

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาวโดยใช้สารเรืองแสง
เคลือบบนโฟโตทรานซิสเตอร์

CONSTRUCTION TECHNIQUE OF LINE ARRAY X-RAY DETECTOR
USING PHOTO-TRANSISTOR COATED WITH X-RAY PHOSPHOR



ฉพ.
๑๘๗๘ก
๒๕๔๘

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....
วัน,เดือน,ปี.....

60876

- 6 ก.ค. 2549

b.....
i.....

1152893x

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ ISBN 974-15-1666-5 อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**CONSTRUCTION TECHNIQUE OF LINE ARRAY X-RAY DETECTOR
USING PHOTO-TRANSISTOR COATED WITH X-RAY PHOSPHOR**



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

2005

ISBN 974 – 15 – 1666 - 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว โดยใช้สารเรืองแสงเคลือบบนโฟโตทรานซิสเตอร์
นักศึกษา	นายเอกภพ งามละเมียด
รหัสนักศึกษา	46060510
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2548
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการออกแบบและสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว โดยเป็นการประยุกต์ใช้งานอุปกรณ์ตรวจจับแสงประเภทโฟโตทรานซิสเตอร์ใช้งานร่วมกับสารประกอบเอ็กซ์เรย์ฟอสเฟอร์ ($Gd_2O_3:Tb$) ที่ทำหน้าที่แปลงเอ็กซ์เรย์ซึ่งไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าให้เป็นพลังงานแสงที่สามารถตรวจจับได้ด้วยโฟโตทรานซิสเตอร์ ซึ่งในงานวิจัยได้ใช้โฟโตทรานซิสเตอร์เรียงต่อเป็นแถวยาวจำนวน 64 ตัวและใช้อุปกรณ์เอพพิจีเอเข้ามาควบคุมการทำงานในระบบสแกนของหน่วยตรวจจับรังสีและส่งข้อมูลที่ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกข้อมูลและแสดงผล ในงานวิจัยนี้ได้นำหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่สร้างขึ้นมาประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัลส์

Thesis Title	Construction Technique of Line Array X-ray Detector Using Photo-transistor coated with x-ray phosphor
Student	Mr.Akkapob Ngamlamiad
Student ID.	46060510
Degree	Master of Engineering
Programme	Electronics Engineering
Year	2005
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

This thesis presents the design and construction of a line array X-ray detector by using photo-transistors coated with the X-ray phosphor ($Gd_2O_3:S:Tb$). The X-ray phosphor is used to transform X-ray to a visible light, that hence can be detected by phototransistor. The designed system consists of 64 photo-transistors connected in array. We use FPGA to multiplex the signal of each detector which is later sent to the PC for further processing. The line array X-ray detector in this thesis is used for fan-beam image reconstruction.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลือจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ให้ความรู้ ให้คำแนะนำ ให้ข้อคิดในการแก้ไขปัญหา อีกทั้งยังให้ประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ ผู้ซึ่งให้คำแนะนำ ให้แนวคิดและติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยของข้าพเจ้าตลอดมา

ขอขอบพระคุณ ผศ.ประภากร สุวรรณะ ผู้ซึ่งให้คำปรึกษาทางด้านการออกแบบวงจร คร.กิตติพล ชิตสกุล ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และอ.วิทวัส วิทยชานาญกุล ที่ให้ข้อแนะนำต่างๆ เกี่ยวกับงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ คุณคงศักดิ์ ตติยานุกูล (บริษัท คงศักดิ์เอ็กซ์เรย์การแพทย์อุตสาหกรรม จำกัด) ที่ได้ให้ข้อคิดในการทำงานวิจัยและเป็นผู้มีส่วนทำให้ผู้เขียนเข้ามาทำงานทางด้านนี้

ขอขอบคุณ พี่ๆ น้องๆ ในห้องปฏิบัติการและน.ส.ปาริชาติ ลบรัมย์ ที่เป็นกำลังใจ ให้ข้อคิด ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิตและสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (สกว.) ที่ได้ให้ทุนสนับสนุนการทำวิจัย

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดามารดา ผู้เป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สอนสั่งและมอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

เอกภพ งามละเมียด

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์.....	3
2.1 บทนำ.....	3
2.2 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์.....	3
2.3 การเกิดเอ็กซ์เรย์.....	4
2.4 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์.....	7
2.5 โครงสร้างหลอดเอ็กซ์เรย์.....	8
2.5.1 หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิด Stationary anode tube.....	8
2.5.2 หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิด Rotating anode tube.....	8
2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซ์เรย์.....	11
2.6.1 การวัดคุณภาพ.....	11
2.6.2 การวัดปริมาณ.....	11
2.7 ผลและอันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกาย.....	12
2.7.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย.....	13
2.7.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย.....	16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.8 การป้องกันอันตรายจากรังสี.....	17
บทที่ 3 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์และสารเรืองแสง	19
3.1 บทนำ.....	19
3.2 รูปแบบจำลองของตัวตรวจจับแบบพื้นฐาน.....	19
3.3 รูปแบบการทำงานของตัวตรวจจับ (Modes of detector operation)	21
3.3.1 โหมดกระแส (Current mode).....	21
3.3.2 โหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน (Mean Square Voltage Mode)	23
3.3.3 โหมดพัลส์ (Pulse mode).....	23
3.4 Energy Resolution.....	25
3.5 ตัวตรวจจับที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง.....	26
บทที่ 4 ทฤษฎีของการสร้างภาพตัดขวางแบบพัด	30
4.1 บทนำ.....	30
4.2 รังสีแบบมุมเท่า (Equiangular Rays).....	33
4.3 ตัวตรวจวัดที่ห่างด้วยระยะที่เท่ากันในแนวเส้นตรง (Equally Spaced Collinear Detectors).....	38
4.4 การใช้อัลกอริทึมสำหรับ โปรเจ็คชันแบบขนานกับข้อมูล โปรเจ็คชันแบบพัด.....	43
บทที่ 5 การออกแบบและการสร้างตัวตรวจจับเอ็กซเรย์	45
5.1 บทนำ.....	45
5.2 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบเดี่ยว.....	45
5.3 หน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาว	47
บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง	59
6.1 บทนำ.....	59
6.2 เครื่องมือและอุปกรณ์	59
6.3 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบเดี่ยว.....	59
6.3.1 ลักษณะและขนาดของรูปคลื่นที่ได้	59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
6.3.2 การทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ.....	63
6.4 หน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาว.....	66
6.4.1 เอทพุทที่ได้จากวงจรกรองความถี่.....	66
6.4.2 การทดลองหาค่าเวลาไต่ขึ้นและลงของรูปคลื่น.....	67
6.4.3 สัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับก่อนและหลังการปรับเทียบ.....	68
6.4.4 การทดลองเอ็กซเรย์ผ่านตัวอย่าง.....	69
6.4.5 การทดลองสร้างภาพตัดขวาง.....	70
6.5 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบเดี่ยวที่ได้รับการปรับปรุงวงจรภาคต้น.....	75
6.5.1 การทดลองหาค่าเวลาไต่ขึ้นและลงของรูปคลื่น.....	75
6.5.2 การทดลองหาค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับเมื่อตอบสนองต่อเอ็กซเรย์.....	76
6.5.3 การทดลองความเป็นเชิงเส้นของแรงดันเอทพุท ต่อการเพิ่มของแรงดันอินพุท.....	77
6.5.4 การทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ.....	78
บทที่ 7 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	81
เอกสารอ้างอิง.....	82
ประวัติผู้เขียน.....	84

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี.....	13
2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น.....	16
2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ	16
2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย	17
3.1 คุณสมบัติทั่วไปของสารเรืองแสง.....	28
5.1 ผลการหาอัตราส่วนที่เหมาะสมระหว่าง สารเรืองแสง:น้ำ:กา.....	46
6.1 แสดงผลการทดลองที่ได้จากตัวตรวจจ็บรังสีแบบเดี่ยว.....	61
6.2 ผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ	63
6.3 แรงดันเอาท์พุทที่อินพุทค่าต่างๆ.....	77
6.4 ผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ	78

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น ผู้ค้นพบเอ็กซเรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895	3
2.2 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือกรรขยาของ วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น	4
2.3 เอ็กซเรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซเรย์ที่เป่าโลหะทำจากทังสแตน	5
2.4 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	5
2.5 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode tube โดยลำดับ ดังนี้ 1. ขั้วลบ , 2. ไส้หลอด , 3. จุดโฟกัส , 4. Tungsten target , 5. บริเวณสูญญากาศ , 6. หลอดแก้ว, 7. แกนของขั้วบวก , 8. ที่ควบคุมขนาดของลำเอ็กซเรย์ , 9. ลำแสงเอ็กซเรย์ที่นำมาใช้ประโยชน์	8
2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆ ของ Rotating anode tube โดยมีส่วนประกอบต่างๆ ดังนี้ 1.Tungsten target , 2. แกนของขั้วบวกทำด้วยโมลิบดีนัม , 3. ระบบลูกปืน, 4. ขั้วลบพร้อมกับไส้หลอด , 5. หลอดแก้วสูญญากาศ	9
2.7 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม 17° - 20° เพื่อทำให้ได้ Effective focal spot ขนาดเล็ก.....	10
3.1 แสดงค่าเวลาที่เกิดกระแสโดยที่ t_c แทนเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุ.....	20
3.2 แสดงการแผ่รังสีที่มีช่วงเวลาใกล้เคียงกัน	20
3.3 แสดงการต่อวงจรของเครื่องวัดกระแส	21
3.4 ค่ากระแสที่เกิดจากการผันแปรตามเวลา ($\sigma_j(t)$).....	21
3.5 บล็อกการทำงานของโหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน	23
3.6 แสดงการวัดสัญญาณแบบ โหมดพัลส์.....	24
3.7 แสดงลักษณะของสัญญาณจากวงจรที่มีค่าคงที่ของเวลาต่างกัน	25
3.8 แสดงการกระจายตัวของพลังงานที่แตกต่างกัน	26
3.9 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ทางการแพทย์.....	26
3.10 แสดงการเปลี่ยนถ่ายสถานะพลังงานของอิเล็กตรอนหลังจากได้รับกระตุ้นด้วยเอ็กซเรย์.....	27
3.11 แถบความถี่ที่สาร $Gd_2O_2S:Tb$ ปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซเรย์.....	28
3.12 แนวโน้มการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจจับรังสี.....	29
4.1 การสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัลส์จากเอ็กซเรย์.....	30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.2 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน	
a ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าไม่เท่ากัน	
b ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน.....	31
4.3 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยระยะที่เท่ากัน	
เนื่องจากระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแต่มุมจึงมีค่าไม่เท่ากัน.....	32
4.4 แสดงโปรเจกชันแบบพัดที่ถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน	
โดยมุม γ แสดงตำแหน่งของแต่ละเส้นรังสีภายในพัด.....	32
4.5 แสดงให้เห็นถึง L ซึ่งเป็นระยะจาก S ถึงจุด (x, y)	
และ γ คือค่ามุมระหว่างเส้นตามระยะ L กับเส้นรังสีกลาง.....	35
4.6 ความแตกต่างระหว่างการทำแบริคโปรเจกชันแบบขนานและแบริคโปรเจกชัน	
แบบพัด (a, b) , และ (c) แสดงการคำนวณหาค่าแบริคโปรเจกชันที่จุด (x, y)	
ซึ่งต้องหาค่า γ' เป็นขั้นต้นแรก.....	37
4.7 ในกรณีที่ระยะห่างของตัวตรวจจับที่วางเป็นแนวเส้นตรงมีค่าเท่ากัน	
แต่ละโปรเจกชันจะแทนด้วย $R_p(s)$	38
4.8 แสดงตัวแปรต่างๆ ที่ใช้คำนวณในการสร้างภาพกลับของตัวตรวจวัด	
ที่ห่างด้วยระยะที่เท่ากันในแนวเส้นตรง.....	39
4.9 สำหรับจุดในพิกัดโพลาร์ (r, ϕ) ตัวแปร U เป็นอัตราส่วน	
ระหว่าง SP กับระยะจากแหล่งกำเนิดถึงจุดกำเนิด.....	40
5.1 แสดงโฟโตทรานซิสเตอร์ที่นำมาใช้ในการทดลอง โดยที่ในรูปด้านซ้าย	
แสดงโฟโตทรานซิสเตอร์แบบปกติ ส่วนในรูปด้านขวาแสดง	
โฟโตทรานซิสเตอร์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสารเรืองแสง.....	46
5.2 แสดงโซลาร์เซลล์ที่นำมาใช้ในการทดลอง โดยที่ในรูปด้านซ้ายแสดง	
โซลาร์เซลล์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสารเรืองแสงส่วนในรูปด้านขวาแสดง	
โซลาร์เซลล์แบบปกติ.....	47
5.3 แสดงกาวน้ำที่ใช้ในการวิจัย.....	47
5.4 ช่องที่ได้จัดทำขึ้นสำหรับตัวตรวจจับแสงแต่ละตัวและสำหรับการเคลือบสารเรืองแสง.....	47
5.5 โครงสร้างของหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว.....	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.6 หน่วยตรวจจับหลังการเคลือบด้วยสารเรืองแสง	48
5.7 วงจรที่ใช้ในส่วนของบัฟเฟอร์และกรองความถี่ต่ำผ่าน	49
5.8 วงจรคั่นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	49
5.9 แสดงตำแหน่ง pole ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในรูปที่ 5.7	51
5.10 กราฟการตอบสนองของวงจรรูปที่ 5.7 ในด้านความถี่ต่ออัตราการขยาย.....	51
5.11 วงจรที่ใช้ในส่วนของอินพุทและกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้รับการปรับปรุง	52
5.12 แสดงตำแหน่ง pole ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.10.....	53
5.13 กราฟการตอบสนองของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.10 ในด้านความถี่ต่ออัตราการขยาย	53
5.14 แสดงการเปรียบเทียบกราฟการตอบสนองของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ของวงจรในรูปที่ 5.7 และรูปที่ 5.10 ในด้านความถี่ต่ออัตราการขยาย.....	54
5.15 แสดงบล็อกการทำงานรวมของหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแกวยาว	55
5.16 แสดงบล็อกการทำงานรวมของหน่วยประมวลผลกลาง.....	56
5.17 Timing Diagram แสดงการทำงานของการทำงานของปรับเทียบค่าของตัวตรวจจับรังสีแต่ละตัว.....	57
5.18 แสดงตัวโปรแกรมที่ทำการเขียนขึ้นโดยใช้ Borland C++Builder 5.....	57
6.1 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโฟโตทรานซิสเตอร์ ที่ผ่านการเคลือบด้วยสาร $Gd_2O_3:S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 75 KVp กระแส 50mA และเวลา 0.2 วินาที.....	60
6.2 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ ผ่านการเคลือบด้วยสาร $Gd_2O_3:S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 100 KVp กระแส 50mA และเวลา 0.2 วินาที.....	60
6.3 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโซลาร์เซลล์ที่ผ่านการ เคลือบด้วยสาร $Gd_2O_3:S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 75 KVp กระแส 50mA และเวลา 0.2 วินาที	60
6.4 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโซลาร์เซลล์ที่ผ่านการ เคลือบด้วยสาร $Gd_2O_3:S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 75 KVp กระแส 50mA และเวลา 0.2 วินาที	61

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.5 แสดงแผนภูมิเปรียบเทียบขนาดแรงดันเอาต์พุตที่ได้จากตัวตรวจจ็ับรังสีแบบเดี่ยวประเภทต่างๆ	62
6.6 แสดง Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength ของโฟโตทรานซิสเตอร์ที่นำมาใช้	62
6.7 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 45 kVp.....	64
6.8 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 65 kVp.....	64
6.9 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 85 kVp.....	65
6.10 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ขณะทำการทดลองตัวตรวจจ็ับแบบเดี่ยว 1. ตัวตรวจจ็ับรังสี 2. หลอดเอ็กซเรย์	65
6.11 ภาพขยายของสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากโฟโตทรานซิสเตอร์.....	66
6.12 แสดงลักษณะของสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากตัวตรวจจ็ับเอ็กซเรย์แบบเดี่ยว	66
6.13 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ขึ้น (rise time) ของวงจรเมื่อมีการตอบสนองต่อเอ็กซเรย์	67
6.14 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ลง (fall time) ของวงจรเมื่อมีการตอบสนองต่อเอ็กซเรย์	67
6.15 แสดงสัญญาณก่อนการปรับเทียบ	68
6.16 แสดงสัญญาณหลังการปรับเทียบ	68
6.17 แสดงเฟนตอม 1 ที่ทำจากอลูมิเนียมมีขนาด กว้าง 7.2 ซม. ยาว 7.9 ซม. หนา 1.2 ซม. เส้นทแยงมุมตามแนวเส้นขาวยาว 10.6 ซม. โดยที่การวาง หน่วยตรวจจ็ับจะวางตามแนวเส้นขาว	69
6.18 ลักษณะของสัญญาณเอาต์พุตของหน่วยตรวจจ็ับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนตอม 1	69
6.19 แสดงเฟนตอม 2 ซึ่งเป็นกระดูกบริเวณข้อต่อที่หล่ออยู่ในเรซิน โดยที่ชิ้นกระดูกมีขนาดกว้าง 8.3 ซม. ยาว 7.3 ซม. สูง 4.9 ซม.....	69
6.20 ลักษณะของสัญญาณเอาต์พุตของหน่วยตรวจจ็ับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนตอม 2	70
6.21 แสดงเฟนตอม 3 ทำจากพลาสติกกอลิก ความหนาโดยประมาณ 2 ซม. โดยที่การวางหน่วยตรวจจ็ับจะวางตามแนวเส้นขาวซึ่งจะผ่านรูเจาะ 5 รู แต่ละรูมีความกว้าง 0.4 ซม.	70

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.22 ลักษณะของสัญญาณเอาท์พุทของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนดอม 3	70
6.23 แสดงเฟนดอม 4 และภาพตัดขวางที่ได้	71
6.24 แสดงเฟนดอม 5 และภาพตัดขวางที่ได้	71
6.25 แสดงเฟนดอม 6 และภาพตัดขวางที่ได้	72
6.26 แสดงเฟนดอม 7 และภาพตัดขวางที่ได้	72
6.27 แสดงเฟนดอม 8 และภาพตัดขวางที่ได้	72
6.28 แสดงเฟนดอม 9	73
6.29 ผลลัพธ์ที่ได้ของเฟนดอม 9	74
6.30 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ขณะทำการทดลองการสร้างภาพตัดขวาง	74
6.31 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ขึ้น (rise time) ของวงจรเมื่อมีการตอบสนองต่อเอ็กซเรย์	75
6.32 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ลง (fall time) ของวงจรในการหยุดตอบสนองต่อเอ็กซเรย์	76
6.33 แสดงค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับเมื่อตอบสนองต่อการเกิดเอ็กซเรย์	76
6.34 แสดงค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับในการหยุดตอบสนองต่อการเกิดเอ็กซเรย์	77
6.35 แผนภูมิแสดงความเป็นเชิงเส้นของแรงดันเอาท์พุทต่อการเพิ่ม ของแรงดันอินพุทของวงจรที่ได้รับการปรับปรุง	78
6.36 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาท์พุทที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดัน ที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 45 kVp	79
6.37 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาท์พุทที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดัน ที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 65 kVp	79
6.38 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาท์พุทที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดัน ที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 85 kVp	80
6.39 เครื่องต้นแบบของหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแกวยาว	80

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและ โครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันการพัฒนาทางด้านตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ได้เจริญก้าวหน้าไปมากในต่างประเทศทั้ง ในด้านการนำไปใช้งานทางการแพทย์หรือใช้ในการรักษาความปลอดภัย แต่อย่างไรก็ตาม ภายในประเทศกลับไม่มีการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้อย่างจริงจัง ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ ประเทศชาติต้องสูญเสียงบประมาณเป็นจำนวนมากในการนำเข้าเทคโนโลยีราคาแพงเหล่านี้มาใช้ ภายในประเทศ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ทำการศึกษาและวิจัยในเรื่องตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถว ยาวซึ่งจะแตกต่างจากงานวิจัยอื่นๆ ภายในประเทศที่ส่วนใหญ่จะเป็นตัวตรวจจับเดี่ยว [1-3] เพื่อ เป็นจุดเริ่มต้นของการพัฒนาและอาจก่อให้เกิดผลในเชิงกว้างต่อการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้ ภายในประเทศได้

ในงานวิจัยนี้ได้มีการศึกษาและวิจัยในเรื่องตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนเอ็กซเรย์ ให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า ซึ่งได้ทำการศึกษาในส่วนของตัวตรวจจับเดี่ยวและตัวตรวจจับชนิดแถว ยาวและนำผลที่ได้มาประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัด

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์จากอุปกรณ์ตรวจจับแสง
2. เพื่อการพัฒนาตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบตัวตรวจจับเดี่ยวและตัวตรวจจับชนิดแถว ยาว
3. เพื่อนำตัวตรวจจับที่ได้จากงานวิจัยไปใช้ประโยชน์ในการออกแบบเครื่องสแกนพัสดุ ไปรษณีย์หรือเครื่องเอ็กซเรย์ CT ขนาดเล็กหรือเครื่องตรวจจับเอ็กซเรย์ได้

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

เพื่อให้ได้มาซึ่งภาพถ่ายเอ็กซเรย์ นอกจากการใช้ฟิล์มเพื่อทำการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แล้วยังมีอีก วิธีหนึ่งคือ การใช้ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ซึ่งสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดนี้จะเป็นสัญญาณทาง ไฟฟ้าและส่งเข้ากระบวนการต่างๆ เพื่อให้ได้มาซึ่งภาพถ่ายเอ็กซเรย์ เนื่องจากเอ็กซเรย์เป็นรังสีที่ เอกสารนี้ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า ดังนั้นในการตรวจจับถ้าตัวตรวจจับไม่สามารถเปลี่ยนเอ็กซเรย์ ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้โดยตรงจะต้องมีการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นพลังงานในรูปแบบที่สามารถตรวจจับได้ง่าย โดยที่ในงานวิจัยนี้จะทำการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้อยู่ในรูปแบบของพลังงานแสงและตรวจจับแสงที่เกิดขึ้นนั้นด้วยอุปกรณ์ตรวจจับแสง (Photo-detector) และส่งสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้เข้าสู่กระบวนการอื่นๆ ต่อไป

