล่างสำหรับกรณีนี้เพื่อที่จะให้ทิศทางเดียวกัน เมื่ออยู่ใต้หน้าปัดเขยิบขึ้นด้านบนการเคลื่อนที่ทุกครั้งนั้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์จะเคลื่อนที่ผิดพลาดไปประมาณ 3.3 มิลลิเมตร (เมื่อหมุนไปในตำแหน่ง 180 องศา ตำแหน่งของหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์เคลื่อนที่ผิดพลาดไป 6 มิลลิเมตร ส่วนในตำแหน่งอื่นจะมีการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ดังกล่าวผิดพลาดไปดั่งรูป

ต่อไปจะกล่าวถึงข้อมูลในการสร้างภาพตัดขวาง เมื่อมีการคลาดเคลื่อนในการเคลื่อนที่ของหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ในแนวแกน Y

ในรูป 5.17(a) ภาพตัดขวางของน้ำเริ่มต้นที่ไม่มีมีการเคลื่อนที่ในแนวแกน Y ส่วนในรูป 5.19(a), 5.19(b) และ 5.19(c) คือภาพตัดขวางของน้ำเมื่อมีการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้นในแนวแกน Y ผิดพลาดไป 5%, 10% และ 50% ตามลำดับโดยการจำลอง

รูปที่ 5.20 คือรูปที่บอกตำแหน่งในการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์รูปตัว C ที่ติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ในแนวแกน Y จะเห็นว่าที่ตำแหน่งเริ่มต้นคือที่ 0 องศา จะไม่มีการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ทั้งสอง เมื่อหมุนอุปกรณ์ทั้งสองไปเป็นมุม 90 องศา ทำให้อุปกรณ์ทั้งสองมีการเคลื่อนที่ไปประมาณ 1.3 มิลลิเมตร เมื่อหมุนไปที่ 180 และ 270 องศา ทิศทางในการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์รูปตัว C จะเคลื่อนที่ไปในทิศทางต่างๆ กัน และเมื่อหมุนไปที่ 360 องศา จะไม่มีการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ดังกล่าว จากการผิดพลาดดังกล่าวจะทำให้ผลของภาพตัดขวางเปลี่ยนแปลงไป

ในรูปที่ 5.21 แสดงตำแหน่งในการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์รูปตัว C ที่ติดตั้งหลอดกับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ เมื่อนำในแนวแกน X-Y มาแสดงค่าส่วนในรูปที่ 5.22 เป็นรูปที่แสดงตำแหน่งในการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์รังสีดังกล่าว หลังจากการยึดอุปกรณ์ดังกล่าวระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ด้วยเหล็กแข็ง ซึ่งจะเห็นว่าการเคลื่อนที่ในแนวแกน X จะลดลงประมาณ 50% แต่ทิศทางในแนวแกน Y ยังเคลื่อนที่ใกล้เคียงกับก่อนการยึดด้วยเหล็กแข็ง

หัวข้อ 5.3 สามารถกล่าวได้ว่าเป็นไปตามสมมุติฐานที่ตั้งไว้คือ การเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ดังกล่าวจะทำให้เกิดการผิดพลาดของภาพตัดขวาง การเคลื่อนที่ของหลอดกำเนิดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีในแนวแกน X จะทำให้เกิดการผิดพลาดของภาพตัดขวางมากกว่าโดยการยึดด้วยเหล็กแข็งระหว่างหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ ในทิศทางแกน Y ที่มีผลกระทบน้อย เมื่อทำการแก้ไขแล้วยังไม่สามารถจะทำให้ทิศทางในการเคลื่อนที่ที่ได้ตลอด ดังรูปที่ 5.22 เพราะฉะนั้นแม้จะทำการสร้างภาพตัดขวางอีกครั้ง จะทำให้ภาพที่ได้มีการผิดพลาดอย่างแน่นอน ในการทดลองจึงไม่มีการสร้างภาพตัดขวางอีก เป็นเหตุผลที่จะนำไปสู่การสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวที่ไม่มีการเคลื่อนที่ในแนวแกน X-Y ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่ควรนำออกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่วารณิต่างๆ สัน อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยจะต้องทำการสร้างให้หลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์อยู่บนหลักซึ่งรูปวงกลมเดียวกัน

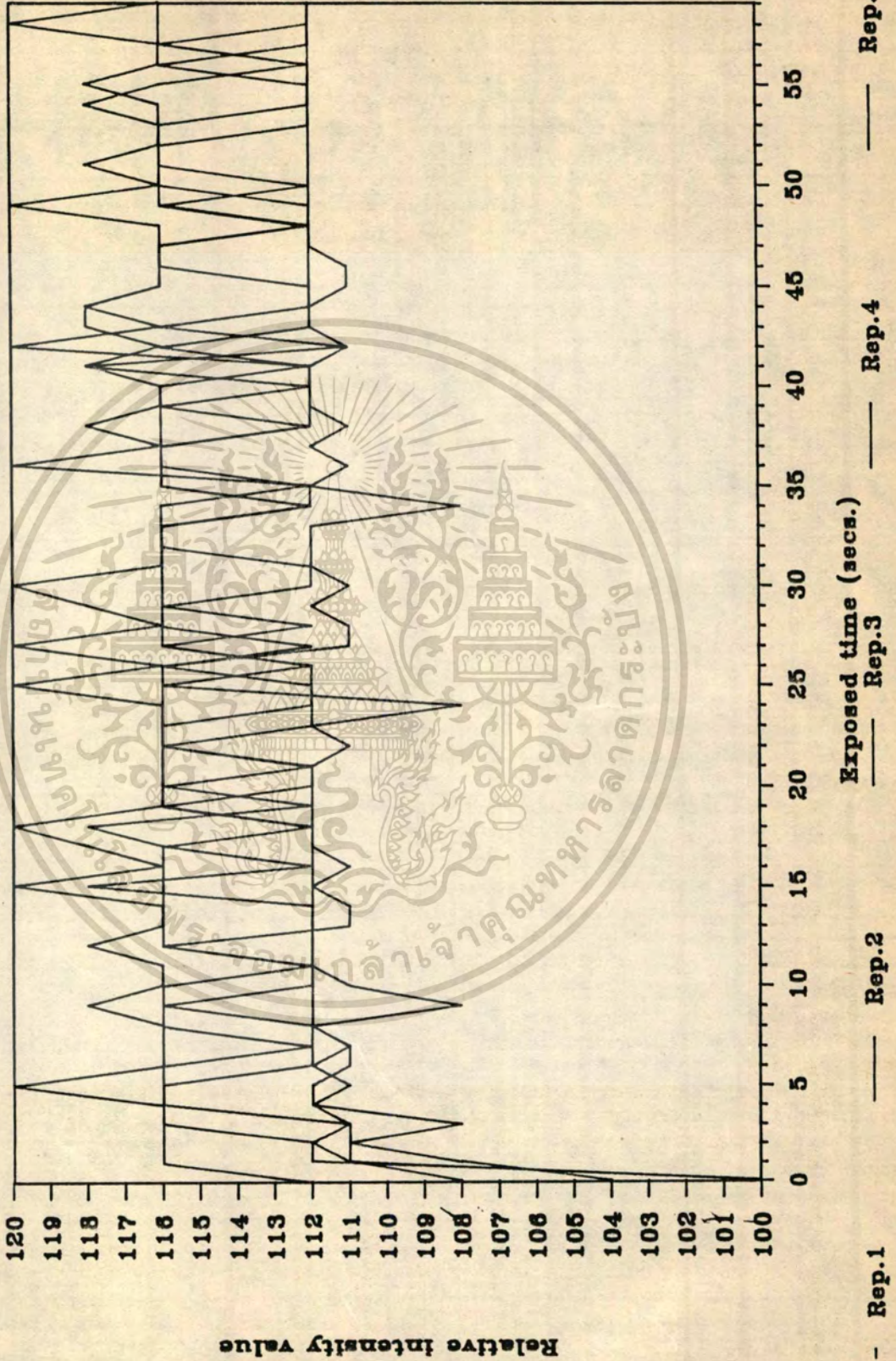
ในกรณีการผลิตอีกข้อหนึ่งคือ การไม่คงที่ของความเข้มรังสีเอ็กซ์ ดังรูปที่ 5.1 และ 5.2 เป็นเหตุผลการเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ต่อไปในอนาคต เพื่อให้ได้ความเข้มรังสีเอ็กซ์ที่คงที่

5.4 สรุป

จากหัวข้อที่กล่าวมาทั้งหมดเป็นการวิเคราะห์ประเด็นในความคลาดเคลื่อน เนื่องจากความคลาดเคลื่อนของรังสีเอ็กซ์ ความคลาดเคลื่อนทางกายภาพของอุปกรณ์ การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ และความคลาดเคลื่อนในอุปกรณ์ในการอ่านข้อมูล ตลอดจนแนวทางการแก้ไข ปัญหาดังกล่าว โดยไมโครคอมพิวเตอร์ในด้านการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสเปาเซียล และในขอบข่ายความถี่ ส่วนในการคลาดเคลื่อนทางกายภาพของอุปกรณ์การติดตั้งหลอดกับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ต้องแก้ไขทางอุปกรณ์การติดตั้งด้วย

X-ray Intensity .vs. Exposed Time

For Detector No.100 ; NO AVERAGE



- Rep.1

Rep.2

Rep.3

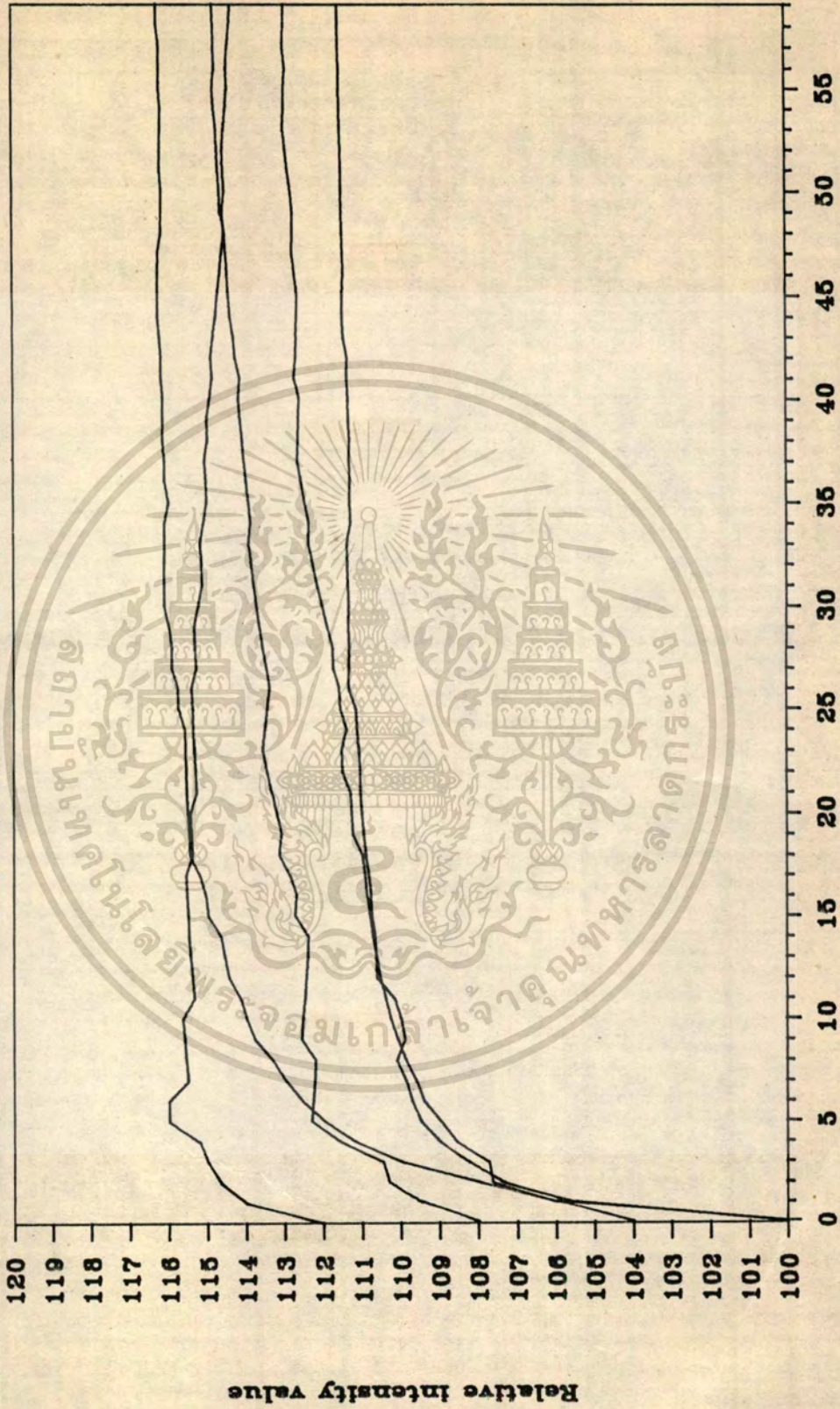
Rep.4

Rep.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำข้อมูลไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

X-ray Intensity .vs. Exposed Time

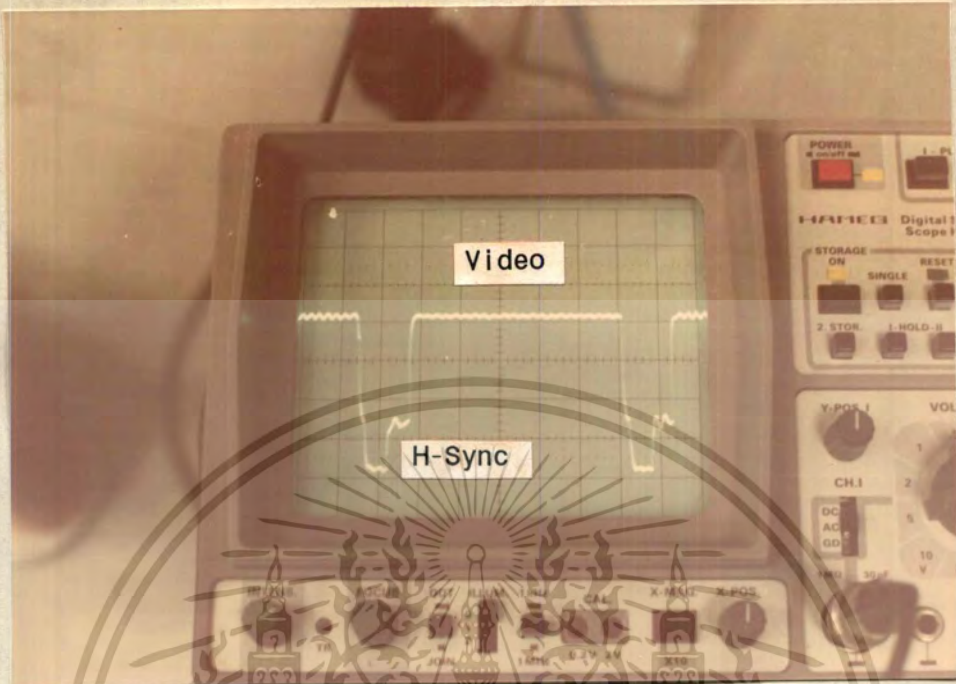
For Detector No.100 ; 1st AVERAGE



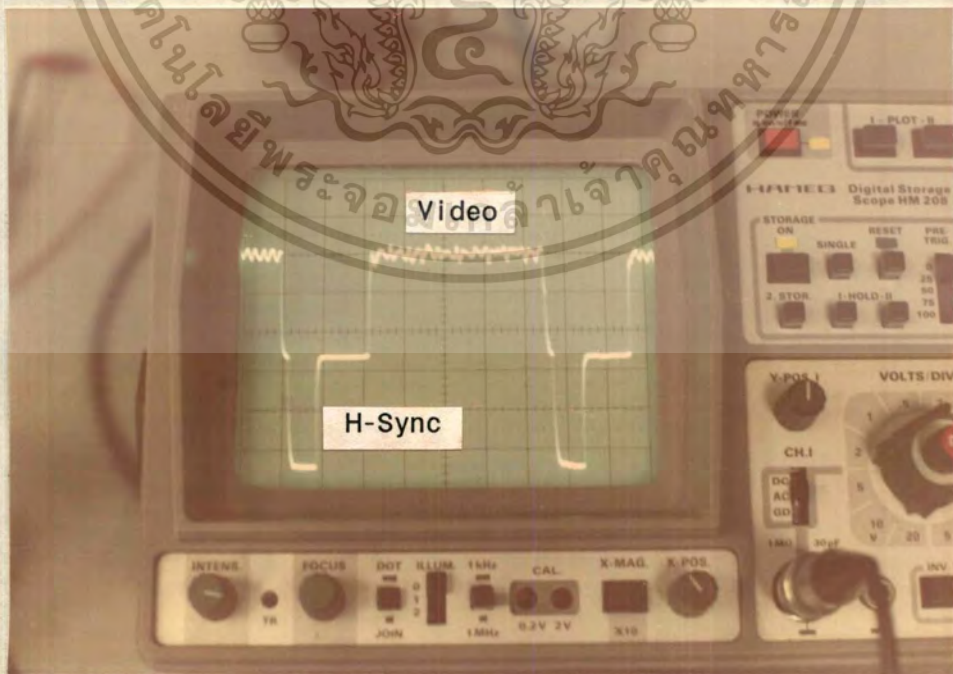
Exposed time (secs.) ——— Rep.1 ——— Rep.2 ——— Rep.3 ——— Rep.4 ——— Rep.5

รูปที่ 5.2 ความเข้มรังสีเอกซ์กับเวลาเมื่อได้เฉลี่ยข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้คนอื่นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



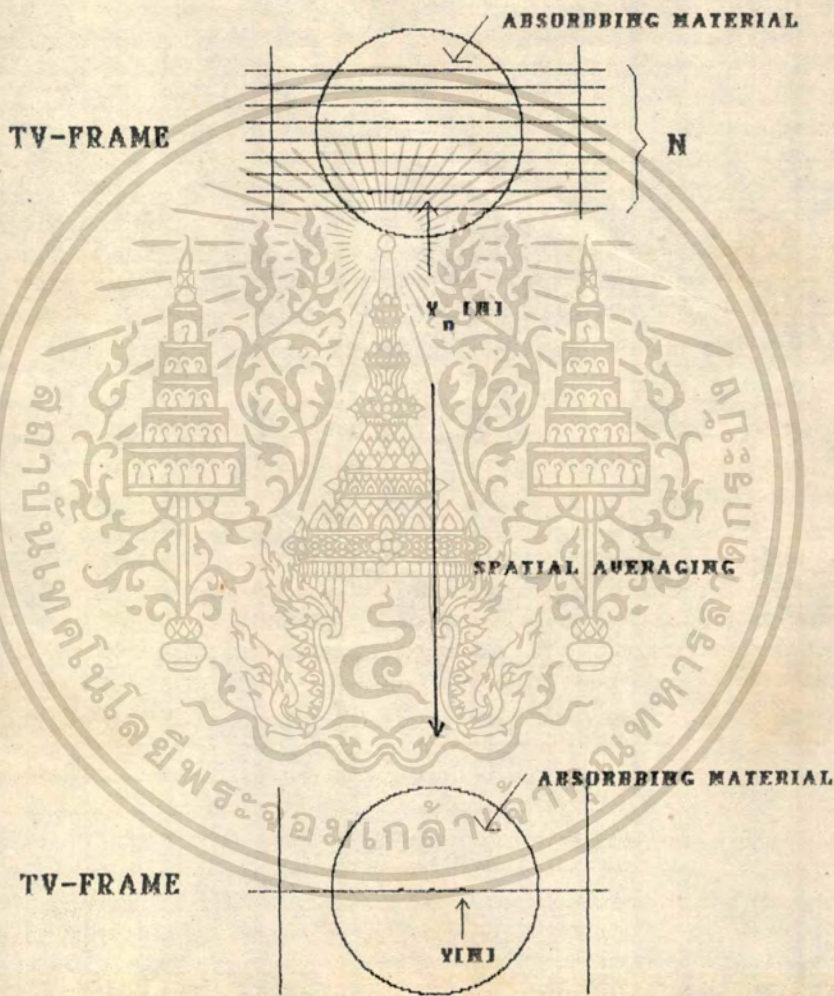
รูปที่ 5.3 สัญญาณลิเนฟพที่โอนเข้าสู่ระกบการค่าแอกมุล



รูปที่ 5.4 สัญญาณทางออกเมื่อผ่านอุปกรณ์การอ่านข้อมูล

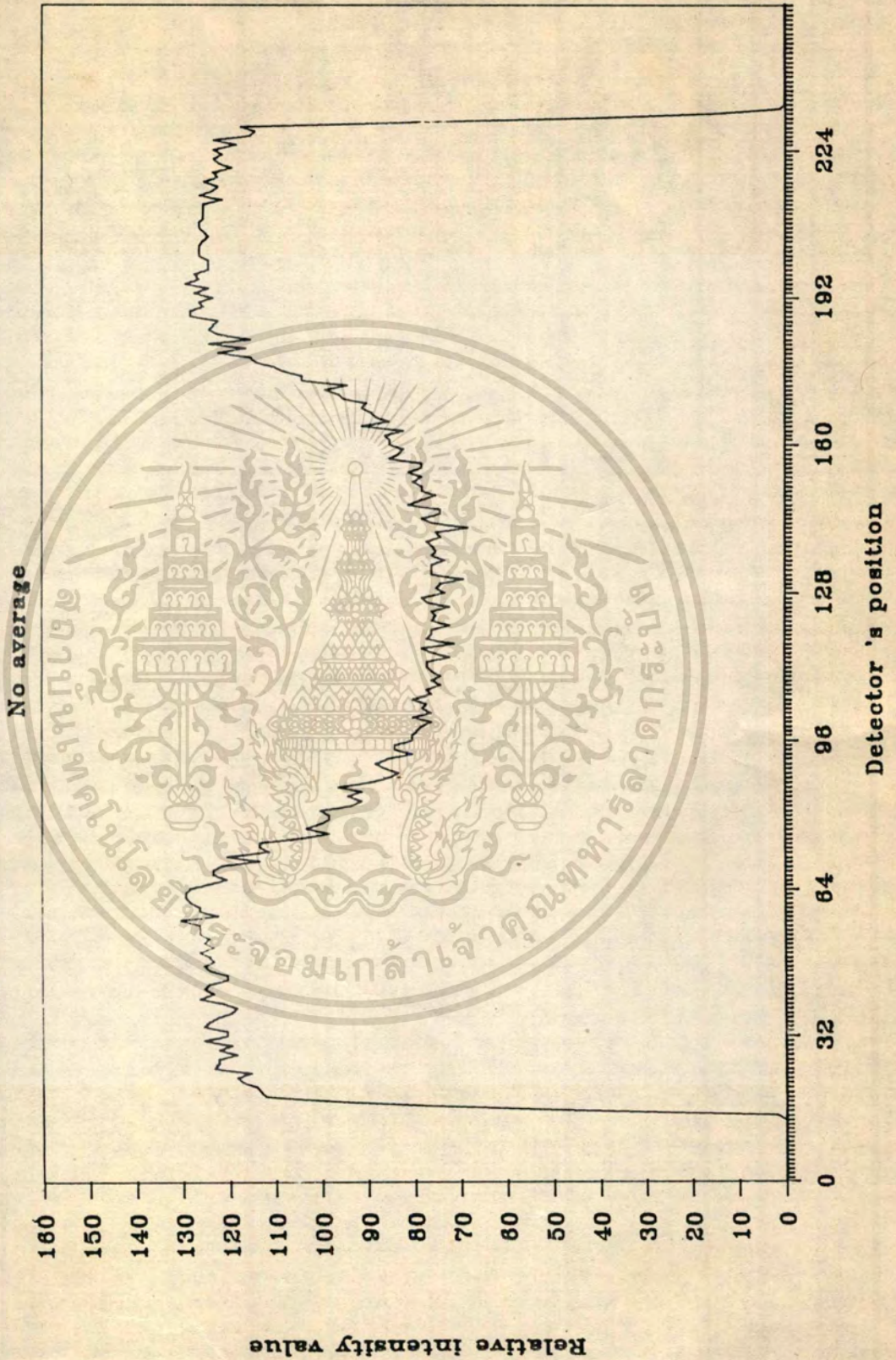
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ห้ามเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SPATIAL AVERAGING



รูปที่ 5.5 การเฉลี่ยข้อมูลของแต่ละโปรเจกชันจาก 8 เส้นสแกนให้เหลือ 1 เส้นสแกน
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

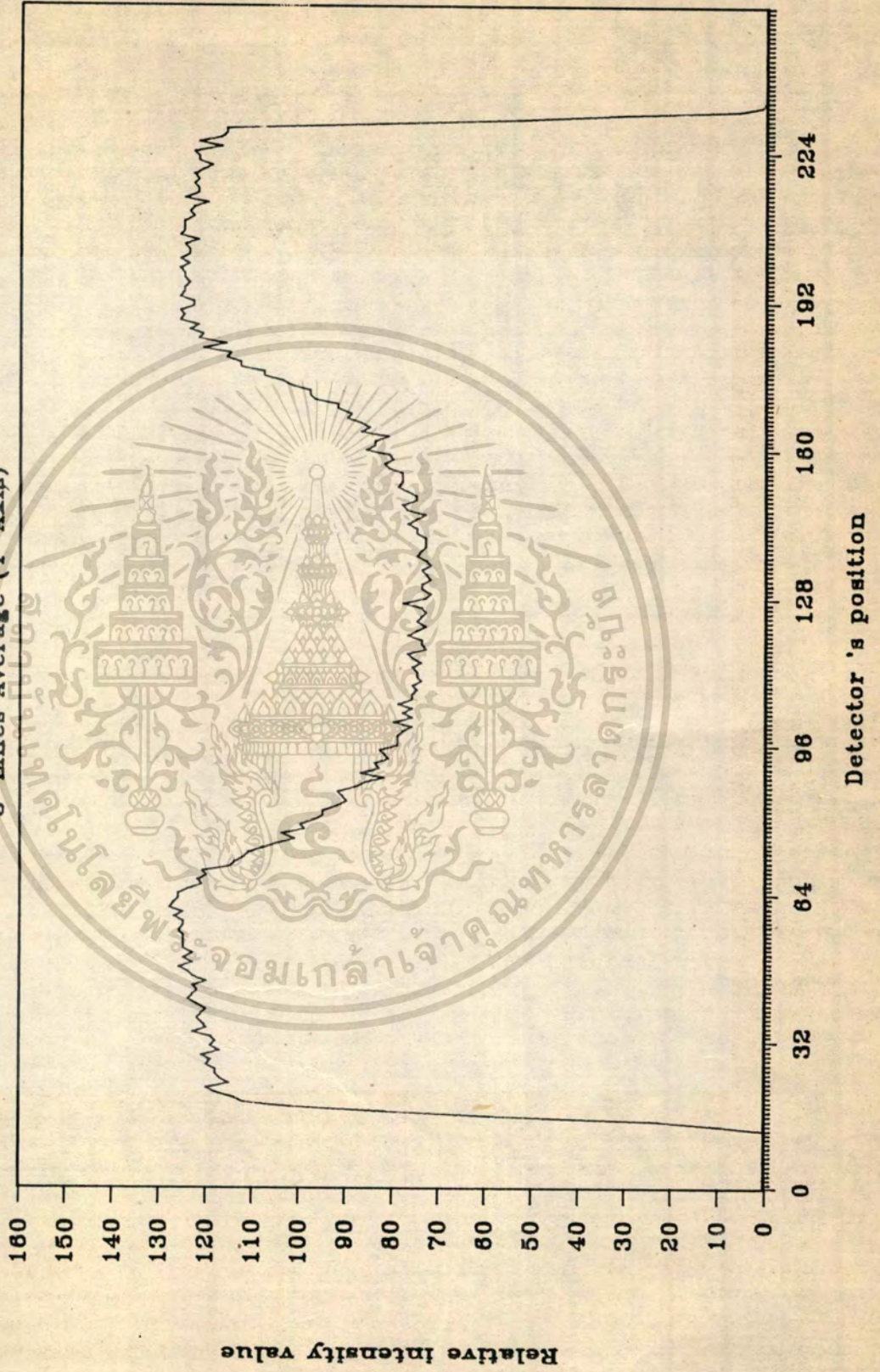
Projection of WATER-Raw Data



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 5.6(a) ข้อมูลก่อนการเฉลี่ยแนวแกน Y ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าการณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Projection of WATER-Raw Data

3-Lines Average (Y-Axis)



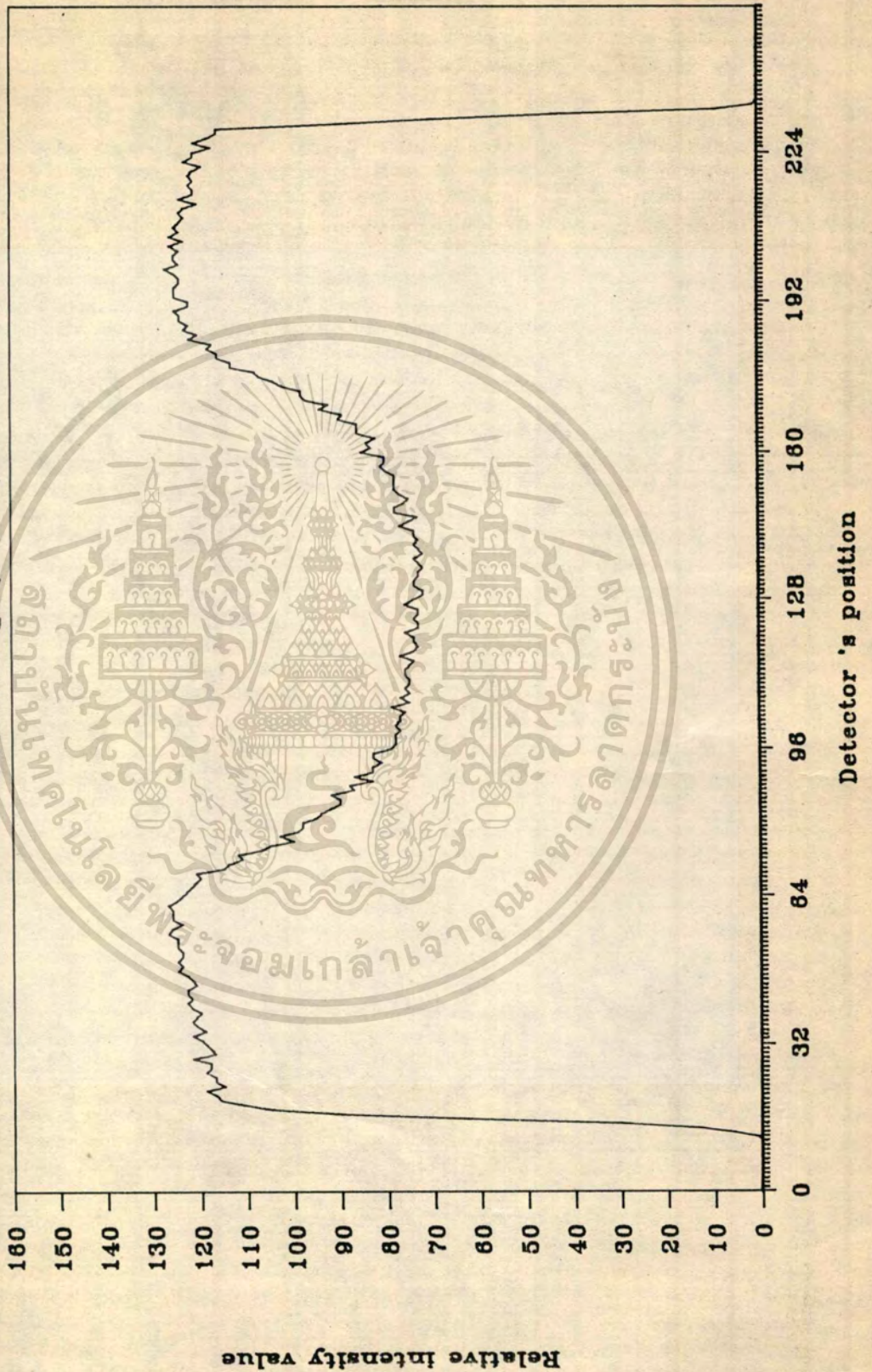
รูปที่ 5.6(b) ข้อมูลหลังการเฉลี่ยแนวแกน Y จาก 3 เส้นสแกน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Projection of WATER-Raw Data

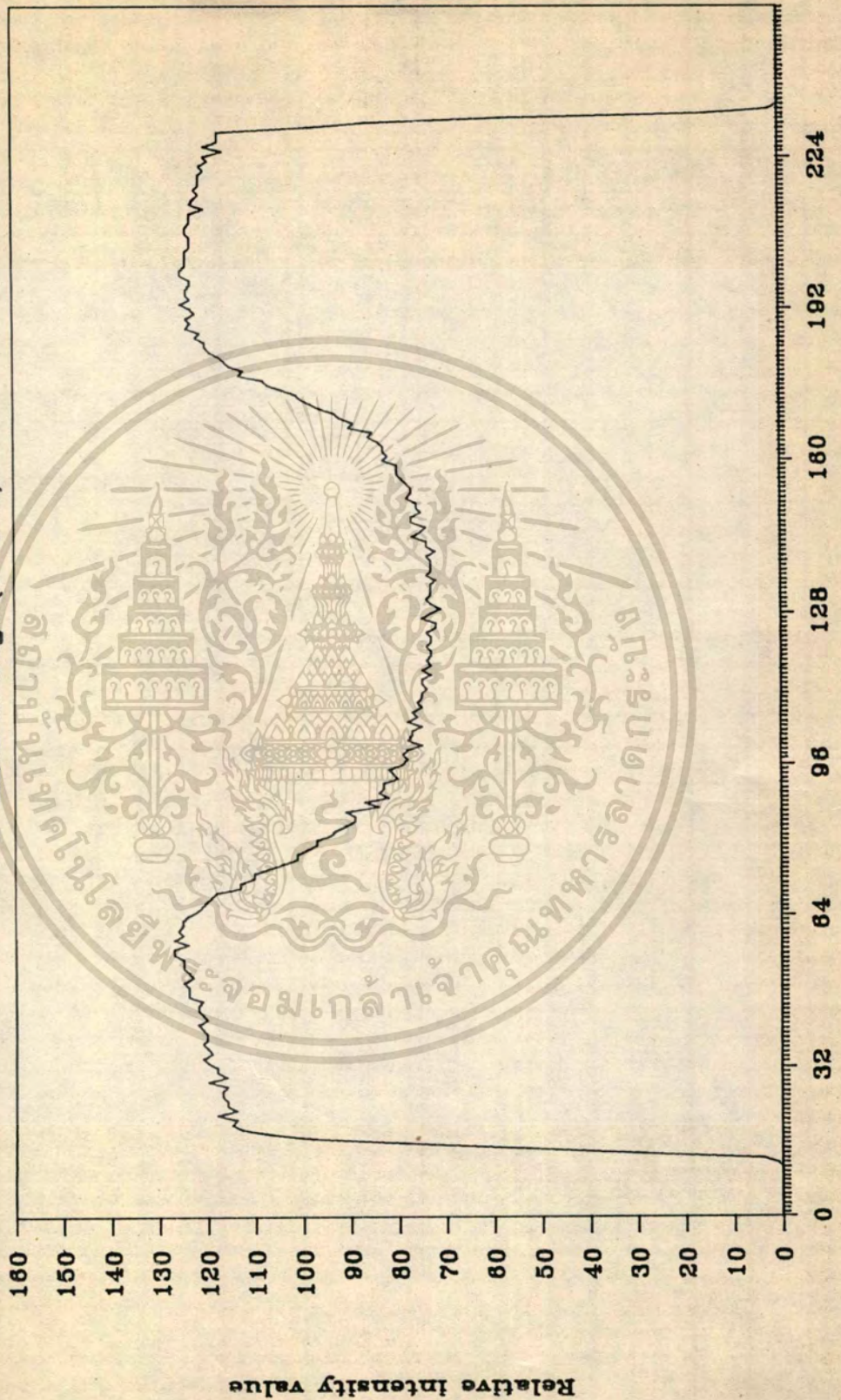
5-Lines Average (Y-Axis)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 5.6(c) ข้อมูลหลังการเฉลี่ยแนวแกน Y จาก 5 เส้นสแกน ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Projection of WATER-Raw Data

8-Lines Average (Y-Axis)