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กันโดยทั่วไปมีวิธีการตรวจจับ 2 วิธีคือ [4]

1. วิธีการทางตรง จะใช้ตัวนำชนิดไวต่อแสงมาใช้ในการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้า
2. วิธีการทางอ้อม จะใช้โคโอดที่ไวต่อแสงต่อใช้งานร่วมกับชั้นของฟอสเฟอร์ในการเปลี่ยน

เอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้า

ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ใช้วิธีการทางอ้อมเนื่องจากไม่ต้องใช้เทคโนโลยีที่สูงมากนักในการสร้าง แต่ได้มีการปรับปรุงในส่วนของตัวตรวจจับรังสีให้มีต้นทุนในการสร้างที่ต่ำลง โดยยังคงมีประสิทธิภาพที่เพียงพอต่อการนำไปใช้งาน

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาวโดยใช้สารเรืองแสงเคลือบบนโพโตทรานซิสเตอร์ ตั้งแต่ขั้นตอนการออกแบบหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ จนถึงผลลัพธ์ที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่อยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าและสัญญาณภาพที่เก็บเป็นแฟ้มข้อมูลในคอมพิวเตอร์ ตลอดจนการประยุกต์ใช้งานหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากงานวิจัย

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 7 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐาน แนวความคิดของงานวิจัยและขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์

บทที่ 3 ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์และสารเรืองแสง

บทที่ 4 ทฤษฎีของการสร้างภาพตัดขวางแบบพัค

บทที่ 5 การออกแบบและการสร้างตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

บทที่ 6 การทดลองและผลการทดลอง

บทที่ 7 บทสรุปและข้อเสนอแนะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

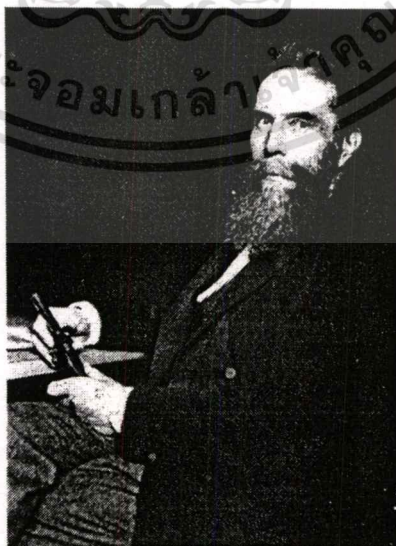
ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์

2.1 บทนำ

เอ็กซ์เรย์คือรังสีที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า มีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาคของแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นสั้น โดยมีค่าความยาวคลื่นอยู่ในช่วงประมาณ 0.04 ถึง 1000 อังสตรอม ซึ่งเป็นค่าความยาวคลื่นที่อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมาที่สั้นกว่ากับรังสีอัลตราไวโอเลต คุณสมบัติโดยทั่วไปของเอ็กซ์เรย์จะคล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดาเป็นส่วนใหญ่ แต่คุณสมบัติพิเศษของเอ็กซ์เรย์คือมีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่างๆ ได้ โดยที่จะผ่านได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับค่าความหนาแน่นและน้ำหนักอะตอมของวัตถุที่ผ่าน นอกจากนั้นเอ็กซ์เรย์ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทั้งทางด้านเคมี, ชีวะและอื่นๆ อีกด้วย

2.2 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์

ผู้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกคือนักฟิสิกส์ชาวเยอรมันชื่อ วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในตอนเย็นวันที่ 9 พฤศจิกายน ค.ศ.1895 ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัยวูซบรุค ประเทศเยอรมัน เรินท์เก้น ได้พบเอ็กซ์เรย์โดยบังเอิญ ในขณะที่กำลังทำการทดลองในเรื่อง “Absorption of Cathode rays” โดยใช้หลอดทดลองที่เรียกว่า Crookes’ tube เขาสังเกตเห็นว่า Cathode rays ที่ออกมาจากหลอดทดลองทำให้กระดาษแข็งที่ฉาบ



รูปที่ 2.1 วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น ผู้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



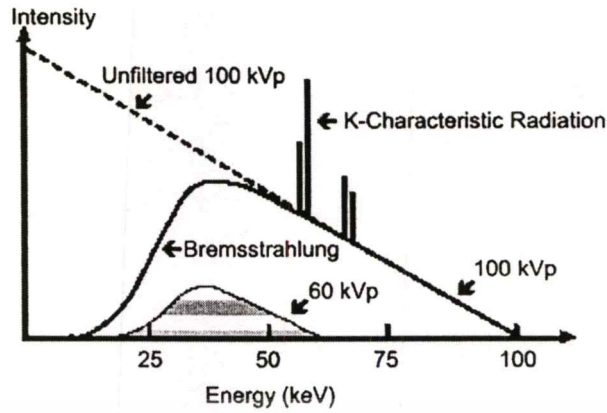
รูปที่ 2.2 ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือภรรยาของ วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น

ด้วยแบเรียมปลาตินไซยาไนด์ (Barium platincyanoide) เกิดการเรืองแสงขึ้น โดยที่ระยะที่ไกลที่สุดที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็งคือ 120 เซนติเมตร ในขณะที่เดียวกันเขาสังเกตเห็นอีกว่าตัวอักษร A ที่ทำด้วยแบเรียมปลาตินไซยาไนด์ซึ่งวางอยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วยทั้งๆที่ไม่อยู่ในระยะของ Cathode rays เรินท์เก้นจึงคิดว่าเขาค้นพบชนิดใหม่ขึ้นแล้วและให้ชื่อว่า X-ray และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมาทำการทดลองและสังเกตถึงอำนาจในการทะลุทะลวงของเอ็กซเรย์ผ่านกระดาษ, โลหะและแม้กระทั่งผ่านเนื้อของมนุษย์และเขาได้ถ่ายภาพรังสีของมือของภรรยาเขาไว้ด้วย (รูปที่ 2.2) ในที่สุดเขาจึงได้ประกาศว่า เขาคือผู้ที่ได้ค้นพบเอ็กซเรย์เป็นคนแรก

2.3 การเกิดเอ็กซเรย์

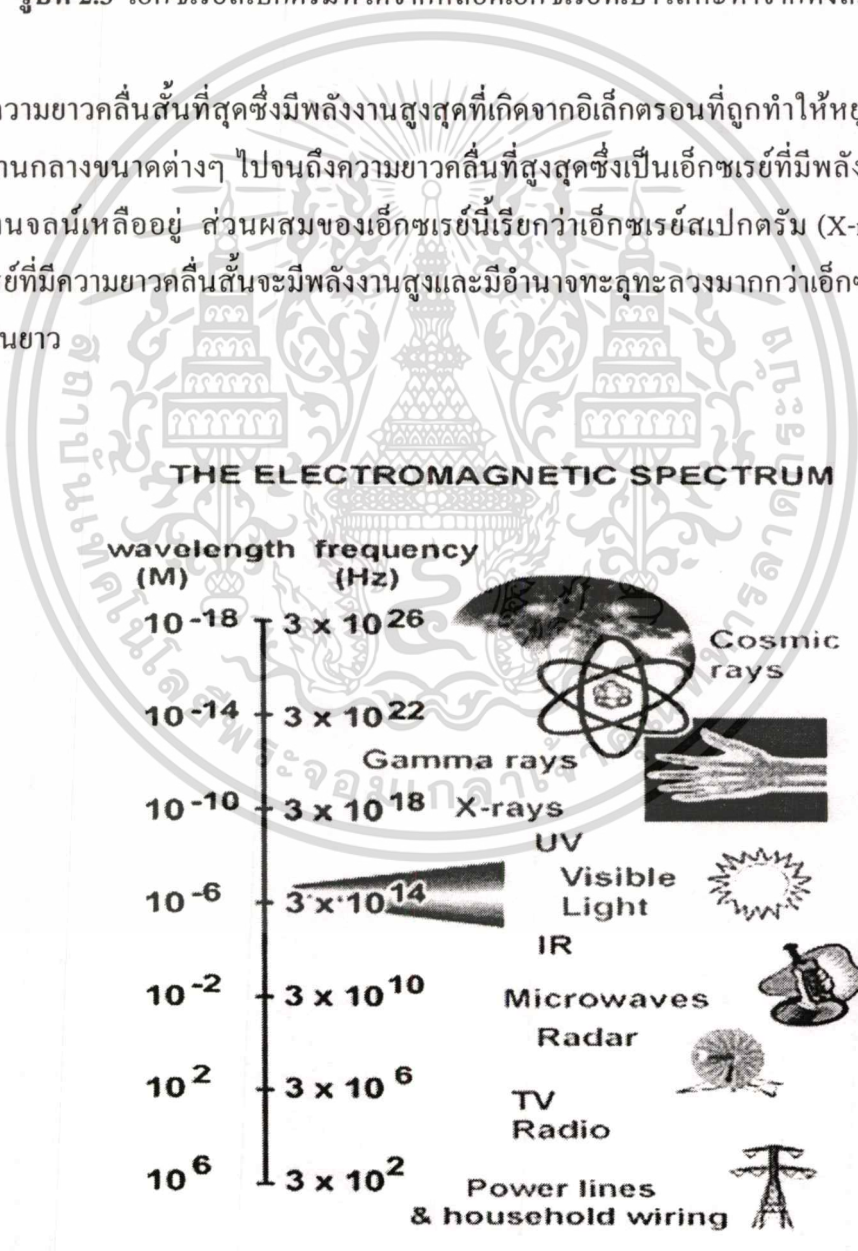
เอ็กซเรย์ไม่ใช่รังสีเกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ แต่เป็นรังสีที่เกิดจากการสร้างของมนุษย์ โดยใช้ปรากฏการณ์เบรมสตารุงส์ (Bremsstrahlung) ซึ่งแปลว่า การสกัดกั้น, การทำให้ช้าลงหรือการทำให้หยุด (braking radiation) เอ็กซเรย์เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวล (อิเล็กตรอน 1 ตัวมีมวล 9.11×10^{-28} กรัม) วิ่งไปกระทบกับเป้าโลหะซึ่งทำมาจากทั้งสแตน และถูกทั้งสแตนสกัดกั้นไว้ มีผลทำให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุดและคายพลังงานจลน์ (kinetic energy) ออกมา ในขณะที่อิเล็กตรอนกำลังวิ่ง จะมีพลังงาน 2 รูป คือ พลังงานศักย์ (potential energy) และพลังงานจลน์ พอถูกทั้งสแตนสกัดกั้นไว้จนหยุด อิเล็กตรอนจะคงเหลือแต่พลังงานศักย์ ส่วนพลังงานจลน์ไม่สูญหาย แต่เปลี่ยนรูปไปเป็นพลังงานใหม่อีก 2 รูป คือ มากกว่า 99 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นความร้อนและน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ [5, 6] จะเปลี่ยนเป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่า เอ็กซเรย์

เอกสารนี้โดยที่เอ็กซเรย์ที่เกิดขึ้นจะเป็นส่วนผสมของเอ็กซเรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นแตกต่างกันไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 เอ็กซ์เรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซ์เรย์ที่เป่าโลหะทำจากทังสแตน [5]

ตั้งแต่ความยาวคลื่นสั้นที่สุดซึ่งมีพลังงานสูงสุดที่เกิดจากอิเล็กตรอนที่ถูกทำให้หยุดและความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆ ไปจนถึงความยาวคลื่นที่สูงสุดซึ่งเป็นเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานต่ำและยังมีพลังงานจนนี้เหลืออยู่ ส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์นี้เรียกว่าเอ็กซ์เรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) เอ็กซ์เรย์ที่มีความยาวคลื่นสั้นจะมีพลังงานสูงและมีอำนาจทะลุทะลวงมากกว่าเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นยาว



รูปที่ 2.4 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากวิธีการข้างต้น เอ็กซ์เรย์ยังสามารถเกิดขึ้นได้อีกวิธีหนึ่ง [5] คือเมื่ออิเล็กตรอนหลายๆวงที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอม เกิดการกระโดดข้ามจากวงโคจรที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปสู่วงโคจรอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะเกิดการคายพลังงานออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่ โดยขึ้นอยู่กับลักษณะอะตอมของธาตุนั้นๆ เอ็กซ์เรย์ที่ได้มาด้วยวิธีนี้ จึงเรียกว่ารังสีลักษณะเฉพาะ (characteristic radiation)

การเกิดเอ็กซ์เรย์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ [7] คือ

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอนหรือการแยกอิเล็กตรอนออกจากอะตอมของโลหะ

อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นหรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำให้เป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์ โดยการที่เราผ่านกระแสไฟฟ้า เข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้น ประมาณ 2000 องศาเซลเซียสหรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิโอนิกอิมิชัน (Thermionic Emission) คืออิเล็กตรอนหลุดออกจากเซลล์หรือวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อน อิเล็กตรอนที่หลุดออกมานี้ จะมาออกันอยู่รอบๆผิวหน้าของโลหะจนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่ามีแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอม ของโลหะยังมีอยู่

2. การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง

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

3. การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่านไม่ต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง

จึงจะทำให้อิเล็กตรอนวิ่งไปด้วยความเร็วสูง ดังนั้นภายในหลอดเอ็กซ์เรย์จึงเป็นสุญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศหรือก๊าซอยู่ภายในหลอดแม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม ความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลงเนื่องจากเกิดไอออนไนเซชัน (Ionization)

4. การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้มข้น (Concentration of electron)

จะต้องมีวิธีการที่จะให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกัน คือ พุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณ (ความเข้มข้น) ที่มากพอสมควร ซึ่งทำให้ได้โดยการใช้เครื่องมือที่เรียกว่า "Electron focusing device" คอยควบคุม ให้อิเล็กตรอนส่วนใหญ่ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5. การทำให้อิเล็กตรอนหยุดวิ่งในทันทีทันใด

การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใด ทำได้โดยหาวัตถุมาถนัดหรือขวางอิเล็กตรอนวัตถุนั้นก็คือ เป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้น คือ เกิดการชนหรือกระทบกันระหว่างอิเล็กตรอนกับเป้าอย่างแรงอิเล็กตรอนดังกล่าวจะไปชนอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้าทำให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรและจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไปวิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจากพลังงานของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจรจะไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมีการคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน (ส่วนใหญ่จะเป็นความร้อนมากกว่า) กล่าวคือ จากพลังงานของอิเล็กตรอนทั้งหมดที่วิ่งไปสู่เป้านั้น 99.8 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นความร้อน และ 0.2 เปอร์เซ็นต์จะเปลี่ยนเป็นเอ็กซ์เรย์

2.4 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีช่วงคลื่นสั้นมากอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม
2. มีคุณสมบัติเหมือนแสงสว่างธรรมดา เช่น เดินทางเป็นเส้นตรง ถ้าเดินทางในสุญญากาศจะมีความเร็วเท่ากับแสงคือ 186,000 ไมล์ต่อวินาที หรือ 3×10^{10} เซนติเมตร/วินาที นอกจากนั้นแล้ว ยังมีการสะท้อนกลับ, หักเหและเบี่ยงเบนได้เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา
3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า
4. เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งเข้าชนเป้าอิเล็กตรอนดังกล่าวนี้จะวิ่งไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่นๆ ที่อยู่ภายในวงโคจรของอะตอมของเป้าทำให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรอิเล็กตรอนของเซลล์นั้นออกถัดออกไปจะวิ่งเข้ามาแทนที่และคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน
5. ทำให้เกิดการเรืองแสงในสารพิเศษบางอย่าง
6. ดูดกลืน (Absorbed) โดยสสาร (Matter) ทุกชนิดมากบ้างน้อยบ้างขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและน้ำหนักของอะตอมของสสารนั้น
7. ทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (Ionization) เมื่อผ่านไปสู่อากาศหรือก๊าซ
8. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมี เช่น เมื่อเอ็กซ์เรย์ไปถูกฟิล์มถ่ายภาพจะทำให้ฟิล์มนั้นดำจึงนำผลอันนี้มาใช้ในการบันทึกภาพรังสีบนแผ่นฟิล์มเอ็กซ์เรย์
9. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะ เป็นต้นว่าทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลงหรือเกิดการผ่าเหล่า (Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก
10. มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูงสามารถทะลุผ่านเนื้อหนังของมนุษย์และสัตว์ได้แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆ ได้

2.5 โครงสร้างหลอดเอ็กซ์เรย์

หลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กันในวงการแพทย์มีด้วยกัน 2 ชนิด [7] คือ

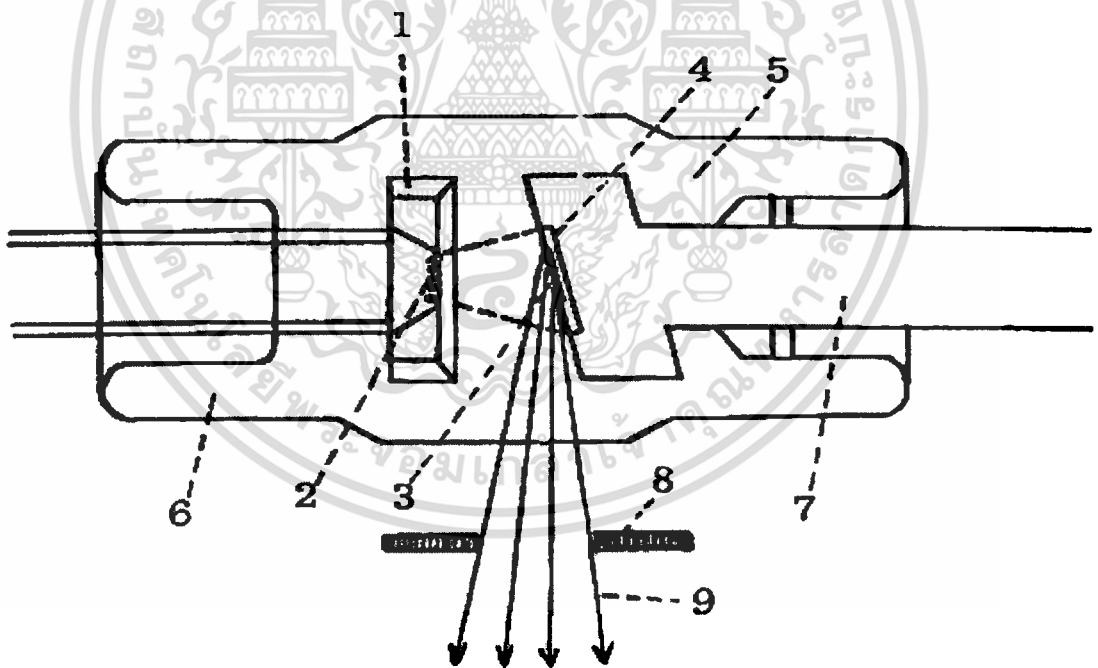
2.5.1 หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิด Stationary anode tube

หมายถึงหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่ขั้วบวก อยู่คงที่ กล่าวคือขั้วบวกมักจะทำเป็นแท่งทองแดง ลักษณะเป็นบล็อกล้อมและมีเป่าเป็นบริเวณสี่เหลี่ยมเล็กๆ ทำด้วยแผ่นโลหะทั้งสแตนซึ่งฝังลงในบล็อกล้อมทองแดงอีกทีหนึ่ง

2.5.2 หลอดเอ็กซ์เรย์ชนิด Rotating anode tube

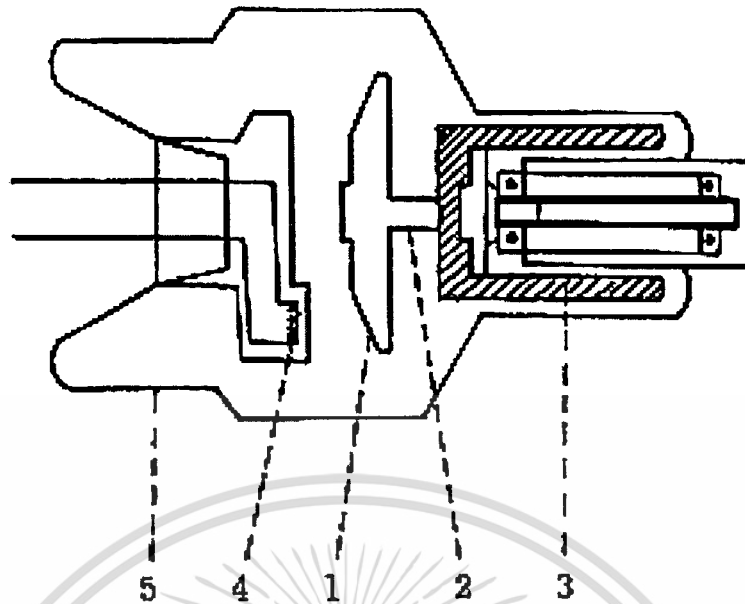
หมายถึงหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่ขั้วบวกไม่อยู่คงที่ กล่าวคือจะหมุนรอบตัวตลอดเวลาที่ทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์ ขั้วบวกของหลอดชนิดนี้ จะมีรูปร่างคล้ายจาน ทำด้วยทั้งสแตนและมีแกนหรือค้ำลักษณะเรียวยาวเล็กทำด้วย โมลิบดีนัมและมีส่วนที่ทำให้เกิดการหมุนอยู่ตรงปลายของค้ำนั้น

ส่วนประกอบที่สำคัญของหลอดเอ็กซ์เรย์ทั้ง 2 ชนิด แสดงดังรูปที่ 2.5 และ 2.6



รูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode tube โดยลำดับ ดังนี้ 1. ขั้วลบ , 2. ใต้หลอด , 3. จุดโฟกัส , 4. Tungsten target , 5. บริเวณสุญญากาศ , 6. หลอดแก้ว , 7. แกนของขั้วบวก , 8. ที่ควบคุมขนาดของลำเอ็กซ์เรย์ , 9. ลำแสงเอ็กซ์เรย์ที่นำมาใช้ประโยชน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆ ของ Rotating anode tube โดยมี ส่วนประกอบต่างๆ ดังนี้ 1.Tungsten target , 2. แกนของขั้วบวกทำด้วย โมลิบดีนัม , 9. ระบบลูกปืน, 4. ขั้วลบพร้อมกับไส้หลอด , 5. หลอดแก้วสุญญากาศ

จากรูปที่ 2.5 และ 2.6 ส่วนประกอบหรือโครงสร้างสำคัญของหลอดเอ็กซ์เรย์ทั้ง 2 ชนิดดังนี้

1. โครงสร้างทั้งหมดของเอ็กซ์เรย์จะถูกบรรจุอยู่ในหลอดแก้วที่ผนึกอย่างดี ทั้งนี้เพื่อให้ภายในหลอดแก้วเป็นสุญญากาศ

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

Anode มี 2 ชนิดคือ

Anode ชนิดอยู่กับที่ชนิดนี้ทำด้วยทองแดง ปลายด้านหนึ่งติดอยู่กับหลอดแก้ว ส่วนอีกปลายหนึ่งมีแผ่นโลหะทังสเตนขนาดครึ่งตารางนิ้วติดอยู่ตรงกลาง เรียกว่า เป้า การที่ใช้โลหะทังสเตนเป็นเป่าก็ด้วยสาเหตุคือทังสเตนเป็นโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูง ด้านทานความร้อนได้ดีมาก จึงไม่ละลาย กับทั้งยังเป็นโลหะที่มีจุดหลอมเหลวสูง เป็นผลให้สามารถผลิตแสงเอ็กซ์เรย์ได้ดีมากกว่าโลหะที่มีน้ำหนักอะตอมต่ำ

Anode ชนิดที่หมุนได้นี้มีลักษณะคล้ายๆ จานกลมทำด้วยโลหะทังสเตน หมุนอยู่กับแกนที่ทำด้วยโมลิบดีนัมที่ทำเป็นแกนก็เพื่อที่จะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้นและช่วยระบายความร้อนอีกด้วย

สำหรับขั้วลบนั้นประกอบด้วยลวดทังสเตนที่พันเป็นชดเรียกว่า ไส้หลอด ขดลวดนี้จะบรรจุอยู่ในที่รองรับที่มีลักษณะด้วยเรียกว่า "Focusing cup" ซึ่งเป็นส่วนที่ต่อออกไปภายนอกหลอดแก้วเพื่อต่อกับวงจรไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เป้าเป็นส่วนสำคัญที่จะทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ทั้งนี้อิเล็กตรอนต้องวิ่งมาชนเป้านี้จึงจะเกิดเอ็กซ์เรย์ จุดหรือบริเวณที่เป็นเป้าให้อิเล็กตรอนวิ่งเข้าชนนี้เรียกว่าจุดโฟกัส จุดนี้คือจุดกำเนิดของเอ็กซ์เรย์

ขนาดของจุดโฟกัสนั้นมีความสำคัญเกี่ยวกับการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์มาก โฟกัสที่มีขนาดเล็กจะให้คุณภาพที่มีคุณภาพดี มีรายละเอียดและความชัดเจนมากกว่า ส่วนจุดโฟกัสที่มีขนาดใหญ่จะมีความทนทานต่อความร้อนได้มากกว่าแต่ภาพที่ได้รับจะมีความชัดเจนน้อยกว่าภาพที่ถ่ายโดยใช้จุดโฟกัสขนาดเล็ก

ดังนั้นเพื่อที่จะได้ภาพที่มีความชัดเจนและเพื่อให้จุดโฟกัสมีความทนทานต่อความร้อนได้เป็นอย่างดีจึงได้มีการหาวิธีที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวนี้ ทำได้ 2 วิธีคือ

1 ใช้วิธีสร้าง Line-focus principle

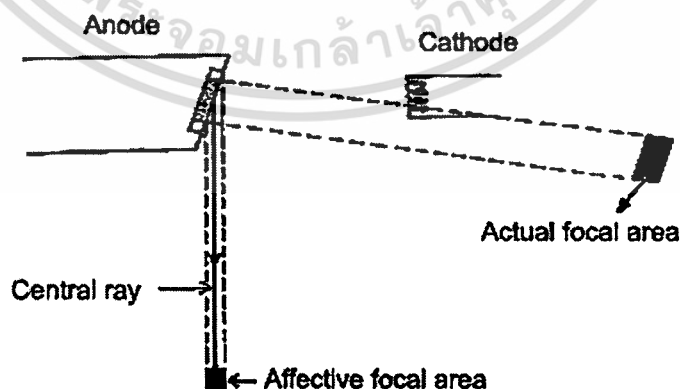
2 ใช้วิธีทำให้ Anode หมุน

Line-focus principle นั้น อาศัยหลักการคือ บังคับให้อิเล็กตรอนวิ่งไปสู่เป้าในลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมมุมฉากและสร้างให้ด้านหน้าของเป้า (Target) เอียงเป็นมุมประมาณ 17° - 20° [7] กับด้านหน้าของคาโทด (Cathode) ดังในรูปที่ 2.7

การสร้างให้เป้าเอียง 17° - 20° นี้มีวัตถุประสงค์คือ

1. ทำให้ Effective focal area มีขนาดเล็ก ภาพที่ได้จะชัดเจนและคม
2. ทำให้ Actual focal area มีขนาดใหญ่ รับความร้อนได้มากและทนความร้อนได้ดี

สำหรับวิธีที่ทำให้ Anode หมุนนั้นก็เพื่อจะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้น ผลคือทนทานต่อความร้อนได้มากขึ้นและตำแหน่งของ Focal spot ที่ถูกอิเล็กตรอนชนจะเปลี่ยนที่ไปเนื่องจาก Anode มีการหมุน



รูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม 17° - 20° เพื่อทำให้ได้ Effective focal spot ขนาดเล็ก

2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซเรย์

หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซเรย์ มี 2 อย่าง [8] คือ วัดคุณภาพ และ วัดปริมาณ

2.6.1 การวัดคุณภาพ

การวัดคุณภาพ คือ การวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่างๆ มี 3 วิธี คือ

- 1) โดยการวัดความยาวคลื่น ความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้มาก
- 2) โดยการวัดพลังงานของรังสี เป็นอิเล็กตรอน โวลต์ (electron volt) พลังงานมากมีอำนาจ

ทะลุทะลวงมาก

- | | | | |
|------------------------|---|------------------------|--|
| 1 อิเล็กตรอน โวลต์ | = | 1.60×10^{-12} | เอิร์ก (erg) |
| 1 วัตต์ (watt) | = | 10^7 | เอิร์กต่อวินาที (erg/second) |
| 1 แรงม้า (horse power) | = | 746 วัตต์ | |
| | = | 7.46×10^9 | เอิร์กต่อวินาที |
| | = | 4.66×10^{21} | อิเล็กตรอน โวลต์ต่อวินาที (electron volt/second) |

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

2.6.2 การวัดปริมาณ

สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ [8] คือ

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

หน่วยต่างๆ ที่ใช้ในการวัด ได้แก่

คูรี (Curie,Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วไป โดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาดามแมรี คูรี และสามีปีแยร์ คูรี ได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรี เป็นหน่วยวัดความแรงของรังสี โดยกำหนดว่า สารกัมมันตรังสีที่สลายตัวในอัตรา 3.7×10^{10} ครั้งต่อวินาที จะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุกัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปีแอร์คูรีต่อลิตรของอากาศ (1Pci=1 ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอันตรายเสี่ยง ต่อการเป็น โรคมะเร็งพอๆกับการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง

เรินต์เกน ในปี พ.ศ. 2471 ที่ประชุมรังสีแพทย์นานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์ม ประเทศสวีเดน ให้วัดปริมาณเอ็กซเรย์ด้วยหน่วยเรินต์เกน ซึ่งต่อมาในปี พ.ศ. 2480 ในการประชุมแบบเดียวกันที่นครชิคาโก สหรัฐอเมริกา ได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วย เพราะรังสีแกมมาและเอ็กซเรย์เหมือนกันทุกอย่าง นอกจากกำเนิดไม่เหมือนกัน คือ เอ็กซเรย์มนุษย์ทำขึ้น แต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติ รังสี 1 เรินต์เกน ฉายผ่านอากาศแห้ง จำนวน 0.001293 กรัม

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ 0 องศาเซลเซียส ความกดดัน 760 มิลลิเมตรปรอท จะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยอิเล็กตรอนซึ่งมีไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit ; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1 เรินต์เกน จะเท่ากับ 83 เอิร็กต่อกรัมของอากาศ หรือ 93 เอิร็กต่อกรัมของเนื้อ

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

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

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

เกรย์ (Gray ; Gy) เป็นหน่วยในระบบเอสไอ (SI unit) ของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย มีค่าเท่ากับ 2 Jkg^{-1}

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

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

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

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

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

2.7 ผลและอันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกาย

อันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกายนั้นได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรกในเดือนมกราคม หลังจากที่มีการประกาศการค้นพบเอ็กซ์เรย์ 1 เดือน การค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของบุคลากรที่ทำงานเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์ ซึ่งเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกัน ดังตารางที่ 2.1 [8]

เวลาที่ต้องการสำหรับการเกิดอันตรายจากรังสีนั้นมิได้ตั้งแต่การทำให้เซลล์ต่างๆตายโดยทันที ไปจนถึงเวลาล่าช้าไปมากหลายชั่วอายุคนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านกรรมพันธุ์ โดยทั่วไปแล้วถ้ารังสีมีความแรงมากจะทำให้เกิดอันตรายรวดเร็วและถึงตายได้ โดยทำให้การเคลื่อนไหวของโปรโตพลาสซึมของเซลล์ (Cytoplasm) หดไป และโปรตีนในเซลล์มีการแข็งตัว เมื่อรังสีมีความเข้มข้นจะทำให้การแบ่งนิวเคลียสของเซลล์อย่างอ้อม (mitosis) ของเซลล์ล่าช้าไป นอกจากนี้อันตรายต่อโครโมโซม (chromosome) ที่เห็นได้ ยังมีอันตรายในทางกรรมพันธุ์อันจะนำไปสู่การผ่าเหล่าหรือการก่อมะเร็ง (carcinogenesis) ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ควรใช้สำหรับการใช้ความรู้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี

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

2.7.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย

ผลที่สำคัญของรังสีต่อร่างกายที่เกิดขึ้นโดยทันทีคือ ทำให้เซลล์ของอวัยวะที่สำคัญตายไปอย่างไรก็ดีการตอบสนองของอวัยวะต่าง ๆ นั้นอาจคาดการณ์ไม่ได้และมีกลไกซับซ้อน ทั้งนี้เนื่องจากการสร้างเซลล์ขึ้นมาใหม่ ปัจจัยทางด้านฮอร์โมนและภูมิคุ้มกัน รวมทั้งกลไกการซ่อมแซมของเซลล์ เนื้อเยื่อที่ได้รับผลกระทบในระยะแรกๆ นั้นเป็นเนื้อเยื่อที่มีการสร้างทดแทนใหม่อยู่เรื่อยๆ เช่น เยื่อบุทางเดินอาหารและระบบการสร้างเลือด เมื่อเนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกทำลายจะทำให้ตายได้ภายในเวลาเป็นวันหรือเป็นสัปดาห์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ [8]

2.7.1.1 ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก

อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic syndrome) เป็นผลจากการทำลายของสเต็มเซลล์หรือเซลล์น้ำเหลืองในไขกระดูกที่เป็นต้นกำเนิดของเซลล์ (stem cell) ในไขกระดูกหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1.5-6 Sv 1 วัน หลังจากการรับรังสีสเต็มเซลล์ในไขกระดูกจะลดลงในอัตราที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสี เช่น ลดลง 10-20%, 25-30% และ 50-60% หลังจากที่ได้รับรังสี 1-2 Sv, 3-4 Sv และ 5-7 Sv ตามลำดับ แต่เม็ดเลือดต่างๆ ในกระแสเลือดซึ่งมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าสเต็มเซลล์จะยังคงระดับปกติ ซึ่งแตกต่างจากเซลล์น้ำเหลืองที่มีความไวต่อรังสีมากที่สุดจำนวนเซลล์น้ำเหลืองจะลดลงกว่าครึ่งภายในเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1-2 Sv เม็ดเลือดในกระแสเลือดได้แก่ เม็ดเลือดขาว และ เกล็ดเลือด จะเริ่มลดลงในเวลา 10-15 วัน หลังจากได้รับรังสีการลดลงของเม็ดเลือดเหล่านี้เป็นผลจากการที่สเต็มเซลล์ในไขกระดูกไม่

สามารถผลิตเซลล์มาทดแทนเม็ดเลือดที่เสื่อมสภาพไปตามอายุขัย ต่างจากเม็ดเลือดแดงซึ่งจะลดลงไม่มากนักเพราะมีอายุยาวนานถึง 120 วัน การลดลงของค่าฮีโมโกลบิน (hemoglobin) จะเกิดขึ้นเนื่องจากสภาวะเลือดออกง่ายจากการลดลงของเกล็ดเลือดประมาณสัปดาห์ที่ 3 ผู้ป่วยจะมีอาการหนาวสั่นอ่อนเพลียเป็นแผลในปากและมีเลือดออกใต้ผิวหนังอาจมีผมร่วงถ้าได้รับรังสี ≥ 3 Sv ถ้าปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับมีขนาดไม่เกิน 6 Sv อาจสามารถช่วยชีวิตผู้ป่วยได้โดยการให้ดูแลอย่างติดตามด้วยการปลูกถ่ายไขกระดูก มิฉะนั้นแล้วผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 1-2 เดือน อันมีสาเหตุเนื่องจากการติดเชื้อ

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับกระเพาะอาหารและลำไส้ (gastrointestinal syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีขนาด 6-10 Sv ซึ่งมากพอที่จะทำลายเซลล์เยื่อทางเดินอาหาร โดยเฉพาะอย่างยิ่งลำไส้เล็ก ซึ่งไวต่อรังสีมากกว่าส่วนอื่น ซึ่งจะเริ่มต้นในเวลา 3-7 วันหลังจากได้รับรังสีในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนและท้องร่วงอย่างแรงรังสีขนาด 5-6 Sv อย่างไรก็ตามผลจากการทำลายในระดับนี้ ยังไม่ส่งผลร้ายแรงมากนัก แต่ถ้าปริมาณรังสีที่มีขนาดมากกว่า 6 Sv จะก่อให้เกิดการสูญเสียน้ำและเกลือแร่ และเป็นช่องทางให้เชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยจะเสียชีวิตเนื่องจากสภาวะการสูญเสียน้ำจากร่างกายอย่างมาก (dehydration) และ electrolyte imbalance ภายในเวลา 2 สัปดาห์

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีที่มีขนาดมากกว่า 15 Sv เป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นได้ไม่บ่อยผู้บาดเจ็บจะมีอาการเจ็บป่วยภายในเวลาไม่กี่นาที หลังจากที่ได้รับรังสีโดยมีอาการคลื่นไส้ อาเจียนอย่างรุนแรงและมีอาการอื่น ๆ ที่เข้าข่ายอาการของโรคที่เกี่ยวกับระบบประสาท (neurological syndrome) ได้แก่ ความไม่สามารถประมาณทิศทาง สถานที่ เวลา หรือบุคคล (disorientation), สูญเสียการประสานงานและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (loss of coordination and muscular movement), การหดเกร็งของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรงจากอาการชักของโรคลมบ้าหมู (convulsion seizure), หมดสติ (coma) และในที่สุดจะเสียชีวิตภายในเวลา 2 วัน สาเหตุของการเสียชีวิตยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด ทั้งนี้เนื่องจากสมองเป็นอวัยวะที่มีความทนต่อรังสีมากที่สุดแต่เป็นที่เชื่อกันว่าผลของรังสีต่อหลอดเลือดที่เลี้ยงสมองน่าจะเป็นสาเหตุที่สำคัญ

2.7.1.2 ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย

เมื่อได้รับรังสีจำนวนน้อยผลที่เกิดขึ้นไม่รุนแรงมากและอาจต้องใช้เวลาานานทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับซึ่งจะกล่าวถึงเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะที่น่าสนใจ ได้แก่

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

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

2.7.1.3 ผลต่อการสืบพันธุ์

การเป็นหมัน ผลที่สำคัญของรังสีต่ออวัยวะสืบพันธุ์ คือจะทำให้เซลล์ของอวัยวะสืบพันธุ์ตาย จึงทำให้เป็นหมัน ในเพศชายพบว่าเมื่ออั้นตะไต้ได้รับรังสีเฉพาะที่ขนาด 30 แรด ทำให้ตัวอสุจิลดลงเป็นหมันชั่วคราว (Functional sterility), ขนาด 250 แรดครั้งเดียว จะทำให้ไม่มีตัวอสุจิ (Aspermia) ชั่วคราวประมาณ 1 ปี, ขนาด 400-600 แรด ครั้งเดียว จะทำให้เป็นหมันถาวรแต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในสมรรถภาพและความรู้สึทางเพศแต่อย่างไร เพราะฮอร์โมนเพศชายยังปกติ

การผ่าเหล่าในมนุษย์ พบว่าผู้ที่ได้รับรังสีประมาณ 9.4 % จะเกิดโรคทางกรรมพันธุ์ได้ และรังสีสามารถทำให้เกิดความผิดปกติทางกรรมพันธุ์ได้ 4 ประการ คือ ลักษณะส่วนสำคัญที่ถ่ายทอดทางกรรมพันธุ์ (Dominant), recessive, x-linked และ chromosomal

2.7.1.4 ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีมีผลต่อการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ มีดังนี้

- รังสีขนาดปานกลาง ประมาณ 250 เเรดที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์ จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมา ถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้ง

ขนาดของรังสีที่ใช้ในการรักษาทางการแพทย์ คือ 500 เเรดที่ทารกได้รับในระยะ 4-11 สัปดาห์ จะทำให้เกิดความผิดปกติของทารกที่เกิดมาได้อย่างมาก

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

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

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เเรดที่ทารกได้รับหลังสัปดาห์ที่ 20 ไปแล้ว มักไม่ทำให้เกิดความผิดปกติในอวัยวะต่างๆที่เห็นได้ชัดเจน แต่อาจมีอาการผิวหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (skin erythema) หรือความบกพร่องของระบบการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic system)

ตารางที่ 2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น

ความแรงรังสีระดับ 10,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสีทันทีและทำให้ถึงแก่ความตายใน 2-3 สัปดาห์
ความแรงรังสีระดับ 1,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสี เช่นคลื่นไส้อาเจียนแต่ไม่ถึงตายและอาจเกิดเป็นมะเร็ง ในระยะหลัง
ความแรงรังสีระดับ 20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	เกณฑ์ความปลอดภัยทางรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในสถานปฏิบัติงานทางรังสี
ความแรงรังสีระดับ 2 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	ระดับรังสีปกติในธรรมชาติ
ความแรงรังสีระดับ 0.05 มิลลิซีเวิร์ท	ระดับรังสีสูงสุดที่ยอมให้มีอยู่ ณ รอบบริเวณสถานปฏิบัติงานนิวเคลียร์

จากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถสรุประดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้นได้ดังตารางที่ 2.2 [8]

2.7.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย

ระดับรังสีที่ปลอดภัย หมายถึง การเปลี่ยนแปลงในร่างกายที่เกิดขึ้น เนื่องจากรังสีนั้นไม่ปรากฏออกมาให้เห็นและตรวจพบได้ การกำหนดค่าปริมาณสูงสุดที่ยอมให้มนุษย์รับได้โดยถือว่าปลอดภัย ได้รับการพิจารณาจากนักวิทยาศาสตร์และแพทย์มานานแล้ว โดยได้มีการจัดตั้งกลุ่มหรือสถาบันขึ้นทั้งในประเทศ และระหว่างประเทศ เรียกว่า คณะกรรมาธิการว่าด้วยการป้องกันรังสีระหว่างประเทศ (ICRP = International Commission on Radiological Protection) ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้รับได้ เรียกว่าค่า MPD (MPD = Maximum Permissible dose) ขึ้นมาโดยมีความหมายในแง่ที่ว่าการทำงานกับรังสี ถ้าได้รับรังสีต่ำกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัย ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่าง ๆ ดังตารางที่ 2.3 และระดับรังสีที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ที่เป็นระดับรังสีที่ปลอดภัยแสดงดังตารางที่ 2.4 [8]

ตารางที่ 2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย

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

2.8 การป้องกันอันตรายจากรังสี มีดังนี้

1. จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด
2. ระยะห่าง ถ้าใช้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมากที่สุดจะได้รับรังสีน้อยที่สุด
3. เครื่องป้องกัน ใช้วัตถุต่างๆที่สามารถดูดซับรังสีได้ มากั้นไว้ตรงกลางระหว่างร่างกายกับแหล่งกำเนิดของรังสี เช่น การใส่เสื้อตะกั่วกันรังสี หรือใช้ฉากป้องกันรังสี
4. สำหรับรังสีแพทย์และผู้มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสี เช่น ฟิล์มวัดรังสี (Film badge) ติดตัวไว้ตลอดเวลาทำงานเพื่อวัดจำนวนรังสีที่ร่างกายได้รับ โดยไม่รู้ตัว
 ฟิล์มวัดรังสี : ที่ใช้โดยทั่วไปมีหลายชนิดแต่ลักษณะการใช้ จะคล้ายกัน โดยจะมีฟิล์มเล็กๆ ใส่เอาไว้ในที่ที่เก็บ ซึ่งเรียกว่า Badge และจะถูกแสงไปพร้อมกับผู้เขาน ด้านหน้าของbadgedจะประกอบด้วยตัวกรองแสง (filter) หลายชนิด รวมทั้งช่องว่างเพื่อใช้ในการจำแนกชนิดของแสงที่ได้รับ และการวัดว่าผู้ใช้ฟิล์มวัดรังสีได้รับแสงหรือไม่ และได้รับเท่าไร จะทำโดยการนำ ฟิล์มไปทำการล้าง แล้ววัดค่าความหนาแน่นของฟิล์ม แล้วหาค่าจาก calibration curve ก็จะทราบ ว่า ได้รับรังสีปริมาณเท่าไร
5. ผู้ที่มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องเป็นผู้มีความรู้เรื่องการป้องกันอันตรายจากการแผ่รังสีด้วย จึงจะปลอดภัย
6. สำหรับผู้ที่มารับการตรวจทางรังสี ควรจะปฏิบัติตัวดังนี้
 - ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่น การถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อจะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่น การฉีดตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาละลาย อาจมีอุจจาระบางส่วนของไต ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ก็จะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าทางและกลั้นหายใจขณะถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วย
 - สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าต้องทำการตรวจทางเอกซเรย์ของท้องน้อย ควรทำภายใน 10 วัน หลังจากที่มีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบเดือน) ถือเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก

- ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการเอกซเรย์ช่วงท้อง ถ้าจำเป็น ควรใช้อัลตราซาวด์ แทนการเอ็กซเรย์ส่วนอื่น ๆ ของร่างกายถ้าจำเป็น ต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ

- กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็ก หรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติหรือนุเคราะห์ทางการแพทย์ฝ่ายอื่นควรปฏิบัติ ดังนี้

- สวมเสื้อตะกั่ว ถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่เข้าช่วย

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

- ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซเรย์บ่อยๆ ควรจะใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์

- ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซเรย์ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์และสารเรืองแสง

3.1 บทนำ

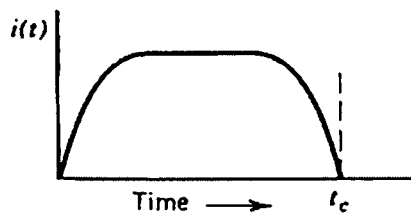
เอ็กซ์เรย์มีคุณสมบัติคุณสมบัติเหมือนแสงสว่างธรรมดา เช่น เดินทางเป็นเส้นตรง ถ้าเดินทางในสุญญากาศจะมีความเร็วเท่ากับแสง นอกจากนั้นแล้วยังมีการสะท้อนกลับ หักเหและเบี่ยงเบนได้เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา แต่ในการวัดพลังงานจะไม่เหมือนกับแสงทั่วๆ ไปที่วัดอนุภาคของแสงหรือโฟตอน การวัดพลังงานของเอ็กซ์เรย์ตัวตรวจจับจะต้องได้รับพลังงานทั้งหมดของเอ็กซ์เรย์โดยเอ็กซ์เรย์จะทำให้ตัวตรวจจับเกิดการเปลี่ยนแปลงและเมื่อทำการวัดถึงความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นนั้นจะทำให้ทราบถึงพลังงานของเอ็กซ์เรย์ที่ตกกระทบกับตัวตรวจจับได้ ในกระบวนการการทำงานตัวตรวจจับแต่ละชนิดจะมีความแตกต่างกันไปตามแต่นิคมของตัวตรวจจับแต่อย่างไรก็ตามตัวตรวจจับเหล่านี้จะมีคุณสมบัติพื้นฐานที่เหมือนกัน อย่างเช่น ค่าประสิทธิภาพ (efficiency) การกระจายตัวของพลังงาน (energy resolution) โหมดการทำงานและวิธีการบันทึกข้อมูลซึ่งขึ้นอยู่กับประเภทของงานที่นำตัวตรวจจับ ไปใช้

3.2 รูปแบบจำลองของตัวตรวจจับแบบพื้นฐาน

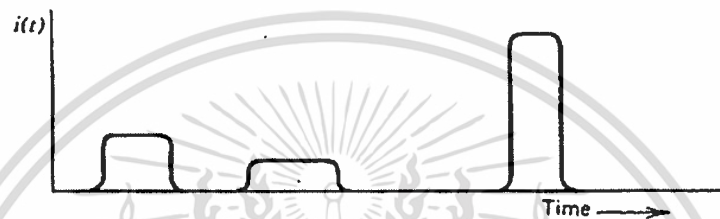
ถ้าสมมติให้ตัวตรวจจับสามารถตรวจจับการแผ่รังสีได้ บางชนิดเท่านั้น สิ่งแรกที่ต้องให้ความสนใจก็คือ การทำปฏิกิริยากับอนุภาคเดี่ยวหรือควอนตัม (Quantum) ภายในตัวตรวจจับเมื่อได้รับการแผ่รังสี ตัวอย่างเช่น อนุภาคเดี่ยวของรังสีแอลฟา (Alpha) หรือ อาจจะเป็น โปรตอนของรังสีแกมมา (Gamma - ray Photon) ในการที่ตัวตรวจจับจะมีความสามารถในการตอบสนองต่อการแผ่รังสีทั้งหมดได้ การแผ่รังสีจะต้องทำปฏิกิริยากับโครงสร้างภายในตัวตรวจจับและการทำปฏิกิริยานั้น จะต้องหยุดลงอย่างรวดเร็ว (โดยทั่วไปจะมีค่าประมาณ 10^{-9} วินาทีในก๊าซ และ 10^{-12} ในของแข็ง [10]) ซึ่งโดยทั่วไปแล้วช่วงเวลาที่เกิดปฏิกิริยานี้มีค่าสั้นมาก ดังนั้นจึงมีการพิจารณาว่าการตอบสนองของตัวตรวจจับต่อพลังงานที่เกิดจากการแผ่รังสีนั้นเกิดขึ้นอย่างทันทีทันใด

ผลที่ได้จากตัวตรวจจับเมื่อทำปฏิกิริยากับการแผ่รังสีก็คือ ประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในตัวตรวจจับในส่วนที่ได้รับการกระตุ้น ถ้าสมมติให้แบบจำลองของตัวตรวจจับมีค่าประจุ Q เกิดขึ้นที่เวลา $t = 0$ เมื่อทำปฏิกิริยากับอนุภาคเดี่ยว หรือ ควอนตัมของการแผ่รังสี ซึ่งประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดการสะสมอยู่ในรูปของสัญญาณทางไฟฟ้า โดยทั่วไปการสะสมประจุนี้จะเกิดขึ้นภายใต้แรงจากสนามไฟฟ้าภายในตัวตรวจจับ ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ประจุบวกและลบที่เกิดขึ้นมีการเดินทางในทิศทางตรงกันข้าม ช่วงเวลาที่ให้ในการเก็บประจุที่เกิดขึ้นได้ทั้งหมดขึ้นอยู่กับชนิดของตัวตรวจจับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.1 แสดงค่าเวลาที่เกิดกระแสโดยที่ t_c แทนเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุ



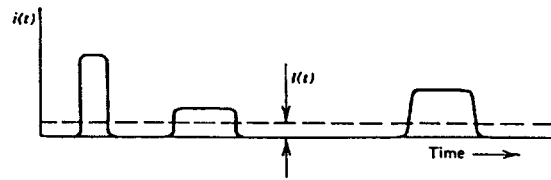
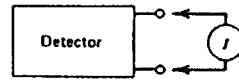
รูปที่ 3.2 แสดงการแผ่รังสีที่มีช่วงเวลาใกล้เคียงกัน

ตัวอย่างเช่น ion chambers ใช้เวลาอยู่ในช่วง 10^{-3} วินาที แต่ถ้าเป็นตัวตรวจจับที่สร้างจากสารกึ่งตัวนำประเภทไดโอด จะใช้เวลาประมาณ 10^{-9} วินาที ค่าเหล่านี้สะท้อนถึงความเร็วของประจุพาหะภายใต้ตัวตรวจจับที่ได้รับการกระตุ้นและระยะทางเฉลี่ยที่ต้องเดินทางของประจุก่อนที่จะถึงขั้วไฟฟ้า (electrodes)

ถ้าพิจารณาจากแบบจำลองของตัวตรวจจับการตอบสนองต่ออนุภาคเดี่ยวหรือควอนตัมที่เกิดจากการแผ่รังสีจะเป็นกระแสที่ไหลในช่วงเวลาที่มีค่าเท่ากับเวลาในการเก็บประจุทั้งหมด รูปที่ 3.1 แสดงค่าเวลาที่เกิดกระแสโดยที่ t_c แทนเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุ

$$\int_0^{t_c} i(t) dt = Q \quad (3.1)$$

จาก (3.1) แสดงค่าผลรวมของประจุ (Q) ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลา 0 ถึง t_c ในสถานการณ์จริงการแผ่รังสีมักเกิดเป็นช่วงๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 ถ้าการแผ่รังสีเกิดขึ้นหลายครั้งอย่างรวดเร็ว จะทำให้กระแสที่เกิดขึ้นในตัวตรวจจับเป็นค่ากระแสที่เกิดขึ้นเนื่องจากการแผ่รังสีหลายครั้ง แต่ในที่นี้จะสมมติให้อัตราการแผ่รังสีในแต่ละครั้งเกิดขึ้นในอัตราที่ต่ำอย่างเพียงพอที่จะพิจารณาว่ากระแสที่เกิดในตัวตรวจจับแต่ละครั้งเกิดขึ้นจากการแผ่รังสีเพียงครั้งเดียว ขนาดและเวลาที่เกิดค่ากระแสในแต่ละครั้งขึ้นอยู่กับเกิดการเกิดปฏิกิริยาของการแผ่รังสีในแต่ละครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.3 แสดงการต่อวงจรของเครื่องวัดกระแส

3.3 รูปแบบการทำงานของตัวตรวจจับ (Modes of detector operation)

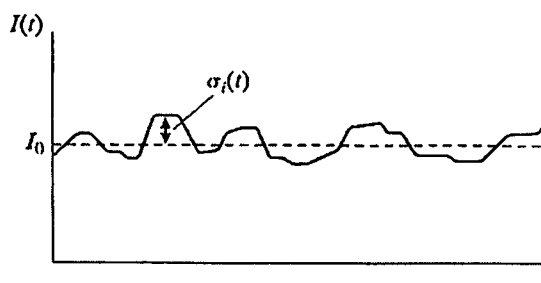
รูปแบบการทำงานพื้นฐานของตัวตรวจจับแบ่งออกเป็น 3 ชนิด คือ โหมดพัลส์ (Pulse mode), โหมดกระแส (Current mode) และโหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน (Mean Square Voltage mode) หรือบางครั้งจะเรียกว่า แคมเบลลิง โหมด (Campbell mode) จากโหมดการทำงานทั้งสาม โหมดพัลส์จะมีรูปแบบการทำงานที่ง่ายที่สุด แต่โหมดกระแสจะมีการนำไปใช้งานมากที่สุด ส่วนโหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดันจะมีการนำไปใช้ในบางงานเท่านั้น

3.3.1 โหมดกระแส (Current mode)

ในการวัดค่ากระแสอุปกรณ์ที่ใช้ อย่างเช่น แอมมิเตอร์จะต่ออยู่ที่ขั้วไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุตของตัวตรวจจับ ดังแสดงในรูปที่ 3.3 ถ้าสมมติให้อุปกรณ์ที่ใช้การวัดค่ากระแสมีการตอบสนองอยู่ในช่วง T ดังนั้นค่ากระแสที่เกิดขึ้นจะเป็น ดังนี้

$$I(t) = \frac{1}{T} \int_{-T}^t i(t') dt' \quad (3.2)$$

เนื่องจากการตอบสนองในช่วงเวลา T มีค่ายาวนานกว่าค่าเฉลี่ยของเวลาที่ใช้ในการเกิดพัลส์กระแสที่เกิดขึ้นจากตัวตรวจจับในแต่ละลูก ผลที่ได้คือการเฉลี่ยของกระแสที่เกิดขึ้นจากหลายๆ พัลส์ภายในช่วงเวลาดังกล่าว



รูปที่ 3.4 ค่ากระแสที่เกิดจากการผันแปรตามเวลา ($\sigma_j(t)$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าเฉลี่ยของกระแสที่เกิดขึ้นได้จากผลรวมค่าเฉลี่ยของอัตราการเกิดประจุกับจำนวนประจุที่เกิดในแต่ละครั้ง ดังนี้

$$I_0 = rQ = r \frac{E}{W} q \quad (3.3)$$

เมื่อ

r = อัตราการเกิดประจุ

Q = Eq/W = จำนวนประจุที่เกิดในแต่ละครั้ง

E = พลังงานเฉลี่ยที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้ง

W = พลังงานเฉลี่ยที่ต้องการในแต่ละครั้ง
ที่ทำให้เกิดคู่ประจุ (electron-ion pair)

q = 1.6×10^{-19} C

สำหรับตัวตรวจจับที่ได้รับการแผ่รังสีที่มีค่าคงที่ ค่าเฉลี่ยของกระแสที่เกิดขึ้นสามารถเขียนให้อยู่ในรูปผลรวมของค่ากระแสคงที่ (I_0) รวมกับค่ากระแสที่เกิดจากการผันแปรตามเวลา ($\sigma_i(t)$) ดังแสดงในรูปที่ 3.4 โดยที่ $\sigma_i(t)$ คือตัวแปรสุ่มที่ขึ้นอยู่กับเวลาที่เกิดขึ้นอย่างไม่ต่อเนื่องซึ่งเป็นไปตามธรรมชาติของการแผ่รังสีเมื่อทำปฏิกิริยากับตัวตรวจจับ

การวัดค่าทางสถิติที่เกิดจากองค์ประกอบที่เกิดอย่างสุ่มเหล่านี้ได้จากค่าเฉลี่ยการผันแปร (variance) หรือค่าเฉลี่ยกำลังสอง (mean square value) ที่กำหนดโดยค่าเวลาเฉลี่ยของกำลังสองของความแตกต่างของกระแสที่เกิดการผันแปรตามเวลา ($I(t)$) กับค่าเฉลี่ยของกระแส (I_0) ซึ่งค่าเฉลี่ยกำลังสองนี้เป็นไปตาม (3.4)

$$\overline{\sigma_I^2(t)} = \frac{1}{T} \int_{-T}^T [I(t') - I_0]^2 dt' = \frac{1}{T} \int_{-T}^T \sigma_I^2(t') dt' \quad (3.4)$$

โดยค่าเฉลี่ยเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) เป็นไปตาม

$$\sigma_I(t) = \sqrt{\overline{\sigma_I^2(t)}} \quad (3.5)$$

ถ้าพิจารณาจากสถิติ Poisson (Poisson Statistics) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนเหตุการณ์ที่ได้รับการบันทึก n เป็นไปตาม

$$\sigma_n = \sqrt{n} \quad (3.6)$$

ดังนั้น ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นด้วยอัตราการเกิด r ในช่วงเวลาที่ทำการวัด T คือ

$$\sigma_n = \sqrt{rT} \quad (3.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 บล็อกการทำงานของโหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน

ถ้าการกระจายตัวของประจุในแต่ละพัลส์มีค่าเหมือนกัน สัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณที่ได้จากการวัดกับสัญญาณที่เกิดขึ้นอย่างสุ่มภายในช่วงเวลา T กำหนดโดย

$$\frac{\overline{\sigma_I(t)}}{I_0} = \frac{\sigma_n}{n} = \frac{1}{\sqrt{rT}} \quad (3.8)$$

เมื่อ $\overline{\sigma_I(t)}$ คือ เวลาเฉลี่ยของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในการวัดกระแส เมื่อ T คือค่าเวลาการตอบสนองของเครื่องวัดกระแสและ I_0 คือค่ากระแสเฉลี่ยที่อ่านได้จากเครื่องวัด โดยผลที่ได้จะนำมาใช้ในการประมวลผลความไม่แน่นอนที่เกี่ยวข้องกับเครื่องมือวัดแบบ Current Mode

จาก (3.8) ประจุที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้ง (Q) สมมติให้มีค่าคงที่ ดังนั้นผลที่ได้นี้จะนำไปใช้กับช่วงเวลาสัญญาณที่เกิดขึ้นอย่างสุ่มเท่านั้น ไม่รวมถึงขนาดของสัญญาณ

3.3.2 โหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน (Mean Square Voltage Mode)

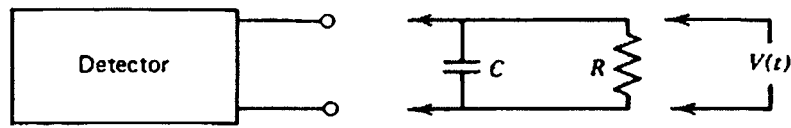
การทำงานของ MSV เป็นการส่งสัญญาณกระแสที่ได้จากตัวตรวจจับผ่านเข้าตัววงจรเฉลี่ยค่ากระแส (I_0) โดยค่ากระแสที่ส่งผ่านไปได้นั้นจะเป็นค่ากระแสในส่วน $\sigma_I(t)$ จากบล็อกการทำงานในรูปที่ 3.5 สัญญาณ $\sigma_I(t)$ จะถูกนำมาทำเป็นกำลังสองและเฉลี่ยโดยช่วงเวลา T ปริมาณผลลัพธ์ที่ได้จาก $\sigma \frac{2}{I}(t)$ จะสอดคล้องกับและถูกกำหนดโดย (4) ทำการรวม (3) และ (8) จะสามารถหาขนาดของสัญญาณได้จาก

$$\sigma \frac{2}{I}(t) = \frac{rQ^2}{T} \quad (3.9)$$

จาก (3.9) จะเป็นค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณที่แปรผันตรงกับอัตราการเกิด (r) และค่ากำลังสองของประจุที่เกิดขึ้นในแต่ละช่วงเวลานั้น ในการวิเคราะห์การทำงานของโหมดนี้จะใช้การวิเคราะห์แบบ Campbell และในบางครั้งจะเรียกการทำงานในโหมดนี้ว่า Campbelling Mode

3.3.3 โหมดพัลส์ (Pulse mode)

การทำงานในโหมดนี้สัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับจะนำมาต่อกับวงจรภายนอก ซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นวงจรขยายภาคต้น (Preamplifier) ซึ่งสามารถเขียนวงจรเสมือนได้ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 แสดงการวัดสัญญาณแบบโหมคพลัส

ตัวต้านทานในวงจรเปรียบได้กับความต้านทานทางอินพุทของวงจรและตัวเก็บประจุเปรียบได้กับค่าความเก็บประจุรวมของตัวตรวจจับและวงจรเครื่องมือวัด ตัวอย่างเช่น วงจรขยายภาคต้นได้นำมาต่อกับตัวตรวจจับ ค่าความต้านทานคือค่าความต้านทานทางอินพุทของวงจรขยายภาคต้นและค่าความเก็บประจุจะเป็นผลรวมของค่าความเก็บประจุของตัวตรวจจับ ของสายนำสัญญาณที่ใช้ในการต่อระหว่างตัวตรวจจับกับวงจรขยายภาคต้นและค่าความเก็บประจุทางด้านอินพุทของวงจรขยายภาคต้น ดังนั้นเอาท์พุทที่ได้จะขึ้นอยู่กับค่าคงที่ของเวลา (time constant) ของวงจรที่กำลังทำการวัด โดยที่ค่าคงที่ของเวลาได้จากผลคูณของค่าความต้านทานและค่าความเก็บประจุ หรือ $\tau = RC$

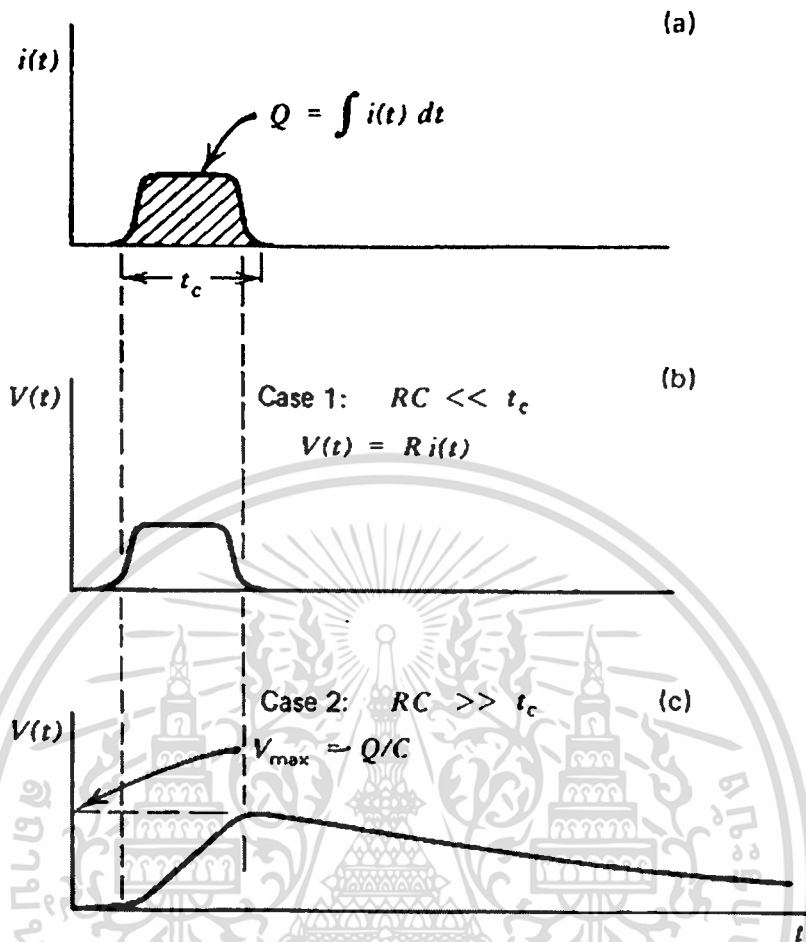
1. ในกรณีค่า RC ต่ำ ($\tau \ll tc$)

ในกรณีค่าคงที่ของเวลาของวงจรมีค่าต่ำกว่าเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุมากๆ กระแสที่ไหลผ่านโหลดความต้านทานจะไหลอย่างทันทีทันใด ดังนั้นแรงดันที่เกิดขึ้น ($V(t)$) ในกรณีนี้จะมีรูปร่างที่ใกล้เคียงกับกระแสที่เกิดจากตัวตรวจจับ ดังแสดงในรูปที่ 3.7b

2. ในกรณีค่า RC สูง ($\tau \gg tc$)

ในกรณีนี้จะแตกต่างจากกรณีแรกอย่างมาก เนื่องจากกระแสที่เกิดขึ้นจากตัวตรวจจับไหลผ่านไปที่ตัวต้านทาน ประจุส่วนหนึ่งก็จะสะสมในตัวเก็บประจุ เมื่อกระแสจากตัวตรวจจับมีค่าลดลงตัวเก็บประจุจะคายประจุที่สะสมไว้ผ่านตัวต้านทาน ถ้าสมมติให้ค่าเวลาระหว่างการเกิดสัญญาณแต่ละครั้งมีเวลานาน ตัวเก็บประจุยังคงคายประจุผ่านตัวต้านทานเรื่อยๆ จนกว่าประจุจะลดลงจนมีค่าเท่ากับศูนย์ ค่าแรงดัน ($V(t)$) ที่ตกคร่อมตัวต้านทานแสดงในรูปที่ 3.7c และขนาดของแรงดันที่สอดคล้องกับจำนวนประจุที่เกิดขึ้นจากตัวตรวจจับมีค่าดังนี้