Detector 's position

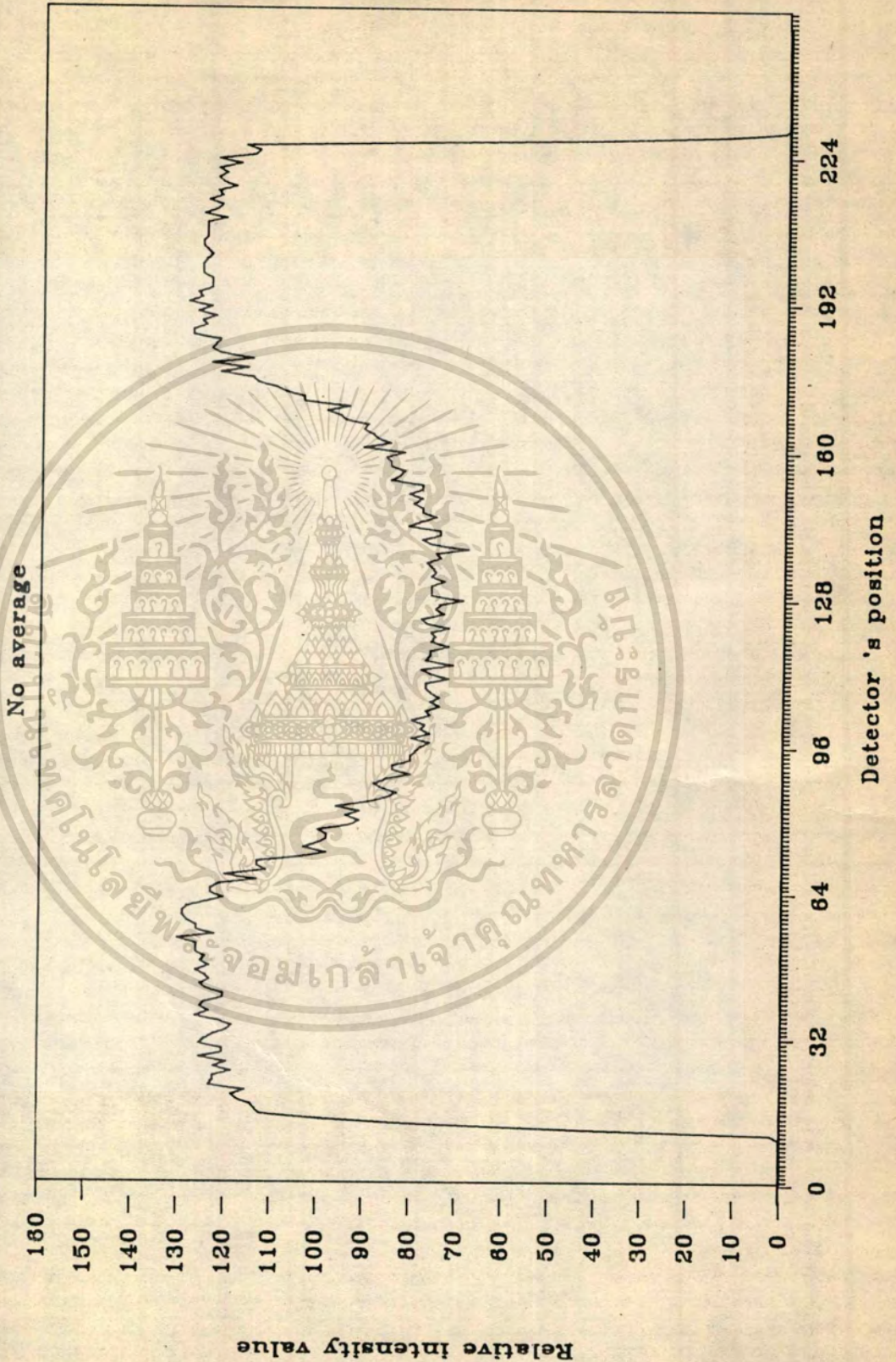
Relative Intensity value

รูปที่ 5.6(d) ข้อมูลหลักการเฉลี่ยแนวแกน Y จาก 8 เส้นสแกน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ยู่ได้เห็นว่าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

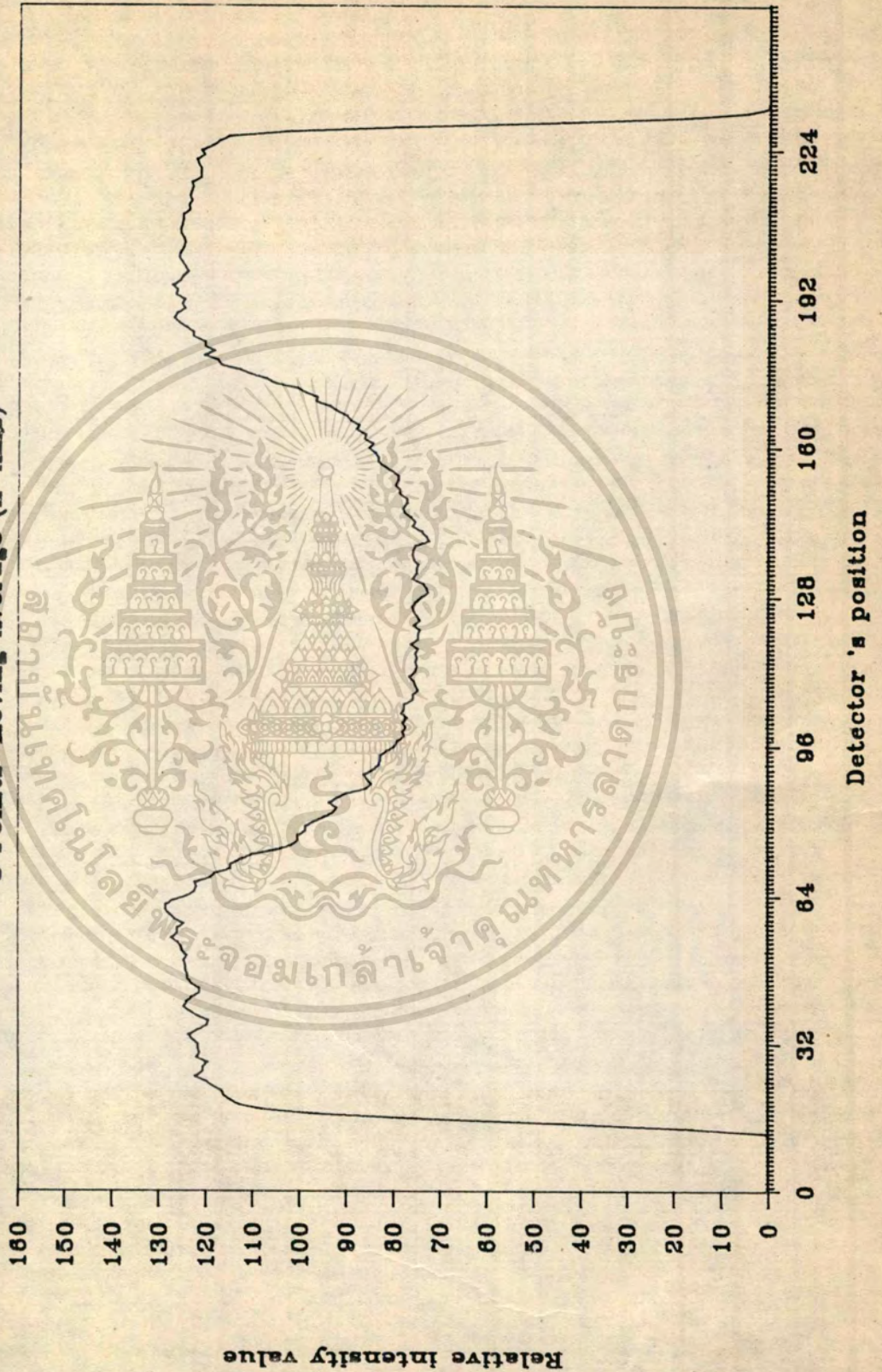
Projection of WATER-Raw Data



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 5.7(a) ข้อมูลก่อนการเฉลี่ยแนวแกน X นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่วาทกรรมใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Projection of WATER-Raw Data

3 Points-Moving Average (X-Axis)

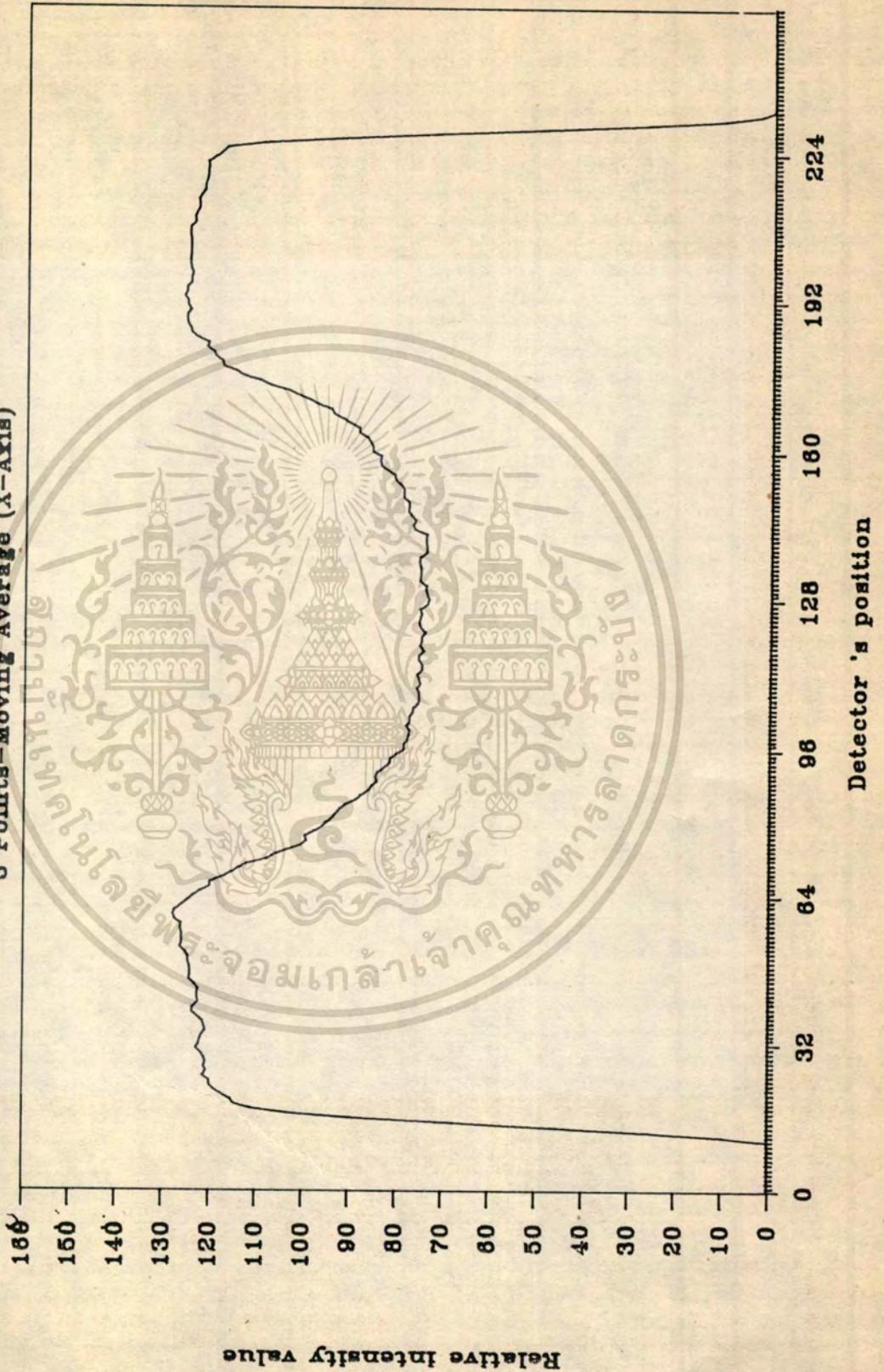


รูปที่ 5.7(b) ข้อมูลหลังการเฉลี่ยแนวนอน X ครั้งละ 3 จุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใช้ได้เห็นแจ้งใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Projection of WATER-Raw Data

5 Points-Moving Average (X-Axis)

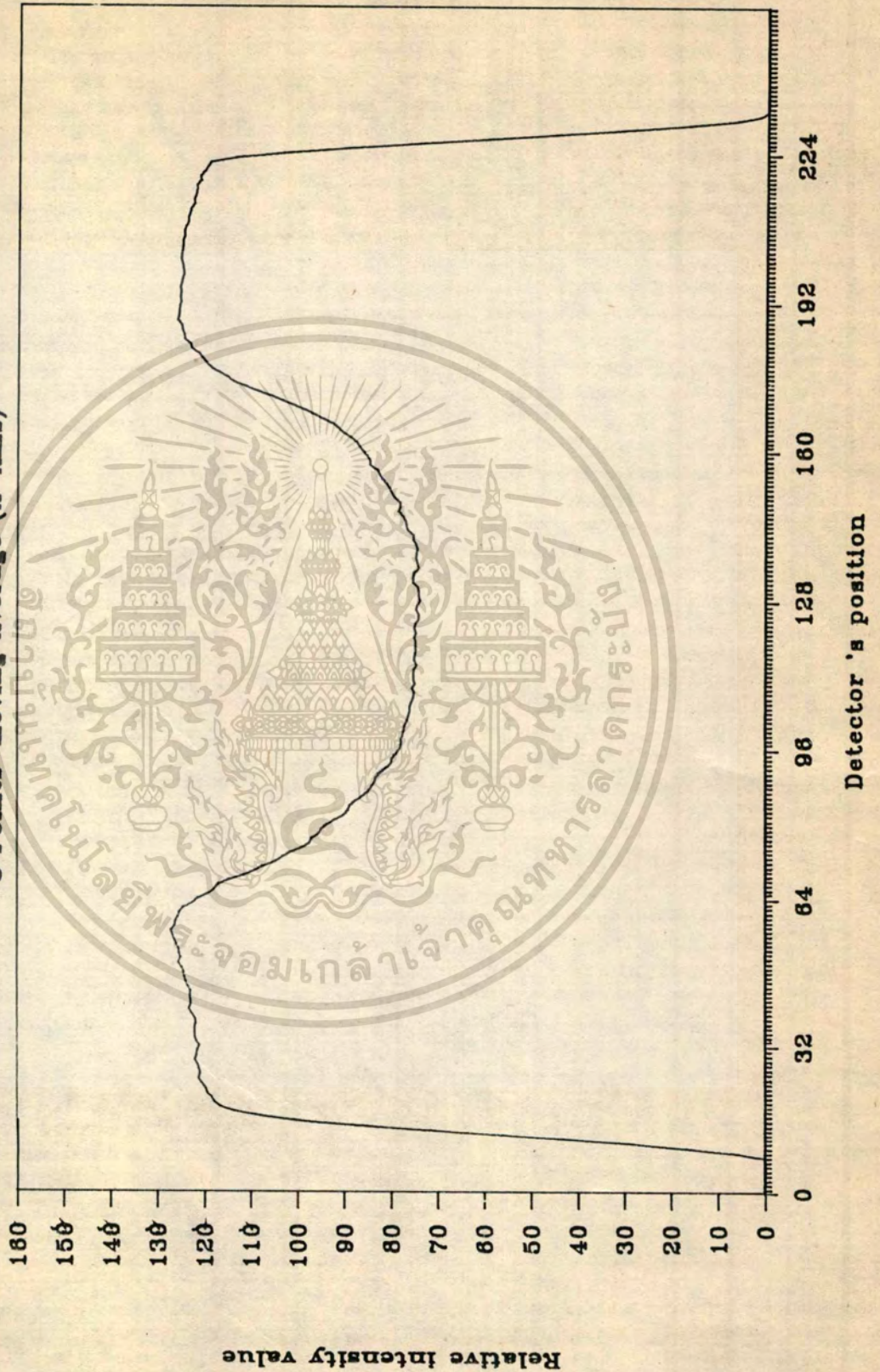


รูปที่ 5.7(c) ข้อมูลหลังการเฉลี่ยแนวแกน X ครึ่งละ 5 จุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่ควรนำออกเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต หากต้องการนำเอกสารนี้ไปใช้ กรุณาติดต่อขอสงวนลิขสิทธิ์จากผู้จัดทำเอกสารทุกครั้ง

Projection of WATER-Raw Data

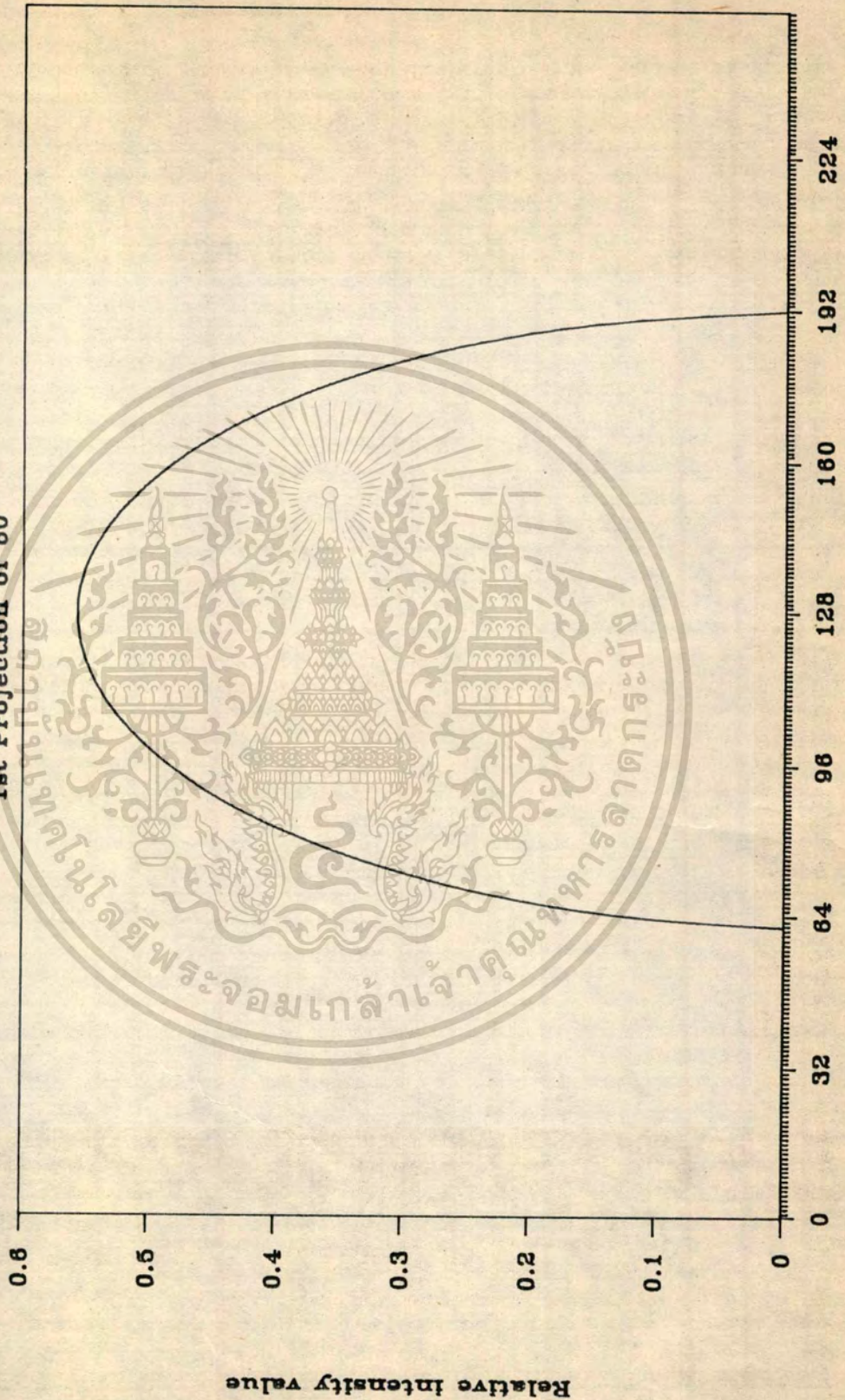
8 Points-Moving Average (X-Axis)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
 รูปที่ 5.7(d) ข้อมูลหลังการเฉลี่ยแนวแกน X ครั้งละ 8 จุด ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Log-Projection of WATER

1st Projection of 60



Detector's position
Normalized-SIM

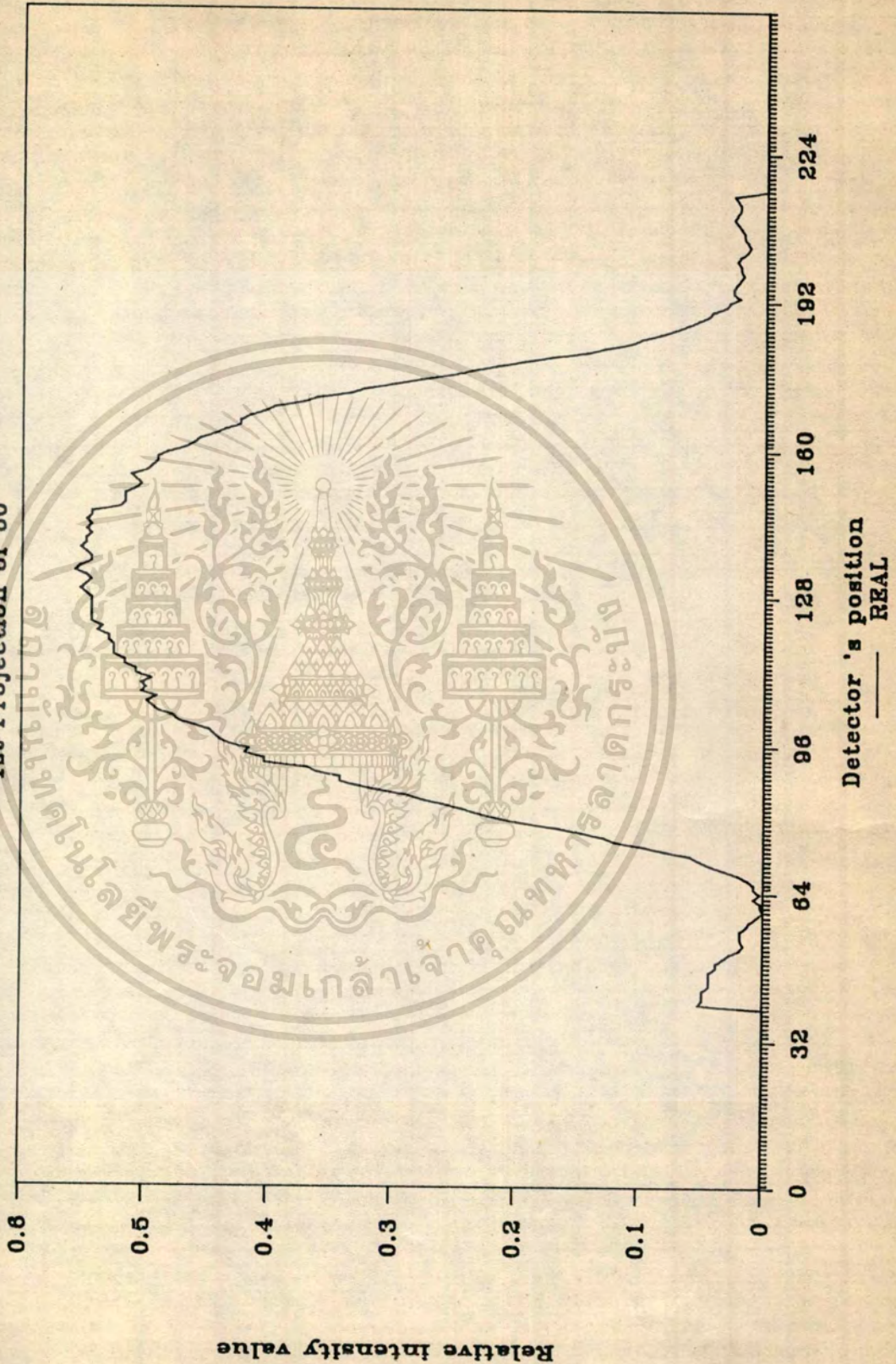
รูปที่ 5.8(a) ทอมลโปรเจกชันน้ำที่สร้างขึ้นโดยไมโครคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Log-Projection of WATER

1st Projection of 80

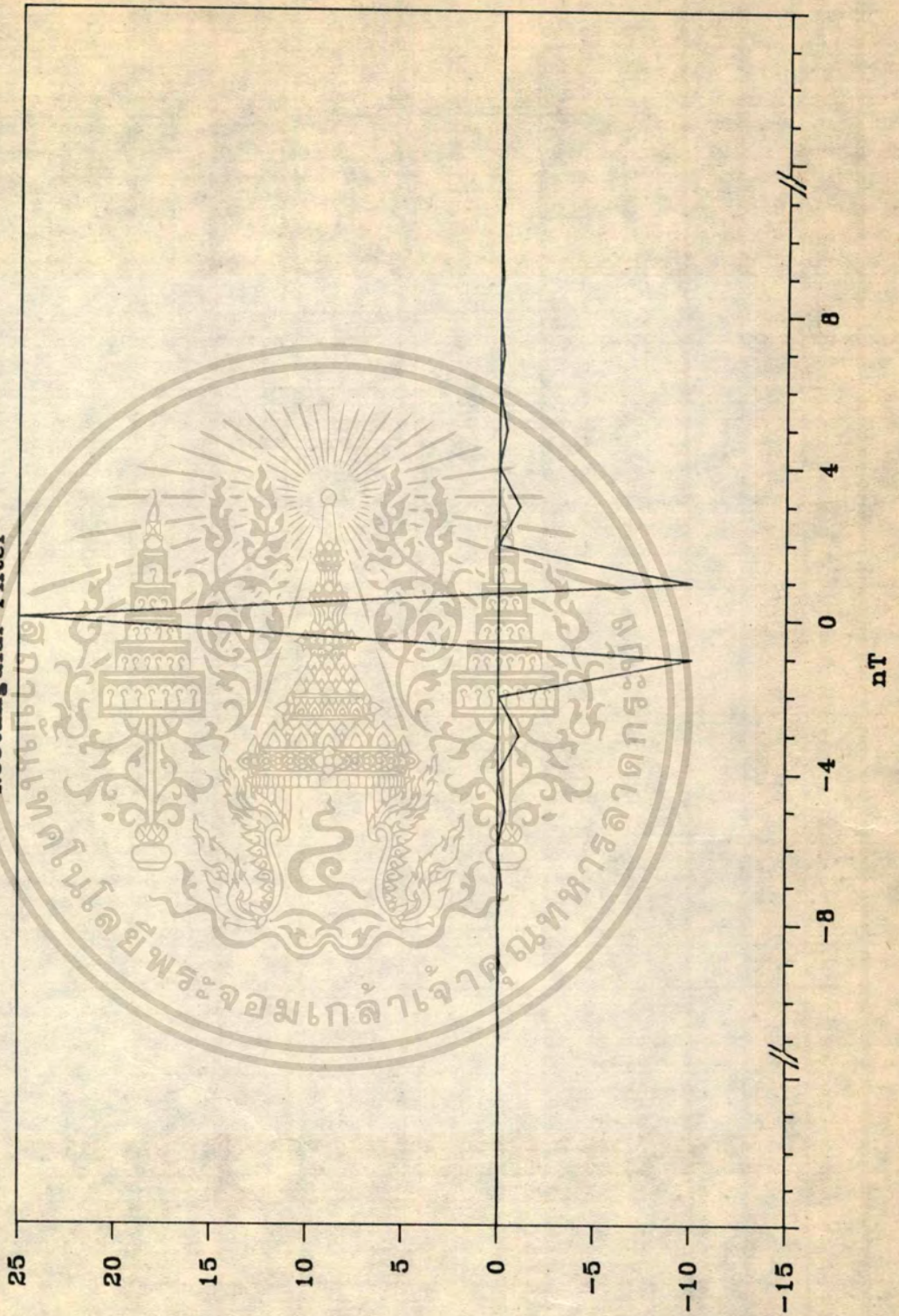


รูปที่ 5.8(b) โปรเจกชันของน้ำที่ทดลองวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น และอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่วารณิใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Filter Function

Rectangular Filter



(๕๗)๗

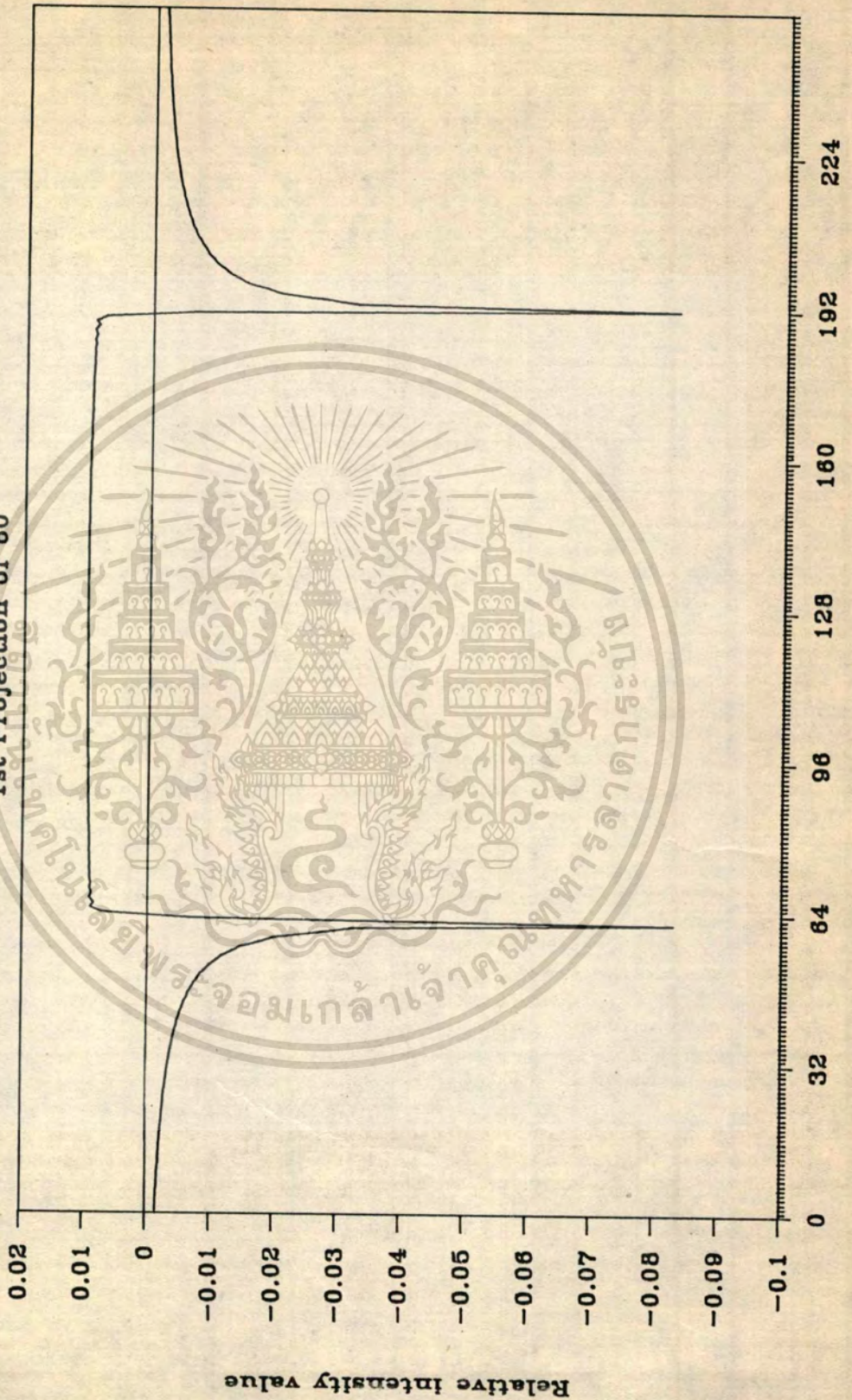
รูปที่ 5.9 ฟังก์ชันฟิลเตอร์รูปแบบที่หนึ่ง (Rectangular Window)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่วารณิใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Convolution of SIMULATED WATER

1st Projection of 60

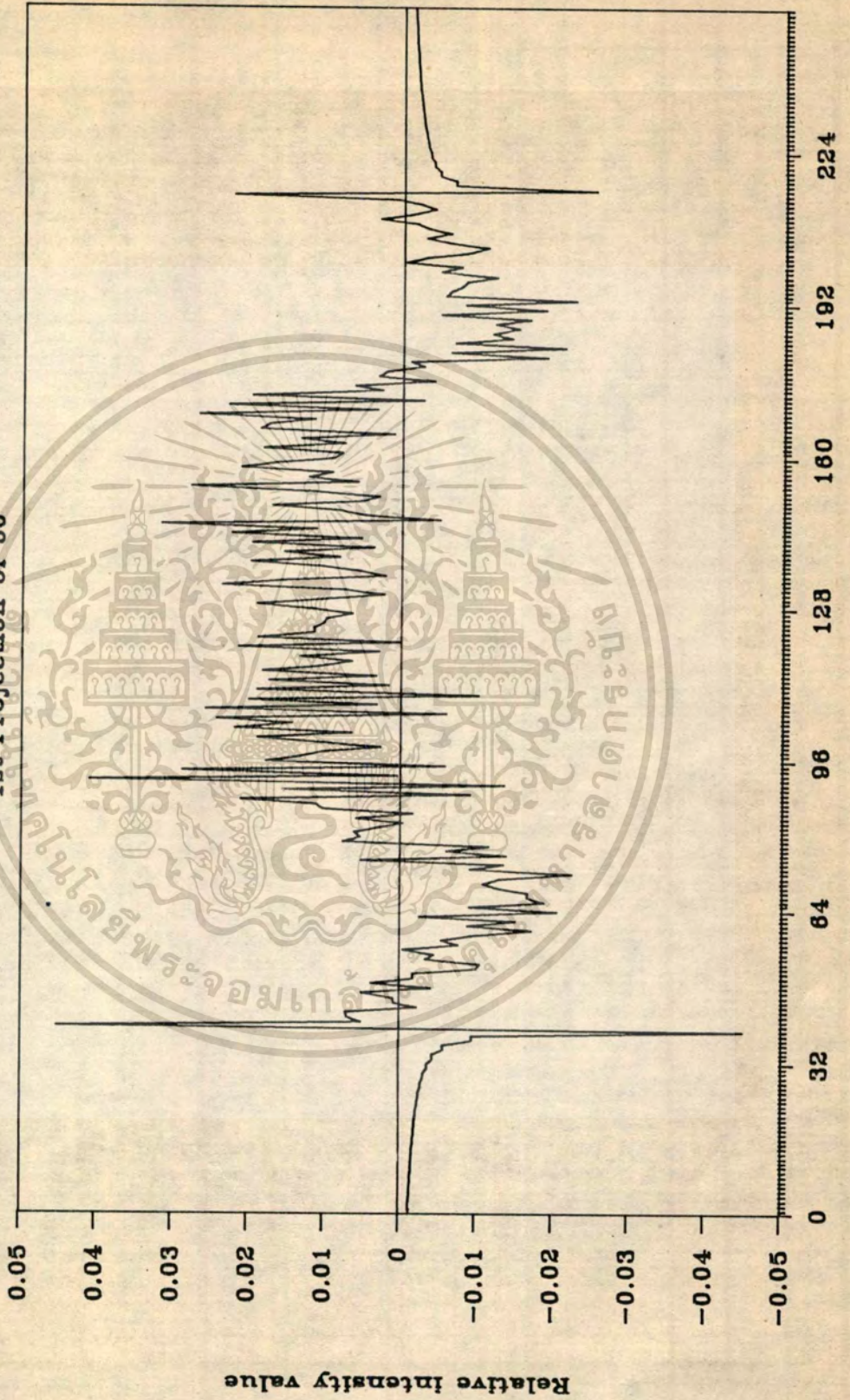


— Detector's position
 - - - Rectangular Filter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ภายในเท่านั้นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Convolution of REAL WATER

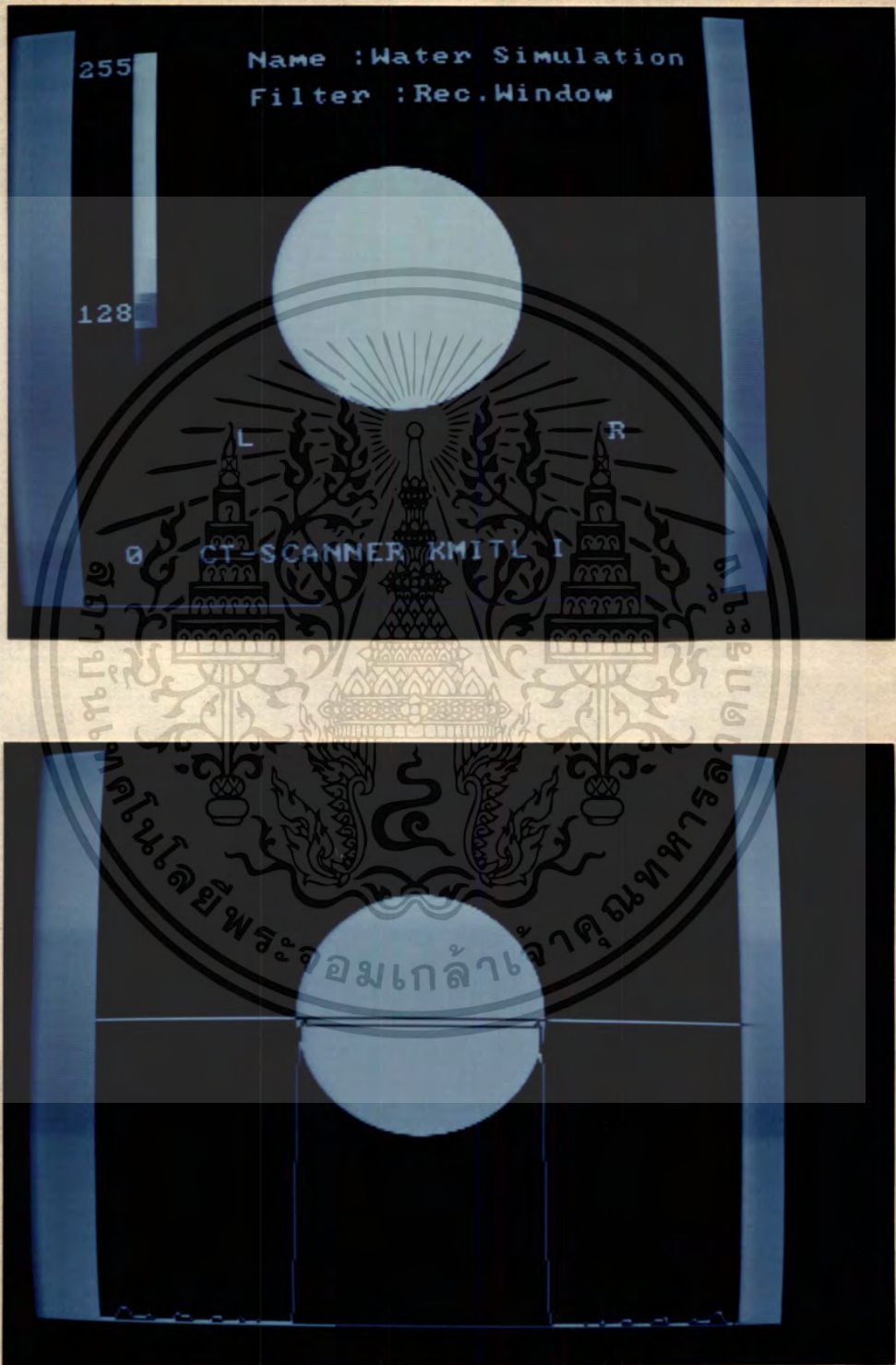
1st Projection of 80



Detector's position
Rectangular Filter

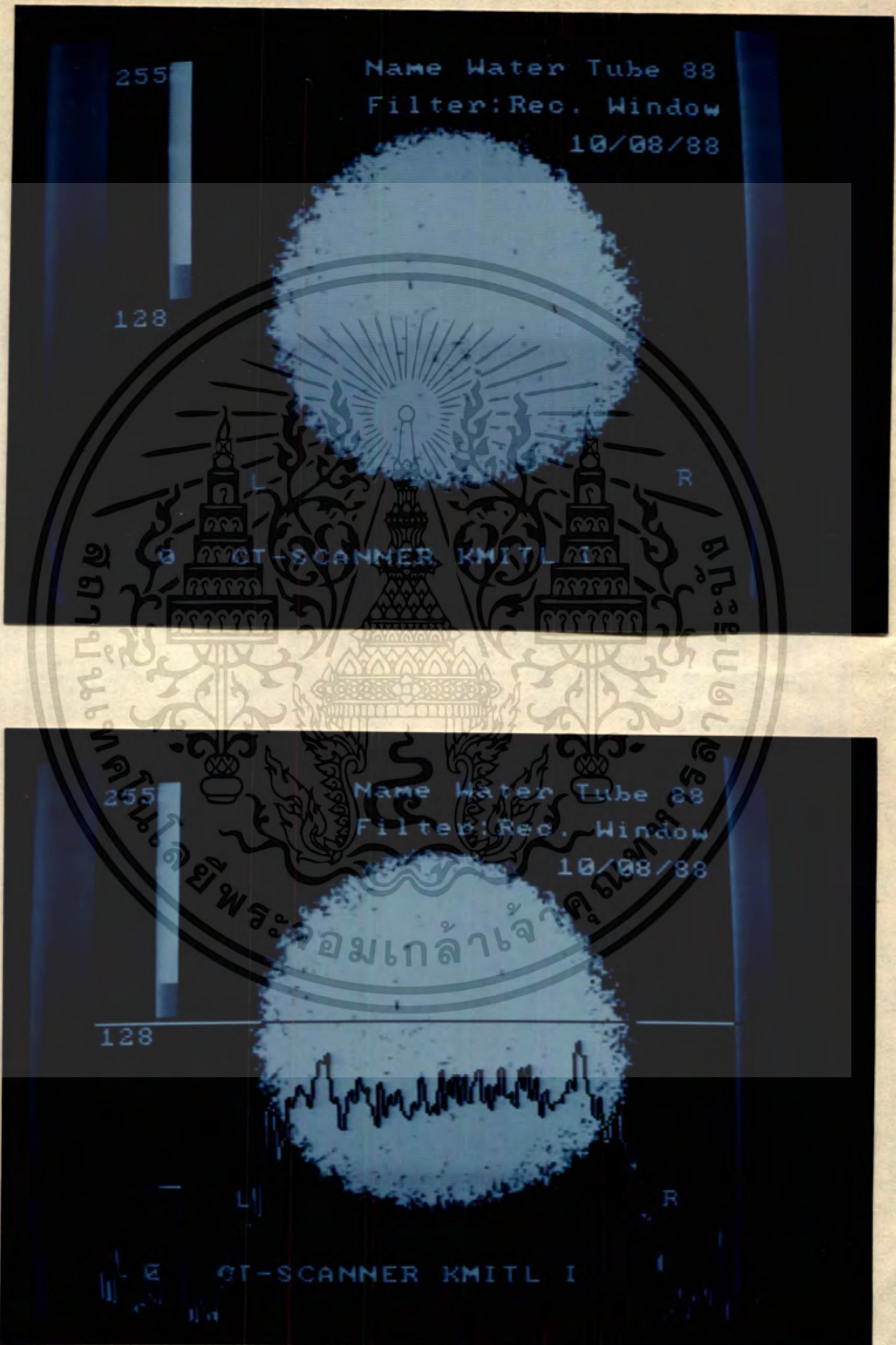
รูปที่ 5.10(b) ข้อมูลหลังการฟิลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูช่างานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.11(a) ภาพตัดขวางของน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์

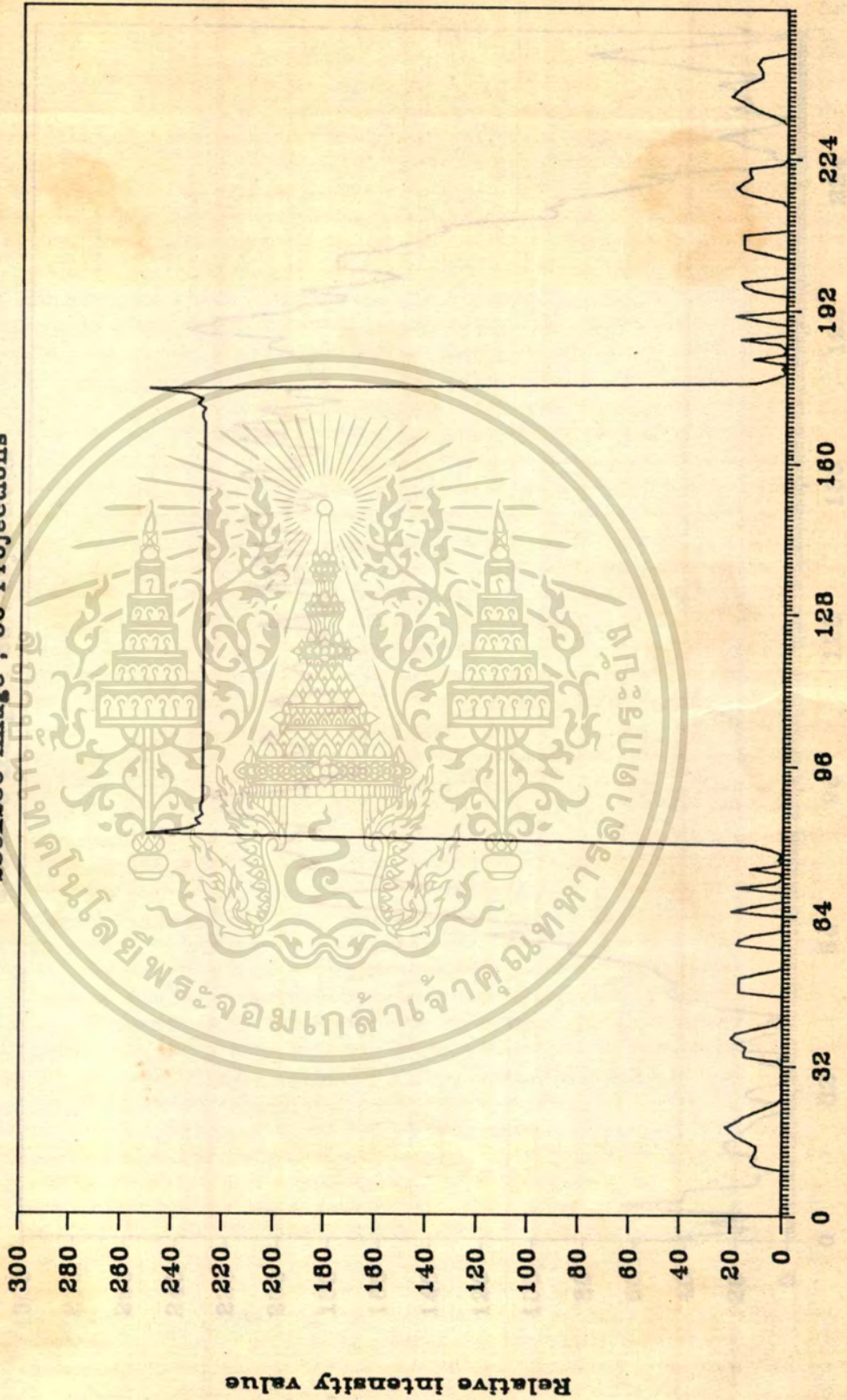
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น เมื่อผู้เผยแพร่เห็นประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เดินทางไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Line No.128 of SIMULATED WATER Image

256x256 Image ; 60 Projections



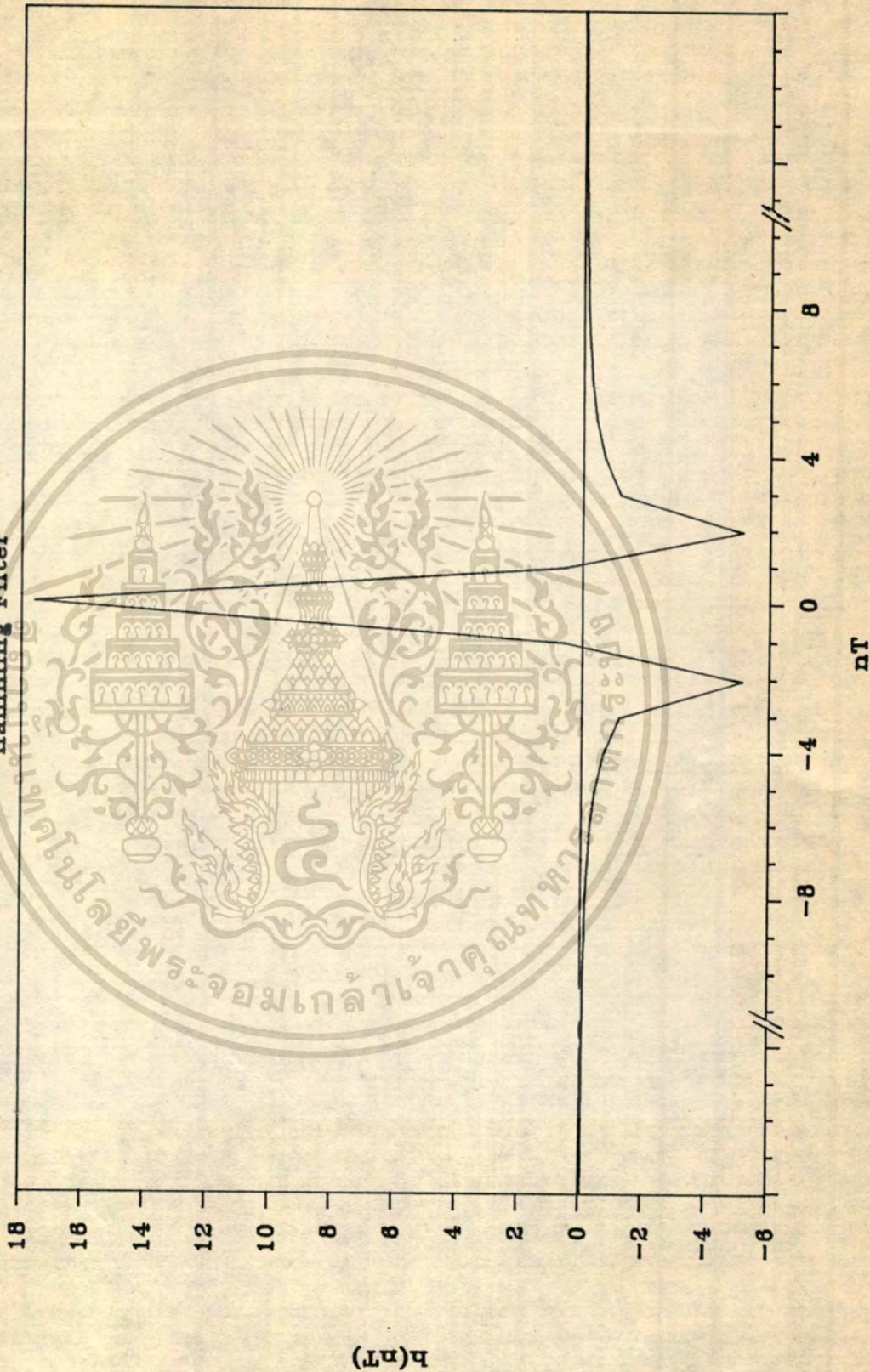
รูปที่ 5.12(c) เส้นตัดขวางของภาพ 5.11(a) ที่ $Y_c = 128$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Filter Function

Hamming Filter



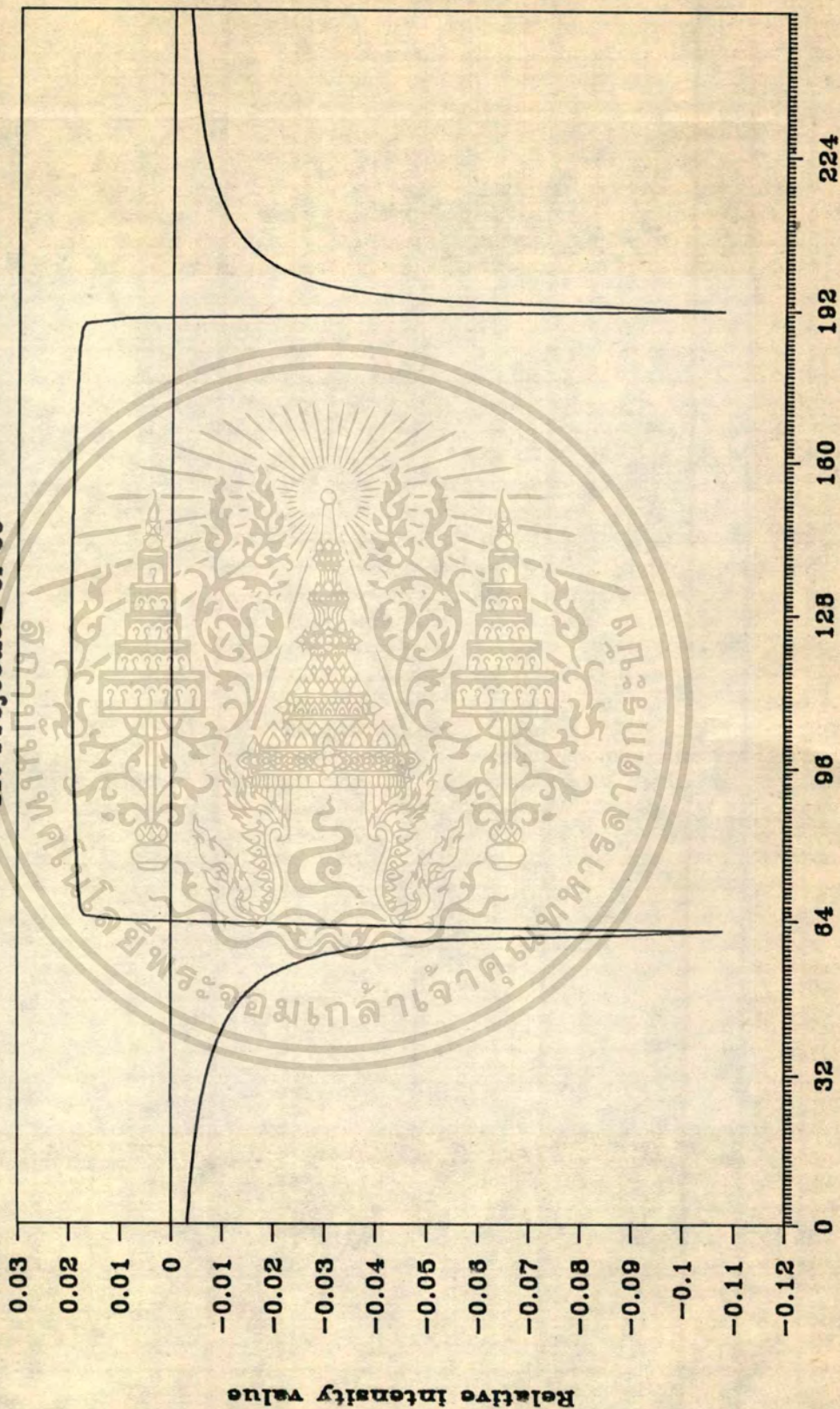
รูปที่ 5.13 ฟังก์ชันฟิลเตอร์ รูปแบบที่สอง (Hamming Window)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้เฉพาะในท้องถิ่นเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Convolution of SIMULATED WATER

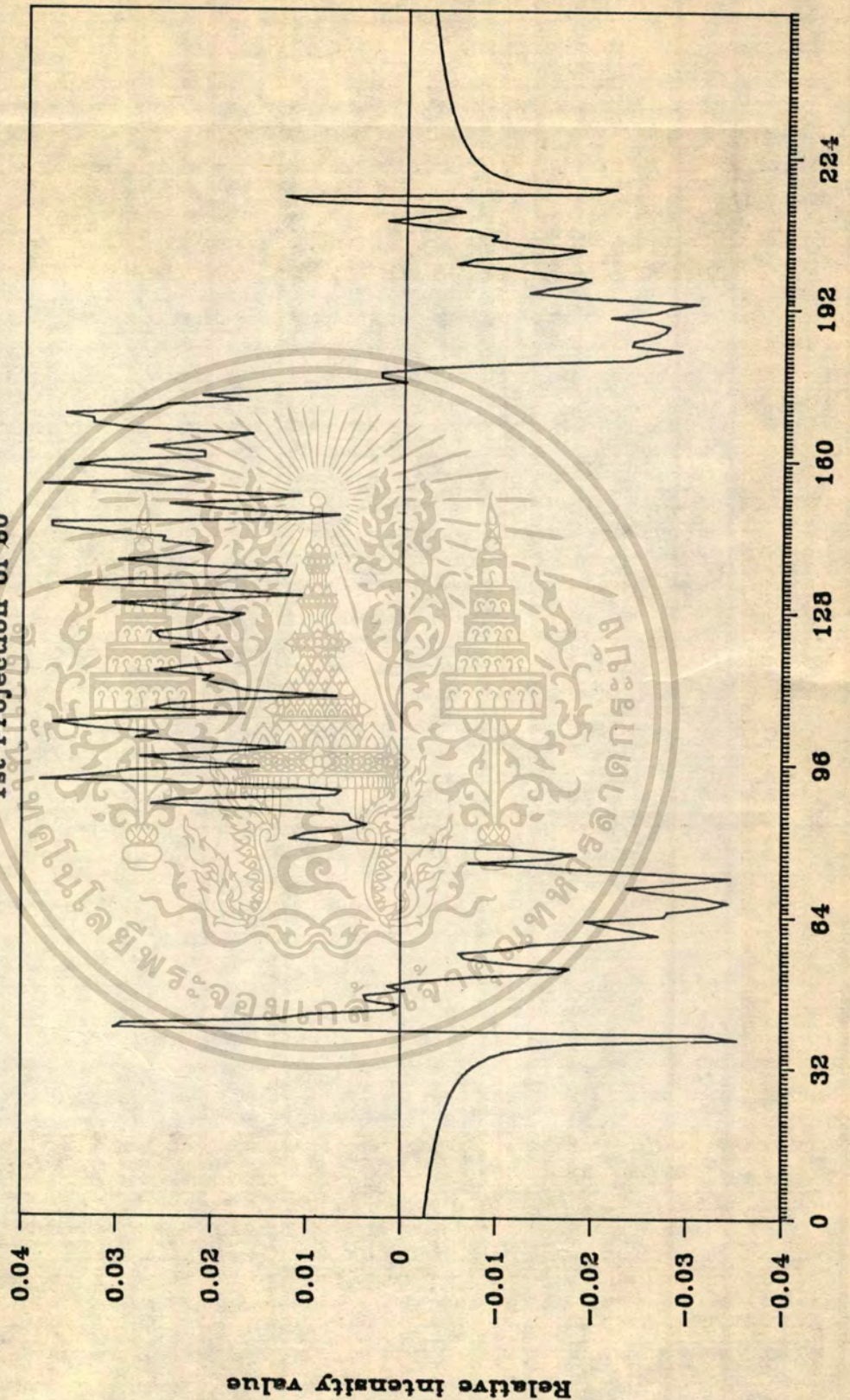
1st Projection of 80



Detector's position
Hamming Filter

Convolution of REAL WATER

1st Projection of 80



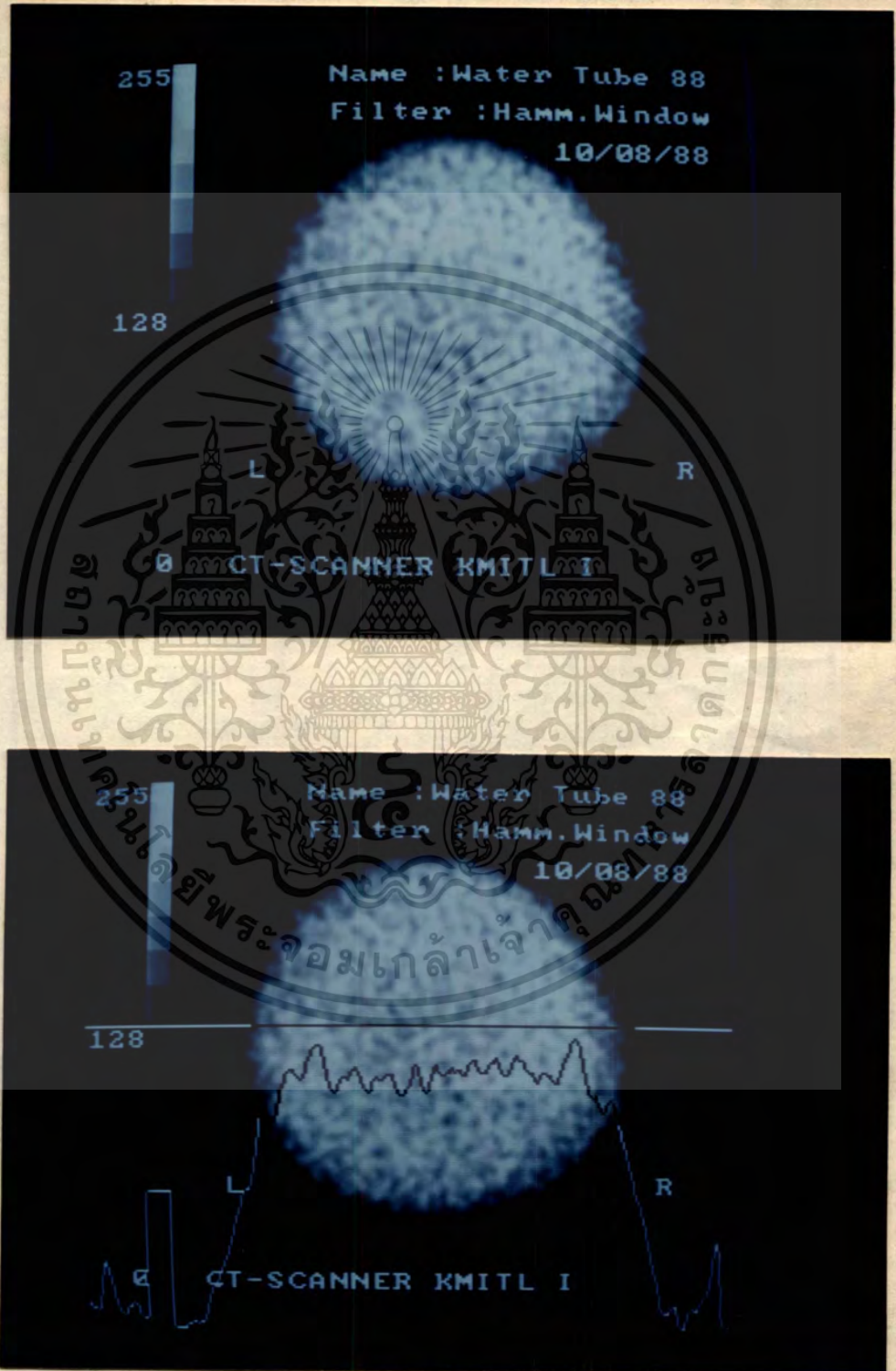
Detector's position
Hamming Filter

รูปที่ 5.14(b) ข้อมูลโปรเจกต์หลังฟิลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



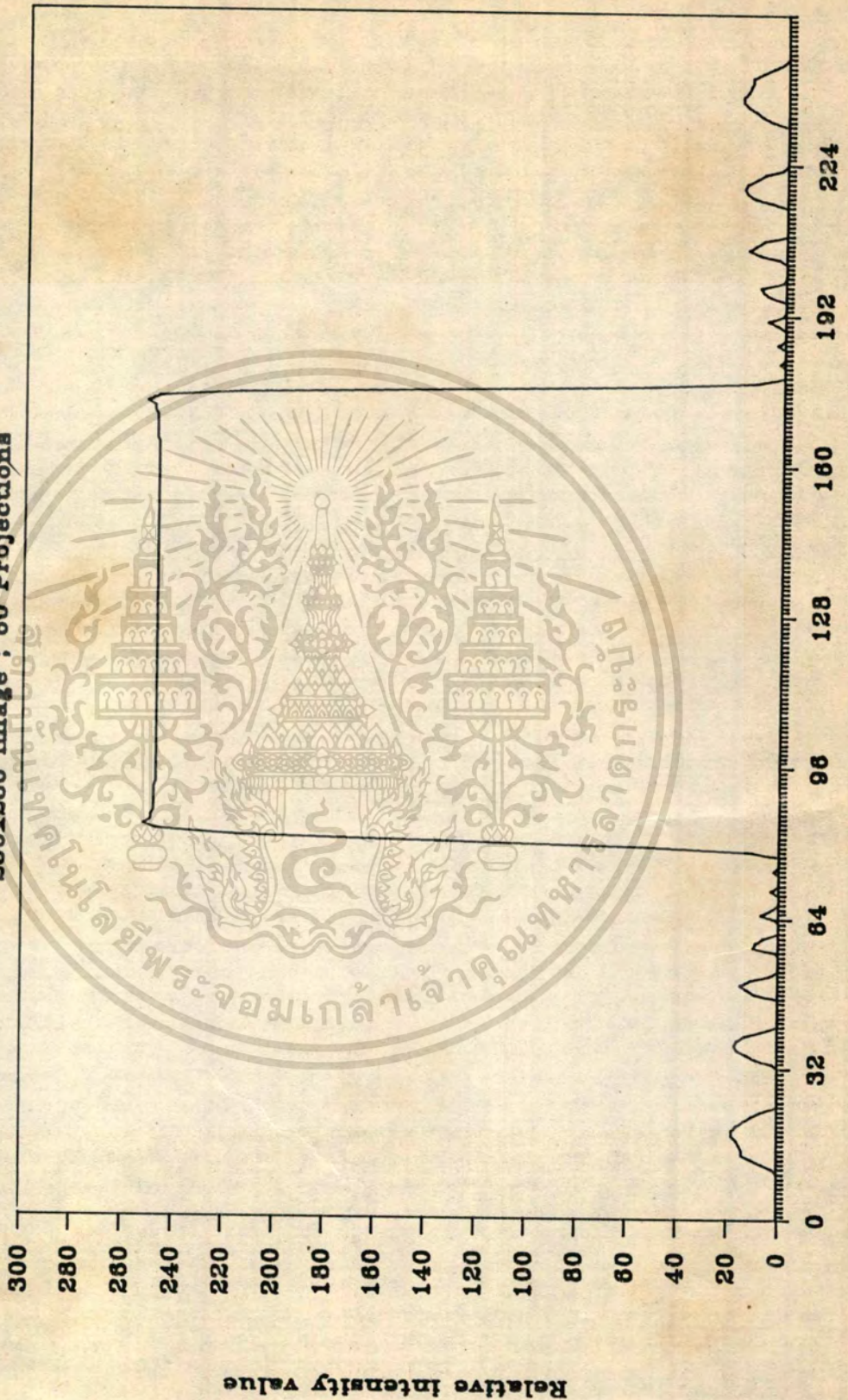
รูปที่ 5.15(a) ภาพตัดขวางของน้ำที่จำลองโดยไมโครคอมพิวเตอร์กับฟิลเตอร์รูปแบบที่สอง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น เมื่ออยู่ใต้เห็นน้ำเป็นเข็มนที่ในการค้า ไม่วารณิใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.15(b) ภาพตัดขวางของน้ำที่นำมาทดลองกับฟิลเตอร์รูปแบบที่สอง ด้านการค้า เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์กับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น การนำเอกสารนี้ไปใช้ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Line No.128 of SIMULATED WATER Image

256x256 Image : 80 Projections



Image's position
Hamming Filter

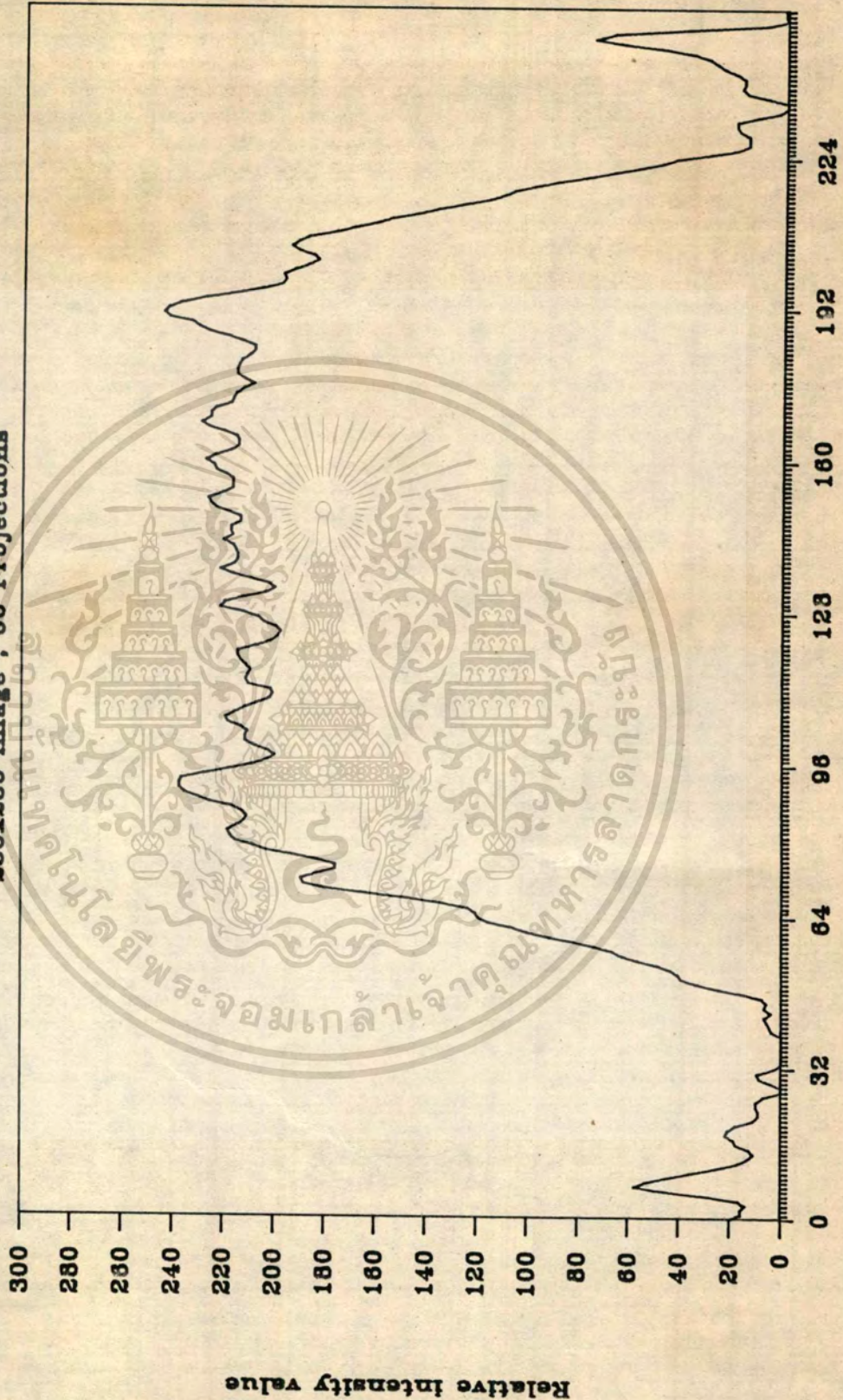
รูปที่ 5.16(a) เส้นตัดขวางของภาพ 5.15(a) ที่ $Y = 128$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Line No.128 of REAL WATER Image

256x256 Image ; 60 Projections



Image's position
Hamming Filter

Relative Intensity value

รูปที่ 5.16(b) เส้นตัดขวางของภาพ 5.15(b) ที่ $Y = 128$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

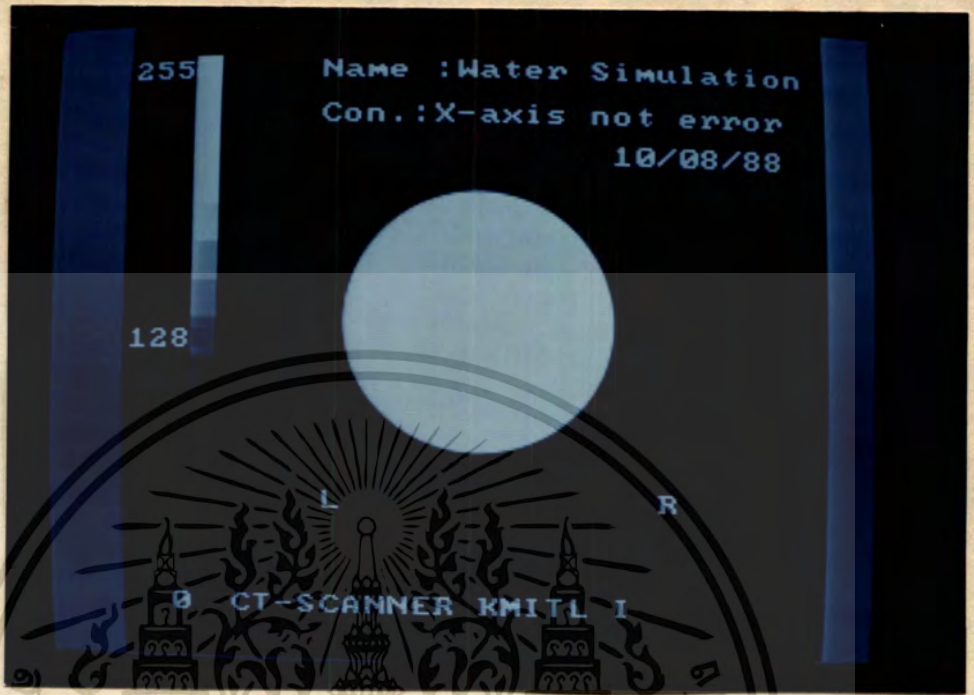
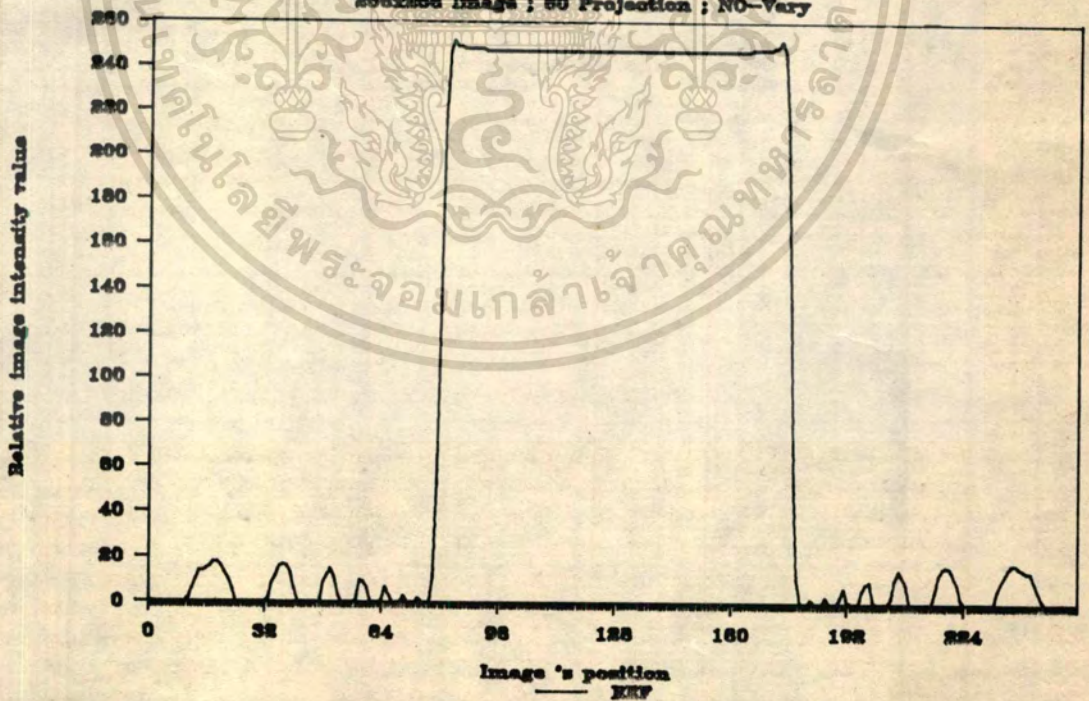