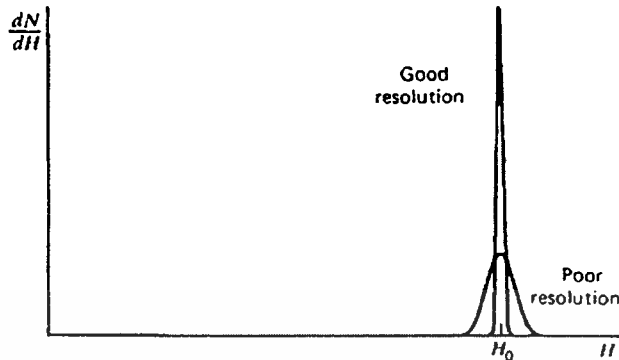
$$V_{\max} = \frac{Q}{C} \quad (3.10)$$



รูปที่ 3.7 แสดงลักษณะของสัญญาณจากวงจรที่มีค่าคงที่ของเวลาต่างกัน [9]

3.4 Energy Resolution

คุณสมบัติที่สำคัญสิ่งหนึ่งของตัวตรวจจับรังสีเมื่อมีการตอบสนองต่อรังสี จากรูปที่ 3.8 แสดงความแตกต่างทางด้านความสูงของการกระจายตัวของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับเมื่อได้รับรังสีที่มีแหล่งพลังงานเดียว ซึ่งการกระจายตัวของรูปคลื่นนี้เรียกว่า ฟังก์ชันการตอบสนอง (response function) ของตัวตรวจจับรังสี จากรูปที่ 3.8 พื้นที่ใต้ส่วนโค้งของทั้งสองรูปคลื่นมีขนาดที่เท่ากัน แต่การกระจายตัวรอบค่าเฉลี่ย (H_0) มีความกว้างไม่เท่ากัน จากรูปคลื่นที่มีความสูงและแคบแสดงถึงการตอบสนองของตัวตรวจจับที่ดี

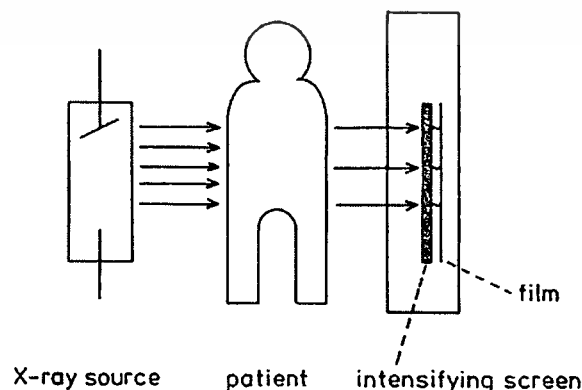


รูปที่ 3.8 แสดงการกระจายตัวของพลังงานที่แตกต่างกัน

3.5 ตัวตรวจจับที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง

โดยทั่วไปแล้วการตรวจจับเอ็กซเรย์สามารถทำได้หลายวิธี [9] เช่น Ionization Chambers, Proportional Counters, Geiger-Mueller Counters, Photomultiplier Tubes and Photodiodes, Scintillation detector Principles, Semiconductor Diode Detectors เป็นต้น แต่ในที่นี้จะกล่าวถึงเฉพาะตัวตรวจจับที่ใช้วิธีการเคลือบด้วยสารเรืองแสงลงบนอุปกรณ์ตรวจจับแสง (Scintillation detector Principles) เท่านั้น

หลังจากการค้นพบเอ็กซเรย์โดย วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น เมื่อปี ค.ศ. 1895 พบว่าฟิล์มถ่ายรูปทั่วไปไม่สามารถตรวจจับเอ็กซเรย์ได้ เนื่องจากค่าการดูดกลืนพลังงานของฟิล์มต่อเอ็กซเรย์มีค่าต่ำเกินไป ดังนั้นจึงได้มีการนำเอาฟอสเฟอร์เข้ามาใช้ ฟอสเฟอร์จะดูดกลืนพลังงานของเอ็กซเรย์และคายพลังงานออกมาในรูปของพลังงานแสงที่สามารถตรวจจับด้วยฟิล์มแบบทั่วไปได้ รูปที่ 3.9 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ทางการแพทย์ที่อยู่บนพื้นฐานของการใช้งานจากเรืองแสงซึ่งทำมาจากเอ็กซเรย์ฟอสเฟอร์ (X-ray phosphos) หรือที่เรียกกันโดยทั่วไปว่าสารเรืองแสง



รูปที่ 3.9 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ทางการแพทย์

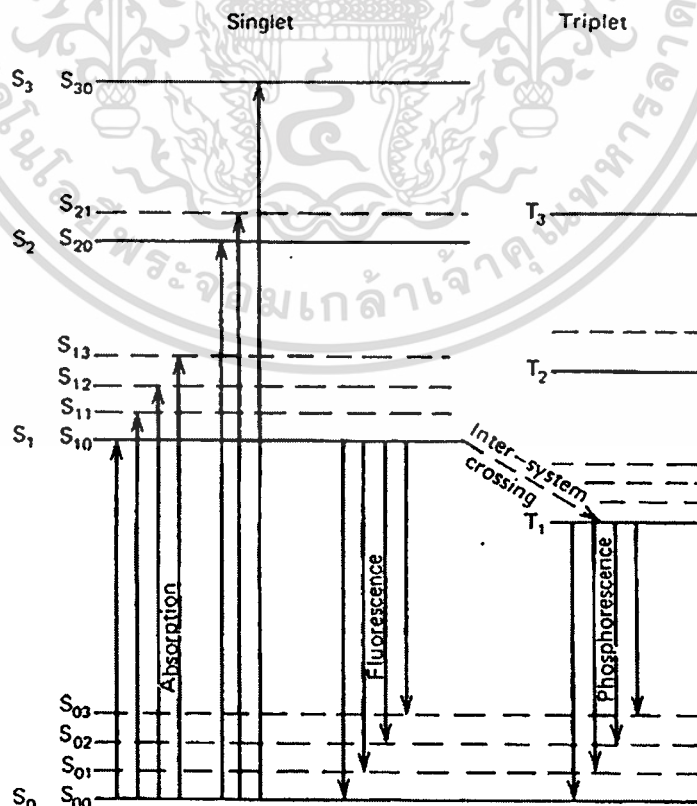
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในหน่วยงานของสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา (อย.) เท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่หรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา (อย.)

การตรวจจ้งรังสีโดยใช้สารเรืองแสงเป็นเทคนิคที่มีการใช้มาอย่างยาวนานแต่ยังคงเป็นเทคนิคที่มีการพัฒนาและใช้อยู่ในปัจจุบัน โดยที่คุณสมบัติของสารเรืองแสงที่ดีมีดังนี้ [9,10]

1. สามารถเปลี่ยนพลังงานพลังงานจลน์ของประจุให้เป็นพลังงานแสงที่สามารถตรวจจับได้ด้วยค่าการเปลี่ยนถ่ายที่สูง
2. การเปลี่ยนถ่ายพลังงานนี้ควรมีการสนองที่เป็นเส้นตรงตลอดช่วงการเปลี่ยนถ่าย
3. ตัวกลางควร โปร่งแสงในช่วงความยาวคลื่นที่ใช้งาน
4. เวลาที่ใช้ในลดลงของแสงหลังจากรับรังสีควรมีค่าสั้น
5. วัสดุที่ใช้ควรมีคุณสมบัติทางแสงที่ดีและมีขนาดใหญ่เพียงพอต่อการนำมาทำตัวตรวจจับ
6. ดัชนีการหักเหควรมีค่าใกล้เคียงกับกระจก (~ 1.5) เพื่อให้มีประสิทธิภาพการส่งผ่านที่ดีระหว่างสารเรืองแสงและตัวตรวจจับแสง

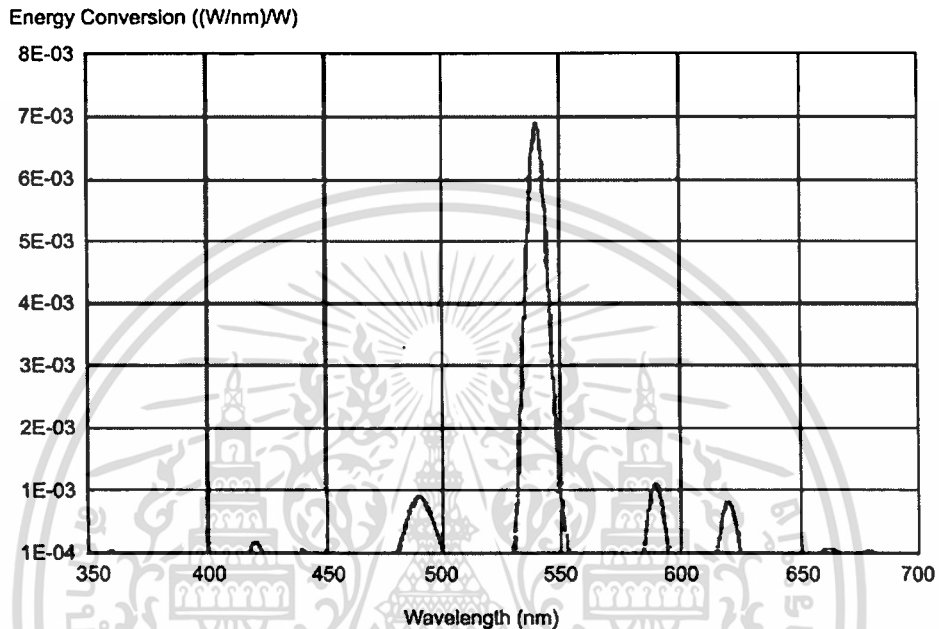
หลักการพื้นฐานของสารเรืองแสงคือแสงจะถูกปล่อยออกมาจากการเปลี่ยนถ่ายสถานะพลังงานของอิเล็กตรอนหลังจากได้รับกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์ระหว่างชั้นพลังงาน S_{10} และการสั่นของอิเล็กตรอนที่สถานะพื้น (Ground state) ดังแสดงในรูปที่ 3.10 ถ้าให้ τ แทนเวลาในการลดสถานะจากชั้น S_{10} ดังนั้นค่าความหนาแน่นของการเรืองแสงที่เกิดจากการกระตุ้นที่เวลา t จะเป็นไปตาม

$$I = I_0 e^{-t/\tau} \quad (3.11)$$



รูปที่ 3.10 แสดงการเปลี่ยนสถานะพลังงานของอิเล็กตรอนหลังจากได้รับกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์ [9]
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในสารเรืองแสงที่ทำมาจากสารอินทรีย์ทั้งหมด ค่า τ จะมีค่าอยู่ในช่วง 10^7 วินาที ดังนั้นการเรืองแสงจะเกิดขึ้นอย่างทันทีเมื่อได้รับการกระตุ้นจากเอ็กซ์เรย์ รูปที่ 3.11 แสดงตัวอย่างแถบความถี่ที่สาร $Gd_2O_2S:Tb$ ปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์และในตารางที่ 3.1 แสดงคุณสมบัติทั่วไปของสารเรืองแสง



รูปที่ 3.11 แถบความถี่ที่สาร $Gd_2O_2S:Tb$ ปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติทั่วไปของสารเรืองแสง

NP #	Composition	S.G.	Peak (nm)	K-edge (keV)	Notes
NP-3010	$Gd_2O_2S:Tb$	7.50	545	50.22	Ortho Film
NP-3011	$Gd_2O_2S:Eu$	7.50	626	50.22	Others
NP-3020	$CaWO_4$	6.06	425	69.48	Regular Film
NP-3025	$Y_2O_2S:Tb$	4.95	380/416/440/545	17.03	Regular Film
NP-3040	$(Y-Sr)TaO_4$	7.46	325	67.38	Regular Film
NP-3043	$(Y-Sr)TaO_4:Gd$	7.46	315	67.38	Regular Film
NP-3044	$(Y-Sr)TaO_4:Nb$	7.46	325/395	67.38	Regular Film
NP-3050	$BaFCl:Eu$	4.56	380	37.38	Regular Film

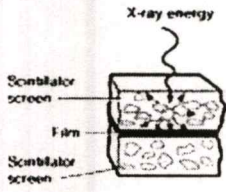
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Indirect imaging

Direct imaging

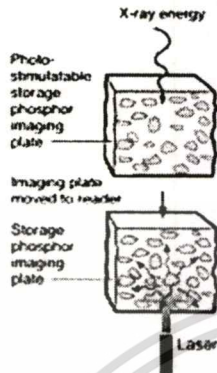
Screen-Film System



Signal profile



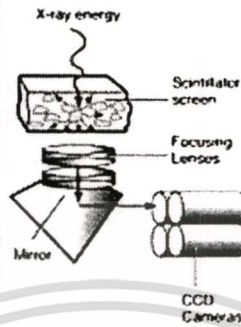
Computed Radiography



Signal profile



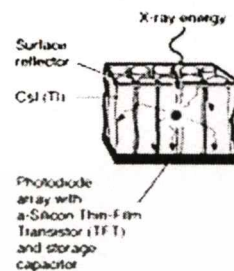
CCD Detector with Scintillator Screen



Signal profile



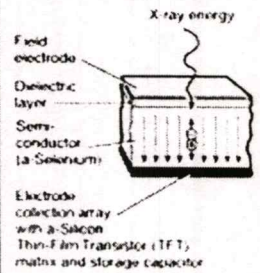
Scintillator (Phosphor or Cesium Iodide) with Photodiode Array



Signal profile



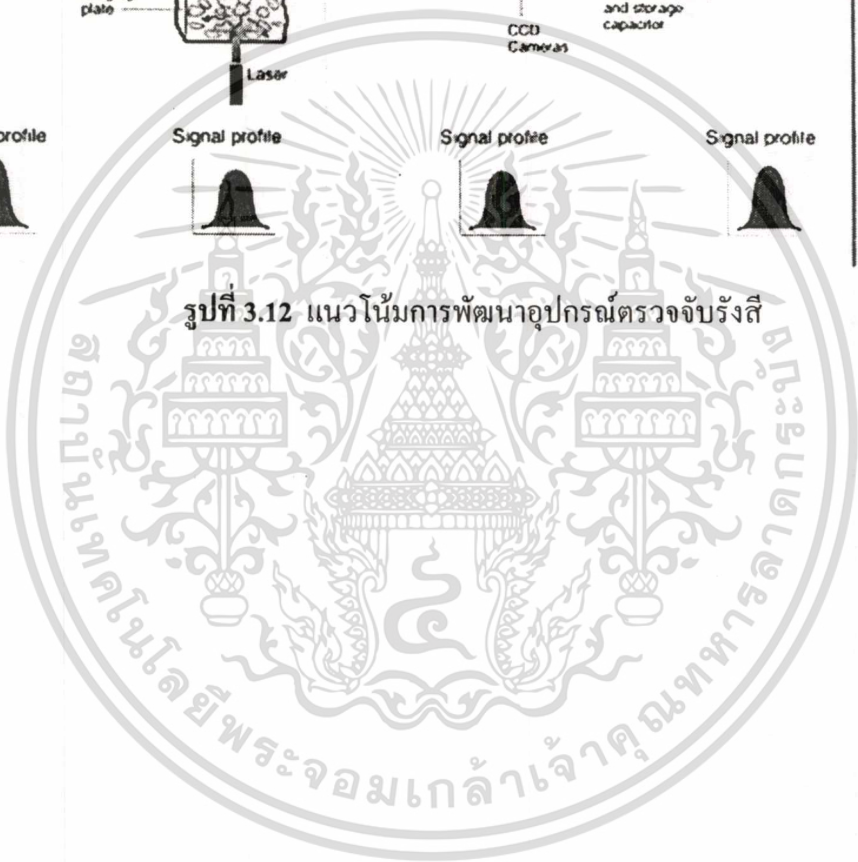
Amorphous Selenium DirectRay® Detector



Signal profile



รูปที่ 3.12 แนวโน้มการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจรังสี



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

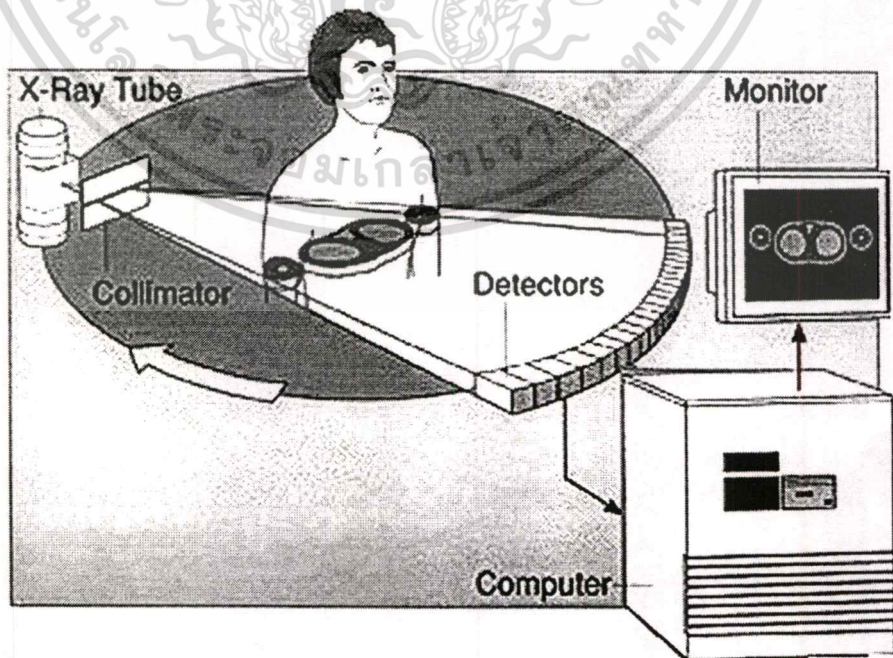
บทที่ 4

ทฤษฎีของการสร้างภาพตัดขวางแบบพัค

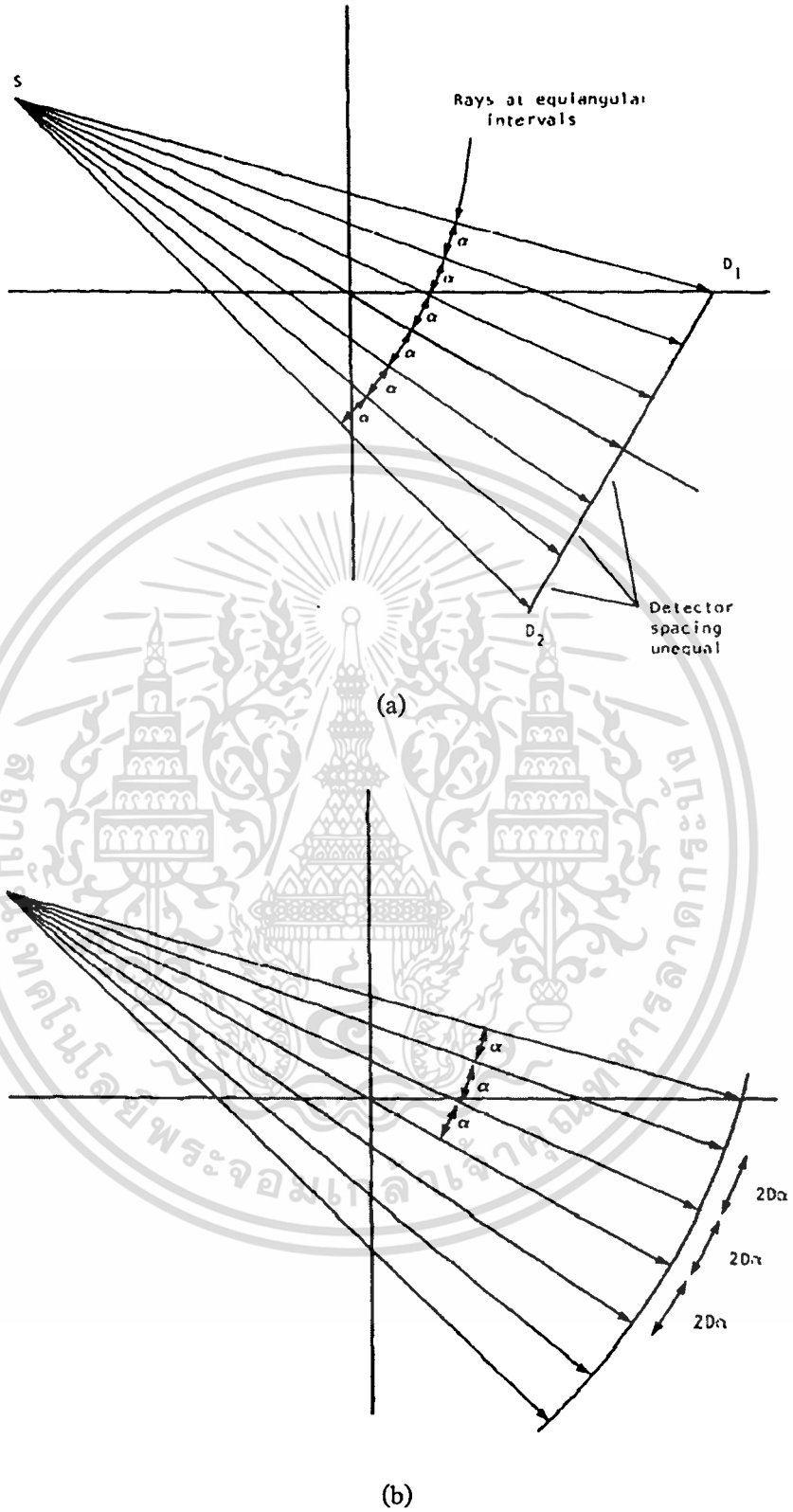
4.1 บทนำ

การสร้างภาพตัดขวางจากเอ็กซเรย์ เนื่องจากเอ็กซเรย์เป็นแหล่งกำเนิดที่เป็นจุดปล่อยลำแสง ออกมารูปปร่างคล้ายพัคและในด้านตรงข้ามจะมีตัวตรวจจับที่ใช้ในการเก็บข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 4.1 แหล่งกำเนิดและตัวตรวจจับจะทำการหมุนไปในมุมที่กำหนดเพื่อทำการเก็บข้อมูลจากตัวอย่างที่อยู่ระหว่างกลาง เมื่อเก็บข้อมูลได้ครบตามต้องการแล้วจะนำข้อมูลที่ได้ออกมาสู่กระบวนการการสร้างภาพตัดขวางต่อไป

การโปรเจกชันแบบพัคสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด [11] คือแบบที่โปรเจกชันถูกสุ่มด้วยมุมที่เท่ากัน (Equiangle) หรือระยะที่เท่ากัน (Equispaced) ความแตกต่างแสดงในรูปที่ 4.2 ใน รูปที่ 4.2a เราได้แสดงเซตของรังสีที่มุมที่เท่ากัน ถ้าตัวตรวจจับถูกวางในเส้นตรง $D_1 D_2$ ช่องว่างระหว่างตัวตรวจจับจะไม่เท่ากัน อย่างไรก็ตามถ้าตัวตรวจจับถูกวางบนเส้นโค้งของวงกลมที่มีจุดศูนย์กลางที่ S ช่องว่างระหว่างตัวตรวจจับจะเท่ากันดังรูปที่ 4.2b ชนิดที่สองของการโปรเจกชันแบบพัคถูกสร้างขึ้นในลักษณะที่ช่องว่างระหว่างตัวตรวจจับที่วางในเส้นตรงมีระยะห่างเท่ากันดังรูปที่ 4.3 อัลกอริทึมสำหรับการสร้างภาพของโปรเจกชันแบบพัคทั้งสองชนิดจะต่างกันและจะได้นำเสนอในหัวข้อต่อไป



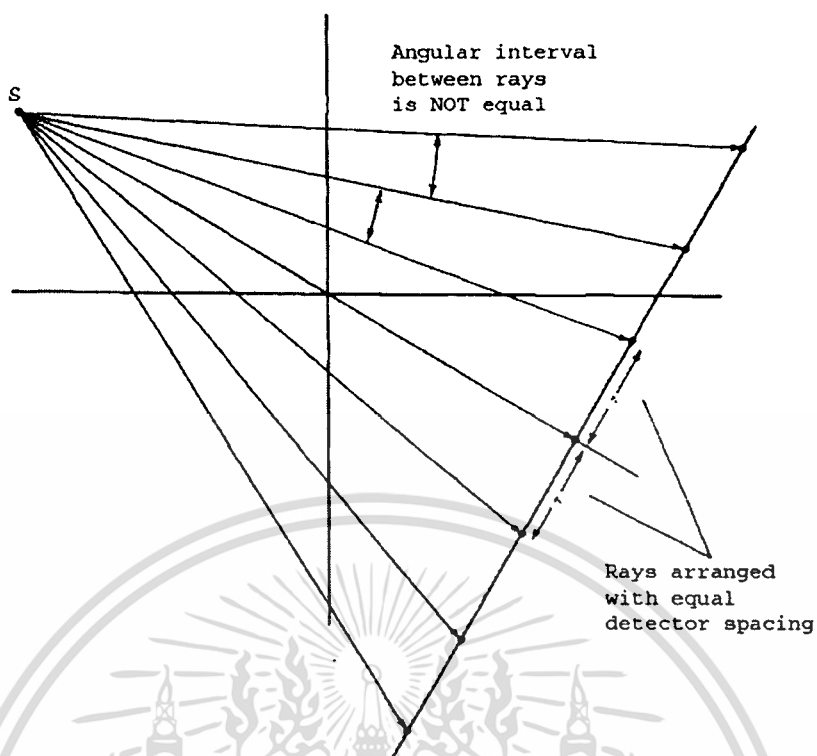
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ 4.1 การสร้างภาพตัดขวางแบบปล่อยลำแสงพัคจากเอ็กซเรย์ ระเบียบข้อดำเนินการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



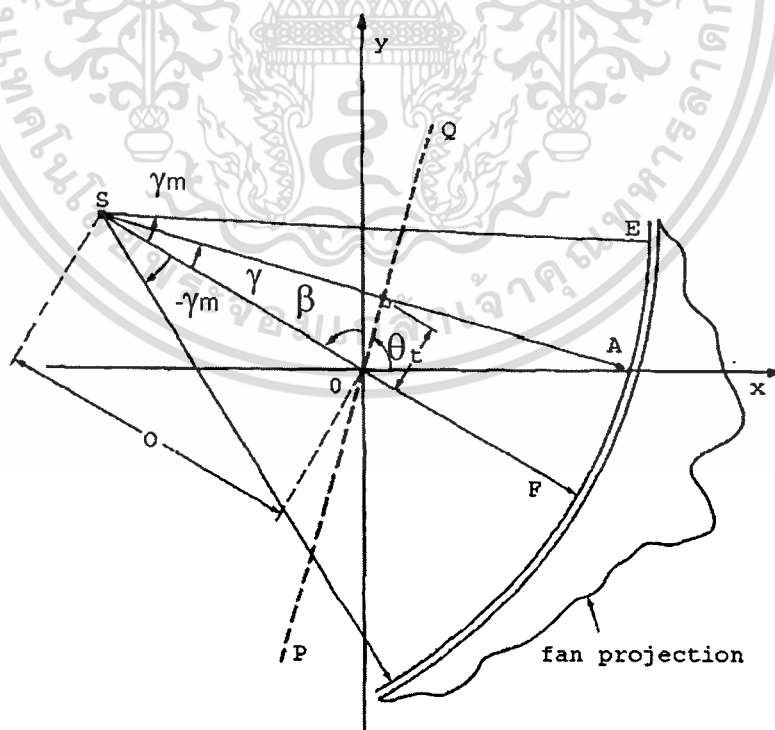
รูปที่ 4.2 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน

a ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าไม่เท่ากัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ b ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน ซึ่งประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยระยะที่เท่ากัน เนื่องจากระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแอมพลิจูดจึงมีค่าไม่เท่ากัน [11]



รูปที่ 4.4 แสดงโปรเจกชันแบบพัดที่ถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน โดยมุม γ แสดงตำแหน่งของแต่ละเส้นรังสีภายในพัด [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 รังสีแบบมุมเท่า (Equiangular Rays)

ให้ $R_\beta(\gamma)$ แทนโปรเจกชันแบบพัดตั้งแสดงในรูปที่ 4.4 ในที่นี้ β คือมุมที่แหล่งกำเนิด S ทำกับแกนอ้างอิง และมุม γ แสดงตำแหน่งของรังสีภายในพัด พิจารณารังสี SA ถ้าข้อมูลโปรเจกชันถูกสร้างตามแนวเส้นของรังสีขนานแล้ว รังสี SA จะเป็นของการโปรเจกชันแบบรังสีขนาน $P_\theta(t)$ โดยที่

$$\theta = \beta + \gamma \text{ และ } t = D \sin \gamma \quad (4.1)$$

โดยที่ D คือระยะระหว่างแหล่งกำเนิด S กับจุดกำเนิด ความสัมพันธ์ใน (4.1) ได้จากการสังเกตว่า ทุกรังสีในโปรเจกชันแบบขนานที่มุม θ จะตั้งฉากกับเส้น PQ และตามแนวเส้นดังกล่าวระยะ OB จะเท่ากับค่าของ t เราได้จากข้อมูลโปรเจกชันแบบขนาน $P_\theta(t)$ เราสามารถสร้าง $f(x, y)$ โดย

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{t_m}^m P_\theta(t) h(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dt d\theta \quad (4.2)$$

โดยที่ t_m คือค่าของ t ซึ่ง $P_\theta(t) = 0$ เมื่อ $|t| > tm$ ในทุกโปรเจกชัน สมการต้องการข้อมูลโปรเจกชันแค่ 180° อย่างไรก็ตามถ้าเราต้องการใช้โปรเจกชันรอบมุม 360° เราอาจเขียนสมการได้ใหม่เป็น

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{t_m}^m P_\theta(t) h(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dt d\theta \quad (4.3)$$

อัลกอริทึมในการสร้างภาพจะง่ายขึ้นถ้าเราใช้พิกัดโพลาร์แทน (x, y) (จุด C ในรูปที่ 4.5) ด้วย (r, φ) นั่นคือ

$$x = r \cos \theta \quad y = r \sin \theta \quad (4.4)$$

ดังนั้น จาก (4.3) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{t_m}^m P_\theta(t) h(r \cos(\theta - \varphi) - t) dt d\theta \quad (4.5)$$

ใช้ความสัมพันธ์จาก (4.1) การอินทิเกรตคู่สามารถเขียนให้อยู่ในเทอม γ และ β ได้ดังนี้

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_\gamma^{2\pi-\gamma} \int_{\sin^{-1}(t_m/D)}^{\sin^{-1}(t_m/D)} P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma) h(r \cos(\beta + \gamma - \varphi) - D \sin \gamma) D \cos \gamma d\gamma d\beta \quad (4.6)$$

โดยเราได้ใช้ $dt d\theta = D \cos \gamma d\gamma d\beta$ ลิมิตของ β จาก $-\gamma$ ถึง $2\pi - \gamma$ ครอบคลุมช่วงทั้งหมดของ 360° เนื่องจากฟังก์ชัน β เป็นฟังก์ชันคาบด้วยคาบเท่ากับ 2π ลิมิตอาจแทนด้วย 0 และ 2π ค่าของ γ สำหรับรังสีนอกสุด SE ในรูปที่ 4.4 เท่ากับ $\sin^{-1}(t_m/D)$ ดังนั้นลิมิตบนและล่างของอินทิเกรชันของ γ อาจเขียนได้เป็น γ_m และ γ_{-m} ตามลำดับ เทอม $P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma)$ สอดคล้องกับเรย์อินทิเกรตตลอดเส้น SA ในข้อมูลโปรเจกชันแบบขนาน $P_\theta(t)$ ซึ่งเทียบเท่ากับข้อมูลโปรเจกชันแบบพัด $R_\beta(\gamma)$ ดังนั้น (4.6) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_{-\gamma}^{\pi-\gamma} \int_{\sin^{-1}r/D}^{\sin^{-1}r_0/D} R_\beta(\gamma) h(r \cos(\beta + \gamma - \varphi) - D \sin \gamma) D \cos \gamma \, d\gamma \, d\beta \quad (4.7)$$

เพื่อที่จะหาสูตรการสร้างภาพใน (4.7) ให้อยู่ในรูปแบบที่สามารถคำนวณบนคอมพิวเตอร์ได้ง่าย พิจารณาค่าของฟังก์ชัน h ซึ่งสามารถเขียนได้เป็น

$$r \cos(\beta + \gamma - \varphi) - D \sin \gamma = r \cos(\beta - \varphi) \cos \gamma - [r \sin(\beta - \varphi) + D] \sin \gamma \quad (4.8)$$

ให้ L คือระยะจากแหล่งกำเนิด S ถึงจุด (x, y) (หรือ (r, φ) ในพิกัดโพลาร์) เช่น C ในรูปที่ 4.5 เห็นได้ชัดว่า L เป็นฟังก์ชันของสามตัวแปร r, φ และ β ให้ γ' คือมุมที่รังสีผ่านจุดนี้ เราสามารถแสดงได้ดังนี้

$$L \cos \gamma' = D + r \sin(\beta - \varphi) \quad (4.9)$$

$$L \sin \gamma' = r \cos(\beta - \varphi)$$

บันทึกว่าตำแหน่งของจุด (r, φ) และมุมของโปรเจกชัน β จะมีตัวกำหนด L และ γ'

$$L(r, \varphi, \beta) = \sqrt{[D + r \sin(\beta - \varphi)]^2 + [r \cos(\beta - \varphi)]^2} \quad (4.10)$$

และ

$$\gamma' = \tan^{-1} \frac{r \cos(\beta - \varphi)}{D + r \sin(\beta - \varphi)} \quad (4.11)$$

โดยใช้ (4.9) ใน (4.8) เราได้สามารถเขียนค่าของฟังก์ชัน h ได้ใหม่

$$r \cos(\beta + \gamma - \varphi) - D \sin \gamma = L \sin(\gamma' - \gamma) \quad (4.12)$$

แทนค่าลงใน (4.7) เราได้

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{\gamma_m}^{\gamma_m} R_\beta(\gamma) h(L \sin(\gamma' - \gamma)) D \cos \gamma \, d\gamma \, d\beta \quad (4.13)$$

ตอนนี้เราจะเขียนฟังก์ชัน $h(L \sin(\gamma' - \gamma))$ ในเทอมของ $h(t)$ บันทึกว่า $h(t)$ คือการแปลงย้อนกลับของ $|w|$ ในพรีเควินซีโดเมน

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |w| e^{j2\pi wt} \, dw \quad (4.14)$$

ดังนั้น

$$h(L \sin \gamma) = \int_{-\infty}^{\infty} |w| e^{j2\pi w L \sin \gamma} \, dw \quad (4.15)$$

ใช้การแปลง

$$w' = \frac{w L \sin \gamma}{\gamma} \quad (4.16)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เราสามารถเขียน

$$h(L \sin \gamma) = \left(\frac{\gamma}{L \sin \gamma} \right)^2 \int_{-\infty}^{\infty} |w'| e^{j2\pi w' L \sin \gamma} dw' = \left(\frac{\gamma}{L \sin \gamma} \right)^2 h(\gamma) \quad (4.17)$$

ดังนั้นสมการ (4.13) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(r, \varphi) = \int_b^{2\pi} \frac{1}{L^2} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} R_\beta(\gamma) g(\gamma' - \gamma) D \cos \gamma \, d\gamma \, d\beta \quad (4.18)$$

โดยที่

$$g(\gamma) = \frac{1}{2} \left(\frac{\gamma}{\sin \gamma} \right)^2 h(\gamma) \quad (4.19)$$

เพื่อวัตถุประสงค์ของการคำนวณทางคอมพิวเตอร์ เราจะเรียก (4.18) ว่าเป็นอัลกอริทึมฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชันถ่วงน้ำหนัก (Weighted Filtered-Back projection) เพื่อที่จะแสดงให้เห็น เราจะเขียน (4.18) ใหม่ดังนี้

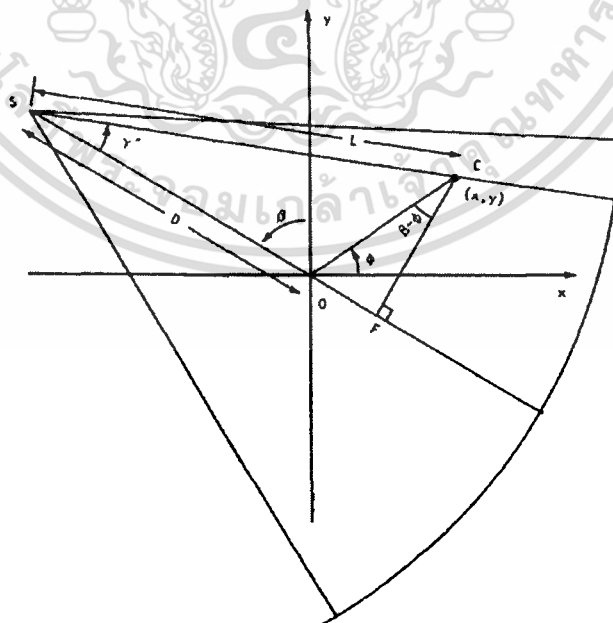
$$f(r, \varphi) = \int_b^{2\pi} \frac{1}{L^2} Q_\beta(\gamma') \, d\beta \quad (4.20)$$

โดยที่

$$Q_\beta(\gamma) = R'_\beta(\gamma) * g(\gamma) \quad (4.21)$$

และโดยที่

$$R'_\beta(\gamma) = R_\beta(\gamma) \cdot D \cdot \cos \gamma \quad (4.22)$$



รูปที่ 4.5 แสดงให้เห็นถึง L ซึ่งเป็นระยะจาก S ถึงจุด (x, y) และ γ คือค่ามุมระหว่างเส้นตามระยะกับเส้นรัศมีกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการใช้อัลกอริทึมสร้างภาพเราแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน

ขั้นที่ 1 สมมติว่าแต่ละโปรเจกชัน $R_{\beta}(y)$ ถูกสุ่มด้วยช่วงของการสุ่ม α ดังนั้นข้อมูลที่เรารู้คือ $R_{\beta_i}(n\alpha)$ โดยที่ n เป็นค่าจำนวนเต็ม β_i เป็นค่ามุมของแต่ละโปรเจกชัน ในขั้นแรกเราต้องหา $R_{\beta_i}(n\alpha)$ สำหรับแต่ละ $R'_{\beta_i}(n\alpha)$ โดย

$$R'_{\beta_i}(n\alpha) = R_{\beta_i}(n\alpha) \cdot D \cdot \cos n\alpha \quad (4.23)$$

บันทึกว่า $n=0$ สอดคล้องกับรังสีที่ผ่านจุดศูนย์กลางของโปรเจกชัน

ขั้นที่ 2 คอนโวลต์ (Convolve) ข้อมูลโปรเจกชันที่ได้ $R'_{\beta_i}(n\alpha)$ จะถูกนำมาปรับปรุงด้วย $g(n\alpha)$ เพื่อให้ได้โปรเจกชันที่ถูกฟิลเตอร์

$$Q_{\beta_i}(n\alpha) = R'_{\beta_i}(n\alpha) * g(n\alpha) \quad (4.24)$$

ในการทำดิสครีตคอนโวลชันโดยใช้โปรแกรม *FFT* ฟังก์ชัน $R'_{\beta_i}(n\alpha)$ ต้องถูกเติมศูนย์ด้วยจำนวนศูนย์ที่เพียงพอเพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณรบกวน ลำดับ $g(n\alpha)$ ถูกกำหนดโดยแฮมเปิลของ (4.19)

$$g(n\alpha) = \frac{1}{2} \left(\frac{n\alpha}{\sin n\alpha} \right)^2 h(n\alpha) \quad (4.25)$$

โดยใช้ค่าของ $h(n\alpha)$ จาก

$$h(n\alpha) = \begin{cases} \frac{1}{4\alpha^2}, & n=0 \\ 0, & n \text{ even} \\ -\frac{1}{n^2\pi^2\tau^2}, & n \text{ odd} \end{cases} \quad (4.26)$$

เราได้การตอบสนองอิมพัลส์ดิสครีต

$$g(n\alpha) = \begin{cases} \frac{1}{8\alpha^2}, & n=0 \\ 0, & n \text{ even} \\ \left(\frac{\alpha}{\pi\alpha \sin n\alpha} \right)^2, & n \text{ odd} \end{cases} \quad (4.27)$$

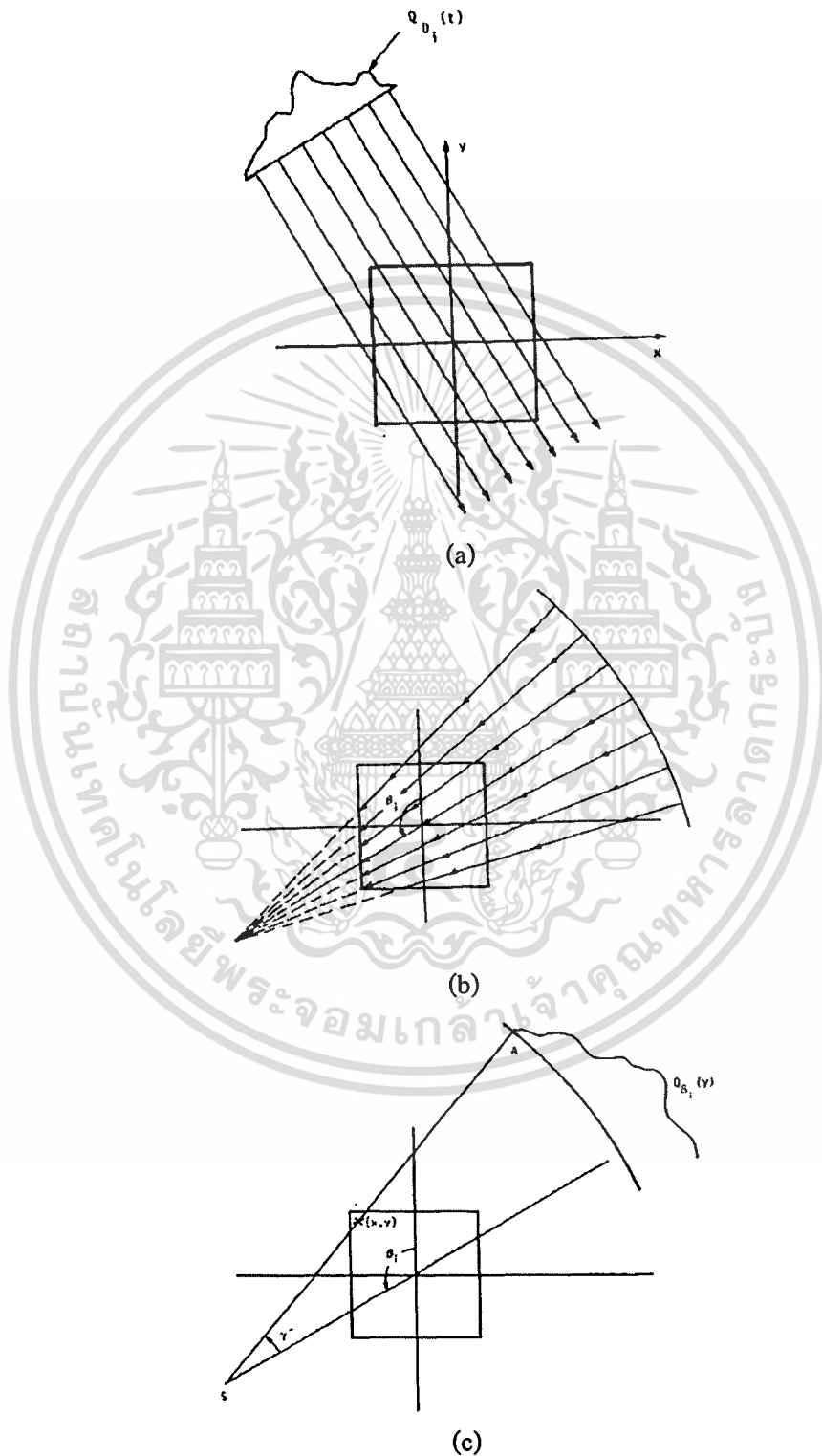
แม้ว่าตามทฤษฎีแล้วอาจจะไม่การใช้ฟิลเตอร์เพิ่มเติมนอกเหนือไปจาก (4.24) แต่ในทางปฏิบัติเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพดีขึ้น เราอาจต้องเพิ่มฟิลเตอร์ทำให้เรียบ (Smoothing) ดังนี้

$$Q_{\beta_i}(n\alpha) = R'_{\beta_i}(n\alpha) * g(n\alpha) * k(n\alpha) \quad (4.28)$$