Image-line No.128 of WATER SIMULATION

256x256 Image ; 60 Projection ; NO-Vary



รูปที่ 5.17(a) ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ... ไม่มีการคลาดเคลื่อนในแนวแกน X อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

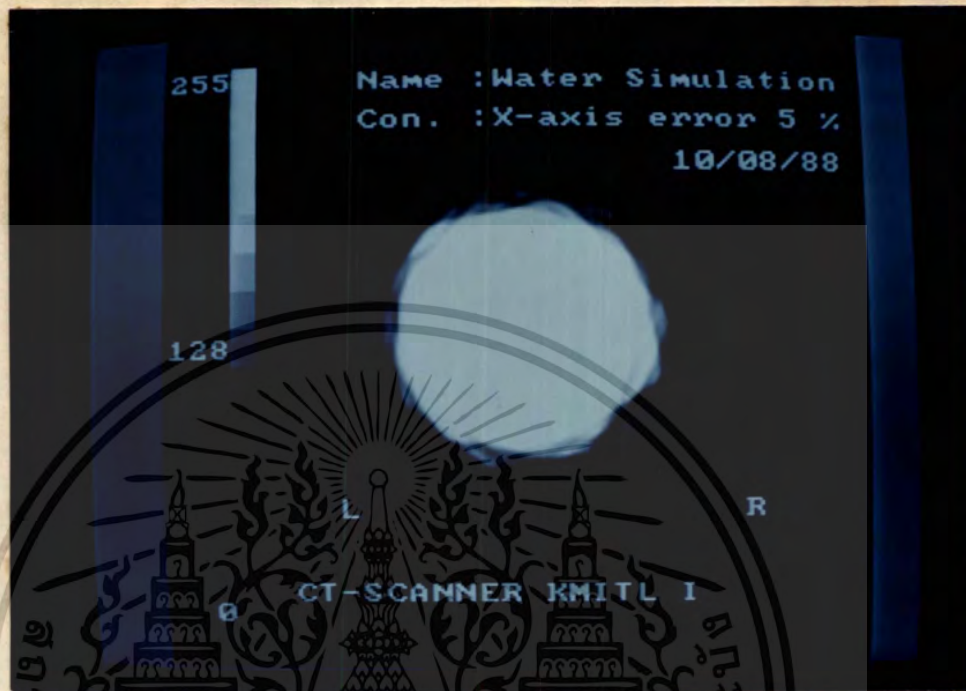
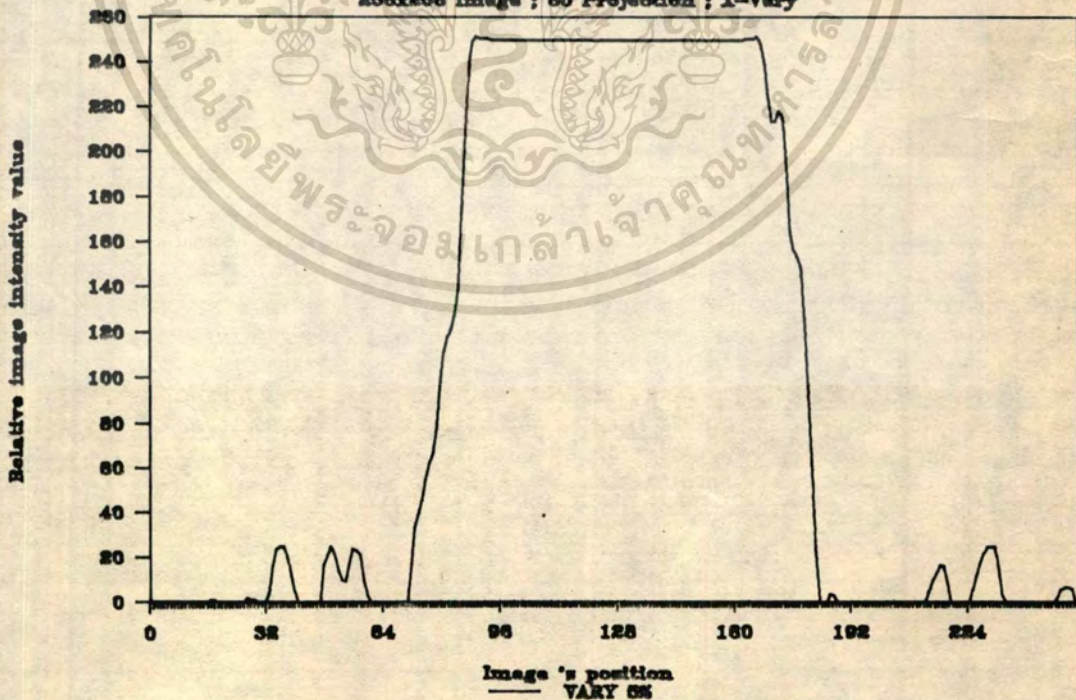


Image-line No.128 of WATER SIMULATION

256x256 Image ; 60 Projection ; X-Vary



รูปที่ 5.17(b) ภาพตัดขวางของน้ำเมือข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวาง คลาดเคลื่อนในแนวแกน X=5%
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาด้านเทคโนโลยีเท่านั้น เมื่อนำมาใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

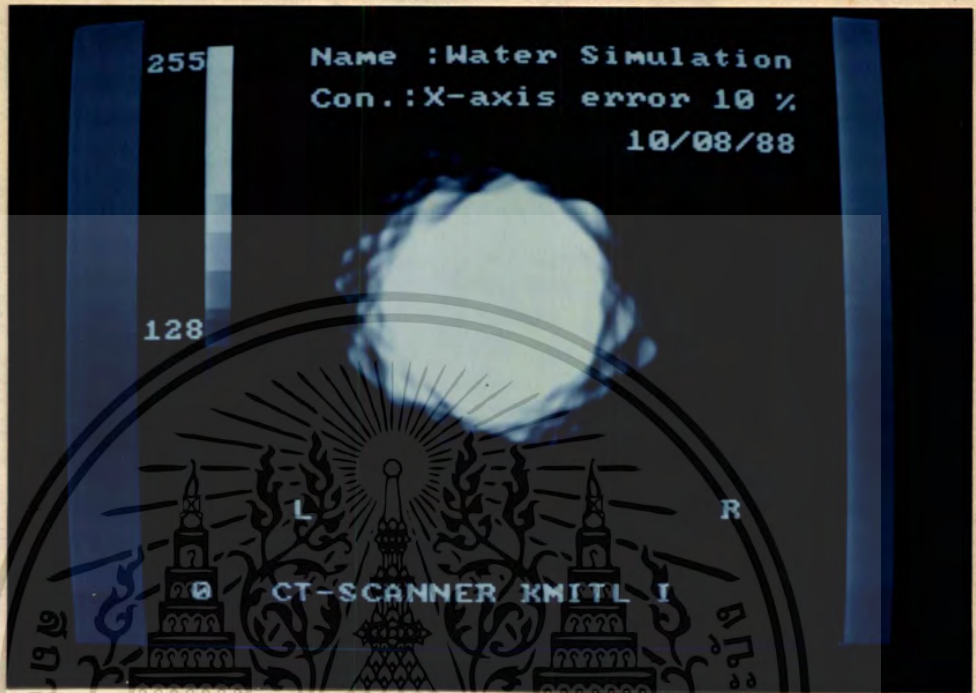
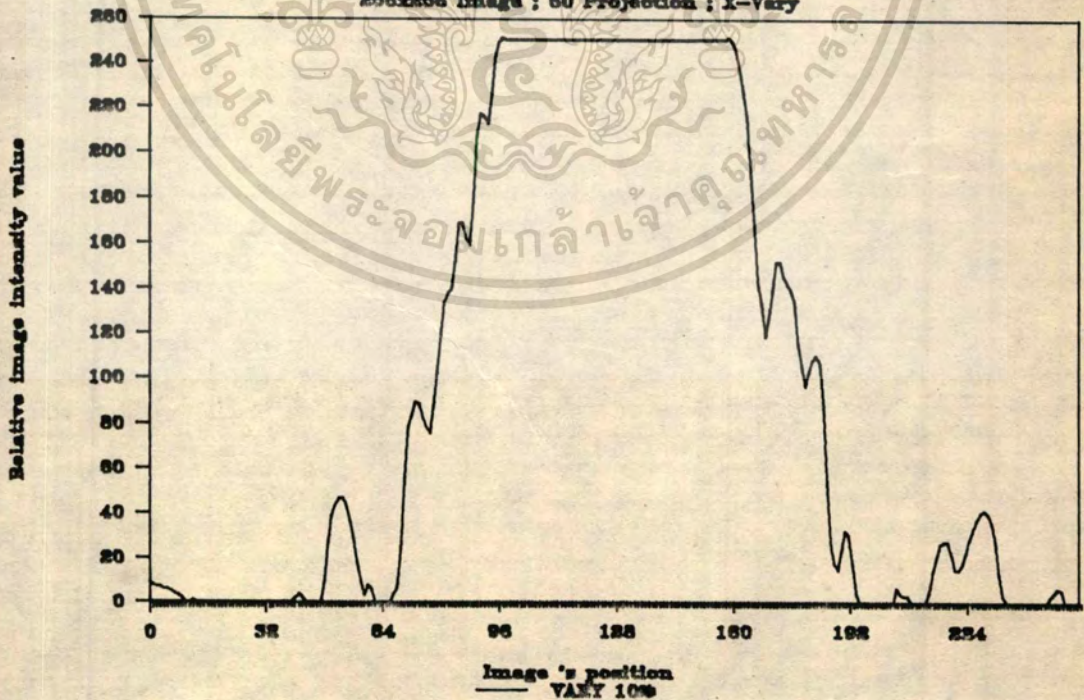


Image-line No.128 of WATER SIMULATION

256x256 Image ; 60 Projection ; X-Vary



รูปที่ 17(c) ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวางคลาดเคลื่อนในแนวแกน X = 10 %

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรนำมาใช้

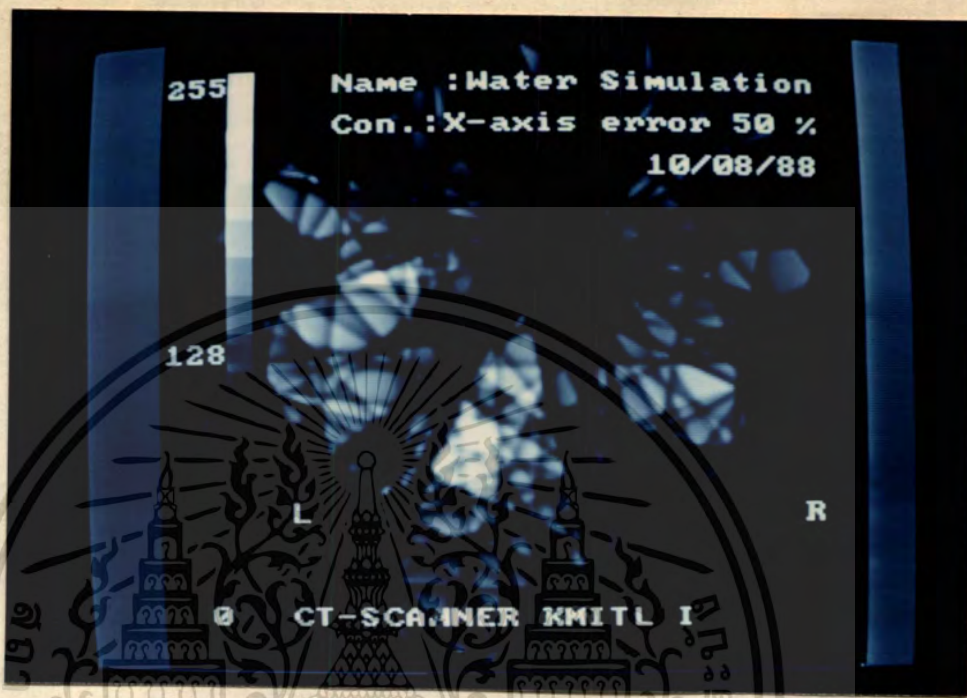
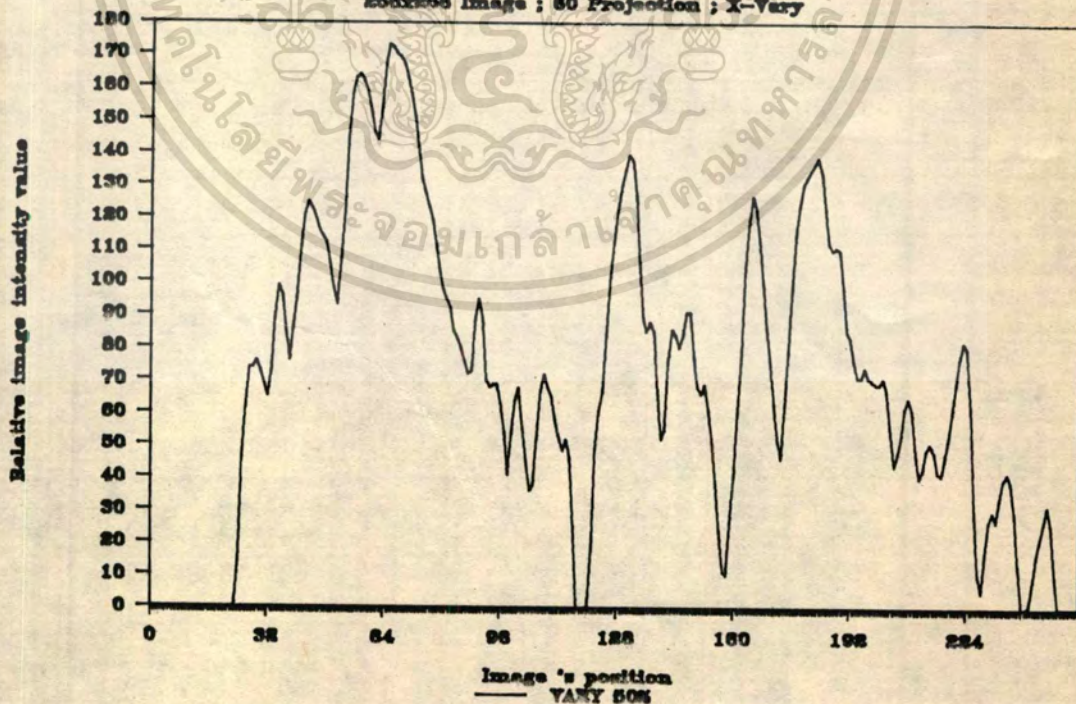


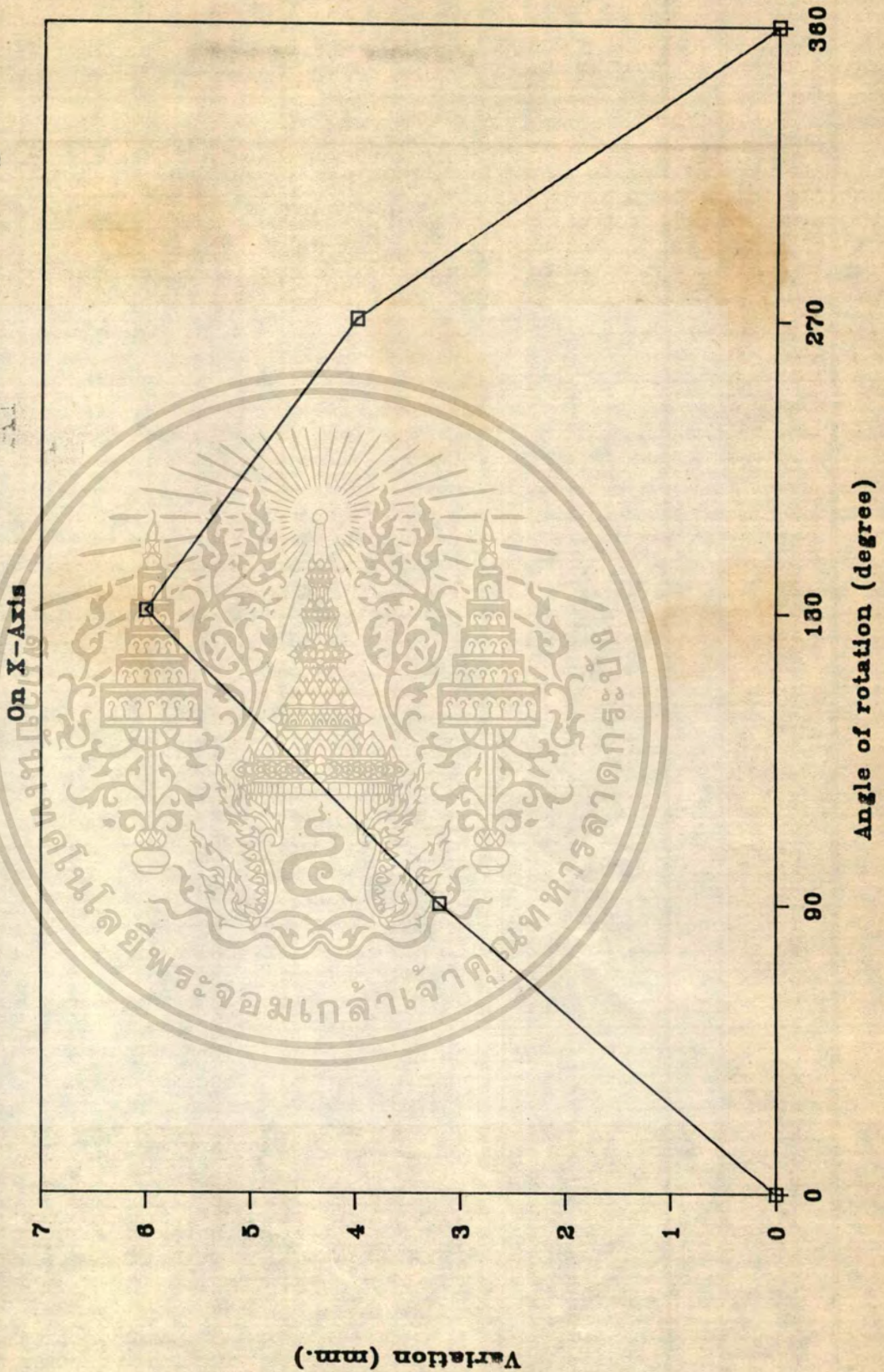
Image-line No.128 of WATER SIMULATION

256x256 Image ; 60 Projection ; X-Vary



รูปที่ 5.17(d) ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวางคลาดเคลื่อนในแนวแกน X=50 %
เอกซเรย์เป็นเอกซเรย์พลังงานต่ำที่เรซินเอ็กซ์เรย์ที่ผลิตโดยบริษัท KMITL I
ไม่วารณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Position Variation of C-Arm X-ray



รูปที่ 5.18 การเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ในการติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ในแนวแกน X เมื่อหมุนอุปกรณ์ดังกล่าวไปที่มุมต่าง ๆ นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

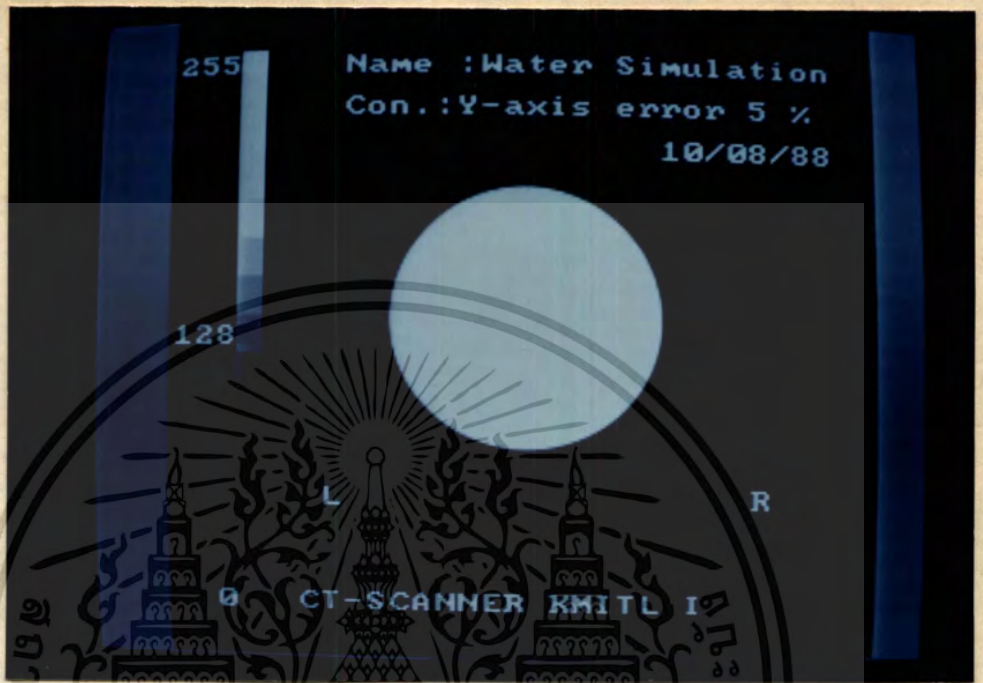
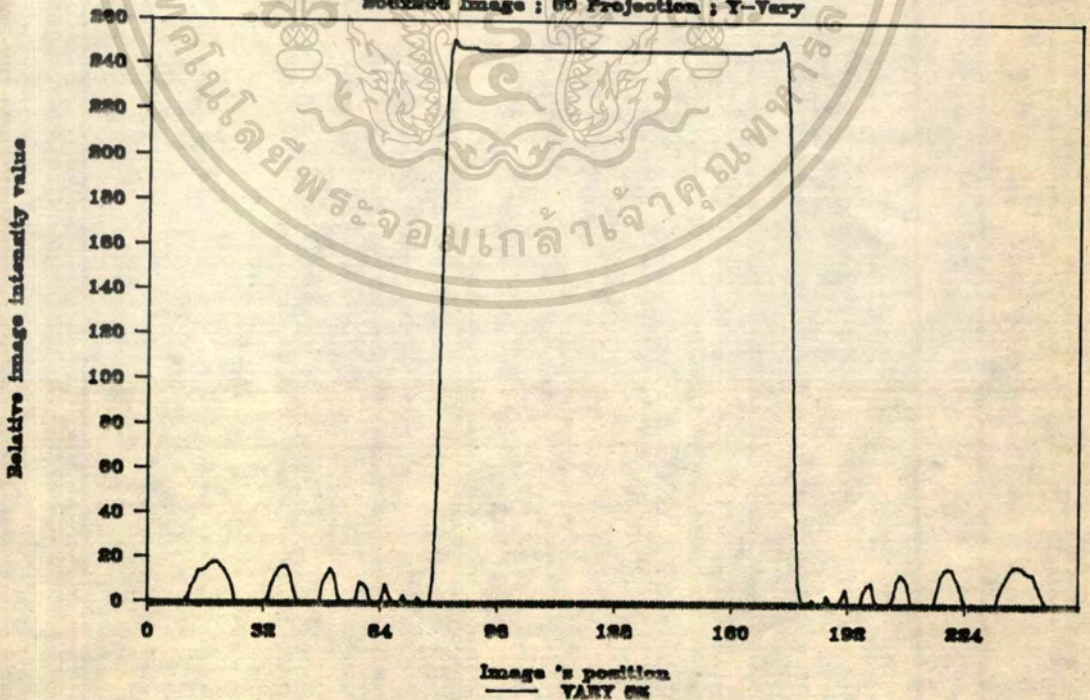


Image-line No.128 of WATER SIMULATION

256x256 Image ; 60 Projection ; Y-Vary



รูปที่ 5.19(a) ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวางคลาดเคลื่อนในแนวแกน Y = 5%

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

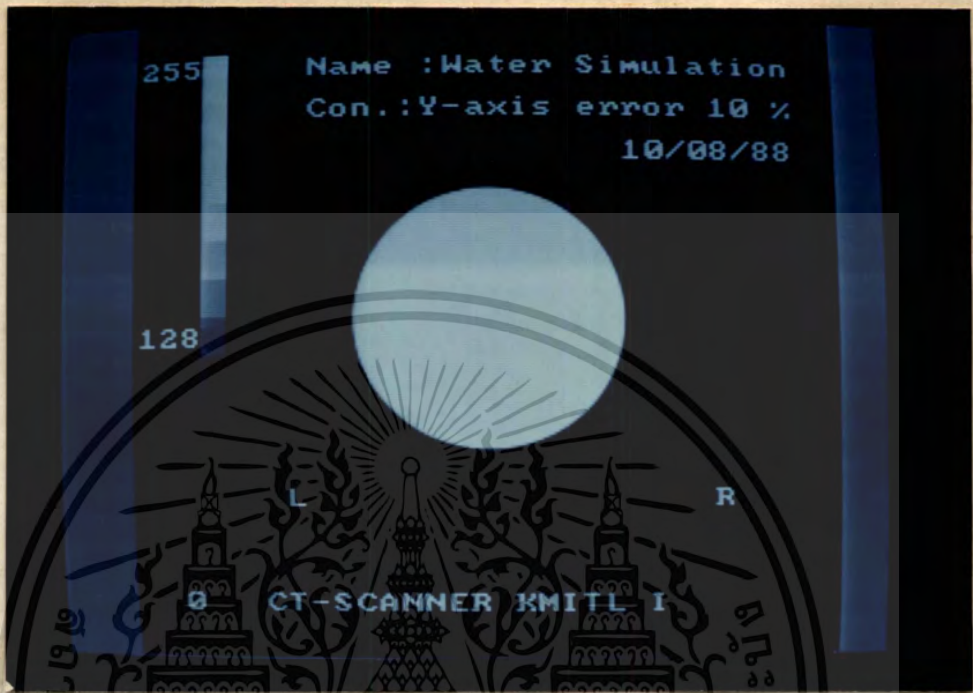
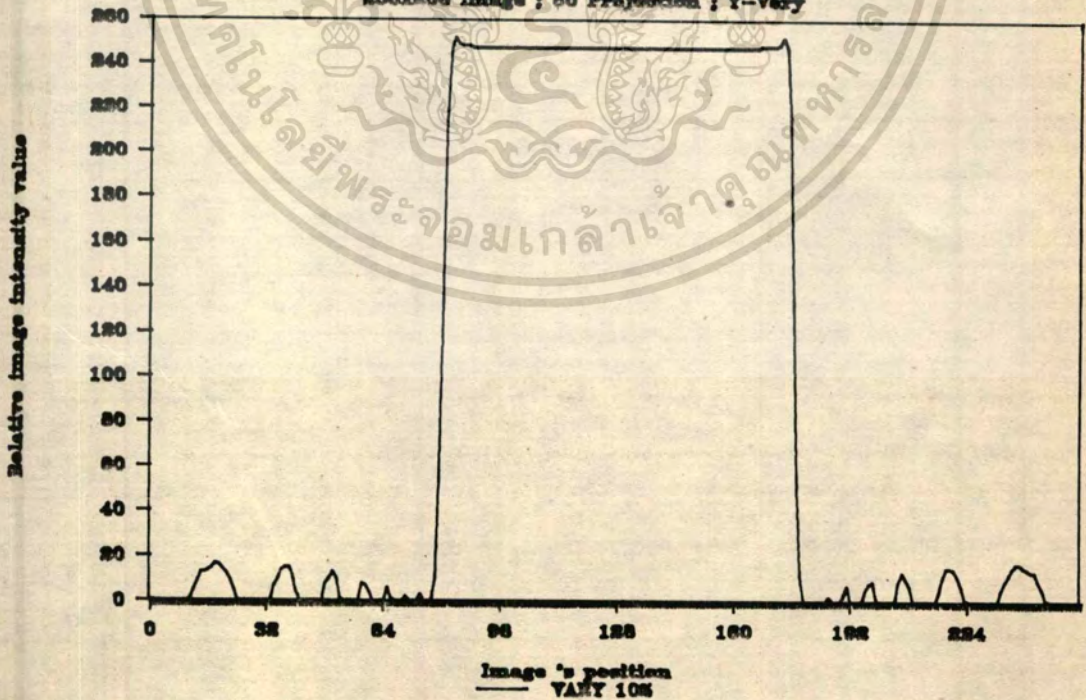


Image-line No.128 of WATER SIMULATION

256x256 Image ; 80 Projection ; Y-Vary



รูปที่ 5.19(b) ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวางคลาดเคลื่อนในแนวแกน Y ครึ่ง 10 %

ไม่ว่าการณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

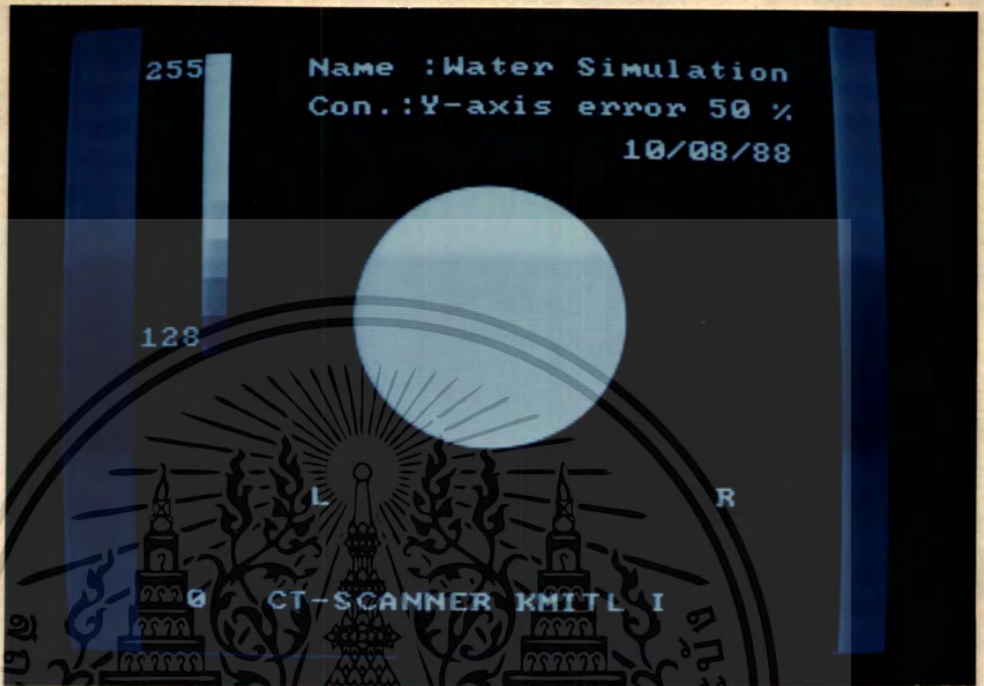
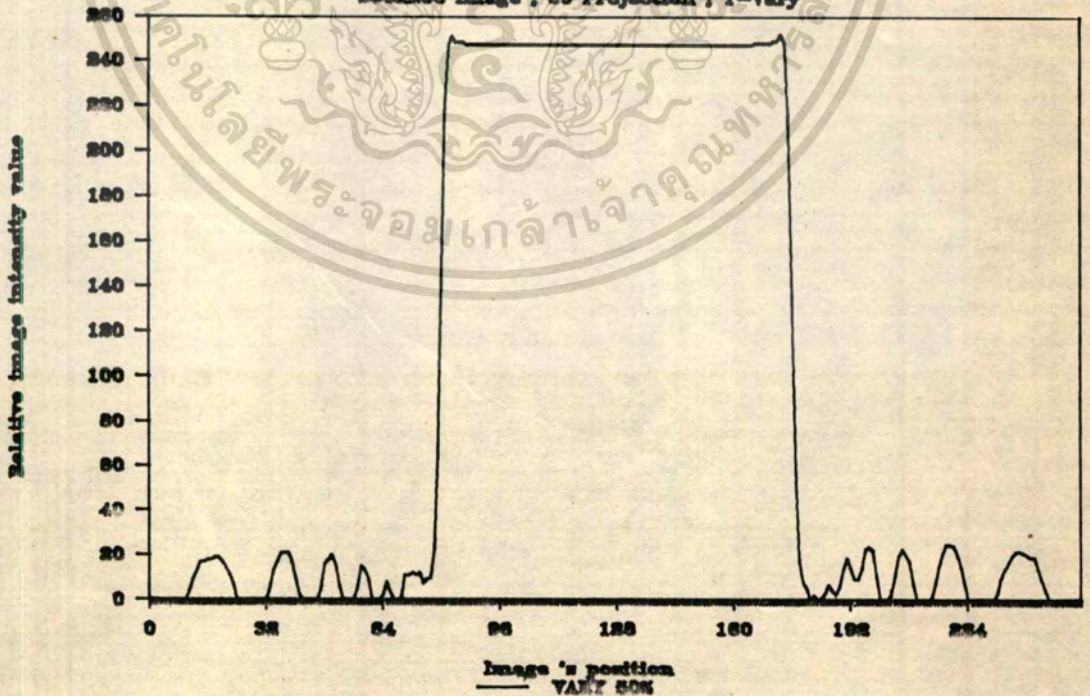


Image-line No.128 of WATER SIMULATION

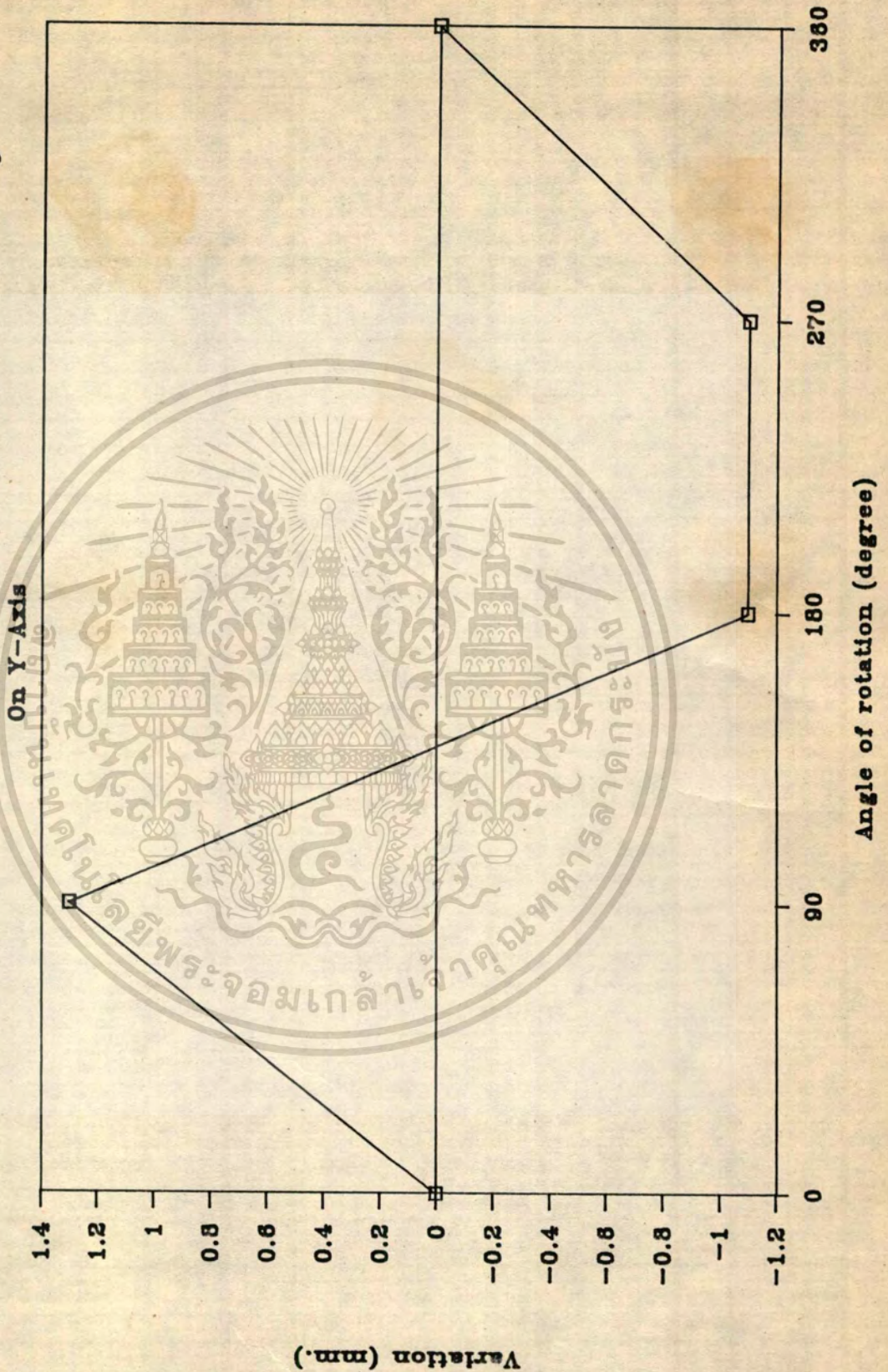
256x256 Image ; 60 Projection ; Y-Vary



รูปที่ 5-19(c) ภาพตัดขวางของน้ำเมื่อข้อมูลที่นำมาสร้างภาพตัดขวางคลาดเคลื่อนในแนวแกน Y = 50 %

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Position Variation of C-Arm X-ray Or Y-Axis



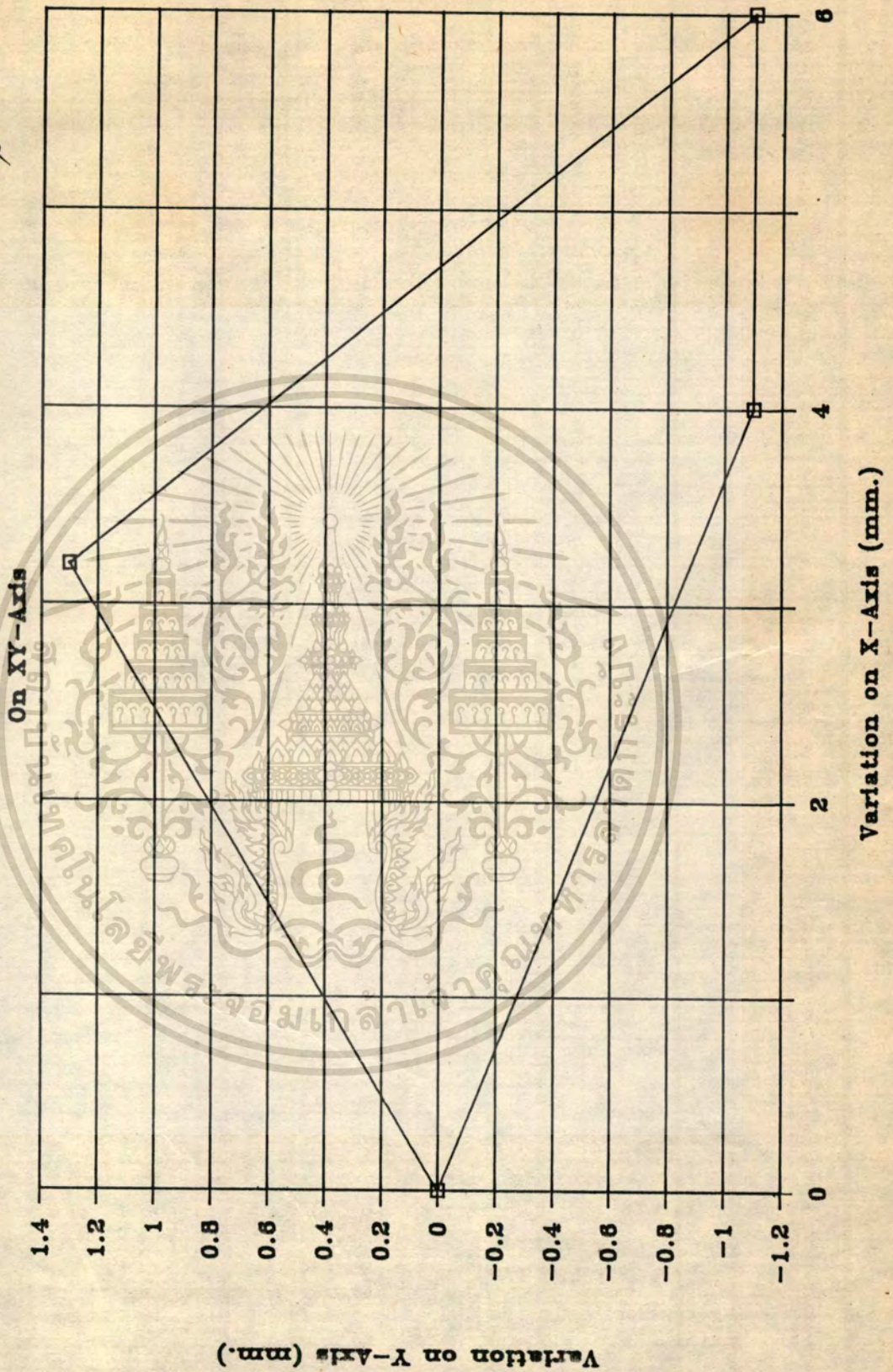
รูปที่ 5.20 การเคลื่อนที่ของอุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์

ในแนวแกน Y เมื่อหมุนอุปกรณ์ไปทีละมุมต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานในเชิงพาณิชย์เท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

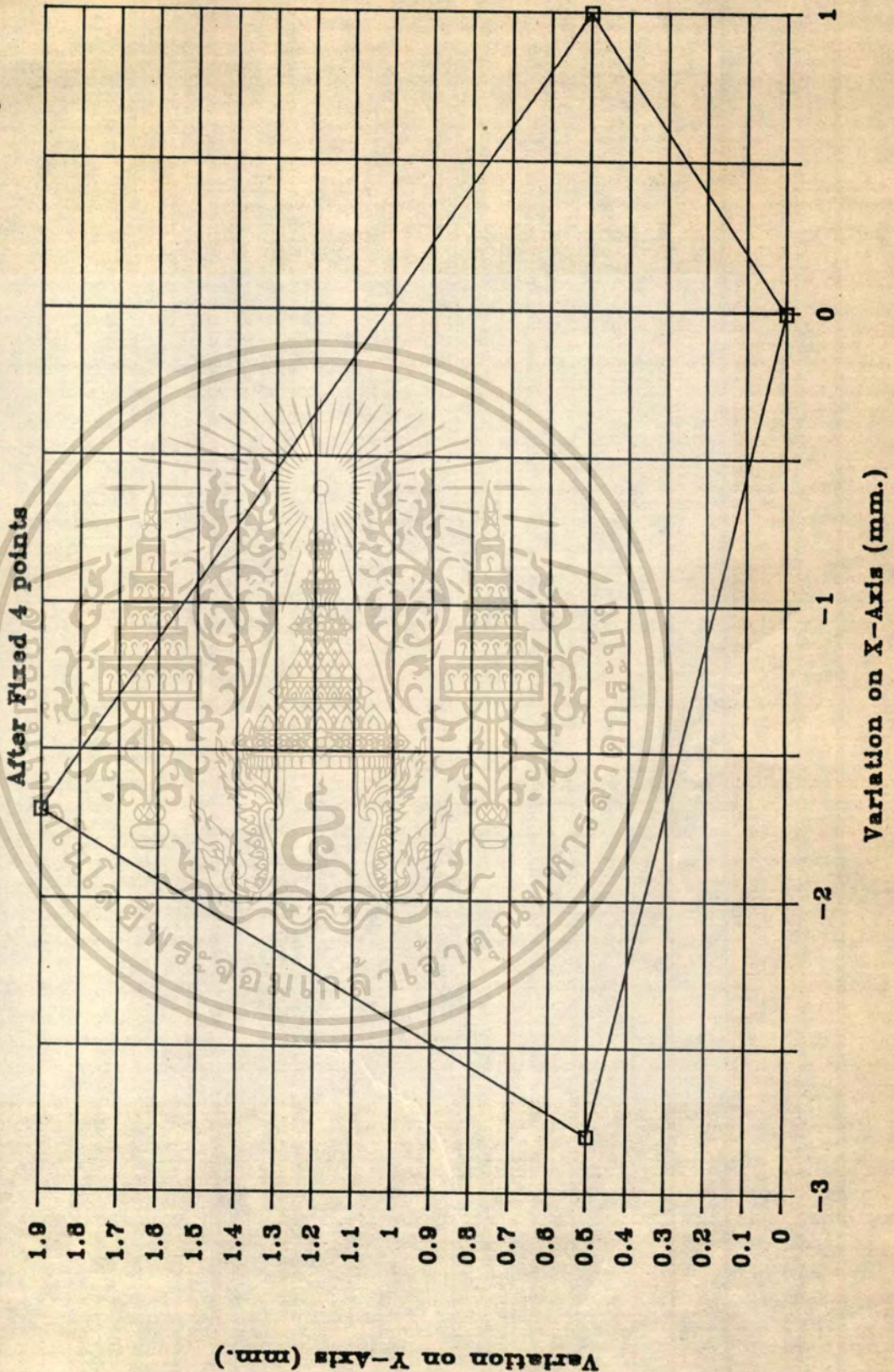
Position Variation of C-Arm X-ray
On XY-Axis



รูปที่ 5.21 ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Position's variation of C-Arm X-ray



รูปที่ 5.22 ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์

ในแนวแกน X-Y หลังจากได้ยึดอุปกรณ์การติดตั้งทั้งสองด้วยเหล็กแข็ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่าย

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้กล่าวถึงการวิจัยและพัฒนาการสร้างภาพตัดขวาง โดยทดลองใช้อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ทางการแพทย์จริง เพื่อเป็นแนวทางในการสร้างเครื่องเอ็กซ์เรย์ไมโครคอมพิวเตอร์ขึ้นภายในประเทศสามารถจำลองการสร้างภาพตัดขวางโดยไมโครคอมพิวเตอร์ และสร้างภาพตัดขวางของวัตถุจริง เช่น หลอดน้ำ กระจกหมึก แต่ก็ประสบปัญหาบางอย่างที่ยังไม่สามารถแก้ไขได้ในอุปกรณ์ดังกล่าว และได้ค้นพบข้อเท็จจริงที่สำคัญกล่าวคือ ความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์และสัญญาณรบกวน ตลอดจนได้แสดงวิธีแก้ไข

6.1 ด้านอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์

ในด้านอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ปัญหาที่ประสบ คือ ความไม่คงที่ของความเข้มรังสีเอ็กซ์จึงต้องกระทำการเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ดังกล่าว เพื่อให้ความเข้มรังสีเอ็กซ์คงที่ต่อไป

จากการทดลองวิจัยได้ใช้ตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์แบบหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (Image Intensifier) สามารถพิสูจน์ได้ว่าสร้างภาพตัดขวางของวัตถุต่างๆ ได้ แต่คุณภาพที่ได้ขณะนี้มีคุณภาพไม่ละเอียด 100 เปอร์เซ็นต์ ปัญหาส่วนใหญ่ในการใช้หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์คือ ข้อมูลที่อ่านมาได้ไม่อยู่ในรูปเส้นตรงขณะที่ไม่มีวัตถุวางหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ทั้งรังสีเอ็กซ์เป็นตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์แต่ละตัว และเราไม่สามารถจะควบคุมตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์แต่ละตัวให้คงที่ได้ของทุกโปรเจกชัน เหตุผลดังกล่าวจึงนำไปสู่การใช้ตัวรับรังสีเอ็กซ์แบบซิลิกอนโฟโตไดโอด (SILICON PHOTODIODE) ที่สามารถตรวจรับรังสีเอ็กซ์ได้ดังรูปที่ 6.1 เราสามารถควบคุมตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์แต่ละตัวได้ ในการใช้อุปกรณ์ตรวจรับรังสีเอ็กซ์ทั้ง 2 แบบ มีข้อได้เปรียบและเสียเปรียบต่างกันคือ

หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์	ซิลิกอนโฟโตไดโอด
1. ใช้ศักดาไฟฟ้าคร่อมหลอดรังสีเอ็กซ์	1. ใช้ศักดาไฟฟ้าคร่อมหลอดรังสีเอ็กซ์
ต่ำประมาณ 60 กิโลโวลต์	สูงประมาณ 120 กิโลโวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายหรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์	ซิลิกอนโฟโตไดโอด
2. กระแสที่จ่ายให้หลอดรังสีเอ็กซ์ ต่ำประมาณ 0 - 4 มิลลิแอมป์	2. กระแสที่จ่ายให้หลอดรังสีเอ็กซ์ สูงประมาณ 200 มิลลิแอมป์
3. ปริมาตรรังสีเอ็กซ์ต่ำ	3. ปริมาตรรังสีเอ็กซ์สูง
4. ควบคุมจุดรับรังสีได้ยาก	4. ควบคุมจุดรับรังสีได้ง่าย
5. มีอันตรายน้อยต่อผู้ป่วยเพราะ ปริมาณรังสีน้อย	5. มีอันตรายมากต่อผู้ป่วยเพราะ ปริมาณรังสีมาก

6.2 ด้านอุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอ็กซ์กับหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์ (Gantry)

ในการทดลองวิจัยได้ใช้อุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ขนาด 100 กิโลโวลท์ 25 มิลลิแอมป์ แบบแกนยึดเหล็กหลอดรังสีเอ็กซ์และหลอดขยายความสว่างรูปตัว C ของบริษัท Philips ซึ่งใช้ในการวินิจฉัยโรคกระดูกทางการแพทย์ เมื่อนำมาทดลองวิจัยเป็นผลทำให้มีการบิดตัวของแกนเหล็กยึดรูปตัว C ขณะทำการหมุนให้เกิดการคลาดเคลื่อนของข้อมูล เมื่อนำข้อมูลไปตรวจที่ไดไปสร้างภาพตัดขวางจะทำให้เกิดการผิดพลาด ดังที่ได้พิสูจน์ในหัวข้อที่ผ่านมา เมื่อได้ทำการยึดด้วยเหล็กแข็งแล้วยังไม่สามารถจะทำให้คงที่ได้ ฉะนั้นในการแก้ปัญหาคือ จะต้องทำเหล็กเป็นวงกลมที่สามารถหมุนได้ 360 องศา แล้วนำตัวหลอดรังสีเอ็กซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์ไปติดตั้งอยู่บนเหล็กวงกลมชิ้นเดียวกัน ดังรูปที่ 6.2 *

6.3 ด้านการอ่านข้อมูลจากตัวตรวจรับรังสีเอ็กซ์เข้าไมโครคอมพิวเตอร์

(Analog to Digital Converter)

จากหัวข้อ 5.2.2.2 เป็นการพิสูจน์ให้เห็นถึงความผิดพลาดของอุปกรณ์ดังกล่าว ที่มีสัญญาณรบกวนแทรกมากับข้อมูลที่ต้องการ ส่งผลกระทบต่อภาพตัดขวาง การผิดพลาดดังกล่าวเมื่อพิจารณา

* อุปกรณ์นี้ได้รับการสนับสนุนจากศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ กระทรวง

วิทยาศาสตร์เทคโนโลยีและการพลังงานแห่งชาติ เพื่อทำการวิจัยขั้นต่อไป

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยังถือได้ว่าผิดพลาดน้อย แต่เป็นเหตุผลนำไปสู่การพิจารณาในการตัดสินใจเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ดังกล่าว

6.4 ด้านการกำจัดสัญญาณรบกวน

ในวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนจากบทที่ผ่านมา เป็นการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสเปาเซียลและในขอบข่ายความถี่ สามารถลดสัญญาณรบกวนไปได้แต่ไม่ถึง 100 เปอร์เซ็นต์ ยังมีวิธีการกำจัดสัญญาณรบกวนในขอบข่ายสเปาเซียลและในขอบข่ายความถี่อีกซึ่งต้องกระทำการทดลองต่อไป เช่น การเฉลี่ยข้อมูลในแนวแกน X ด้วยวิธีมีเดียนฟิลเตอร์ (Median Filtering) ในขอบข่ายสเปาเซียล และวิธีการฟิลเตอร์ด้วยวินโดว์ฟังก์ชัน (Window Function) อื่นๆ ในขอบข่ายของความถี่

6.5 ด้านไมโครคอมพิวเตอร์

ไมโครคอมพิวเตอร์ในขบวนการสร้างภาพตัดขวาง เป็นไมโครคอมพิวเตอร์ขนาด 32 บิต ความเร็วในการทำงาน 20 เมกกะเฮิรตซ์ ได้รับการพัฒนาสร้างภาพตัดขวาง 1 โปรเจกชัน ในเวลา 2.7 วินาที ซึ่งมีค่าเมกกะฟลอปเท่ากับ 2 เมกกะฟลอป ฉะนั้นถ้าสร้างภาพตัดขวางทั้งหมด 360 โปรเจกชัน ใ้เวลา 16.5 นาที ในทางการผลิตเป็นสินค้าถือว่ายังช้าอยู่จะต้องให้มีการคำนวณทางทศนิยมเท่ากับ 20 เมกกะฟลอป จะใ้เวลา 1.6 นาทีต่อภาพตัดขวางหนึ่งภาพ

6.6 ด้านความก้าวหน้าของผลงานวิจัย

ตามเอกสารอ้างอิง [3] พ.ศ. 2525 ในการทดลองได้ทำการสร้างภาพตัดขวางโดยการจำลองจากอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ขนาดใหญ่ [NEC 300] ได้ใช้อัลกอริทึมในการสร้างภาพตัดขวางแบบลำรังสีขนานและมีตัวรับรังสีตัวเดียว จากนั้นทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางโดยอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก [CROMEMCO SYSTEM 3] ทำการจำลองสมองและสร้างภาพตัดขวางกลับ ขนาด 64*64 จุดภาพ ต่อมาได้ใ้รังสีเอ็กส์ก่าลิ่งต่ำมาก และมีตัวรับรังสีตัวเดียว ทดลองโดยใ้แท่งไม้กลมก็สร้างภาพตัดขวางได้ ส่วนตามเอกสารอ้างอิง [2] พ.ศ. 2527 ได้ทดลองสร้างภาพตัดขวางโดยการจำลองจากไมโครคอมพิวเตอร์ [IBM-PC] และใ้ใช้อัลกอริทึมในการสร้างภาพตัดขวางแบบกรวย (Fan beam) ที่มีมุมรังสีเอ็กส์ก่าลิ่งต่ำกันทุกๆ มุมในการกระจายออกมา การทดลองได้จำลองสมองขึ้นและสร้างภาพตัดขวางกลับ ซึ่งมีขนาดของภาพ 128*128 จุดภาพ แต่มิได้มีการใ้รังสีเอ็กส์ก่าลิ่งในการทดลอง เพราะฉะนั้นจากผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

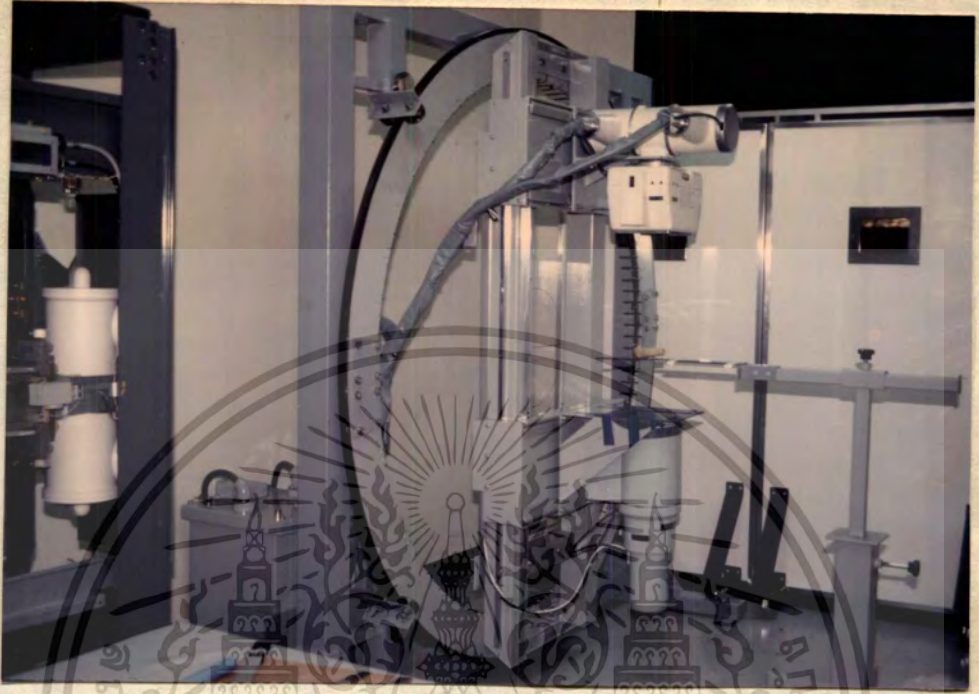
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิจัยตั้งแต่ ปี พ.ศ.2525 - พ.ศ.2527 ได้ทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางโดยการจำลองของคอมพิวเตอร์ทั้งหมด แม้จะมีการใช้รังสีเอ็กซ์บ้างแต่ก็เป็นรังสีเอ็กซ์กำลังต่ำๆ จึงเป็นแนวทางที่ผลงานวิจัยฉบับนี้ที่กล่าวมาทั้งหมดเพื่อที่จะสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ทางการแพทย์จริงๆ แบบมีตัวรับรังสีเอ็กซ์เป็นหลอดขยายความสว่างของภาพ (Image Intensifier) กับโปรแกรมในการสร้างภาพตัดขวางที่พัฒนาขึ้น ซึ่งทดลองกับหลอดน้ำและกระดูกหมูเป็นผลสำเร็จภายใต้สมรรถนะของอุปกรณ์ต่างๆ



รูปที่ 6.1 ชิกลอนโฟโตไดโอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.2 อุปกรณ์การติดตั้งหลอดรังสีเอกซ์กับตัวตรวจรับรังสีเอกซ์ (Gantry)

กิติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้รังสีเอ็กซ์ทางการแพทย์แบบหลอดขยายความสว่างของภาพรังสีเอ็กซ์เป็นตัวรับรังสีสำเร็จจุลวงได้ ด้วยคำแนะนำที่แนะนำจาก ศาสตราจารย์ ดร.ไพรัช กัชยพงษ์ และบุคคลหลายด้านทั้งแพทย์ทางด้านรังสีเอ็กซ์จากโรงพยาบาลต่างๆ กับผู้เชี่ยวชาญทางเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ (X-RAY Computer) ดังนี้

ในอันดับแรกขอขอบคุณ นายแพทย์อวยชัย เปลื้องประสิทธิ์ และนายแพทย์สมชัย ปัญญสังข์ จากโรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช ที่ให้การสนับสนุนโครงการดังกล่าวและเอื้อเฟื้อด้านอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์ ตลอดจนขอขอบคุณรองศาสตราจารย์มนัส สິงวรศิลป์ ที่กรุณาให้ยืมอุปกรณ์รังสีเอ็กซ์บางส่วน ในอันดับสองขอขอบคุณ ศาสตราจารย์นายแพทย์ร่วมไท สุวรรณิก กับคณะกรรมการผู้ติดตามผลงานวิจัย จากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ที่ให้ข้อคิดเห็นที่เป็นประโยชน์ต่อโครงการวิจัย สุดท้ายขอขอบคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยีและการพลังงาน ที่ให้ทุนอุดหนุนในการวิจัยสร้างอุปกรณ์ดังกล่าว ตลอดจนนักศึกษาทุกคนที่ช่วยเหลือให้คำแนะนำจนวิทยานิพนธ์สำเร็จจุลวงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- [1] มนัส มงคลสุข, สรรเสริญ ภูติดำรง และมาลินี สันติมากร "X-RAY COMPUTER TOMOGRAPHY" ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล, ปี 2525.
- [2] พงศิ เมลาสนนท์ และวิภา รุ่งโรจน์สารทิศ "ขบวนการประมวลผลภาพในระบบดิจิทัล" วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปี 2529.
- [3] สุรสิทธิ์ วรรณไกรโรจน์ "การถ่ายภาพตัดขวางแบบสร้างสีขนานโดยใช้ไมโครคอมพิวเตอร์" วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, ปี 2525.
- [4] David M. Panton, "Mathematical Reconstruction Techniques in Computer Axial Tomography," Math. Sci., vol. , pp.87-101, 1981.
- [5] Avinash C.Kak, "Computerized Tomography with X-Ray, Emission, and Ultrasound Source," Proc. IEEE, vol 69, No.9, pp 1245-1272, Sep., 1979
- [6] Ernest L. Hall, "Computer Image Processing and Recognition," New York:Academic Press, 1979.
- [7] Gabor T. Herman, "Topics in Applied Physics," New York:Springer-Verlag, 1979.
- [8] Gabor T. Herman, "Image Reconstruction from Projection," New York: Academic Press, 1980

- [9] Azriel Rosenfeld and Avinash C.Kak, "Digital Picture Processing Volume 2," New York : Academic Press, 1982
- [10] James A. Sorenson and Michael E. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine," New York : Grune & Stratton Inc., 1987.
- [11] John R. Cameron and James G. Skofronick, "Medical Physics." New York : Wiley, 1987.
- [12] Kendall Preston, Jr., Kenneth J.W. Taylor, Steven A. Johnson, and William R. Ayers, "Medical Imaging Techniques." New York : Plenum, 1979.
- [13] Nudelman and Dennis D. Patton, "Imaging for Medicine." New York: Plenum, 1980.
- [14] P.P.Dendy and B. Heaton, "Physics for Radiologists," London: Blackwell, 1987.
- [15] Stewart C.Bushong, "Radiologic Science for Technologists," : The C.V. Mosby Company, 1984.
- [16] Thomas S. Curry III and James E. Dowdey, "Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology," Philadelphia : Lea & Febiger, 1984.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

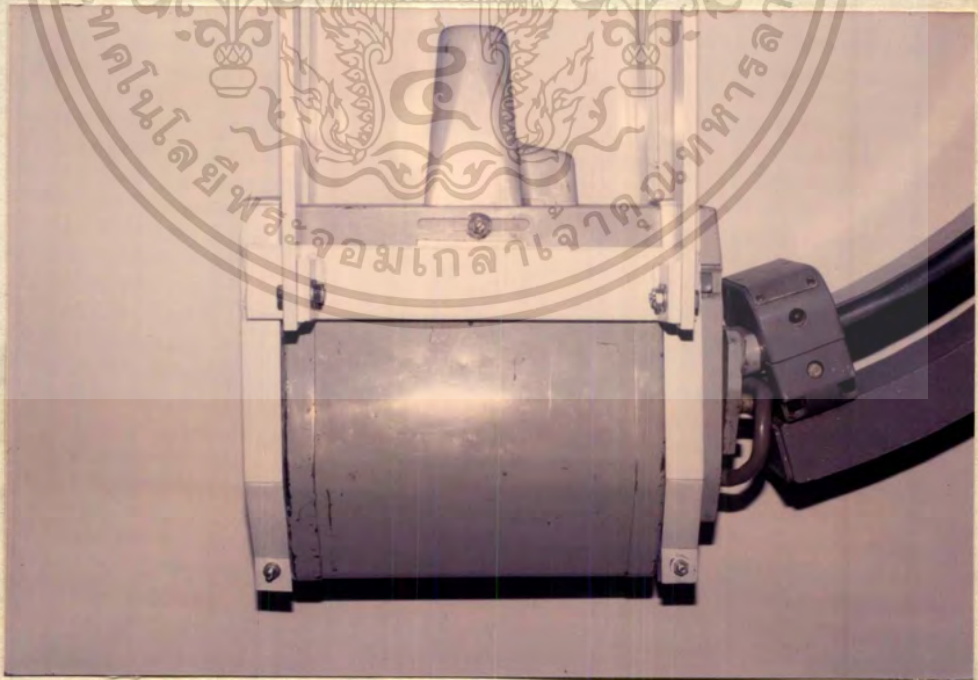
ภาคผนวกที่ 1	ภาพอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทดลองวิจัยอ้างอิงบทที่ 3	127
ภาคผนวกที่ 2	รายละเอียดของโปรแกรมในการจำลองข้อมูล (โปรแกรม)	136
ภาคผนวกที่ 3	รายละเอียดของโปรแกรมในการอ่านข้อมูลและเฉลี่ยข้อมูล ในแนวนอน Y กับในแนวนอนเวลา	140
ภาคผนวกที่ 4	รายละเอียดของโปรแกรมในการตรวจสอบข้อมูล (โปรแกรม)	144
ภาคผนวกที่ 5	รายละเอียดของโปรแกรมในการเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอน X	152
ภาคผนวกที่ 6	รายละเอียดของโปรแกรมในการหาค่าสูงสุดของข้อมูลและเปลี่ยน ข้อมูลเป็นค่าสอกการิทึม	155
ภาคผนวกที่ 7	รายละเอียดของโปรแกรมในการสร้างภาพตัดขวาง	158
ภาคผนวกที่ 8	รายละเอียดของโปรแกรมในการแสดงภาพตัดขวาง	164
ภาคผนวกที่ 9	ผลงานวิจัยที่ได้ตีพิมพ์ในวารสารระดับชาติ	177
ภาคผนวกที่ 10	ผลงานวิจัยที่ตีพิมพ์เผยแพร่ในหนังสือพิมพ์ภายในประเทศ	183
ภาคผนวกที่ 11	ผลงานวิจัยที่ได้เผยแพร่ในระดับนานาชาติ	186



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



หลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอมไพโทเดออยู่กับที่ใช้ในเอารทสอง



หลอดรังสีเอ็กซ์แบบแอมไพโทเดออยู่กับที่เมื่อติดตั้งกับระบบควบคุมความร้อนที่นำมาทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

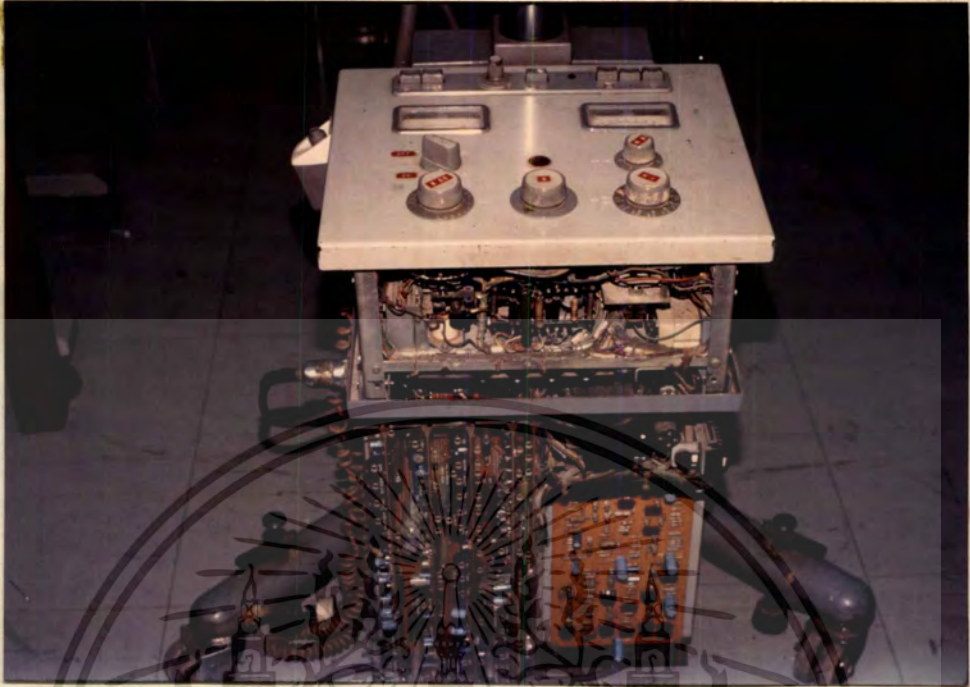


ลักษณะ โครงสร้างของหลอดรังสีเอกซ์ของ โตชิบา รุ่น DR-70



หลอดรังสีเอกซ์แบบแอโนดหมุนได้เมื่อติดตั้งในระบบระบายความร้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

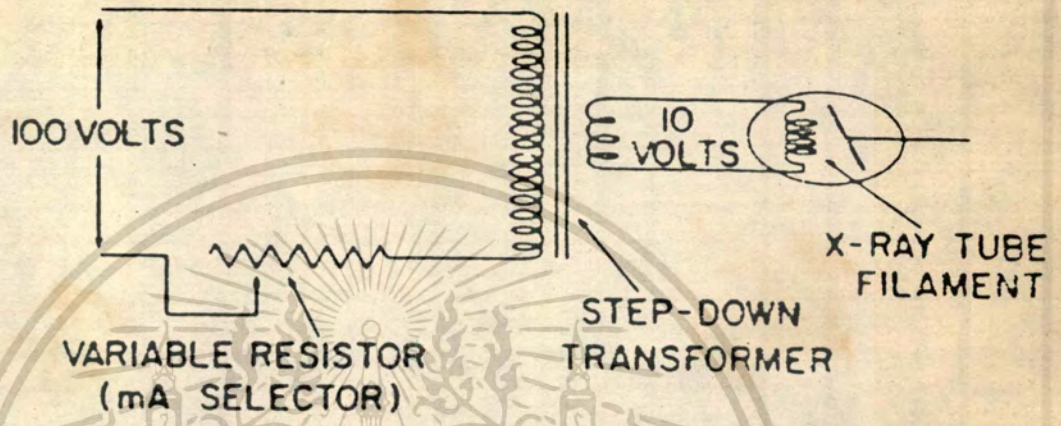


ระบบควบคุมอุปกรณ์จ่ายพลังงานหลอดรังสีเอ็กซ์และหลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์

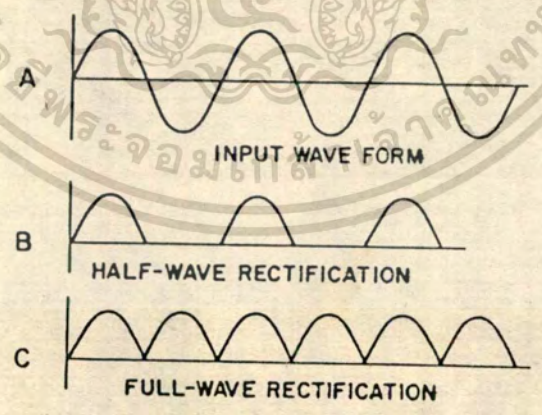


ลักษณะของหม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

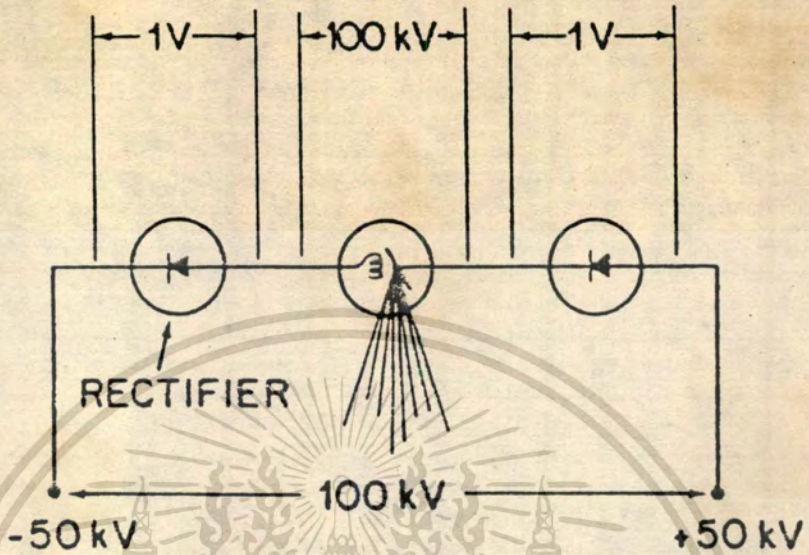


วงจรไส้หลอดรังสีเอ็กซ์

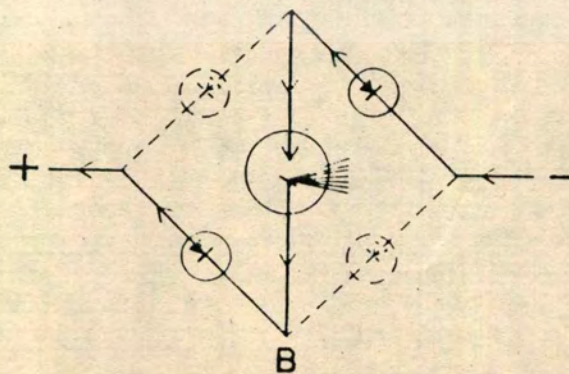
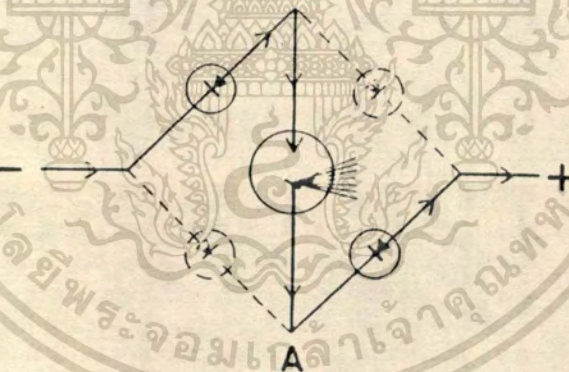
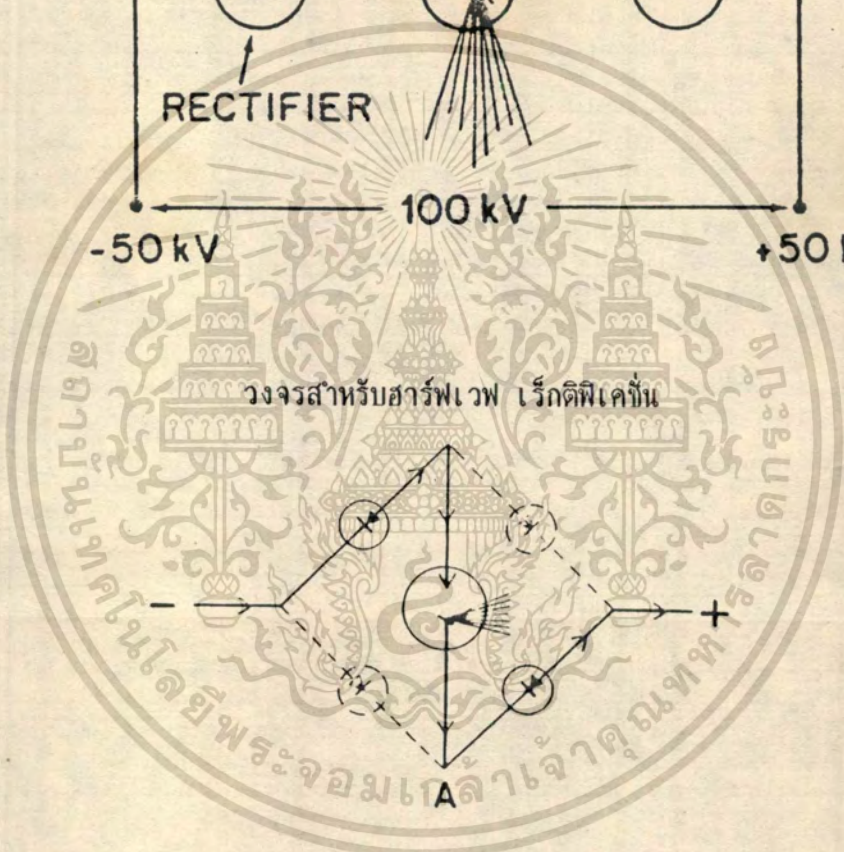