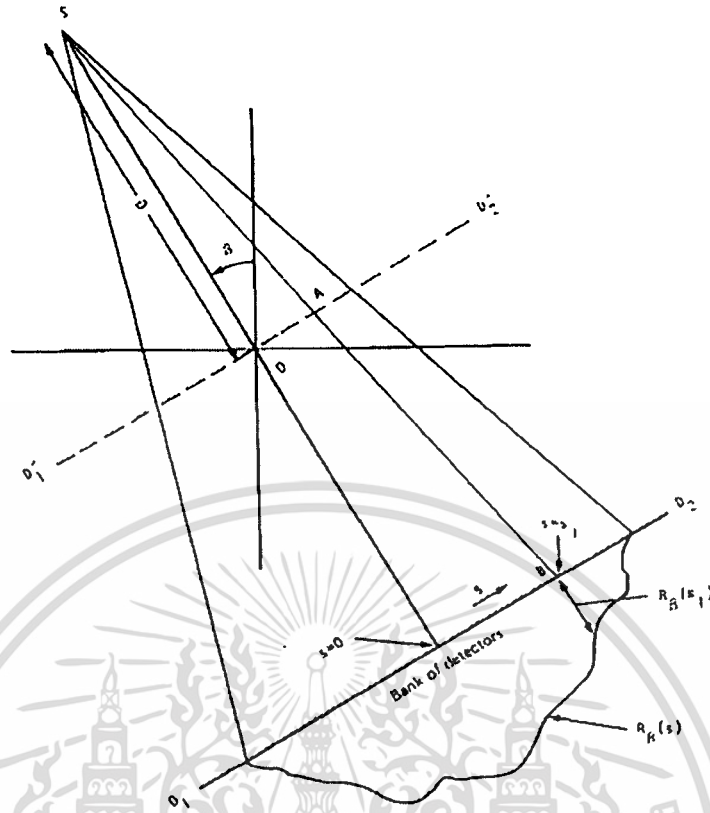
โดยที่ $k(n\alpha)$ คือการตอบสนองอิมพัลส์ของฟิลเตอร์ที่ทำให้เรียบ ในโดเมนความถี่ฟังก์ชันการถ่ายโอนของฟิลเตอร์ที่ทำให้เรียบอาจเป็นฟังก์ชันเช่น Hamming Window

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่ 3 ทำการแบ็คโปรเจกชันถ่วงน้ำหนัก (*Weighted Backprojection*) แต่ละโปรเจกชันที่ถูกฟิลเตอร์ในขั้นตอนที่สอง แบ็คโปรเจกชันในกรณีนี้แตกต่างจากกรณีของแบ็คโปรเจกชันแบบขนาน



รูปที่ 4.6 ความแตกต่างระหว่างการทำแบ็คโปรเจกชันแบบขนานและแบ็คโปรเจกชันแบบพัด a,b เอกสารนี้เป็นเอกสาร และ c คือการคำนวณหาค่าแบ็คโปรเจกชันที่จุด (x,y) ซึ่งต้องหาค่า γ' เป็นขั้นตอนแรกถ้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 ในกรณีที่ระยะห่างของตัวตรวจจับที่วางเป็นแนวเส้นตรงมีค่าเท่ากัน แต่ละโปรเจกชันจะแทนด้วย $R_B(s)$

ความแตกต่างนี้แสดงในรูปที่ 4.6a ในกรณีของลำแสงแบบพัด การทำแบ็คโปรเจกชันทำตามแนวของพัด (รูปที่ 4.6b) ซึ่งทำโดยใช้ (4.20)

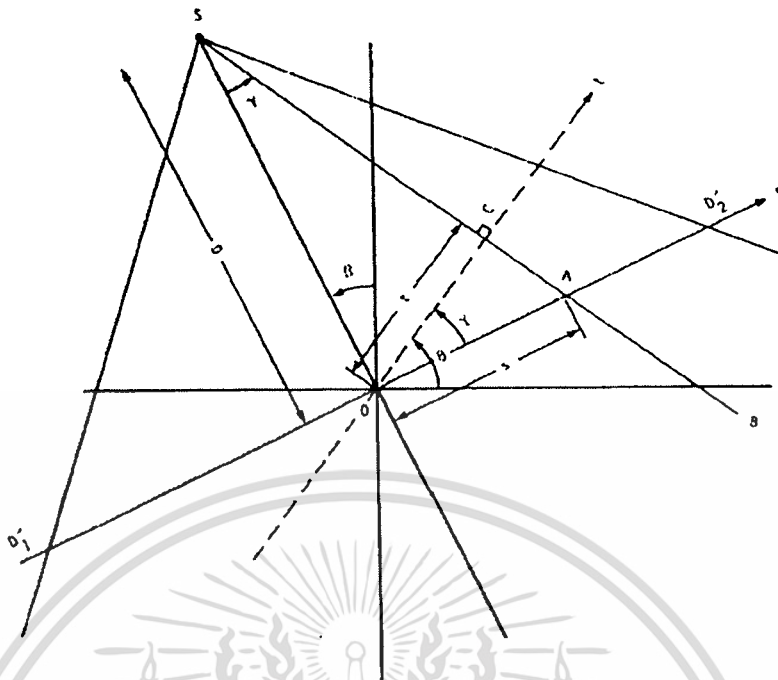
$$f(x, y) \cong \Delta\beta \sum_{i=1}^M \frac{1}{L^2(x, y, \beta_i)} Q_{\beta_i}(\gamma') \tag{4.29}$$

โดยที่ γ' คือมุมของลำแสงพัดที่ผ่านจุด (x, y) และ $\Delta\beta = 2\pi/M$ สำหรับ β_i ได้คัดเลือกจากรูปที่ 4.6c ในการที่จะหาผลของ $Q_{\beta_i}(\gamma)$ ต่อจุด (x, y) เราต้องทำการหามุม (γ') ของรังสี SA ที่ผ่านจุดดังกล่าว ถ้าค่าของ γ' ไม่ได้สอดคล้องกับค่าใดๆของ $n\alpha$ ซึ่งเรารู้ค่า $Q_{\beta_i}(n\alpha)$ เราอาจต้องใช้การอินเตอร์โพลชัน ผลของ $Q_{\beta_i}(\gamma')$ ที่จุด (x, y) ในการแบ็คโปรเจกชันต้องถูกหารด้วย L^2 โดยที่ L คือระยะจากแหล่งกำเนิดถึงจุด (x, y)

4.3 ตัวตรวจวัดที่ห่างด้วยระยะที่เท่ากันในแนวเส้นตรง (Equally Spaced Collinear Detectors)

ให้ $R_B(s)$ แทนโปรเจกชันแบบพัดดังแสดงในรูปที่ 4.7 โดยที่ s คือระยะทางตามแนว

เอกสารนี้ เส้นตรงสอดคล้องกับตัวตรวจวัด อัลกอริทึมในหัวข้อก่อนเนื่องจากรังสีในแต่ละลำมีระยะห่างค่า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 แสดงตัวแปรต่างๆ ที่ใช้คำนวณในการสร้างภาพกลับของตัวตรวจวัดที่ห่างด้วยระยะที่เท่ากันในแนวเส้นตรง

เท่ากัน โปรเจกชันแทนด้วย $R_\beta(\gamma)$ โดยที่ γ ตำแหน่งมุมของรังสี ในหัวข้อนี้จุดตัดระหว่างรังสีกับเส้นตรงของตัวตรวจวัดมีระยะห่างเท่ากัน เราจึงแทนโปรเจกชันด้วย $R_\beta(s)$

แม้ว่าในทางทฤษฎีโปรเจกชันจะถูกวัดตามแนวเส้น D_1D_2 ในรูปที่ 4.7 ในทางปฏิบัติเรามักจะสมมติว่ามีเส้นตัวตรวจวัด $D_1'D_2'$ ผ่านจุดกำเนิด เราจะให้ความสัมพันธ์ระหว่างเรย์อินทิกรัลตามเส้น SB ที่มีจุด A บนเส้น $D_1'D_2'$ กับจุด B บนเส้น D_1D_2 ดังนั้นในรูปที่ 4.8 เราจะให้โปรเจกชันแบบพัด $R_\beta(s)$ สัมพันธ์กับเส้นตัวตรวจวัดสมมติ (Imaginary Detector Line) $D_1'D_2'$ พิจารณารังสี SA ในรูปของ s สำหรับรังสีนี้คือความยาวของเส้น OA ถ้าโปรเจกชันแบบขนานถูกนำมาใช้สำหรับกรณีนี้ รังสี SA จะเป็นของโปรเจกชัน $P_\theta(t)$ โดยที่ θ กับ t เป็นดังแสดงในรูปความสัมพันธ์ระหว่าง (t, θ) และ (s, β) เป็นดังนี้

$$t = s \cos \gamma = \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}}, \quad \theta = \beta + \gamma = \beta + \tan^{-1} \frac{s}{D} \tag{4.30}$$

โดยเราได้ใช้หลักความจริงที่ว่าสามเหลี่ยม AOC มีมุมเท่ากับสามเหลี่ยม OSC และ D คือระยะจากแหล่งกำเนิดรังสี S ถึงจุดกำเนิด

ในกรณีของโปรเจกชันแบบขนานภาพที่สร้างได้จะได้จาก (4.5) ซึ่งได้แก่

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(r \cos(\theta - \varphi) - t) dt d\theta \tag{4.5}$$

ใช้ความสัมพันธ์ (4.30) การอินทิเกรตสามารถเปลี่ยนแปลงเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_{\tan^{-1}(s_m/D)}^{2\pi - \tan^{-1}(s_m/D)} \int_{s_m}^{\infty} P_{\beta+\gamma} \left(\frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \cdot h \left[r \cos \left(\beta + \tan^{-1} \left(\frac{s}{D} \right) - \phi \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (4.31)$$

โดยเราสามารถใช้

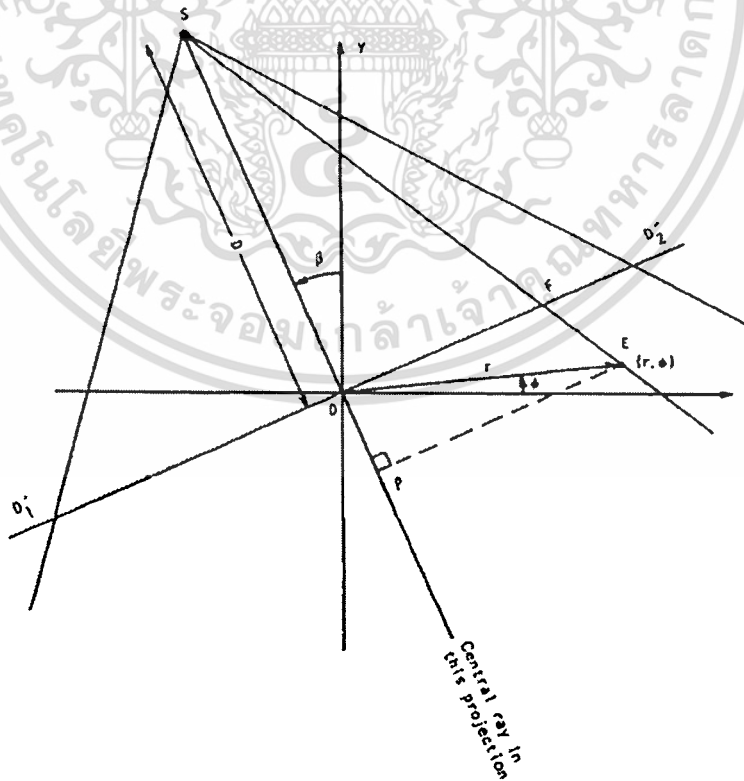
$$dt d\theta \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (4.32)$$

ใน (4.31) S_m แทนค่าที่มากที่สุดของ s ในแต่ละโปรเจกชันและสอดคล้องกับ t_m สำหรับข้อมูลโปรเจกชันแบบขนาน ขอบเขตของ $-\tan^{-1}(s_m/D)$ และ $2\pi - \tan^{-1}(s_m/D)$ ครอบคลุมช่วงของมุม 360° เนื่องจากทุกฟังก์ชันของ β ใน (4.31) มีลักษณะเป็นฟังก์ชันคาบด้วยระยะเท่ากับ 2π ขอบเขตบนและล่างอาจแทนด้วย 0 และ 2π ตามลำดับ นอกจากนั้นเทอม

$$P_{\beta+\gamma} \left(\frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \quad (4.33)$$

สอดคล้องกับเรย์อินทิกรัลตามแนว SA ในข้อมูลโปรเจกชันแบบขนาน $P_\theta(t)$ ซึ่งจะเทียบเท่ากับโปรเจกชันแบบพัด $R_\beta(s)$ ด้วยข้อสรุปเหล่านี้เราสามารถเปลี่ยนแปลง (4.31) ได้เป็น

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{s_m}^{\infty} R_\beta(s) h \left[r \cos \left(\beta + \tan^{-1} \left(\frac{s}{D} \right) - \phi \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (4.34)$$



รูปที่ 4.9 สำหรับจุดในพิกัดโพลาร์ (r, φ) ตัวแปร U เป็นอัตราส่วนระหว่าง SP กับระยะจาก

แหล่งกำเนิดถึงจุดกำเนิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการที่จะหาสูตรสำหรับอัลกอริทึมฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน เราจะพิจารณาค่าของฟังก์ชัน h ค่าของฟังก์ชัน h สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} r \cos(\beta + \tan^{-1} \frac{s}{D} - \varphi) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \\ = r \cos(\beta - \varphi) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} - (D + r \sin(\beta - \varphi)) \frac{s}{\sqrt{D^2 + s^2}} \end{aligned} \quad (4.35)$$

ในการคำนวณเพื่อที่จะทำให้มีความซับซ้อนน้อยลงจะมีการเพิ่มตัวแปรใหม่สองตัว ตัวแปรแรกเราแทนด้วย U ซึ่งสำหรับแต่ละจุด (x, y) เป็นอัตราส่วนระหว่าง SP (รูปที่ 4.9) กับระยะจากแหล่งกำเนิดถึงจุดกำเนิด นั่นก็คือว่า SP คือโปรเจกชันของแหล่งกำเนิดถึงระนาบพิคเซล SE บนรังสีตำแหน่งกลาง (Central Ray) ดังนั้น

$$U(r, \varphi, \beta) = \frac{\overline{SO} + \overline{OP}}{D} = \frac{D + r \sin(\beta - \varphi)}{D} \quad (4.36)$$

อีกพารามิเตอร์หนึ่งคือค่าของ s สำหรับรังสีที่ผ่านพิคเซล (r, φ) ที่เรากำลังพิจารณา ให้ s' แทนค่าของ s เนื่องจาก s ถูกวัดตามเส้นตัวตรวจวัดสมมติ $D_1 D_2$ ซึ่งคือค่าระยะ OF เนื่องจาก

$$\frac{s}{\overline{SO}} = \frac{\overline{EP}}{\overline{SP}} \quad (4.37)$$

เราได้

$$s' = D \frac{r \cos(\beta - \varphi)}{D + r \sin(\beta - \varphi)} \quad (4.38)$$

เราจะใช้สมการ (4.36) และ (4.38) แทนใน (4.35) ดังนั้น

$$r \cos(\beta + \tan^{-1} \frac{s}{D} - \varphi) - \frac{Ds}{\sqrt{D^2 + s^2}} = \frac{s'UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} - \frac{sUD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (4.39)$$

แทนค่า (4.39) ใน (4.34) จะได้

$$f(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{s_m}^{s_m} R_\beta(s) h \left[(s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (4.40)$$

ต่อไปเราจะเขียน h ในสมการข้างบนให้อยู่ในรูปที่ใกล้กับ (4.26) เนื่องจาก $h(t)$ เป็นการแปลงฟูเรียร์ย้อนกลับของ $|w|$ ในพรีเควินซีโดเมน

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |w| e^{j2\pi wt} dw \quad (4.41)$$

ดังนั้น

$$h \left[(s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] = \int_{-\infty}^{\infty} |w| \exp^{j2\pi w (s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}}} dw \quad (4.42)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยใช้การแปลง

$$w' = w \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (4.43)$$

เราเขียน (4.42) ใหม่ได้เป็น

$$\begin{aligned} h((s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}}) &= \frac{D^2 + s^2}{U^2 D^2} \int_{-\infty}^{\infty} |W| e^{j2\pi(s' - s)w'} dw' \\ &= \frac{D^2 + s^2}{U^2 D^2} h(s' - s) \end{aligned} \quad (4.44)$$

แทนค่าลงใน (4.40) เราได้

$$f(r, \varphi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_{\beta}(s) g(s' - s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} ds d\beta \quad (4.45)$$

โดยที่

$$g(s) = \frac{1}{2} h(s) \quad (4.46)$$

เพื่อวัตถุประสงค์ของการคำนวณทางคอมพิวเตอร์ เราจะเรียก (4.45) ว่าเป็นอัลกอริทึมฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชันถ่วงน้ำหนัก (Weighted Filtered-Backprojection) เพื่อที่จะแสดงให้เห็น เราจะเขียน (4.45) ใหม่ดังนี้

$$f(r, \varphi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} Q_{\beta}(s') d\beta \quad (4.47)$$

โดยที่

$$Q_{\beta}(s) = R'_{\beta}(s) * g(s) \quad (4.48)$$

และ

$$R'_{\beta}(s) = R_{\beta}(s) \cdot \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (4.49)$$

ในการใช้อัลกอริทึมสร้างภาพเราแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน

ขั้นที่ 1 สมมติว่าแต่ละโปรเจกชัน $R_{\beta}(s)$ ถูกสุ่มด้วยช่วงของการสุ่ม a ดังนั้นข้อมูลที่เรารู้คือ $R_{\beta}(na)$ โดยที่ n เป็นค่าจำนวนเต็ม โดยที่ $n=0$ คือรังสีตำแหน่งกึ่งกลางที่ผ่านจุดกำเนิด β เป็นค่ามุมของแต่ละโปรเจกชัน ในขั้นแรกเราต้องหา $R'_{\beta}(na)$ สำหรับแต่ละ $R_{\beta}(na)$ โดย

$$R'_{\beta}(na) = R_{\beta}(na) \cdot \frac{D}{\sqrt{D^2 + n^2 a^2}} \quad (4.50)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นที่ 2 คอนโวลต์ (Convolve) ข้อมูลโปรเจกต์ที่ได้ถูกปรับปรุง R'_β กับ $g(na)$ เพื่อให้ได้โปรเจกชันที่ถูกฟิลเตอร์

$$Q_{\beta_i}(na) = R'_{\beta_i}(na) * g(na) \quad (4.51)$$

ในการทำดิสครีตคอนโวลชันโดยใช้โปรแกรม FFT ฟังก์ชัน $R'_\beta(na)$ ต้องถูกเติมศูนย์ด้วยจำนวนศูนย์ที่เพียงพอเพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณรบกวน ลำดับของ $g(na)$ จะถูกกำหนดโดยตัวอย่างของ (4.46)

$$g(na) = \frac{1}{2} h(na) \quad (4.52)$$

โดยใช้ค่าของ $h(na)$ จาก (4.75) เราได้การตอบสนองอิมพัลส์ดิสครีต

$$g(na) = \begin{cases} \frac{1}{8\alpha^2}, & n = 0 \\ 0, & n = \text{even} \\ -\frac{1}{2n^2\pi^2a^2}, & n = \text{odd} \end{cases} \quad (4.53)$$

แม้ว่าตามทฤษฎีแล้วอาจจะไม่มีการใช้ฟิลเตอร์เพิ่มเติม แต่ในทางปฏิบัติเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพดีขึ้นเราอาจต้องเพิ่มฟิลเตอร์ทำให้เรียบดังนี้

$$Q_{\beta_i}(na) = R'_{\beta_i}(na) * g(na) * k(na) \quad (4.54)$$

โดยที่ $k(na)$ คือการตอบสนองอิมพัลส์ของฟิลเตอร์ที่ทำให้เรียบ

ขั้นตอนที่ 3 ทำการแบ็คโปรเจกชันถ่วงน้ำหนัก (Weighted Backprojection) แต่ละโปรเจกชันที่ถูกฟิลเตอร์ในขั้นตอนที่สอง

$$f(x, y) \cong \Delta B \sum_{i=1}^M \frac{1}{U^2(x, y, \beta_i)} Q_{\beta_i}(s') \quad (4.55)$$

โดยที่ s' คือมุมของลำแสงพัคที่ผ่านจุด (x, y) สำหรับตำแหน่งแหล่งกำเนิดอยู่ที่มุม β_i ถ้าค่าของ s' ไม่ได้สอดคล้องกับค่าใดๆของ na ซึ่งถ้ารู้ค่า $Q_{\beta_i}(na)$ เราอาจต้องใช้การประมาณค่า

4.4 การใช้อัลกอริทึมสำหรับโปรเจกชันแบบขนานกับข้อมูลโปรเจกชันแบบพัค

ในหัวข้อย่อยนี้เราจะอธิบายอัลกอริทึมที่จะปรับปรุงข้อมูลโปรเจกชันแบบพัคเพื่อที่จะใช้กับอัลกอริทึมการสร้างภาพสำหรับโปรเจกชันแบบขนานหรือฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน การปรับปรุงข้อมูลนั้นต้องมีข้อบังคับเกี่ยวกับมุมซึ่งข้อมูลโปรเจกชันแบบพัคถูกเก็บรวบรวมและมุมซึ่งข้อมูลโปรเจกชันถูกสุ่มในโปรเจกชันแบบพัคแต่ละอัน

อ้างถึงรูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ระหว่าง โปรเจกชันแบบพัดและ โปรเจกชันแบบขนานเป็นไปตาม (4.50) นั่นคือ

$$t = D \sin \gamma \quad \text{และ} \quad \theta = \beta + \gamma \quad (4.56)$$

ถ้า $R_\beta(\gamma)$ แทนข้อมูล โปรเจกชันแบบพัดที่ถูกระบายที่มุม β และ $P_\theta(t)$ ข้อมูลโปรเจกชันแบบขนานที่ถูกระบายที่มุม θ โดยใช้ (4.56) เราสามารถเขียน

$$R_\beta(\gamma) = P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma) \quad (4.57)$$