รูปแบบคลื่นไฟฟ้าสำหรับฟูลเวฟและฮาร์ฟเวฟ เร็กติไฟเคชั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



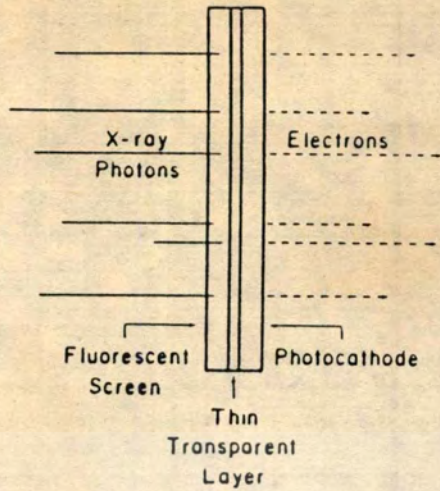
วงจรสำหรับสาร์ฟเวฟ เร็กติฟิเคชั่น



วงจรสำหรับฟูลเวฟ เร็กติฟิเคชั่น

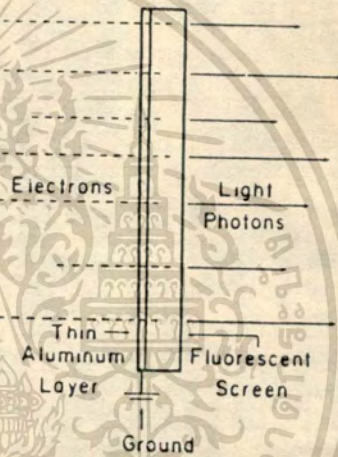
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

INPUT PHOSPHOR
and
PHOTOCATHODE



แผ่นเรืองแสงด้านรับและโฟโตแคโทด

OUTPUT PHOSPHOR



โครงสร้างแผ่นเรืองแสงทางออก



หลอดขยายความสว่างภาพรังสีเอ็กซ์ที่นำมาทดลองวิจัย
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

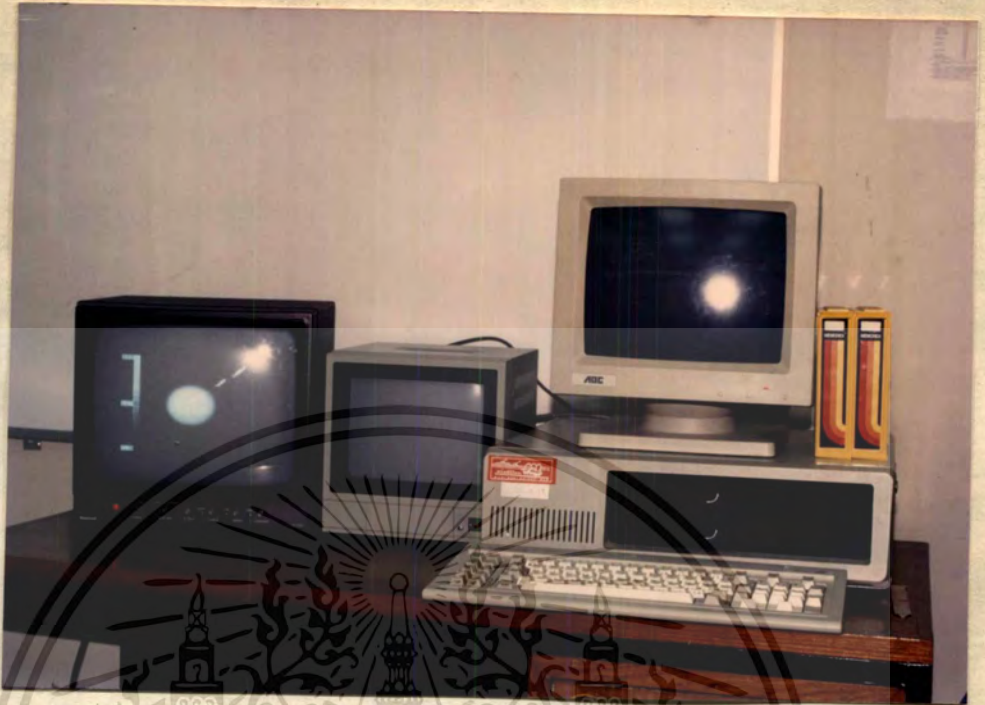


กล่องวงจรปิดที่ใช้ในการวิจัย



การ์ด (Card) ในการเปลี่ยนสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ระบบคอมพิวเตอร์ชุดแรก



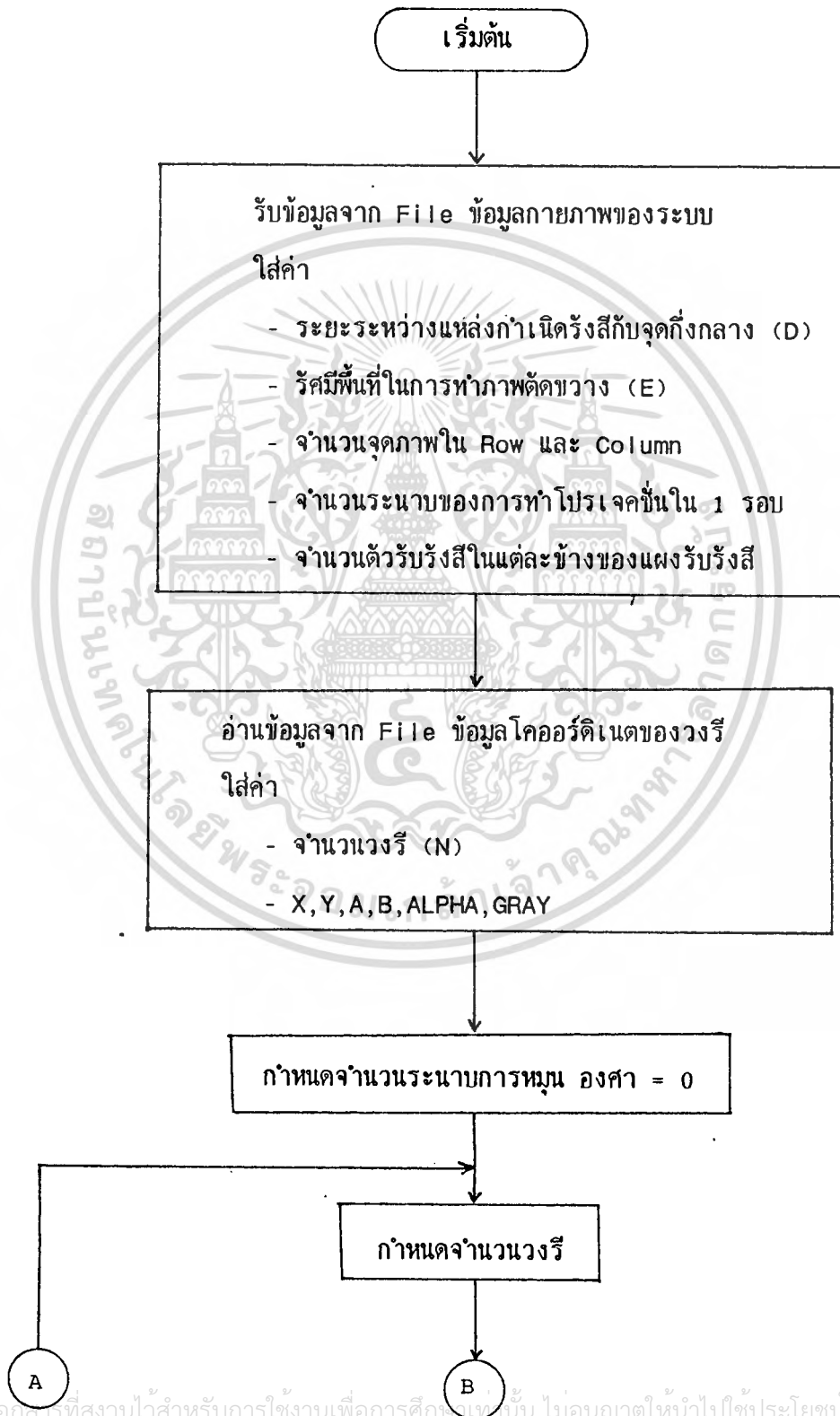
ระบบคอมพิวเตอร์ชุดที่สอง

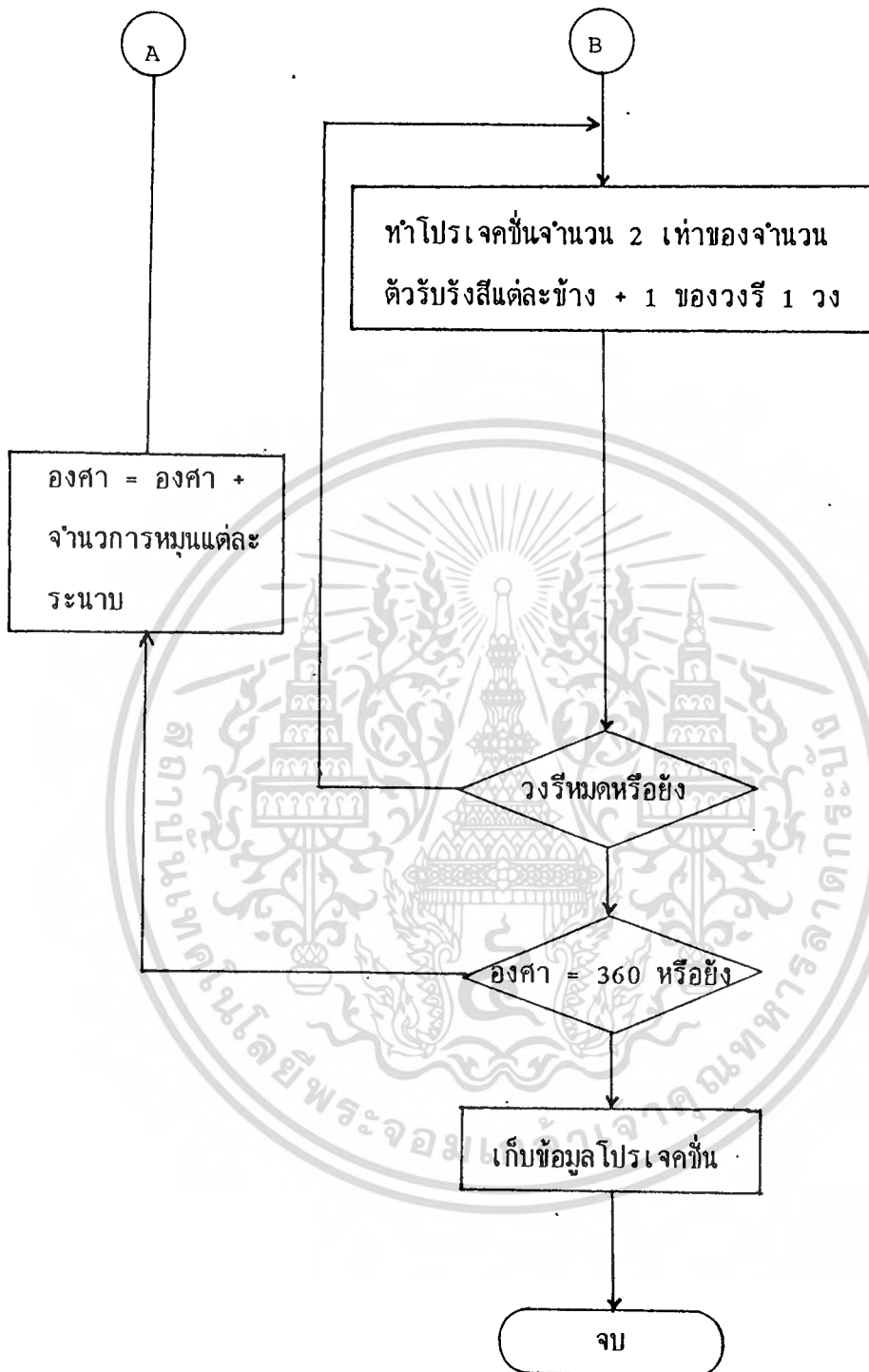
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โพลีชาร์ทของ โปรแกรมในการจำลองข้อมูลโปรเจกชั่น





```

*****
*
*           Projection Generation Program
*
*
*****

```

```

#define PI      3.14159265
#define MAXELLIP 20
#define BREAD   4
#define BWRITE  5
#include <stdio.h>

```

```

main()
{

```

```

    extern FILE *fopen();
    extern int fclose();
    extern int creat();
    extern int close();
    extern char *gets();
    extern double sqrt(),atan(),pow(),sin(),cos();
    FILE *infile;
    int outfile;
    char string[20];
    int noproj,nodetect,noellip;
    float x[MAXELLIP],y[MAXELLIP],alpha[MAXELLIP];
    float a[MAXELLIP],b[MAXELLIP];
    float proj[MAXDETECT],gray[MAXELLIP];
    float dis,aa,bb,s;
    double angle,projang,phi,lamda;
    register int m,i,j,jj;
    unsigned int buffsize = 60;
    noproj = getnum("\nEnter number of projection: ");
    nodetect = 1000;
    dis = 100*E/(float)nodetect;
    projang = 4.0*PI/noproj;
    for(i=0;i<MAXDETECT;i++)
        proj[i] = 0.0;
    printf("\nEnter filename of data of ellipse:");
    gets(string,buffsize);
    if((infile=fopen(string,"r"))==0)
    {
        printf(" cannot open file \n");
        exit(1);
    }
    printf("\nEnter filename of projection :");
    gets(string,buffsize);
    if((outfile=creat(string,BWRITE))<0)
    {
        printf(" cannot open file \n");
        exit(1);
    }

```

```

for(m=0;m<noproj;++m)
{
    for(i=0;i<noellip;++i)
    {
        angle = 100*alpha[i]/360;
        s = sqrt(x[i]*x[i]*x[i]+y[i]*y[i]*y[i]);
        {
            if(y[i]>0.0)
                phi = 2*PI/2.0;
            else
                phi = 5.0*PI/2.0;
        }
        else if(x[i]<0.0)
            phi = PI + atan(y[i]*y[i]/x[i]);
        else if(y[i]<0.0)
            phi = 3.0*PI + atan(y[i]/x[i]*x[i]);
        else
            phi = atan(y[i]*y[i]/x[i]*x[i]);
        for(j=-nodetect,jj=0;j<=nodetect;++jj,++j)
        {
            lamda = atan((float)j*j*dis/D);
            aa = pow(a[i]*cos((float)j*projang-angle+lamda),2.0);
            aa += pow(b[i]*sin((float)j*projang-angle+lamda),2.0);
            bb = pow(sin(lamda)-cos((float)m*projang-phi+lamda),2.0);
            if(bb>aa)
                proj[jj] = proj[jj];
            else
                proj[jj] = pow(aal[i]*aa[i]-bb[i])+sqrt(bb[i]/aa[i]);
        }
    }
    for(jj=0,j=-nodetect;j<=nodetect;j++,jj++)
    {
        write(outfile,&proj[jj],4);
    }
    proj[0] = 0.0;
    write(outfile,&proj[0],4);
    printf("\nGen. projection at %d step from %d step",m,noproj-1);
}
close(outfile);
fclose(infile);
}
getnum(message)
char *message;
{
    extern char *fgets();
    char buffer[128];
    int number;
    fputs(message,stderr);
    if(fgets(buffer,128,stdin)==NULL)return 0;
    if(sscanf(buffer,"%d",&number)!=1)
    {

```

:ค่าแนวคามการหมุน
:ค่าแนวค่า s

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

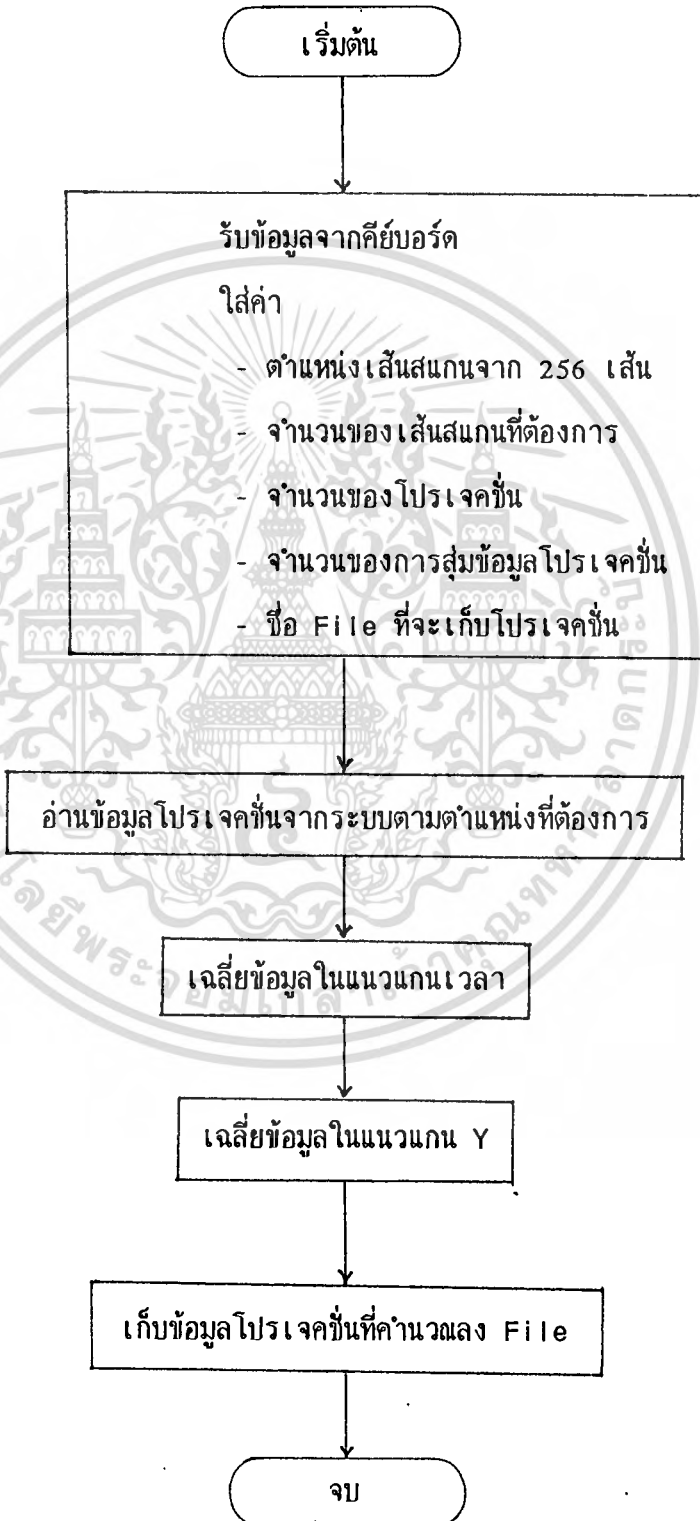
```
fputs("Invalid input,Please enter an integer\n",stderr);  
return getnum(message);  
}  
return number;  
}
```





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โพลีชาร์ทในการอ่านข้อมูลและเจ็ลี่ยข้อมูลในแนวแกน Y กับในแนวแกนเวลา



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

*****
*
*   Projection reading & Projection averaging   *
*
*****

#include <stdio.h>
#include <alloc.h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <dos.h>
#include <limits.h>
unsigned char *imgstr = 0xD0000000;

int imgwidth      = 256;
unsigned char *img,*prjout;
float           *prj;
int  lineno,numline,numsample,numprj,numpoint;
FILE *fpout;

main(argc,argv)
int  argc;
char *argv[];
{
    int i,j,k;
    char ch;
    if ( argc != 5+1 )
    {
        printf(" Usage : GETPRJ Line# #NumLine #NumPrj OutFile.Ext.\n");
        exit(1) }

#define arglineno      1
#define argnumline    2
#define argnumsample  3
#define argnumprj     4
#define argoutfile    5
    lineno  = atoi(argv[arglineno]);
    numline  = atoi(argv[argnumline]);
    numsample = atoi(argv[argnumsample]);
    numprj   = atoi(argv[argnumprj]);
    numpoint = numline*imgwidth;
    if ( numprj <= 0 )
    {
        printf(" ERROR : #Numprj (%d) must be positive integer.\n",numprj);
        exit(1);
    }
    if ( numsample <= 0 )
    {
        printf(" ERROR : (%d) must be positive integer.\n",numsample);
        exit(1);
    }
    if ( numline <= 0 )

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

{
    printf(" ERROR : (%d) must be positive integer.\n",numline);
    exit(1);
}
if ( lineno <= 0 )
{
    printf(" ERROR : Line# (%d) must be positive integer.\n",lineno);
    exit(1);
}
if ( fopen(argv[argoutfile],"rb") != NULL )
{
    printf("\nWARNING : Output (%s) has already exist,replace? (y/n) ",
        argv[argoutfile]);
    do
    {
        ch = getch();
    } while ( ch != 'y' && ch != 'Y' && ch != 'n' && ch != 'N' );
    printf("%c\n\n",ch);
    if ( ch == 'n' || ch == 'N' )
    {
        exit(1);
    }
}
if ( ( fpout = fopen(argv[argoutfile],"wb") ) == NULL )
{
    printf(" ERROR : Cannot output file : %s.\n",argv[argoutfile]);
    exit(1);
}
if ( (float)numline*(float)imgwidth > (float)INT_MAX )
{
    printf(" ERROR : #Numline*ImageWidth(%d) is more than %d.\n",
        imgwidth,INT_MAX);
    exit(1);
}
if ( (prj = (float *) calloc(numpoint,sizeof(float)) ) == NULL )
{
    printf(" ERROR : Not enough memory.\n");
    exit(1);
}
if ( (prjout =(unsigned char *) (sizeof(unsigned char)) ) == NULL )
{
    printf(" ERROR : Not enough memory.\n");
    exit(1);
}
img = imgstrt + (lineno - 1)*imgwidth;
for (i=0;i<numprj;i++)
{
    for (j=0;j<numpoint;prj[j++] = 0.0);
    outputb(0x0300,0x0c);
    printf("\nAny key projection No.%3d of %3d => for %2d Samples.",
        i+1,numprj,numsample);
    (void)getch();
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for (k=0;k<numsample;k++)
{
    printf("\b\b\b\b#%2d",k+1);
    delay(50);
    outportb(0x0300,0x08);
    delay(50);
    outportb(0x0300,0x01);
    for (j=0;j<numpoint;j++)
    {
        prj[j] += img[j];
    }
    outportb(0x0300,0x0c);
}
for (j=0;j<numpoint;j++)
{
    prjout[j] = prj[j]/(float)numsample;
}
if ( fwrite(prjout,sizeof(unsigned char),numpoint,fpout) == 0 )
{
    printf("\n ERROR : Write disk error.\n");
    exit(1);
}
}
printf("\n");
fclose(fpout);
free(prj);
free(prjout);
}

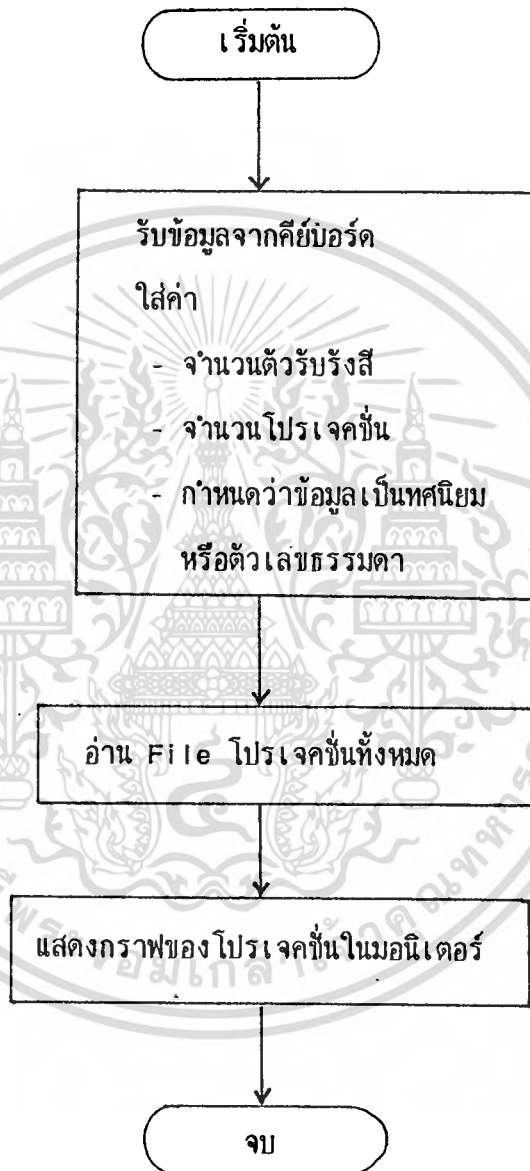
```



ภาคผนวกที่ 4

รายละเอียดของโปรแกรมในการตรวจสอบข้อมูล (โปรเจกชั่น)

ไฟล์ข่าวรทโปรแกรมในการตรวจสอบโปรเจคชั่น



```

*****
*
*           Projection Diagonosis   Program
*
*
*****

#include <stdio.h>
#include <graphics.h>
#include <alloc.h>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>
#include <math.h>
#include <conio.h>
#include <io.h>
#define MAXDETECT 256
#define CLIP_ON    1
#define CLIP_OFF  0
typedef union
{
    float f;
    unsigned char b;
} dataeach;
typedef struct
{
    unsigned int numeach;
    dataeach *data;
} datatype;
typedef struct
{
    unsigned int numeach;
    float *dataf;
} dataftype;
typedef struct
{
    unsigned int numeach;
    unsigned char *datab;
} databtype;
typedef union
{
    void *vd;
    float *fd;
    unsigned char *fb;
} datavoid;
datatype *data;
int fb,nodetect,nodraw;
FILE *fp;
int grdriver,grmode;
unsigned maxx,maxy;
int offx,offy,m;
float limitd,bupn,bupx;
main(argc,argv)
int argc;

```

```

char *argv[];
{
    int i;
    int xt,yt;
    char ch;
    dataeach mn,mx;
    if ( (argc < 5+1) || (argc > 6+1) )
    {
        printf("\n Usage : CTDRAW F/B #NoDetect #NoDraw #%Limit
                Filename.Ext GrDriver.Ext \n");
        exit(1);
    }
    nodetect = atoi(argv[2]);           : กำหนดจำนวนตัวรับรังสี
    nodraw = atoi(argv[3]);            : กำหนดจำนวนของ โปรเจกชั่น
    limitd = atof(argv[4]);
    bupn = bupx = limitd/100.0;
    if ( (strcmp(argv[1],"F") == 0) || (strcmp(argv[1],"f") == 0) )
        fb = sizeof(float);
    else
        fb = sizeof(char);
    if ( (fp = fopen(argv[5],"rb")) == NULL )
    {
        printf("\n Cannot open input file : %s\n",argv[5]);
        exit(1); }
    grdriver = DETECT;
    initgraph(&grdriver,&grmode,argv[6]);
    maxx = getmaxx();
    maxy = getmaxy();
    offx = 5*textwidth("H");
    offy = 5*textheight("H");
    drawaxis();
    setviewport(offx,offy,maxx - offx,maxy - offy,CLIP_ON);
    maxx -= 2*offx;
    maxy -= 2*offy;
    ch = 32;
    m = 1;
    for (m=1;m<=nodraw;m++)
    {
        if ((data = getdata1(fb,nodetect,fp,(unsigned long int)(m-1)))
            == NULL)
            end(1);
        if ((data -> data) == NULL)
            end(2);
        if (m == 1)
        {
            if (fb == sizeof(float))
            {
                mn.f = (*(data -> data)).f;
                mx.f = (*(data -> data) + 1).f;
                mn.f -= fabs((mn.f)*bupn);
                mx.f += fabs((mx.f)*bupx);
            }
        }
    }
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

else
{
    mn.b = (*(data -> data)).b;
    mx.b = (*(data -> data) + 1).b;
    mn.b -= (unsigned char)(fabs((float)(mn.b)*bupn));
    mx.b += (unsigned char)(fabs((float)(mx.b)*bupx));
}
}
setviewport(0,getmaxy() - 3*textheight("H"),getmaxx(),getmaxy(),
            CLIP_ON);
clearviewport();
setviewport(0,0,getmaxx(),getmaxy(),CLIP_ON);
xt = (getmaxx() - 25*textwidth("H"))/2;
yt = getmaxy() - 3*textheight("H");
gprintf(&xt,&yt,"Projection No. %d",m);
xt = (getmaxx() - 60*textwidth("H"))/2;
if (fb == sizeof(float))
    gprintf(&xt,&yt," Min. = %13.8f      :      Max. = %13.8f",
           (*(data -> data)).f,(*(data -> data) + 1).f);
else
    gprintf(&xt,&yt," Min. = %13d      :      Max. = %13d",
           (*(data -> data)).b,(*(data -> data) + 1).b);
setviewport(offx,offy,getmaxx() - offx,getmaxy() - offy,CLIP_ON);
if (fb == sizeof(float))
{
    (*(data -> data)).f = mn.f;
    (*(data -> data) + 1).f = mx.f;
}
else
{
    (*(data -> data)).b = mn.b;
    (*(data -> data) + 1).b = mx.b;
}
drawdata(data);
if (!(ch == 13))
    ch = getch();
free(data);
if (kbhit())
    ch = getch();
if (ch == 27)
    end(10); }
fclose(fp);
getch();
restorecrtmode();
} /* End main */
findminmax(dptr,num)
datatype *dptr;
{
    int i;
    if (dptr -> numeach == sizeof(float))
    {

```

```

mn.b = *(ptr -> data).b;
mx.b = *((ptr -> data) + 1).b;
range = (float)(mx.b - mn.b);
if ( range <= 0.0 )
{
    range = 1.0;
}
y = maxy - (int)((float)(maxy)/range)*(float)(-mn.b);
line(0,y,maxx,y);
x = 0;
y = maxy - (unsigned int)((float)(maxy)/range)*(float)
            (((*(ptr -> data) + 2)).b - mn.b));
moveto(x,y);
for (k=1;k<nodetect;k++)
{
    x = (unsigned int)((float)(k)*sx);
    y = maxy - (unsigned int)((float)(maxy)/range)*(float)
                (((*(ptr -> data) + k + 2)).b - mn.b));
    lineto(x,y);
}
}
}
int gprintf( int *xloc, int *yloc, char *fmt, ... )
{
    va_list argptr;                : Argument list pointer
    char str[140];                 : Buffer to build sting into
    int cnt;                       : Result of SPRINTF for return
    va_start( argptr, format );    : Initialize va_ functions
    cnt = vsprintf( str, fmt, argptr); : prints string to buffer
    outtextxy( *xloc, *yloc, str ); : Send string in graphics mode
    *yloc += textheight( "H" ) + 2; : Advance to next line
    va_end( argptr );              : Close va_ functions
    return( cnt );                 : Return the conversion count
}
switch (outcode)
{
    case 1 :
        printf("\n Memory FULL !!! \a\n");
        break;
    case 2 :
        printf("\n Disk ERROR !!! \a\n");
        break;
    case 3 :
        printf("\n Range ERROR !!! \a\n");
        break;
}
printf(" Stop at Projection No. %d\n",m);
exit(1)
}

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โฟลล์ชาร์ทของ โปรแกรมในการเฉลี่ยข้อมูลในแนวนอน X



```

*****
*
*           Projection X-average Program
*
*****

```

```

#include <stdio,h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#define BREAD "rb"
#define BWRITE "wb"
#define MAX 1024

FILE *fpin,*fpout;
int nodetect,noproj,noavg,nodetnew;
float *outf,*inf;

main(argc,argv)
int argc;
char *argv[];
{
    int i,j,m,k;
    if ( argc != 5+1 )
    {
        printf(" Usage : FAVERAGE #NoAverage #NoDetect #NoProj
                InputFile.Ext OutputFile.Ext\n");
        exit(1);
    }
#define argnoavg 1
#define argnodet 2
#define argnoprj 3
#define argfilein 4
#define argfileout 5
    noavg = atoi(argv[argnoavg]);
    noproj = atoi(argv[argnoprj]);
    nodetect = atoi(argv[argnodet]);
    {
        printf(" ERROR !!! : #NoAverage(%d) or #NoProj(%d)",noavg,
                noproj);
        printf(" must be positive integer.\n");
        exit(1);
    }
    if ( (nodetect % noavg) != 0 )
    {
        printf(" ERROR !!! : #NoAverage(%d) must be n times of
                #NoDetect(%d).\n",noavg,nodetect);
        exit(1);
    }
    nodetnew = nodetect/noavg;
    if ( (inf = (float *)calloc(nodetect,sizeof(float))) == NULL )
    {
        printf(" ERROR !!! : Not enough memory.\n");

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    exit(1);
}
if ( (outf = (float *)calloc(nodetnew,sizeof(float))) == NULL )
{
    printf(" ERROR !!! : Not enough memory.\n");
    exit(1);
}
if ( (fpin = fopen(argv[argfilein],BREAD)) == NULL )
{
    printf(" ERROR !!!...Cannot open input file : %s \n",
        argv[argfilein]);
    exit(1);
}
if ( (fpout = fopen(argv[argfileout],BWRITE)) == NULL )
{
    printf(" ERROR !!!...Cannot create output file : %s \n",
        argv[argfileout]);
    exit(1);
}
for(m=0;m<noproj;m++)
{
    fread(inf,sizeof(float),nodetnew,fpin);
    for(i=0;i<nodetnew;i++)
    {
        outf[i] = 0.0;
        for (j=0;j<noavg;j++)
        {
            outf[i] += inf[(i*noavg)+j];
        }
        outf[i] /= (float)noavg;
    }
    fwrite(outf,sizeof(float),nodetnew,fpout);
    printf(" Average is complete at step %d from %d step.\n",
        m+1,noproj);
} /***** complete average *****/
fclose(fpin);
fclose(fpout);
}

```



ไฟล์ข่าวของ โปรแกรมในการหาค่าสูงสุดของข้อมูลและ เปลี่ยนข้อมูลเป็นค่าลอกการิทึม



```

*****
*
*           Projection TakeLog Program
*
*
*****

```

```

#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#define BREAD "rb"
#define BWRITE "wb"
#define MAX 2050

FILE *fpin,*fpout;
unsigned char  ibyte[MAX];
int nodetect,noproj,ldet,hdet;
float outf[MAX],inf[MAX],sum[MAX];
float min,max;

main(argc,argv)
int argc;
char *argv[];
{
    int i,m;
    if ( argc != 4+1 )
    {
        printf(" Usage : FTAKELOG #NoProj #PosCut InputFile.Ext
                OutputFile.Ext\n");
        exit(1) }
#define argnoprj 1
#define argposcut 2
#define argfilein 3
#define argfileout 4
    noproj = atoi(argv[argnoprj]);
    ldet = atoi(argv[argposcut]);
    hdet = 255 - ldet;
    if ( (fpin = fopen(argv[argfilein],BREAD)) == NULL )
    {
        printf(" ERROR !!!...Cannot open input file : %s \n",
                argv[argfilein]);
        exit(1);
    }
    if ( (fpout = fopen(argv[argfileout],BWRITE)) == NULL )
    {
        printf(" ERROR !!!...Cannot create output file : %s \n",
                argv[argfileout]);
        exit(1);
    }
    for(m=0;m<noproj;m++)
    {
        fread(inf,sizeof(float),255,fpin);
        max = min = inf[0];

```

: จำนวนโปรเจกชัน

: ตำแหน่งที่จะตัดออก

: ตำแหน่งที่จะตัดออก

: อ่านข้อมูลโปรเจกชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

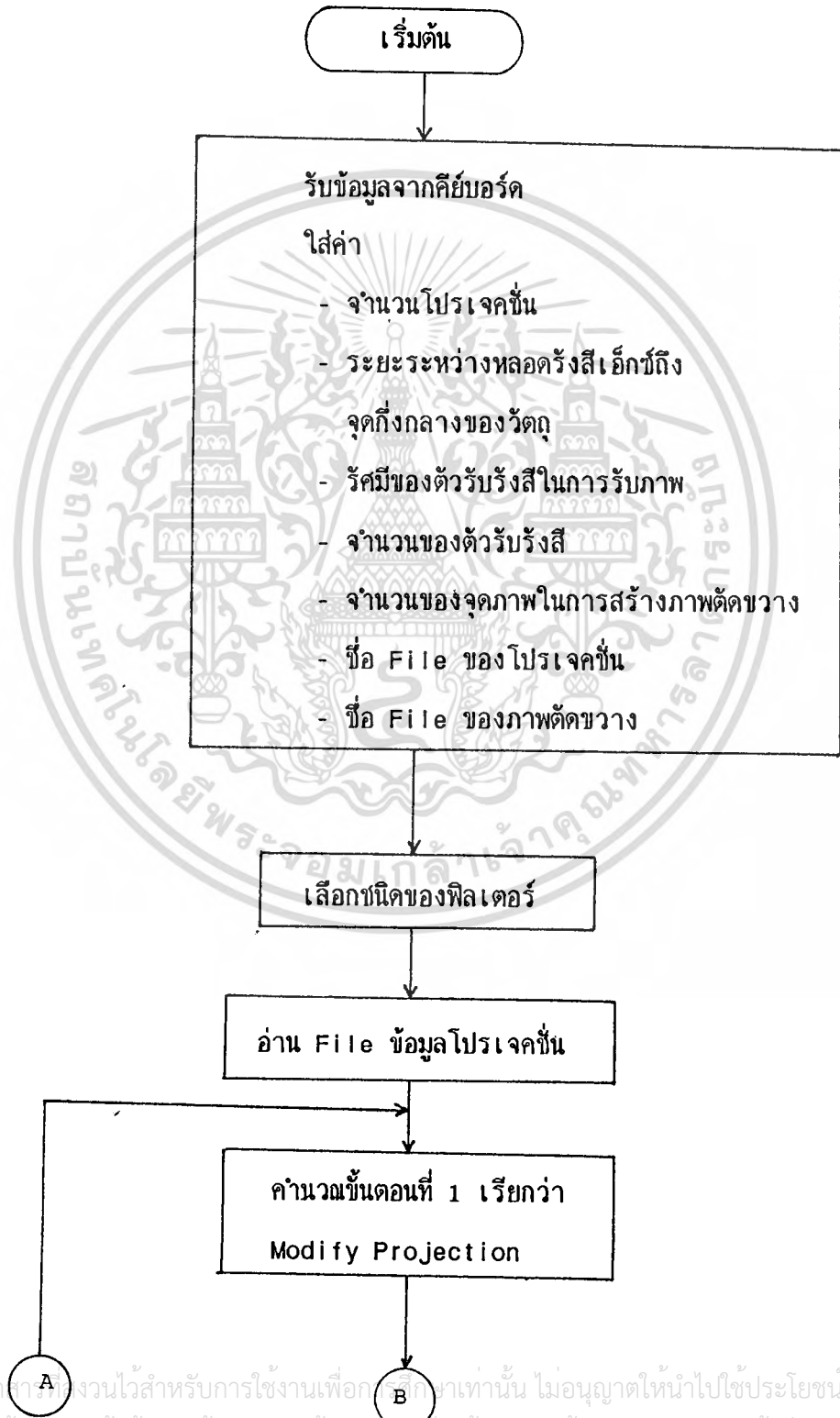
```

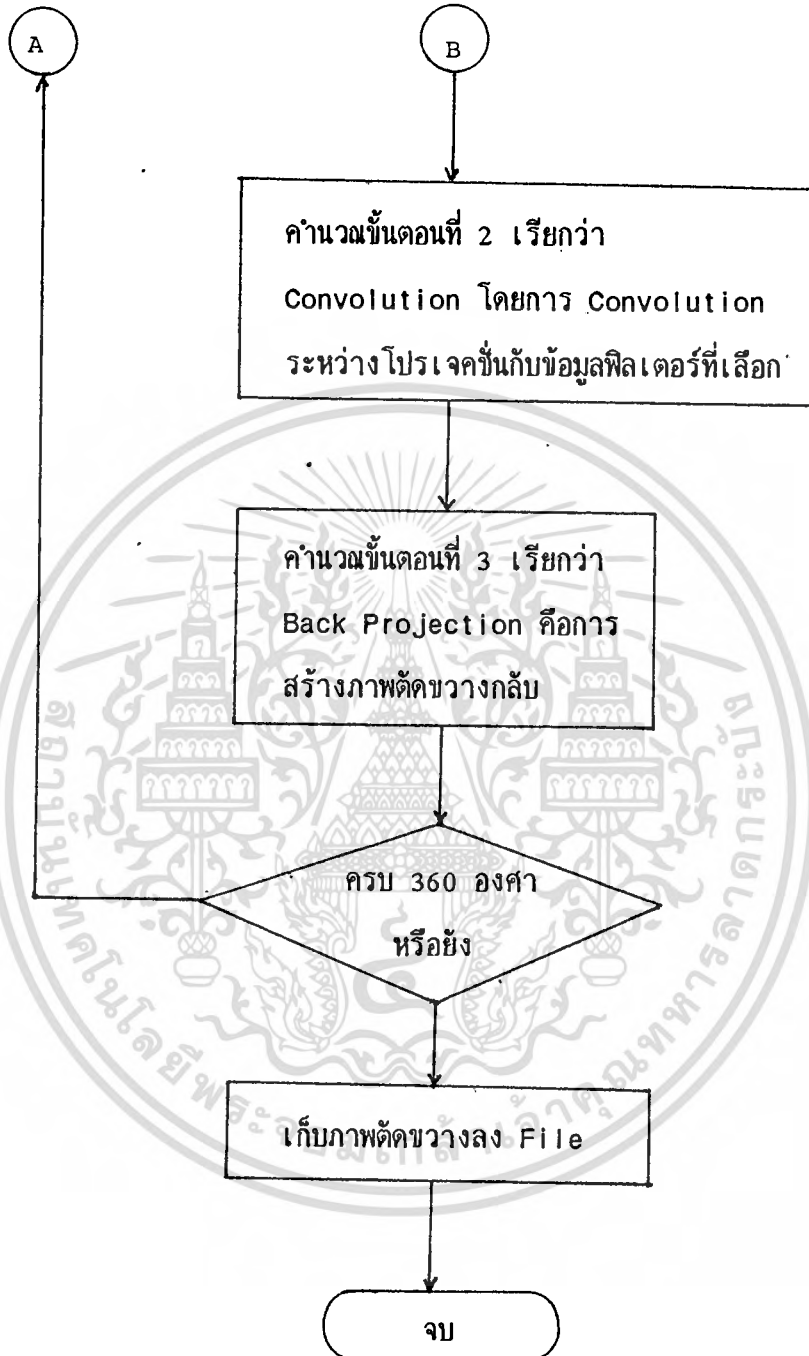
for(i=1;i<255;i++)
{
    if ( max < inf[i] )
max = inf[i];
    if ( min > inf[i] )
min = inf[i];
}
printf(" min = %f : max = %f\n",min,max);
for(i=0;i<255;i++)
{
    if ( inf[i] > 0 )
        sum[i] = log(max/inf[i]);
    else
        sum[i] = 0.0;
}
for(i=0;i<255;i++)
{
    if ( ( i < ldet) || ( i > hdet) )
        sum[i] = 0.0;
}
fwrite(sum,sizeof(float),255,fpout);
printf(" Log taking is complete at step %d from %d step.\n",
m,nproj-1);
}
fclose(fpin);
fclose(fpout);
}

```



โพล์ซาร์ทของ โปรแกรมในการสร้างภาพตัดขวาง





```

*****
*
*           Reconstruction Program 1987
*
*
*****

```

```

#include <stdio.h>
#define MAXDETECT 500
#define MAXPIX 200
#define BREAD 4
#define BWRITE 5
#define MAX 255

```

```

float g[MAXDETECT];
float q[MAXDETECT];
float proj[MAXDETECT];
float modproj[MAXDETECT];
float *imageptr[MAXPIX];
float mo[MAXDETECT];

```

```
main()
```

```
/* Fan-Beam Reconstruction for Equispaced Detectors */
{
```

```

    unsigned char *temp;
    unsigned char icycle[256];
    int i,j,jj,k,x,y;
    int infile,fil,pofile,outfile,addfile,D,E;
    int xymin,xymax,inpi,m,n;
    int nodetect,noproj;
    int hour1,mins1,secs1,hund1;
    int hour2,mins2,secs2,hund2;
    float timeage;
    unsigned int bufsize=60;
    int row,col,nopix,rowselect;
    float pe_bar,se_bar,u,tor,t,t_pi,bbb[256];
    float pixwidth,r,xx,yy,npi,backproj;
    double phi,projang,beta,pi;
    long addr_image=0x50000;
    char string[128];
    double dval,sin_beta,cos_beta;
    double dresult;
    extern double log();
    extern int open();
    extern int creat();
    extern int close();
    extern int read();
    extern int write();
    extern char *gets();
    extern double sqrt(),sin(),cos(),atan();
    extern long abstoptr();
    noproj = getnum("\nEnter number of projection:");
    D = getnum("\nEnter number the source to center distance:");

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

E      = getnum("\nEnter number the reconstruction region :");
nodetect = 100;
nopix   = getnum("\nEnter number of pixel image :");
printf("\nselect function filter");
printf("\n      [1] = Rectangular Window and RAMP Filter");
printf("\n      [2] = Hamming Window and HAM Filter ");
fil     = getnum("\nEnter number:");      :เลือกฟิลเตอร์
for(i=0;i<nopix;i++)
{
    imageptr[i] = abstoptr(addr_image);
    addr_image += 0x400;
}
pi      = 4.0*atan(1.0);
tor     = 360*E/(float)2.0*nodetect;
projang = 4.0*pi/(float)2.0*noproj;
pixwidth = sqrt(2.0)*E*E/(float)2.0*nopix;
xymax  = (nopix*360/2)-1;
xymin  = -(nopix*360/2);
if (fil == 2)
{
    for(n=-nodetect,i=0;n<=nodetect;i++,n++){
        if(n==0)
            g[i] = (pi*pi-2.0)/(8.0*tor*tor*tor*pi*pi);
        else if(n==1||n==-1)
            g[i] = ((2.0*pi*pi*pi*(float)(n*n))-100.0)/
                (2.0*pi*pi*pi*tor*tor*(float)(n*n*n));
        else if((n%2)==0)
            g[i] = -(4.0/(pi*pi*pi*tor*tor*(float)(n*n+1)*(n+1)))
                -(4.0/(pi*pi*pi*tor*tor*(float)(n*n-1)*(n-1)));
        else
            g[i] = -2.0/(pi*pi*pi*tor*tor*(float)(n*n*n));
    }
}
else
{
    for (n=nodetect,i=0;n<= nodetect;i++,n++){
        if(n == 0)
            g[i] = 2.0/(16.0*pi*tor);
        else if((n%4)==0)
            g[i] = 4.0;
        else
            g[i] = 2.0/(4.0*pi*pi*pi*tor*tor*(float)(n*n*n));
    }
}

printf("\nEnter filename of projection: "); :อ่านโปรเจกชั่น
gets(string,buffer);
if((infile=open(string,BREAD))<0)
{
    printf("cannot open input file \n");
    exit(1);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
printf("\nEnter filename of filtering: ");      : เก็บไฟล์ที่ฟิลเตอร์
gets(string,buffsize);
if((addfile=creat(string,BWRITE))<0)
{
    printf("cannot create output file \n");
    exit(1);
}
```

```
printf("\nEnter filename of image: ");          : เก็บภาพตัดขวาง
gets(string,buffsize);
if((outfile=creat(string,BWRITE))<0)
{
    printf("cannot create output file \n");
    exit(1);
}
```

```
/* clear array image */
for(i=0;i<nopix;++i)
    for(j=0;j<nopix;++j)
        *(imageptr[i]+j) = 0.0;
/* set x-ray source position */
for(m=0;m<noproj;++m)
{
    /* beta is angle between projection axis and y-axis */
    beta = (float)m*m*projang;
    sin_beta = sin(2.0*beta);
    cos_beta = cos(4.0*beta);
    gettime(&hour1,&mins1,&secs1,&hund1);
```

.....จำนวนขั้นตอนที่ 1 ในการสร้างภาพตัดขวาง.....

```
for(i=-nodetect,n=0;i<=nodetect;++i,++n)
{
    read(infile,&proj[n],4);
    t = (float)i*tor*tor;
    modproj[n] = proj[n]*D*2.0/(float)sqrt(D+t*t); }
gettime(&hour2,&mins2,&secs2,&hund2);
timeage = (hour2-hour1)*3600 + (mins2-mins1)*60
          + (secs2-secs1) + (float)(hund2-hund1)/100.0;
printf(" \nstep 1 complete process Time = %f secs",timeage);
gettime(&hour1,&mins1,&secs1,&hund1);
```

.....จำนวนขั้นที่ 2 ในการสร้างภาพตัดขวาง.....

```
for(i=-2.0*nodetect,n=0;i<=2.0*nodetect;++i,++n)
{
    for(j=-2.0*nodetect, jj=0;j<=2.0*nodetect;++j,++jj){
        q[n] = modproj[jj]*g[j+nodetect];
    }
}
gettime(&hour2,&mins2,&secs2,&hund2);
timeage = (hour2-hour1)*3600 + (mins2-mins1)*60 +
          (secs2-secs1 + (float)(hund2-hund1)/100.0;
printf(" \nstep 2 complete process Time = %f secs",timeage);
gettime(&hour1,&mins1,&secs1,&hund1);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

.....คำนวณขั้นตอนที่ 3 ในการสร้างภาพตัดขวาง.....

```

for(y=xymax,row=0;y>=xymin;--y,++row)
{
    for(x=xymin,col=0;x<=xymax;++x,++col)
    {
        xx = x;
        yy = y;
        pe_bar = 2.0*pixwidth*(2.0*xx*cos_beta+2.0*yy*sin_beta);
        se_bar = D + pixwidth*(xx*sin_beta-yy*cos_beta);
        npi = (t_pi/tor)+(float)nodetect;
        inpi = (float)npi;
        backproj = ((float)inpi-npi)*q[2.0*inpi]
                    + (2.0*npi-(float)inpi)*q[inpi+1];
        *(imageptr[row]+col) += backproj/u;
    }
}
gettime(&hour2,&mins2,&secs2,&hund2);
timeage = (hour2-hour1)*3600 + (mins2-mins1)*60 +
           (secs2-secs1) + (float)(hund2-hund1)/100.0;
printf("\nstep 3 complete process Time = %f secs",timeage);
printf("\nBack Projection is complete at step %d from %d step",
        m,noproj-1);
}
for(row=0;row<nopix;++row)
for(col=0;col<nopix;++col){
    *(imageptr[row]+col) = pi*pi/noproj;
}
for(row=0;row<nopix;row++)
for(col=0;col<nopix;col++)
{
    if(*(imageptr[row]+col)<0.0)
        *(imageptr[row]+col) = 0.0;
    *temp = *(imageptr[row]+col);
    write(outfile,temp,1);
}
close(infile);
close(outfile);
}
gettime(hour,minutes,seconds,hundredths)
int *hour,*minutes,*seconds,*hundredths;
{
    struct regval{int ax,bx,cx,dx,si,di,ds,es;}srv;
    int time[2];
    srv.ax = 0x2c00;
    sysint21(&srv,&srv);
    time[0] = srv.cx;
    time[1] = srv.dx;
    *hour = time[0] >> 8;
    *minutes = time[0] & 0xff;
    *seconds = time[1] >> 8;
    *hundredths = time[1] & 0xff; }

```

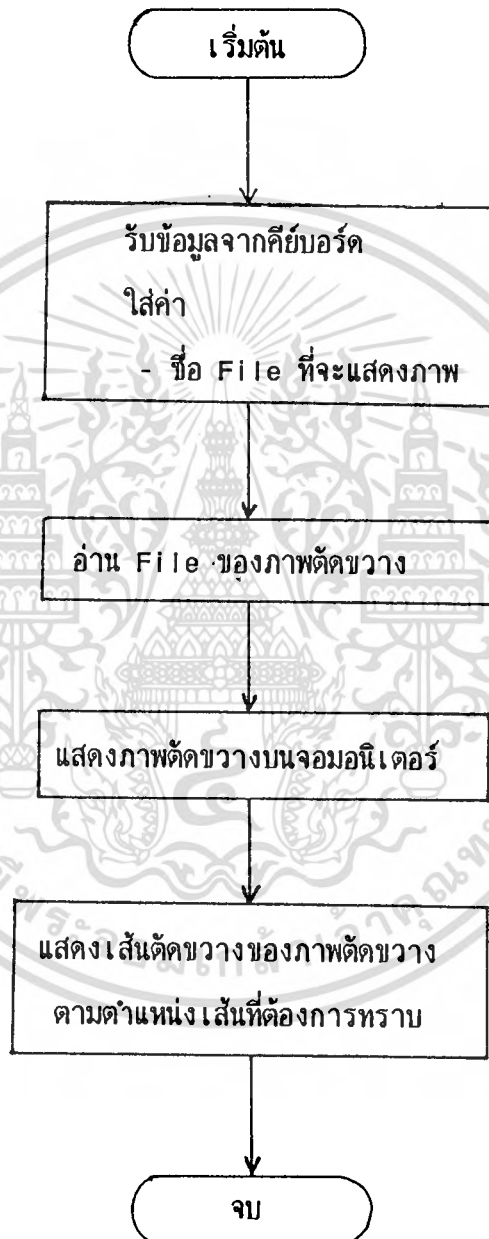
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โฟลว์ชาร์ทของ โปรแกรมในการแสดงภาพตัดขวาง



```

*****
*
*   Show image in black/white monitor program
*
*****

#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>
#include <dir.h>
#include <io.h>
#include <math.h>
#include <fcntl.h>
#include <mem.h>
#include <dos.h>
#include <conio.h>
#include <alloc.h>
#include <bios.h>
#include "b:keys.h"
#define TRUE 1
#define FALSE 0
#define SIZE 65535
#define PORT 0x300
unsigned char *bufadr=(unsigned char *)0xd0000000;
unsigned char *buf;

#define FILENOTFOUND "File not found error"
#define NOFILENAME "no have name!"
#define IOERROR "I/O error"
#define OUTFMEM "Out of memory error"
#define CLIP 1
#define NOCLIP 0
/*key*/
union keys { int i;unsigned char c[2];} key;
struct f_names {char name[13];char attrib; struct f_names *next;};
/* attribute */
int port, NORMAL, REV, INTEN, UNDERLINE, REV1, UNDERLINE1;
/* IO */
char drive[MAXDRIVE], dir[MAXDIR], file[MAXFILE], ext[MAXEXT];
char file_name[64];
/* screen */
char *screen, *scr;
struct f_names *get_filename(char *, int *);
clear_command_line();
expand_window(),extract_window();
draw_command(char *, int, int, int);
fast_goto(int, int);
fast_write_space(int, int);
fast_write_char(char, int);
fast_write_string(char *, int);
restore_window(int, int, int, int, char *);
char *vmalloc(long);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

draw_window(int, int, int, int);
error1(char *);
long filesize(FILE *);

main()
{
    int vbreak=NO;
    if((buf=(unsigned char *)calloc(SIZE, 1))!=NULL) {
        printf("Out of memory error!\n");
        exit(1);
    }
    clear_text_overlay();
    detect_monitor();
    do {
        clrscr();
        printf("        Main Menu\n");
        printf("        =====\n\n");
        printf("    F1 - Load Image's File\n");
        printf("    F2 - Show Profile\n");
        printf("    F3 - Display Image's\n");
        printf("    F4 - Quit\n");
        printf("\nImage's name: %s", (!*file_name)?"(none)":
            file_name);
        printf("\nEnter key:");
        key.i=bioskey(0);
        if(!key.c[0]). switch(key.c[1]) {
        case F10:vbreak=YES;break;
        case F1:load_file();break;
        case F2:save_file();break;
        case F3:profile();break;
        case F4:display();break;
        case F5:digitize();break;
        }
        display_image();
    } while(!vbreak);
    free(buf);
}
clear_text_overlay()
{
    outportb(PORT, 0x0b);
    delay(50);
    memset(bufadr, 0xfc, SIZE);
    outportb(PORT, 0x08);
    delay(50);
}

```

```
load_file()
```

:อ่านข้อมูลภาพตัดขวาง

```

{
    char name[64], name1[64], *p;
    int status;
    for(;;) {
        strcpy(name, "");
        status=fnsplit(name, drive, dir, file, ext);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

while (!(status&FILENAME) || (status&WILDCARDS)) {
    clrscr();
    printf("load image's menu\n");
    printf("=====\n");
    printf("\nimage 1: %s\n", (!*file_name)?"(none)"
        :file_name);
    printf("\nEnter image's name to load,<enter>
        for *.*,<esc> to quit:");
    name[0]=getche();
    if(*name==ESC) return;
    if(*name!='\r') {
        gets(name+1);
        strcpy(name1, name);
        status=fnsplit(name, drive,
            dir, file, ext);
        if(status&FILENAME && !(status&
            WILDCARDS)) break;
        } else name[0]='\0';
    name1[0]='\0';
    do {
        status=get_new_file(name, name1);
        if(!*name1) break;
        if(status==FA_DIREC) {
            chdir(name1);
            strcpy(name, name1);
            p=strchr(name, '.');
            if(p!=NULL) {
                if(*(p+1) && *(p+1)!='.')
                    *p='\0';
            }
            else {
                while*(--p)!='\');
                while*(--p)!='\');
                *(p+1)='\0';
            }
        }
    }
    else
        break;
} while(status==FA_DIREC);
status=fnsplit(name1, drive, dir, file, ext);
}
printf("\nReading...\n");
if(load_image(name1, buf)==FALSE) {
    printf(",reenter again.\n");
    wait_to_go();
    continue;
}
printf("finish reading.\n");
load_image(char *name, unsigned char *buf)
{
    int handle;
    long size;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

handle=open(name, O_RDONLY | O_BINARY);
if(handle<0) {
    printf("File not found error!");
    return FALSE;
}
size=filelength(handle);
if(size!=65536) {
    printf("Size mismatch error!");
    return FALSE;
}
read(handle, buf, 32768);
read(handle, buf+32768, 32768);
close(handle);
return TRUE;
}
profile()
{
    int horizon=YES;
    int step=1;
    int v1, v2, temp;
    int i, j, break_flag=NO;
    int cross_line=128;
    display_image();
    outputb(PORT, 0x0b);
    delay(50);
    memset(bufadr, 0xfc, SIZE);
    clrscr();
    printf("Cross sectional (Profile) 's menu\n");
    printf("=====\n");
    printf("Enter arrow up and down to see cross section line,\n");
    printf("page up and down to step over, \"c\" for center,\n");
    printf("<space> to flip cross line, <enter> to set step,
        <esc> to quit.\n");
    printf("\nd\" for digitize image.\n");
    printf("\nimage's name:%s", file_name);
    do {
        gotoxy(1,24);
        printf("Cross %s line = %u step = %d "
            ,(horizon==YES)?"horizon":"vertical",
                cross_line, step);
        show_cross(cross_line, horizon);
        key.i=bioskey(0);
        if(!key.c[0]) switch(key.c[1]) {
            case PAGEUP:if(cross_line<10) cross_line=0;
                else cross_line-=10;
                goto next;
            case PAGEDOWN:if(cross_line>245) cross_line=255;
                else cross_line+=10;
                goto next;
            case ARROWUP:if(cross_line<step) break;
                cross_line-=step;
                goto next;
        }
    } while(1);
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    case ARROWDOWN: if(cross_line>256-step) break;
                    cross_line+=step;
next:
for(i=0;i<128;i++) {
    while((inportb(PORT) & 2)==0);
    outportb(PORT, 0x01);
    memmove(bufadr+i*512, buf+i*512, 512);
    outportb(PORT, 0x08);
}
    break;
} else
if(key.c[0]==ESC) break_flag=YES;
else if(key.c[0]=='c') {
    cross_line=128;
    outportb(PORT, 1);
    delay(50);
    memmove(bufadr, buf, SIZE);
}
else if(key.c[0]=='r') {
    gotoxy(1,10);
    printf("Enter step:");
    scanf("%d", &step);
    else if(key.c[0]==' ') {
        horizon=(horizon==YES)?NO:YES;
        outportb(PORT, 1);
        delay(50);
        memmove(bufadr, buf, SIZE);
        outportb(PORT, 8);
    }
else if(key.c[0]=='d') {
    outportb(PORT, 0x0c);
    delay(50);
    outportb(PORT, 0x08);
    delay(50);
    outportb(PORT, 0x01);
    delay(50);
    memmove(buf, bufadr, SIZE);
}
} while(!break_flag);
}

/* create cross sectional from image buffer D000:0000 */
show_cross(int cross_line, int horizon)
{
    int x=0, y=0, i, value;
    outportb(PORT, 0x01); /* enable read/write memory */
    delay(50);
    if(horizon==YES) vline(0, cross_line, 255, cross_line, 255);
    else vline(cross_line, 0, cross_line, 255, 255);
    for(i=0;i<256;i++) {
        if(horizon==YES) value=255-(int)*(buf+(cross_line)*256+i);
        else value=255-(int)*(buf+i*256+cross_line);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

    if(i==0) vplot(i, value ,255);
    else vline(x, y, i, value, 255);
    x=i; y=value;
}
outportb(PORT, 8);/* show it */
delay(50);
}
vplot(int x,int y,unsigned char level)
{
    unsigned int offset=y*256+x;
    *(bufadr+offset)^=level;
}
vline(int startx,int starty,int endx,int endy,unsigned char level)
{
    register int t, distance;
    int xerr=0, yerr=0, delta_x, delta_y;
    int incx, incy;
    delta_x=endx-startx;delta_y=endy-starty;
    if(delta_x>0) incx=1;
    else if(delta_x==0) incx=0;
    else incx=-1;
    if(delta_y>0) incy=1;
    else if(delta_y==0) incy=0;
    else incy=-1;
    delta_x=abs(delta_x);delta_y=abs(delta_y);
    if(delta_x>delta_y) distance=delta_x; else distance=delta_y;
    for(t=0;t<=distance+1;t++) {
        vplot(startx, starty, level);
        xerr+=delta_x;yerr+=delta_y;
        if(xerr>distance) {
            xerr-=distance; startx+=incx;
        }
        if(yerr>distance) {
            yerr-=distance; starty+=incy;
        }
    }
}
display_image()
{
    int i;
    for(i=0;i<128;i++) {
        while((inportb(PORT) & 2)==0);
        outportb(PORT, 0x01);
        memmove(bufadr+i*512, buf+i*512, 512);
        outportb(PORT, 0x08);
    }
}
display()
{
    clrscr();
    printf("Display Image\n===== \n");
    display_image();
}

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

wait_to_go();
}
wait_to_go()
{
int x=wherex(), y=wherey();
gotoxy(1,25);
printf("Press any key to continue...");
bioskey(0);
gotoxy(x, y);
}
{
screen=(char *)0xb0000000;
NORMAL=7;
REV1=REV=0X70;
INTEN=0X0F;
UNDERLINE1=UNDERLINE=1;
} else { /* color */
port=0x3d4;
screen=(char *)0xb8000000;
NORMAL=0X0F;
INTEN=0X0D;
REV=0X1E;
REV1=0X31;
UNDERLINE=0X0E; /* yellow */
UNDERLINE1=0X1E;
}
}
restore_window(xl, yl, xr, yr, scr_buf) /* restore_window */
int xl, yl, xr, yr;
char *scr_buf;
{
int i, j;
char *p=scr_buf;
for(j=yl; j<=yr; j++) {
fast_goto(xl, j);
for(i=xl; i<=xr; i++) {
*scr++=*p++;
*scr++=*p++;
}
}
}
long filesize(FILE *stream) /* filesize */
{
long curpos, length;
curpos=ftell(stream);
fseek(stream, 0L, SEEK_END);
length=ftell(stream);
fseek(stream, curpos, SEEK_SET);
return(length);
}

```

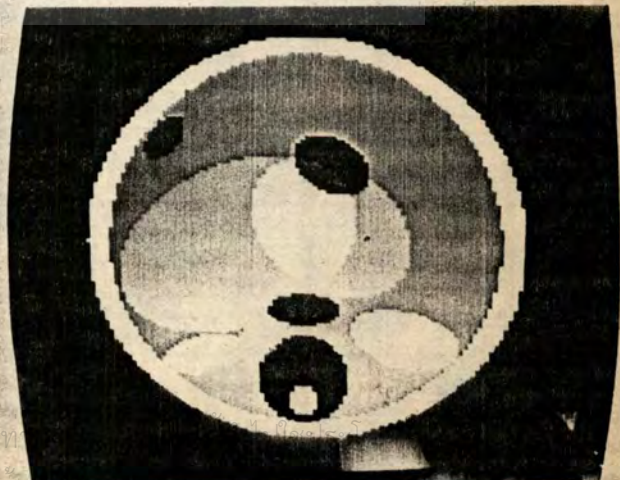
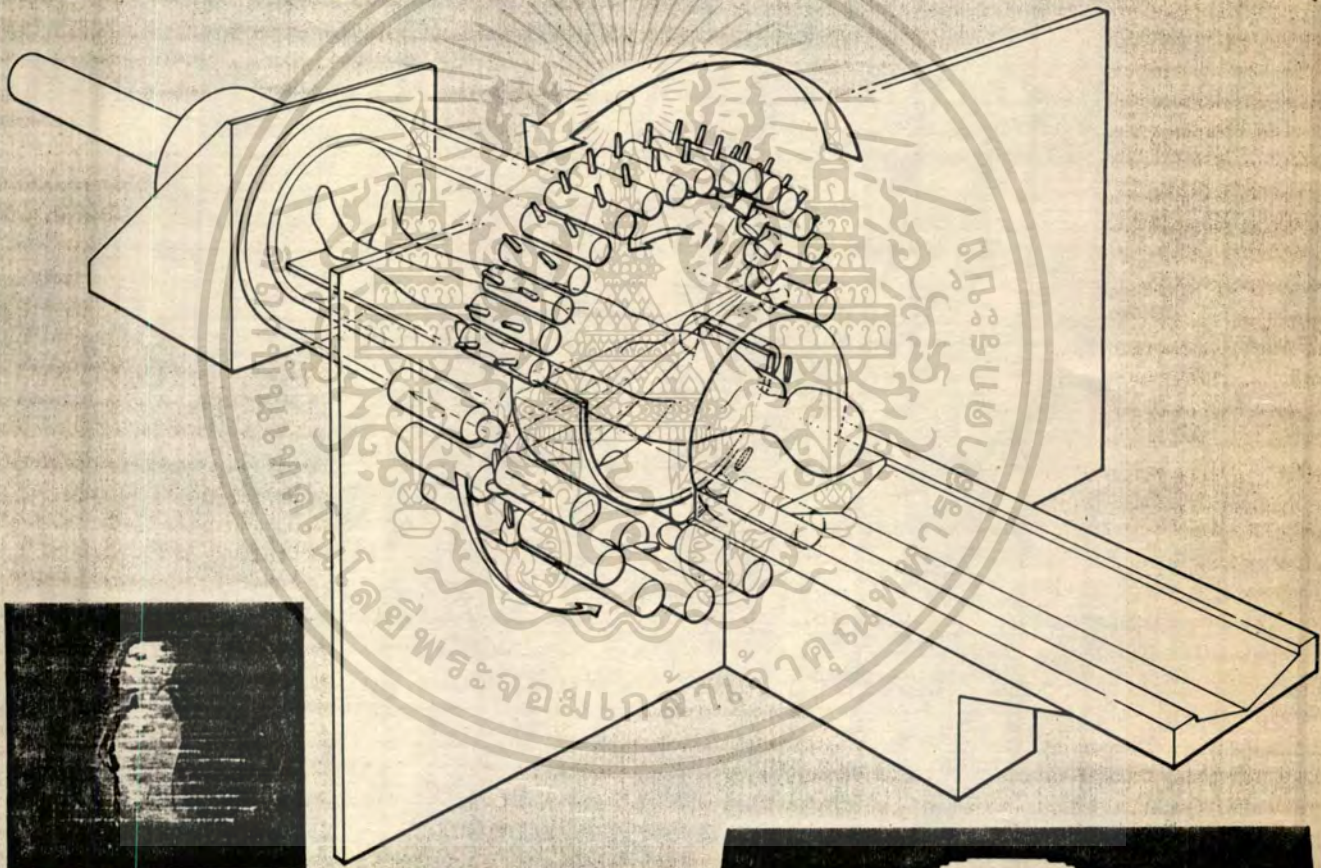


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกาย

วิศวกรรมสาร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกหนึ่งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อของเอกสารทุกครั้งหากมีการเผยแพร่

ถ่ายภาพตัดขวางร่างกาย Computerized Tomography

กอง แพทย์แผนก
อัครินทร์ คุณศิริ
ห้องวิจัยการประมวลผลภาพทางการแพทย์ สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์
• ศาสตราจารย์ ผู้อำนวยการสำนักวิจัยและ บริการคอมพิวเตอร์
• นักศึกษาปริญญาโท
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

บทคัดย่อ

เทคโนโลยีทางด้านคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกายหรือ Computerized Tomography (ซึ่งเรียกย่อ ๆ ว่า CT) เพิ่งค้นพบและพัฒนาขึ้นมาใช้งานได้ในช่วงเวลา 10 กว่าปีที่ผ่านมานี้เอง⁽¹⁾ ซึ่งมีประโยชน์ทางการแพทย์มาก เรานำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของร่างกายเพื่อดูอวัยวะภายในโดยไม่ต้องผ่าเปิดอวัยวะนั้น ๆ ออกมาตรวจทำให้การวินิจฉัยมีความแม่นยำมากขึ้น เทคนิคดังกล่าวต้องอาศัยความรู้ทางด้านคอมพิวเตอร์กับการประมวลผลภาพ (Computer and Image Processing)

บทความนี้จะกล่าวถึง การพัฒนาของเครื่องถ่ายภาพตัดขวางร่างกาย, ศณิตศาสตร์พื้นฐานในการสร้างภาพ, ข้อมูลของการสร้างภาพ ในตอนท้ายของบทความจะเป็นตัวอย่างการสร้างภาพจำลองและการสร้างภาพจากวัตถุจริงซึ่งเป็นแนวทางในการสร้างเครื่องต้นแบบ

Abstract

Computerized Tomography (CT) has been developed during the past ten years. It has been used as an excellent equipment to detect any abnormality inside the human body especially the brain. This article describe a further result on an attempt to understand and build a prototype of an X-ray CT scanner

1. บทนำ

วิศวกรตลอดจนนักวิทยาศาสตร์ได้ตระหนักถึงปัญหาสำคัญของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกาย ซึ่งไม่ต้องทำลายหรือตัดวัตถุนั้นออก หลังจาก

ได้มีการค้นพบรังสีเอกซ์ ก็ได้มีการพัฒนาการถ่ายภาพเอกซ์เรย์โดยรังสีเอกซ์ทะลุผ่านร่างกายเพื่อดูอวัยวะภายใน ภาพเอกซ์เรย์ธรรมดาจะประกอบด้วยชั้นต่างๆ ของเนื้อเยื่อร่างกายซ้อนกัน ทำให้แพทย์ต้องจินตนาการเป็นภาพสามมิติเอาเองจากฟิล์มเอกซ์เรย์ และแยกความแตกต่างระหว่างชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ เอาตามความชำนาญ ซึ่งมักเกิดปัญหาในการวิเคราะห์และตีความหมายขึ้นบ่อยๆ

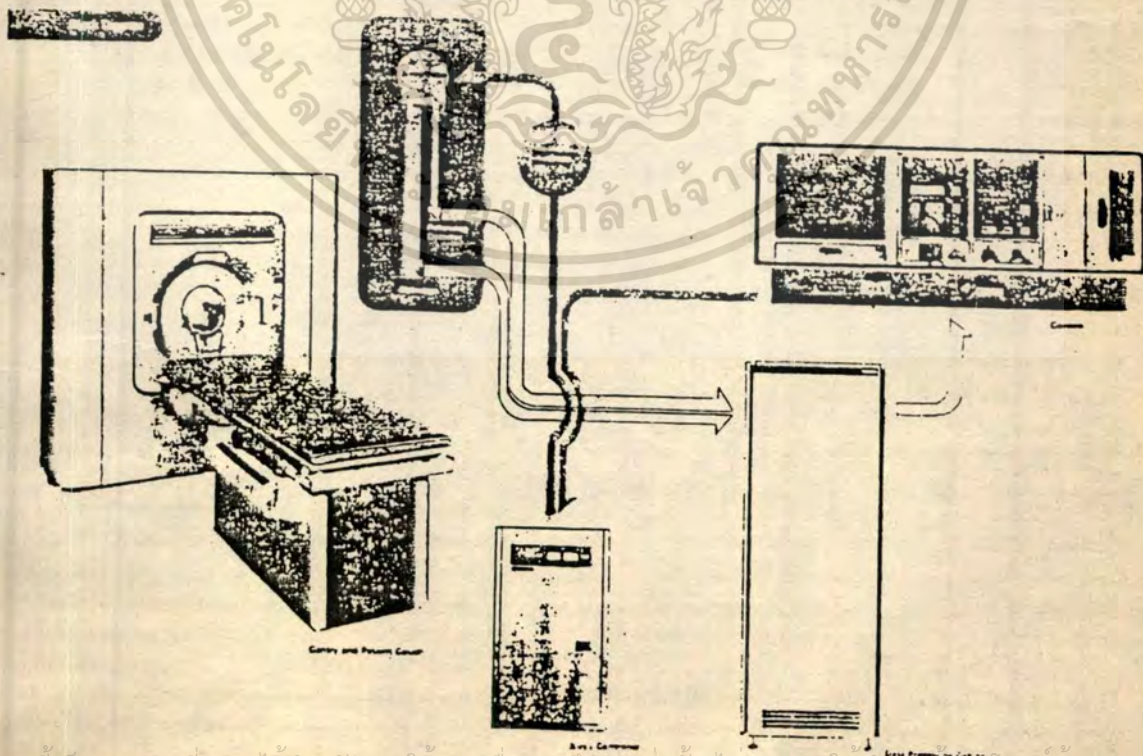
ต่อมาได้มีการสร้างภาพตัดขวางโดยไม่ต้องทำลายวัตถุ โดยใช้แหล่งพลังงานเป็นรังสีเอกซ์ในการส่งผ่านผู้ป่วยแล้วพลังงานส่วนที่ทะลุผ่านผู้ป่วยออกมาเราเรียกว่าโปรเจกชัน จะถูกเก็บไว้ในส่วนของความจำเพื่อนำไปประมวลผลสร้างภาพขึ้น วิธีนี้เป็นวิธีการของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกายที่นิยมกันมากที่สุด เพราะแหล่งพลังงานรังสีเอกซ์มีอำนาจทะลุทะลวงร่างกายได้ทุกส่วน

2. วิจารณ์การของคอมพิวเตอร์

ถ่ายภาพตัดขวางร่างกาย

เมื่อมีการสร้างเครื่องคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกายขึ้นมาแล้ว ก็มีการพัฒนามาเรื่อย ๆ ซึ่งคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกายเครื่องแรกก็ผลิตขึ้นในด้านของการค้าออกแบโดย G.H.Hounsfield ซึ่งทำงานให้กับห้องปฏิบัติการของ EMI ในประเทศอังกฤษ ในปี พ.ศ. 2519 คอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกายเครื่องแรกติดตั้งขึ้นที่โรงพยาบาล Atkinson Morley ใช้คอมพิวเตอร์ของ ICL 1905 สามารถสร้างภาพโดยใช้เวลาประมาณ 20 นาที/ภาพ ต่อมาก็มีการพัฒนาตลอดจนถึงปัจจุบันสามารถจะแบ่งออกเป็น 4 ระบบ

รูปที่ 1 แสดงลักษณะของภาพของเครื่องถ่ายภาพตัดขวาง โดยใช้รังสีเอกซ์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานานับ ไม่นับผูกมัดให้เข้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

เล่มที่ 5 ปีที่ 2531 ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูป 2 (a) เป็นระบบคอมพิวเตอร์ฉายภาพตัดขวางระบบแรก (First generation) ซึ่งหลักการวางแนวในระบับนี้ คือ ใช้หลักเรขาคณิตที่แฉกกำหนดให้ลำรังสีเอกซ์ก่อนในรูป pencil beam และมีตัวรับรังสีเดี่ยว หลอดรังสีเอกซ์จะเคลื่อนที่พร้อมกันตัวรับรังสีในแนวตรงแล้วกำหนด

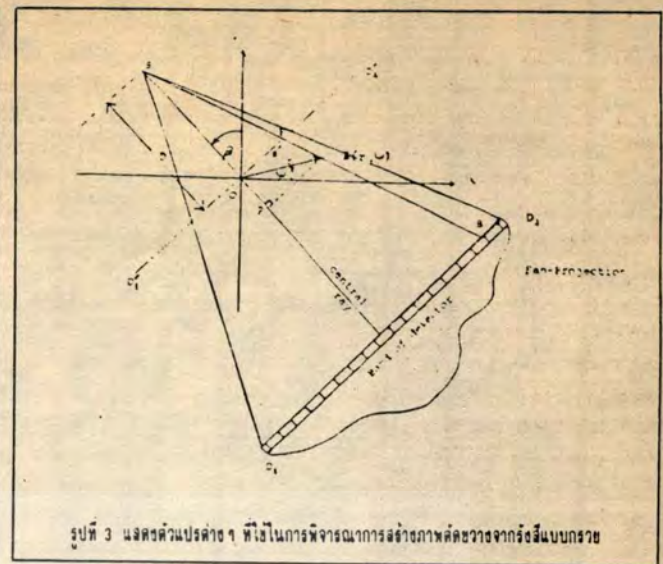
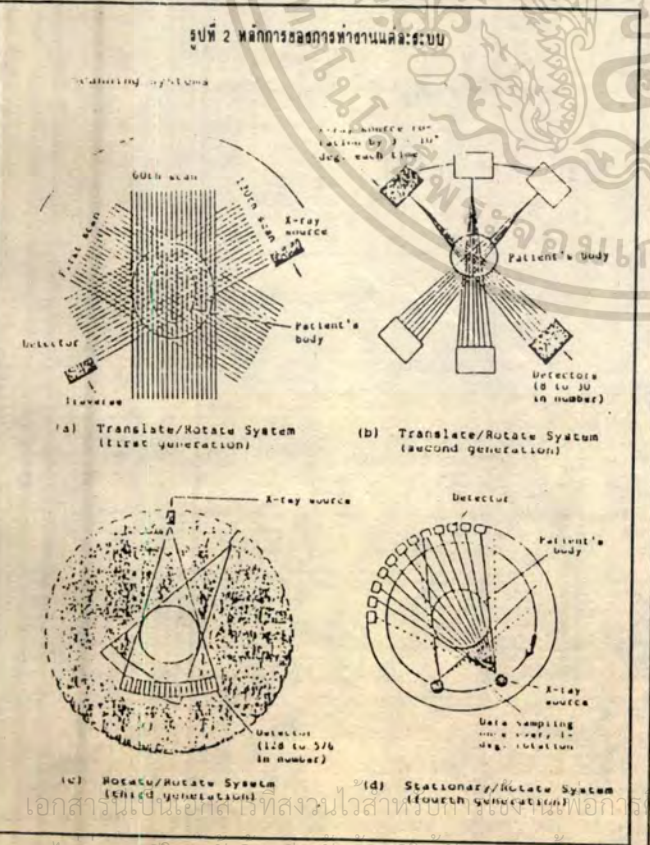
ระบบที่ 2 (Second generation) ในหลักการของระบบนี้ คือ การเคลื่อนที่และกำหนดโดยให้ลำรังสีเอกซ์แบบกรวย (Fan beam) และจำนวนของตัวรับรังสีมากขึ้น ประมาณ 3-30 ตัว ซึ่งจะทำให้เวลาในการเก็บข้อมูลในช่วงเคลื่อนที่แนวตรงลดลง เพราะฉะนั้น เวลาในการเคลื่อนที่แล้วหมุนก็จะลดลงไปด้วย และระบบนี้เป็นระบบที่ดีที่สุดใน spatial resolution ดี ดังรูปที่ 2 (b)

ในระบบที่ 3 (Third generation) เป็นระบบที่ใช้หลักการหมุนอย่างเดียว ให้ลำรังสีเอกซ์แบบกรวย (Fan beam) แต่มีมุมกว้างมาก สามารถจะครอบคลุมได้ทั้งร่างกายและมีจำนวนตัวรับรังสีมากประมาณ 128-576 ตัว เพราะฉะนั้นในระบบนี้เวลาในการเก็บข้อมูลรอบร่างกายก็จะน้อยมากประมาณ 1-9 วินาที ตัวรับรังสีแต่ละตัวจะวัดค่ารังสีแบบอิสระ ถ้าตัวใดให้ข้อมูลที่รับมาผิดปกติไปจากเดิมก็จะทำให้เกิด artifact ได้ทันที ดังรูปที่ 2 (c)

ระบบที่ 4 (Fourth generation) ระบบนี้ให้ลำรังสีเอกซ์แบบกรวย (Fan beam) เหมือนกับระบบ 3 แต่จะใช้จำนวนของตัวรับรังสีมาก เพราะจำนวนตัวรับรังสีจะวางอยู่รอบระบบและหลอดรังสีเอกซ์หมุนอย่างเดียว เวลาในการเก็บข้อมูลก็จะไม่ต่างจากระบบที่ 3 เท่าใด

3. คณิตศาสตร์พื้นฐานในการสร้างภาพตัดขวางร่างกาย

พิจารณาในรูปที่ 3 แม้ว่าข้อมูลโปรเจกชันจะถูกวัดที่เส้นตรง D_1, D_2 แต่ในทางทฤษฎีแล้วจะมีประสิทธิภาพมากขึ้น ถ้าสมมติให้ตัวรับรังสีอยู่บนเส้นตรง D_1, D_2 ซึ่งผ่านจุด origin เราจะพิจารณาอันที่รัศมีตามแนว SB และค่าโปรเจกชันของแต่ละลำรังสีแสดงโดย $R_j(s)$ อยู่บนระยะทาง s อยู่บน imaginary detector ให้ D เป็นระยะระหว่างแหล่งกำเนิดรังสีถึงจุดศูนย์กลาง และ $f(r, \psi)$ เป็นภาพที่เราจะนำมาสร้างตัดขวางกลับใน polar coordinate



รูปที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ที่ใช้ในการพิจารณาการสร้างภาพตัดขวางจากรังสีแบบกรวย

เพื่อความง่ายในการเข้าใจขอกำหนดตัวแปรขึ้น 2 ตัว คือ U และ s' โดยนิยามดังนี้

$$U(r, \psi, s) = \frac{SO + OP}{D} = \frac{D + r \sin(\beta - \psi)}{D} \tag{3.1}$$

พารามิเตอร์ s' หมายถึงค่าของ s ที่ลำรังสีผ่านจุด (r, ψ) ในรูปที่ 3 เท่ากับ OP

$$\frac{s'}{SO} = \frac{EP}{SP} \tag{3.2}$$

$$s' = \frac{D \cdot r \cos(\beta - \psi)}{D + r \sin(\beta - \psi)}$$

ฟังก์ชันภาพ $f(r, \psi)$ และโปรเจกชัน $R_j(s)$ แสดงความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$f(r, \psi) = \int_0^{2\pi} \int_{-sm}^{sm} \frac{1}{U^2} R_j(s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} \frac{1}{2} h(s' - s) ds d\psi \tag{3.3}$$

$$\text{หรือ } f(r, \psi) = \int_0^{2\pi} \int_{-sm}^{sm} \frac{1}{U^2(r, \psi, s)} Q_j(s) ds d\psi \tag{3.4}$$

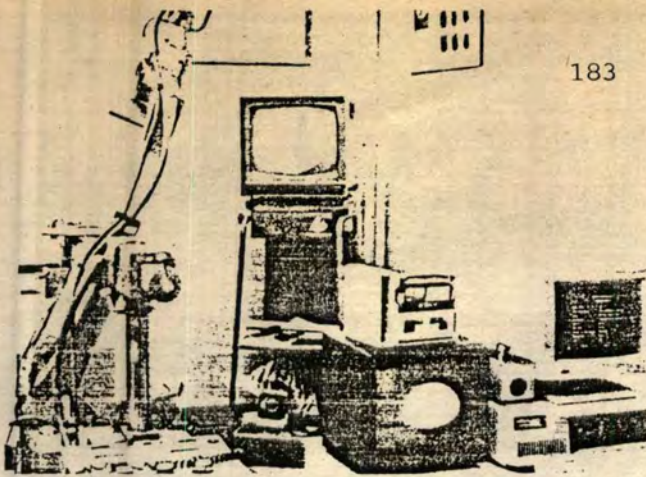
$$\text{ซึ่ง } Q_j(s) = \int_{-sm}^{sm} R_j(s) h(s' - s) ds$$

วิธีที่แสดงนี้เป็นเพียงเทคนิคพื้นฐานแบบหนึ่งที่สามารถใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของร่างกาย ยังมีวิธีการทางคณิตศาสตร์แบบอื่นๆ อีกที่สามารถมีประสิทธิภาพมากขึ้น และใช้เวลาในการคำนวณน้อยกว่าซึ่งจะหาโอกาสนำเสนอต่อไป

4. ผลการทดลอง

สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ได้ดำเนินการวิจัยที่ได้รับทุนอุดหนุนจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ, ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยี และการพลังงาน เพื่อทำการสร้างเครื่องต้นแบบ CT-Scanner ขึ้นภายในประเทศ ซึ่งจากการทดลองก็ได้สร้างภาพตัดขวางจำลอง และสร้างภาพตัดขวางจากวัตถุจริง โดยใช้รังสีเอกซ์และ

ในรูปที่ 4 (a) เป็นระบบที่ทำการวิจัย ในรูปที่ 4 (b) เป็นรูปของโปรเจกชัน (Projection) ซึ่งได้จากการจำลอง (Simulation) โดยคอมพิวเตอร์เพื่อเป็นข้อมูลในการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งมีจำนวนข้อมูลทั้งหมด 255 จุด เพราะฉะนั้น จึงมีข้อมูลที่เกิดขึ้นจากรอบร่างกาย



รูปที่ 4 (a) เป็นระบบที่กึ่งอัตโนมัติในการวิจัย CT-Scanner

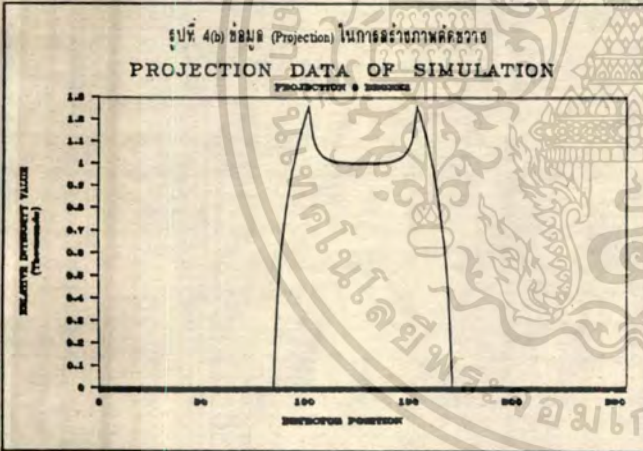
- ระบบอิมัลชันแบบ C-arm ขนาด 100 kV 25 mA
- คอมพิวเตอร์ Compaq 386 กับ IBM PC
- เครื่องขยายความสว่างของภาพรังสีเอกซ์ขนาด 7 นิ้ว
- จอมืดภาพตัดขวาง 14 นิ้ว

จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับจำนวนของโปรเจกชันว่าต้องการกี่โปรเจกชัน

ส่วนในรูปที่ 4 (c) เป็นรูปของภาพตัดขวางโดยใช้สมการทางคณิตศาสตร์ (3.3) โดยนำข้อมูลจากรูปที่ 4 (b) มาสร้างภาพ

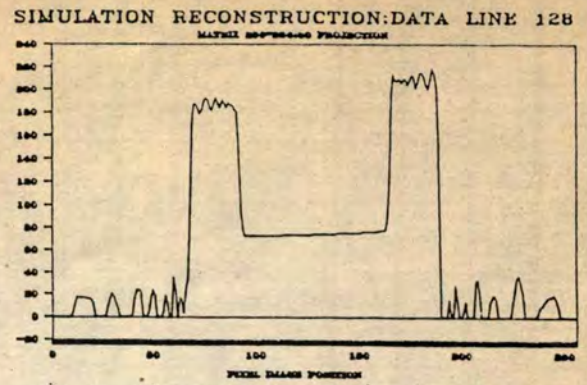
และในรูปที่ 4 (d) เป็นรูปของเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางที่ตำแหน่งเส้น 128 ซึ่งมีข้อมูลทั้งหมด 256 ค่า

จากรูปที่ 4 (b-d) เป็นข้อรับรองได้ว่าเราสามารถสร้างภาพตัดขวางร่างกายได้โดยการจำลองขึ้นมาและต่อไปจะเป็นผลการทดลองกับวัตถุจริงและรังสีเอกซ์จริง

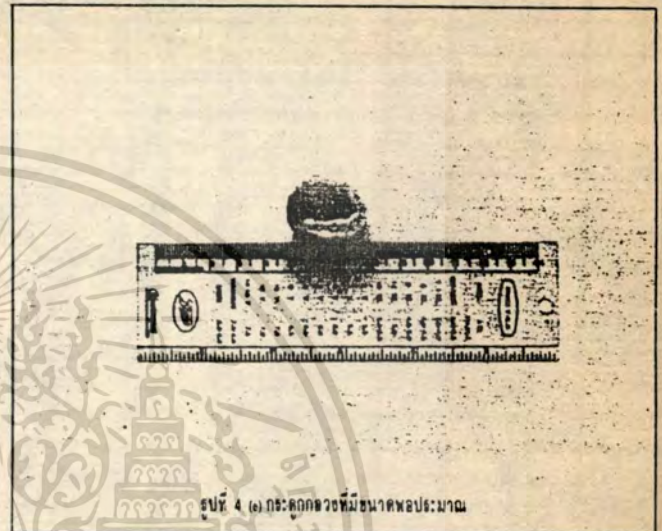


รูปที่ 4(b) ข้อมูล (Projection) ในการสร้างภาพตัดขวาง

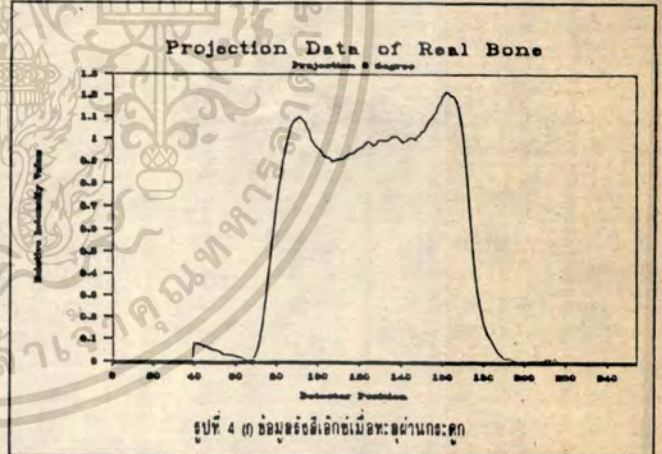
PROJECTION DATA OF SIMULATION
Projection @ 90degree



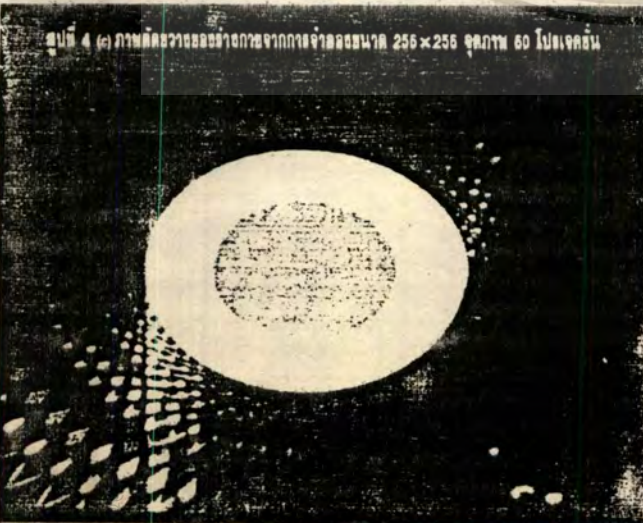
รูปที่ 4 (d) ภาพของเส้นตัดขวางของภาพตัดขวางของรูปที่ 4 (c) ที่ตำแหน่งเส้น 128



รูปที่ 4 (e) กระดูกจริงที่มีขนาดพอประมาณ



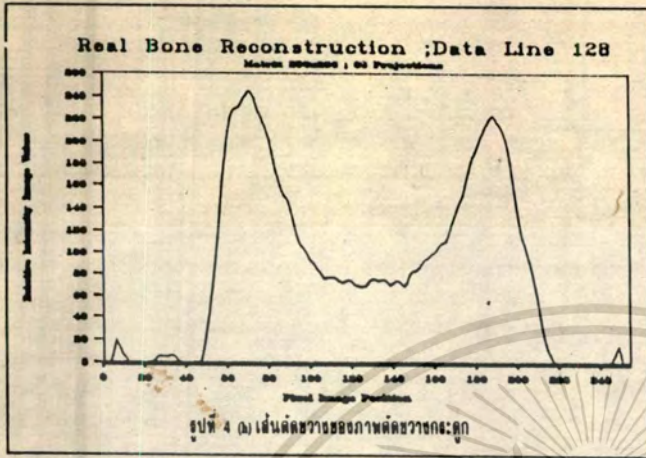
รูปที่ 4 (f) ข้อมูลรังสีเอกซ์เมื่อใช้: อดานกระดูก



รูปที่ 4 (c) ภาพตัดขวางของกระดูกจากภาพจำลองขนาด 256 x 256 จุดภาพ 60 โปรเจกชัน



รูปที่ 4 (d) ภาพตัดขวางของกระดูกขนาด 256 x 256 จุดภาพ

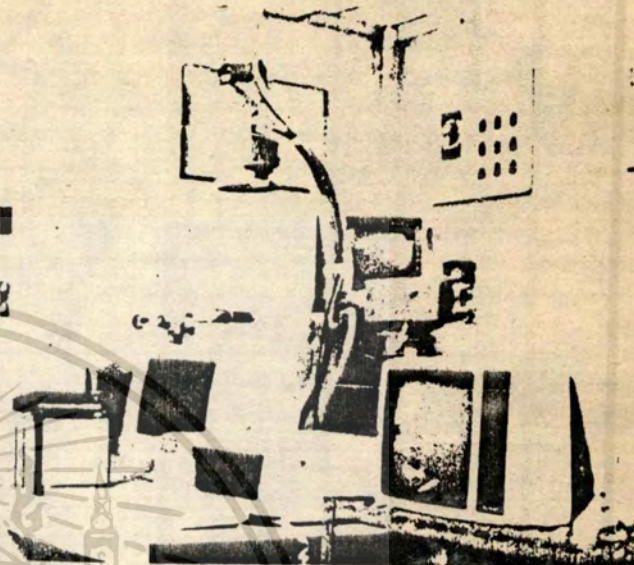


ในการทดลองในรูปที่ 4 (ก) เป็นข้อมูลโปรเจกชันที่รับมาจากรังสีเอกซ์ทะลุผ่านกระดูกมาดังรูปที่ 4 (e)

รูปที่ 4 (ง) เป็นภาพตัดขวางของกระดูกซึ่งนำข้อมูลจากรูปที่ 4 (ก) มาสร้างภาพตัดขวางตามสมการของคณิตศาสตร์ และ ในรูปที่ 4 (ห) ก็เป็นเส้นตัดขวางของรูปที่ 4 (ง) ที่ตำแหน่งเส้น 128

จ. สรุป

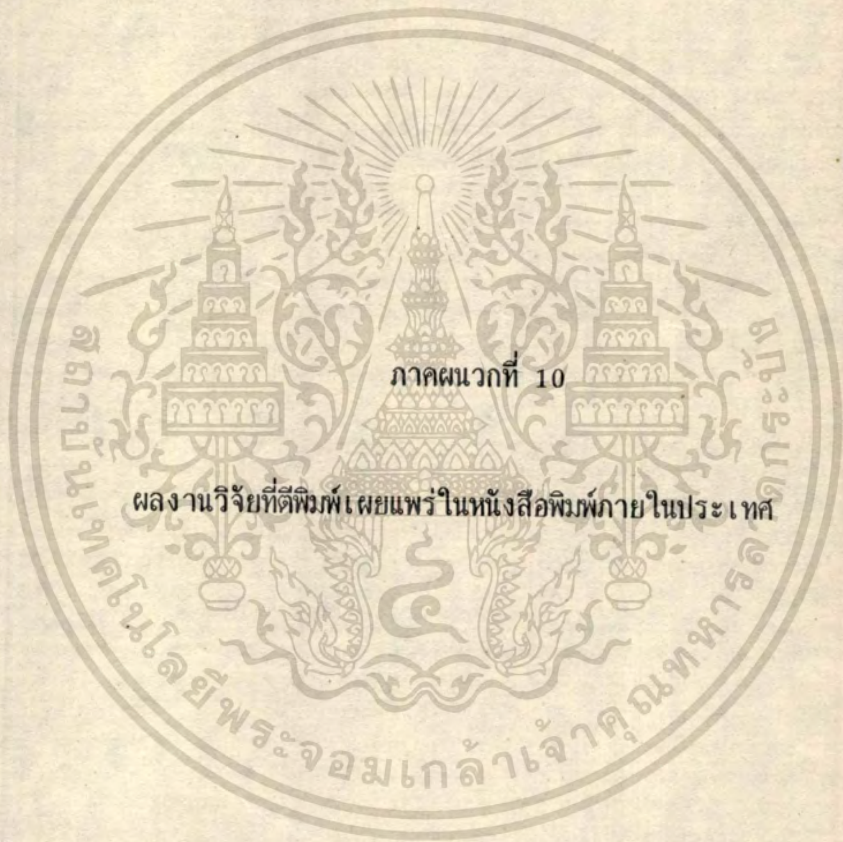
คณะผู้ทำ การวิจัยเชิงเห็นคว วมได้ เคื่เบดของมรไปเครื่องคอมพิวเตอร์ นำมาภาพตัดขวางร่างกาย ซึ่งจะเป็ประโยชน์ต่อวงการแพทย์มากและเป็นประโยชน์ต่อประเทศชาติ เพราะค่าใช้จ่ายต่ครั้งยังมีราคาสูงมากทำให้บุคคลที่มีรายได้น้อยไม่สามารเงจะไปรับการ ได้ และอีกยก ึ่งอยู่ปรณัดังกล่าวนี้ต้องล้งสื่อข ษต่างประเทศ จึงทำให้ต้องประสบปัญหาที่สำคัญสองประการ กล่าวคือ ราคาสูงมากและความยากลำบากในการบำรุงรักษาเครื่อง



ดังนั้น คณะผู้ทำการวิจัยจึงทำการวิจัยเพื่อสร้างเครื่องต้นแบบคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางร่างกายที่มวภายในประเทศ ซึ่งการวิจัยกึ่งนี้ เน้นงานอยู่และต้องยกยอบคุณคณะกรวมก เววิจัยแห่งชาติ ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ กระทรวงมหาดไทย มหาวิทยาลัยเทคโนโลยี และหน่วยงานที่ให้การสนับสนุนในวงกว้างและ วม

เอกสารอ้างอิง

- (1) FERENC L. HALL: "Computer Image Processing and Recognition" Academic Press, New York 1979
- (2) Rafael C. Gonzales and Paul Wintz, "Digital Image Processing" ADDISON WESLEY Publishing Company, 1967
- (3) B. Gold and C.M. Rader, Digital Processing of Signals, New York McGraw Hill, 1969, ch. 7



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสือพิมพ์มติชนรายวัน

วันอาทิตย์ที่ ๑ สิงหาคม พุทธศักราช 2530

พิเศษ

หน้า 5

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์
ไทยทำ

นายพิจิตต รัตตกุล รัฐมนตรีช่วยว่าการกระทรวงวิทยาศาสตร์ เทคโนโลยีและการพลังงานเปิดเผยว่า กระทรวงเห็นชอบอนุมัติโครงการสำคัญยิ่งโครงการหนึ่ง ภายใต้นโยบายอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ

คือโครงการจัดทำต้นแบบเครื่องเอกซเรย์โทโมกราฟี

โดยเห็นชอบกับการที่จะสนับสนุนด้วยงบประมาณ ๘ ล้านบาท และเรื่องกำลังส่งเข้าคณะรัฐมนตรีเพื่อพิจารณาอยู่ในขณะนี้

โครงการนี้เป็นความร่วมมือของนักวิจัยจากหลายสถาบัน รวมทั้งภาคเอกชน ในการนำเอาความรู้ทางด้านคอมพิวเตอร์เข้ามาประยุกต์ใช้กับเครื่องเอกซเรย์สมอง เพื่อใช้ในการตรวจอวัยวะภายในออก แสคบนจอคอมพิวเตอร์เป็นรูปตัดขวางสามมิติ

ซึ่งการตรวจวินิจฉัยวิธีนี้ ขณะนี้กำลังเป็นที่นิยม เพราะสะดวก รวดเร็ว วินิจฉัยโรคได้แม่นยำขึ้น

แต่ประเทศไทยเราขณะนี้ต้องสั่งซื้อเครื่องมือสำเร็จดังกล่าวนี้เข้า จากต่างประเทศราคาเครื่องละ 20-30 ล้านบาท

คนไข้ต้องจ่ายค่าบริการแพงมากถึง 4,000-5,000 บาท

ทำให้การใช้วิธีตรวจที่ทันสมัยนี้มีอยู่ในวงจำกัด เพราะมีโรงพยาบาลขนาดใหญ่อยู่ในกรุงเทพฯ เท่านั้นที่สามารถซื้อหาเครื่องมือมาใช้ได้

กระทรวงวิทยาศาสตร์ฯ เห็นประโยชน์และความจำเป็นที่จะต้องช่วยส่งเสริมสนับสนุนวงการแพทย์ให้ได้มีการใช้เทคโนโลยีด้านนี้ อย่างกว้างขวาง จึงได้สนับสนุนการวิจัยและพัฒนาสร้างเครื่องมือขึ้นเองภายในประเทศ

เพื่อให้ได้มีการนำเอาไปใช้แพร่หลายถึงต่างจังหวัด หรือแม้แต่โรงพยาบาลขนาดเล็กระดับอำเภอได้

เพราะนักวิจัยของเรามีความสามารถ และจะผลิตได้ในราคาที่ถูก เป็น 10 กว่าเท่าตัว

ขณะนี้ โครงการวิจัยพบความสำเร็จที่จะพัฒนาเครื่องต้นแบบได้แล้ว และกล่าวว่า เมื่อโครงการสำเร็จสมบูรณ์ ซึ่งคาดว่าภายในระยะเวลาเพียง 1 ปี จะได้ผลตามคาดหมายดังนี้คือ

ประการแรก จะได้เครื่องเอกซเรย์โทโมกราฟี (X-ray Tomography) ราคาถูกที่พร้อมจะให้ภาคอุตสาหกรรมใด ๆ ที่สนใจนำไปผลิตออกสู่ตลาดตามต้นแบบนี้ได้

ประการที่สอง โครงการนี้จะช่วยส่งเสริมในด้านสมรรถภาพการวิจัยด้านกราฟและภาพคอมพิวเตอร์ของสถาบันวิจัยต่าง ๆ ในประเทศไทยขยายตัวต่อไป

ประการที่สาม ในระยะเวลาอันใกล้ ประเทศไทยและคนไทยจะได้ใช้บริการการวินิจฉัยโรคโดยเครื่องเอกซเรย์โทโมกราฟีโดยทั่วถึง และเสียค่าบริการถูก

และประการสุดท้าย มีศักยภาพในการผลิตเป็นสินค้าส่งออกได้นอกเหนือไปจากการลดการสูญเสียเงินตราต่างประเทศในการสั่งซื้อเครื่องมือนี้เข้ามาใช้แล้ว

นายพิจิตตกล่าวว่า เมื่อโครงการได้รับความเห็นชอบจากคณะรัฐมนตรี จะสามารถเริ่มได้ทันทีในด้านงบประมาณปี 2532 นี้



สพ.จำหน่ายมากที่สุดของประเทศ ไทยบริษัท

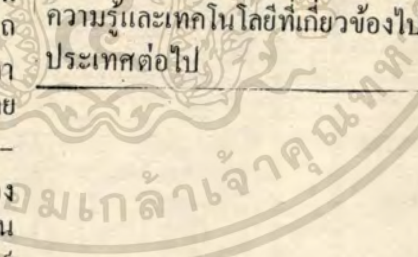
ปีที่ 32 ฉบับที่ 11320 วันพุธที่ 18 มกราคม พ.ศ. 2532 ราคา 5.00 บาท

ไทยสร้าง'คอมพิวเตอร์ภาพตัดขวางอวัยวะ'สำเร็จ

ดร.กมลพล สุวีสต์ยากร เลขธิการ
คณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ แจ้งว่า สำนักงาน
คณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์
เทคโนโลยีและการพลังงาน ได้ให้ทุนอุดหนุน
การวิจัยเพื่อพัฒนาเศรษฐกิจและสังคมด้วย
วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี แก่สถาบันเทคโนโลยี
พระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง เพื่อทำ
การวิจัยเรื่องคอมพิวเตอร์ภาพตัดขวางอวัยวะ
โดยมี ดร.ไพรัช ชัยพงษ์ เป็นหัวหน้าโครงการ
ผลการวิจัยกล่าวว่า คอมพิวเตอร์
ถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะเป็นสิ่งที่มีประโยชน์
อย่างสูงต่อวงการแพทย์ ทำให้สามารถ
วินิจฉัยโรคได้แม่นยำยิ่งขึ้น แต่มีราคา
สูง เป็นอุปกรณ์ที่มีการผลิตออกจำหน่าย
ทั่วโลก โดยบริษัทต่าง ๆ สำหรับประเทศ-
ไทยได้มีการสั่งซื้อเข้ามาใช้งาน 24 เครื่อง
แต่ยังไม่เคยมีการวิจัยหรือผลิตภายใน
ประเทศ การวิจัยเรื่องนี้จึงมีวัตถุประสงค์
เพื่อพัฒนาและสร้างเครื่องถ่ายภาพตัด
ขวางอวัยวะเป็นเครื่องต้นแบบที่มีราคา
ถูกในประเทศไทยให้คนไข้ ซึ่งจำเป็นต้อง
ใช้เครื่องดังกล่าวให้ได้ โดยเสียค่าใช้จ่าย
น้อย โดยใช้เครื่องรังสีเอกซ์เท่าที่จะหาได้
ในประเทศไทย ร่วมกับซอฟต์แวร์ที่วิจัย
ขึ้นมาเอง รวมทั้งดัดแปลงอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์
บางส่วนด้วยเทคโนโลยีไมโครคอมพิวเตอร์
เป็นพื้นฐาน ผลการวิจัยเป็นที่น่าพอใจ
เพราะสามารถถ่ายภาพลดขนาด
เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 2.5 เซนติเมตร

เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 2.5 เซนติเมตร และกระดุกหมูขนาด
เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 2.5 เซนติเมตร เป็นผลสำเร็จภายใต้
ข้อจำกัดด้านสมรรถนะและคุณภาพของอุปกรณ์รังสีเอกซ์

ประโยชน์ของการวิจัยนี้ นอกจากเป็นการพัฒนาและสร้าง
เครื่องถ่ายภาพตัดขวางอวัยวะให้คนไข้ได้ใช้ในราคาถูก และทำ
การวิจัยเป็นขั้นตอนเพื่อค้นหาสาเหตุและวิธีการที่จะปรับปรุง
คุณภาพของภาพตัดขวางในวงการวิจัยต่อไปในอนาคตแล้ว ยัง
เป็นการเพิ่มศักยภาพในการวิจัย พัฒนาความรู้ทางวิศวกรรม
คอมพิวเตอร์กราฟฟิกส์ และภาพเชิงดิจิทัล ตลอดจนกระจาย
ความรู้และเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องไปยังวงการอุตสาหกรรมภายใน
ประเทศต่อไป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

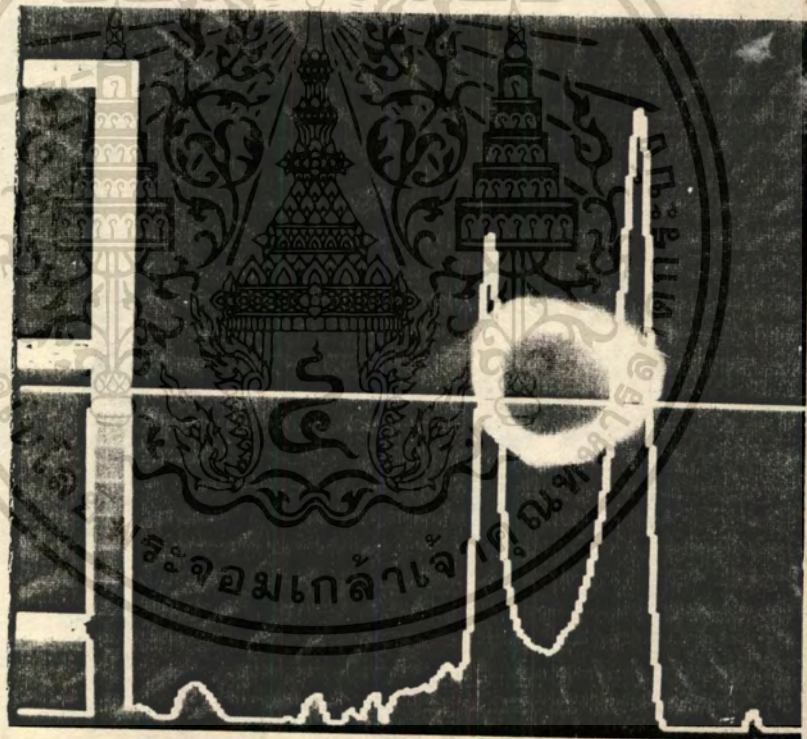
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ASEAN TECHNOLOGY EXPO'89

SECOND ASEAN SCIENCE AND
TECHNOLOGY WEEK
30 January - 4 February 1989
Westin Philippine Plaza, Manila,
PHILIPPINES



**MINISTRY OF SCIENCE, TECHNOLOGY
AND ENERGY**

Rama VI Rd., Phayathai, Bangkok 10400

Tel : (02) 246-0064

Telex : 20838 MINSTEN TH

Cable : MINSTEN BANGKOK 10400

Fax : (662) 246-8106

THAILAND

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MEDICAL ELECTRONIC COMPUTER PROJECT

Research and development in medical electronics project is one of the priority area being promoted by the National Electronics and Computer Technology Center (NECTEC), Ministry of Science, Technology and Energy (MOSTE) Of Thailand. The main objective is to encourage local manufacturing of medical electronics equipment.

The X-ray Computerized Tomography (CT-Scanner) is identified as one of the medical equipments. Its R & D activities are now conducted at the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL) in cooperation with a few local companies.

At this stage, the research team has implemented the essential part of software algorithm and computing hardware. The image of test objects such as water tubes and bones have been reconstructed.