ให้ $\Delta\beta$ แทนมุมที่เพิ่มขึ้นระหว่าง โปรเจกชันแบบพัดที่ติดกันและให้ $\Delta\gamma$ แทนช่วงของมุมในแต่ละแฉกเปิดของโปรเจกชันแบบพัด เราจะสมมติเงื่อนไขต่อไปนี้

$$\Delta\beta = \Delta\gamma = \alpha \quad (4.58)$$

เราเห็นได้ชัดว่า β และ γ ใน (4.57) จะเท่ากับ $m\alpha$ และ $n\alpha$ ตามลำดับ สำหรับบางค่าของอินเด็กซ์ m และ n ที่เป็นจำนวนเต็ม ดังนั้นเราสามารถเขียน (4.57) ได้ใหม่ดังนี้

$$R_{m\alpha}(n\alpha) = P_{(m+n)\alpha}(D \sin n\alpha) \quad (4.59)$$

สมการนี้คือพื้นฐานของอัลกอริทึมที่สามารถปรับปรุงข้อมูล โปรเจกชันแบบพัดเพื่อที่จะใช้กับอัลกอริทึมการสร้างภาพสำหรับโปรเจกชันแบบขนาน สมการนี้กล่าวว่า รังสีที่ n^{th} ในโปรเจกชันแบบพัดที่ m^{th} เทียบเท่ากับรังสีที่ n^{th} ในโปรเจกชันแบบขนานที่ $(m+n)^{\text{th}}$ ตัวแปร $\sin n\alpha$ ใน (4.59) เป็นเหตุให้โปรเจกชันแบบขนานไม่ได้ถูกสุ่มแบบสม่ำเสมอ(Uniformly Sampled) การแก้ไขสามารถทำได้โดยการใช้การประมาณค่า

บทที่ 5

การออกแบบและการสร้างตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

5.1 บทนำ

การออกแบบและสร้างตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ได้มีการศึกษาและทดลองสร้างภายในประเทศส่วนมากจะเป็นตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบเดี่ยวยกตัวอย่างเช่น การพัฒนาหัววัดรังสีซีเอ็มไอโอไคด์ร่วมกับไดโอด p-i-n [1], การพัฒนาหัววัดรังสีชนิด GaAs p-i-n [2] และการพัฒนาหัววัดรังสีชนิดพรอพอร์ชันเนลแบบไวต่อตำแหน่ง [3] แต่ในงานวิจัยนี้ได้มีการออกแบบและสร้างตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ทั้งชนิดตัวตรวจจับเดี่ยวและตัวตรวจจับชนิดแถวยาว ซึ่งตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กันโดยทั่วไปมีวิธีการตรวจจับ 2 วิธีคือ [4]

1. วิธีการทางตรง จะใช้ตัวนำชนิดไวต่อแสงมาใช้ในการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้า
2. วิธีการทางอ้อม จะใช้ไดโอดที่ไวต่อแสงต่อใช้งานร่วมกับชั้นของฟอสเฟอร์ในการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้า

โดยที่ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์โดยใช้วิธีการทางอ้อมเนื่องจากไม่ต้องใช้เทคโนโลยีในการสร้างที่สูงมากนัก ถึงแม้ว่าผลลัพธ์ที่ได้จะดีกว่าตัวตรวจจับที่ใช้วิธีการทางตรงก็ตาม แต่ก็มีความประสิทธิภาพเพียงพอที่สามารถนำมาใช้งานได้

5.2 ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบเดี่ยว

ในงานวิจัยได้นำสารเรืองแสง ซึ่งในที่นี้ก็คือเอ็กซ์เรย์ฟอสเฟอร์ 3 ชนิดมาใช้ในการวิจัย คือ

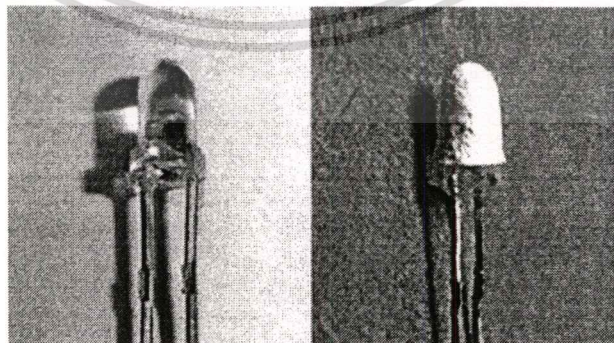
1. $Gd_2O_2S:Tb$
2. $TaO_4:Nb$
3. $CaWO_4$

ในส่วนของอุปกรณ์ตรวจวัดแสงที่ได้จากสารเรืองแสงได้นำตัวตรวจจับ 2 ประเภทคือ โฟโตทรานซิสเตอร์และโซลาร์เซลล์ซึ่งทั้งสองจะมีข้อดีที่แตกต่างกันคือ โฟโตทรานซิสเตอร์จะเด่นในด้านของขนาดที่เล็กและมีอัตราการขยายสัญญาณ แต่โซลาร์เซลล์จะเด่นในเรื่องของขนาดที่ใหญ่ทำให้มีพื้นที่รับแสงมาก โดยที่ในการทดลองได้ทำการเคลือบสารเรืองแสงลงบนอุปกรณ์วัดแสงโดยตรง รูปที่ 5.1 และ 5.2 แสดงรายละเอียดของอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการวิจัย การเคลือบสารเรืองแสงลงบนตัวตรวจจับแสงเนื่องจากสารเรืองแสงมีลักษณะเป็นผงดังนั้นจึงได้มีการทำให้เป็นของเหลวเพื่อทำการเคลือบลงบนอุปกรณ์ตรวจวัดแสง โดยมีส่วนผสมคือกาวน้ำ (รูปที่ 5.3) ซึ่งจะช่วยให้สารเรืองแสงจับตัวกันไม่หลุดร่อนได้ง่ายเมื่อแห้งและมีน้ำเป็นตัวทำละลาย โดยผลจากการทดลองหาอัตราส่วนที่เหมาะสมของ สารเรืองแสง น้ำและกาวน้ำแสดงในตารางที่ 5.1 เมื่อ

พิจารณาผลจากตารางจะพบว่ามีอัตราส่วนที่เหมาะสมระหว่าง สารเรืองแสง:น้ำ:กาวน้ำ อยู่สองค่า คือ 5:4:1 และ 5:5:2 ตามลำดับ แต่จากผลของการทดลอง ที่อัตราส่วน 5:4:1 จะให้ค่าแรงดันทาง เอาท์พุทของตัวตรวจจับสูงกว่าที่อัตราส่วน 5:5:2 เนื่องจากมีอัตราส่วนของสารเรืองแสง:กาว อยู่ มากกว่า ดังนั้นจึงได้เลือกที่ค่าอัตราส่วนระหว่างสารเรืองแสง:น้ำ:กาว เป็น 5:4:1 มาใช้ในการ ทำงานวิจัย

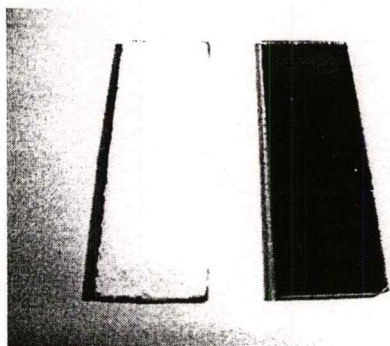
ตารางที่ 5.1 ผลการหาอัตราส่วนที่เหมาะสมระหว่าง สารเรืองแสง:น้ำ:กาว

ส่วนผสม (อัตราส่วน)			ลักษณะสารเรืองแสงที่ได้
สารเรืองแสง	น้ำ	กาว	
5	2	0	ของเหลวที่ได้มีความเข้มข้นมากเกินไป ไม่สะดวกต่อการเคลือบลงบน อุปกรณ์ตรวจวัดแสง เมื่อแห้งจับตัวเป็นก้อนแข็งแตกได้ง่ายและไม่มี ความสามารถในการยึดเกาะกับพื้นผิว
5	3	1	ของเหลวที่ได้มีความเข้มข้นลดลง แต่ยังคงเข้มข้นเกินไปในการเคลือบลงบน อุปกรณ์ตรวจวัดแสง เมื่อแห้งจับตัวเป็นก้อนแข็ง มีความสามารถยึดเกาะกับ พื้นผิวได้ดีและไม่แตกง่าย
5	4	1	ของเหลวที่ได้มีความเข้มข้นเหมาะสมในการเคลือบลงบนอุปกรณ์ตรวจวัด แสง เมื่อแห้งจับตัวเป็นก้อนแข็งมีความสามารถยึดเกาะกับพื้นผิวได้ดีและไม่ แตกง่าย
5	4	2	ของเหลวที่ได้มีความเข้มข้นสูงขึ้น แห้งช้าและเมื่อแห้งจะมีความยืดหยุ่น เล็กน้อย สามารถยึดเกาะกับพื้นผิวได้ดี
5	5	2	ของเหลวที่ได้มีความเข้มข้นเหมาะสมในการเคลือบลงบนอุปกรณ์ตรวจวัด แสง แห้งช้าและเมื่อแห้งจะมีความยืดหยุ่นเล็กน้อย สามารถยึดเกาะกับพื้นผิว ได้ดี



รูปที่ 5.1 แสดงโฟโตทรานซิสเตอร์ที่นำมาใช้ในการทดลอง โดยที่ในรูปด้านซ้ายแสดง โฟโตทรานซิสเตอร์แบบปกติ ส่วนในรูปด้านขวาแสดงโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ผ่านการ เคลือบด้วยสารเรืองแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



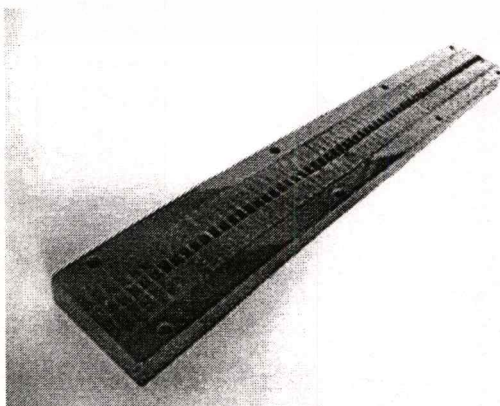
รูปที่ 5.2 แสดงโซลาร์เซลล์ที่นำมาใช้ในการทดลอง โดยที่ในรูปด้านซ้ายแสดงโซลาร์เซลล์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสารเรืองแสงส่วนในรูปด้านขวาแสดงโซลาร์เซลล์แบบปกติ



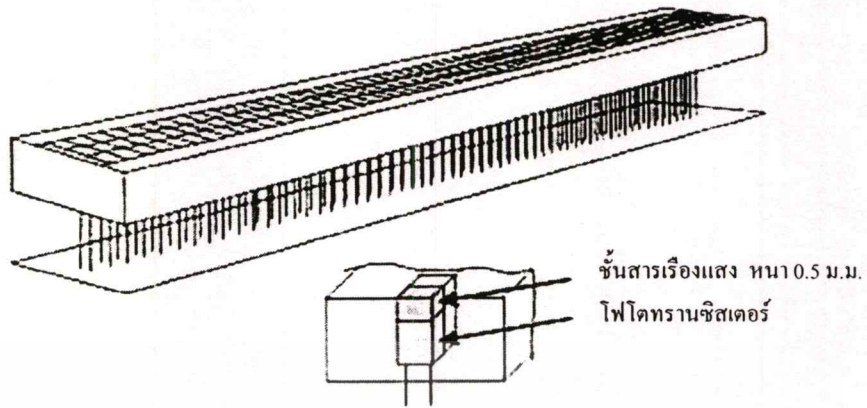
รูปที่ 5.3 แสดงกาน้ำที่ใช้ในการวิจัย

5.3 หน่วยตรวจจับอิเล็กตรอนชนิดแถวยาว

การสร้างจะมีส่วนเพิ่มเติมจากตัวตรวจจับอิเล็กตรอนแบบเดี่ยวคือจะมีการเคลือบสารเรืองแสงลงไปบนอุปกรณ์วัดแสงที่ได้มีการเรียงเป็นแถวยาวภายในช่องบังคับที่สร้างจากพลาสติกออลิลิกที่มีการแบ่งช่องระหว่างอุปกรณ์วัดแสงแต่ละตัวเพื่อป้องกันการรบกวนของแสงจากตัวข้างเคียงดังแสดงในรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.4 ช่องที่ได้จัดทำขึ้นสำหรับตัวตรวจจับแสงแต่ละตัวและสำหรับการเคลือบสารเรืองแสง
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อประโยชน์ของนักศึกษาและผู้เกี่ยวข้องเท่านั้น
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.5 โครงสร้างของหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว



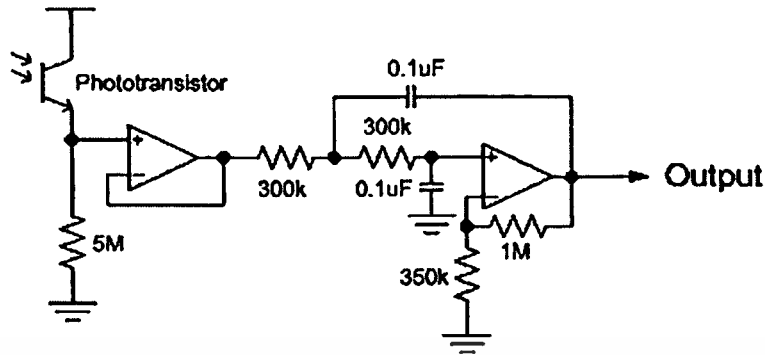
รูปที่ 5.6 หน่วยตรวจจับหลังการเคลือบด้วยสารเรืองแสง

จากรูปที่ 5.5 แสดงโครงสร้างภายในซึ่งประกอบด้วยช่องสี่เหลี่ยมขนาดเล็กและมีโฟโตทรานซิสเตอร์บรรจุอยู่ภายในและในรูปที่ 5.6 แสดงหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์หลังการเคลือบด้วยสารเรืองแสงและจะทำการปิดในส่วนนี้ด้วยวัสดุทึบแสงเพื่อป้องกันแสงจากภายนอกเข้ามารบกวนการทำงานของโฟโตทรานซิสเตอร์

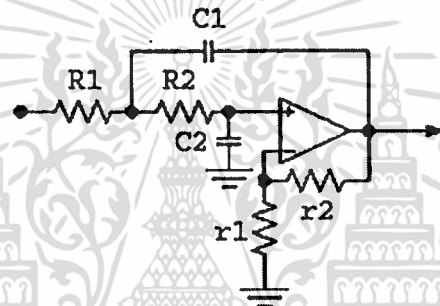
จากการทดลองตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยวจะพบว่ารูปคลื่นของสัญญาณที่ได้จะมีลักษณะเป็นสัญญาณพูลเวฟเรกติไฟร์ ดังนั้นในการนำเอาตัวตรวจจับแบบเดี่ยวมาใช้ในการออกแบบเป็นหน่วยตรวจจับชนิดแถวยาว ถ้าไม่มีการแก้ไขในส่วนนี้จะทำให้เกิดปัญหาในการอ่านค่าเอาท์พุทที่ได้จากตัวตรวจจับแต่ละตัว ซึ่งค่าที่ได้จะไม่ใช่ค่าที่แท้จริงดังนั้นจึงได้นำเอาสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารทสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตเห็น ใบเขียวประโยชน์ด้านการศึกษา

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.7 วงจรที่ใช้ในส่วนของบัฟเฟอร์และกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 5.8 วงจรต้นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

รังสีแต่ละความผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (รูปที่ 5.7) เพื่อเลือกเอาเฉพาะองค์ประกอบความถี่ต่ำของสัญญาณเอาท์พุทที่ได้เท่านั้น

จากรูปที่ 5.7 สามารถคำนวณหาค่า pole, zero และค่าตัวแปรต่างๆ ของวงจรกรองความถี่โดยเทียบเคียงวงจรต้นแบบในรูปที่ 5.8 ได้ดังนี้
ค่าอัตราขยาย (k) สามารถคำนวณได้จาก

$$k = 1 + \frac{r2}{r1} \tag{5.1}$$

จะได้

$$1 + \frac{1M}{350k} = 3.857 \tag{5.2}$$

ค่าฟังก์ชันการส่งถ่าย H(s) สามารถคำนวณได้จาก

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{k \frac{1}{R1C1R2C2}}{S^2 + \left(\frac{1}{R1C1} + \frac{1}{R2C1} + \frac{1-k}{C2R2} \right) S + \frac{1}{R1C1R2C2}} \tag{5.3}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าฟังก์ชันพื้นฐานของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{k\omega p^2}{s^2 + \frac{\omega p}{Q_p}s + \omega p^2} \quad (5.4)$$

จะได้

$$\omega p = \frac{1}{\sqrt{R1C1R2C2}} \quad (5.5)$$

ดังนั้น

$$\omega p = \frac{1}{\sqrt{300k \times 0.1\mu F \times 300k \times 0.1\mu F}} = 33.33 \text{ Rad/Sec} \quad (5.6)$$

ดังนั้นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้จะมีจุดตัดความถี่ (frequency cutoff) ที่ 5.305 Hz และค่า Q ของวงจรสามารถคำนวณได้จาก

$$Q_p = \frac{\omega p}{\frac{1}{R1C1} + \frac{1}{R2C1} + \frac{1-k}{C2R2}} \quad (5.7)$$

เมื่อแทนค่าตัวแปรลงใน (5.7) จะได้

$$Q_p = \frac{33.333}{33.333 + 33.333 + (-95.233)} = -1.166 \quad (5.8)$$

จาก (5.3) ค่าฟังก์ชันการส่งถ่ายของระบบ คือ

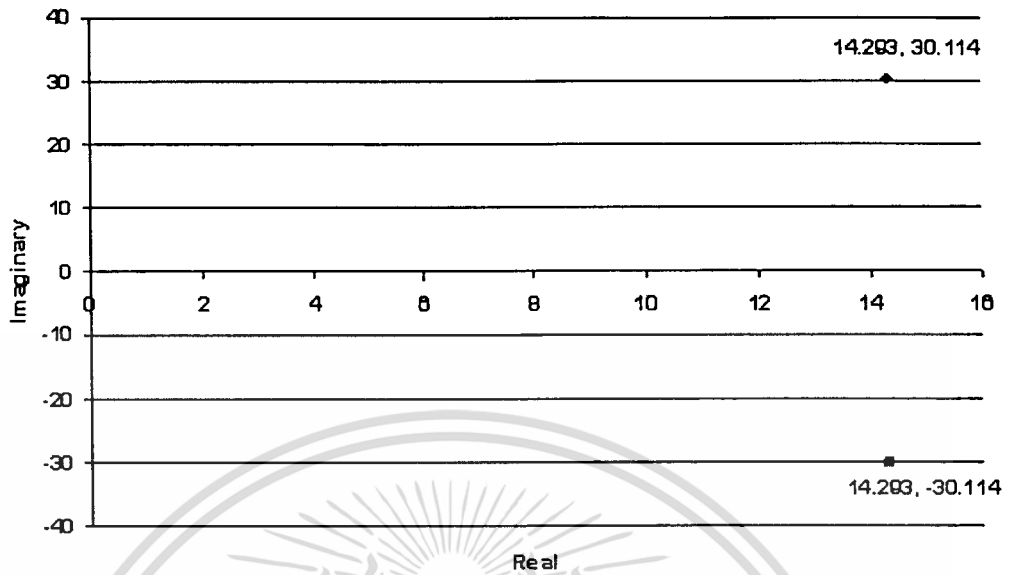
$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{3.857 \times 1111.111}{s^2 - 28.585s + 1111.111} \quad (5.9)$$

จาก (5.9) สามารถคำนวณหาค่า pole ทั้งสองตัวของวงจรได้ค่าดังนี้

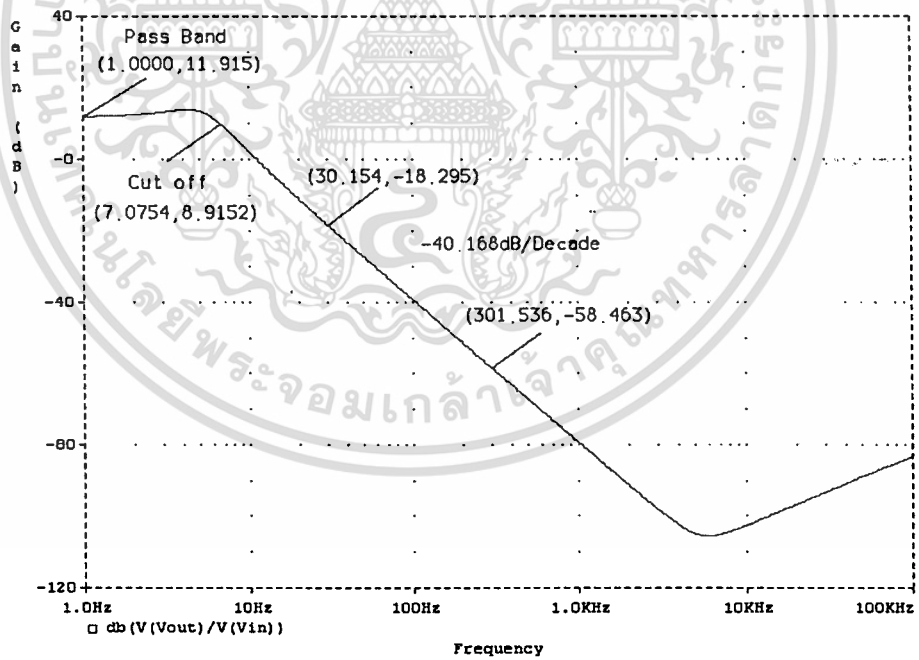
$$S1 = 14.293 + j30.114$$

$$S2 = 14.293 - j30.114$$

จากค่า S1 และ S2 ที่ได้ปรากฏว่า pole ของระบบจะอยู่ฝั่งขวาของ complex s-plane ดังแสดงในรูปที่ 5.9 ซึ่งอาจจะทำให้ระบบเกิดความไม่เสถียรขึ้นได้และกราฟการตอบสนองของวงจรในด้านความถี่ต่ออัตราขยายแสดงในรูปที่ 5.10 ดังนั้นจึงได้ทำการออกแบบวงจรที่ใช้ในส่วนของภาคอินพุตและวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านใหม่เพื่อแก้ไขปัญหาข้างต้น จากรูปที่ 5.11 แสดงวงจรที่ได้มีการแก้ไข

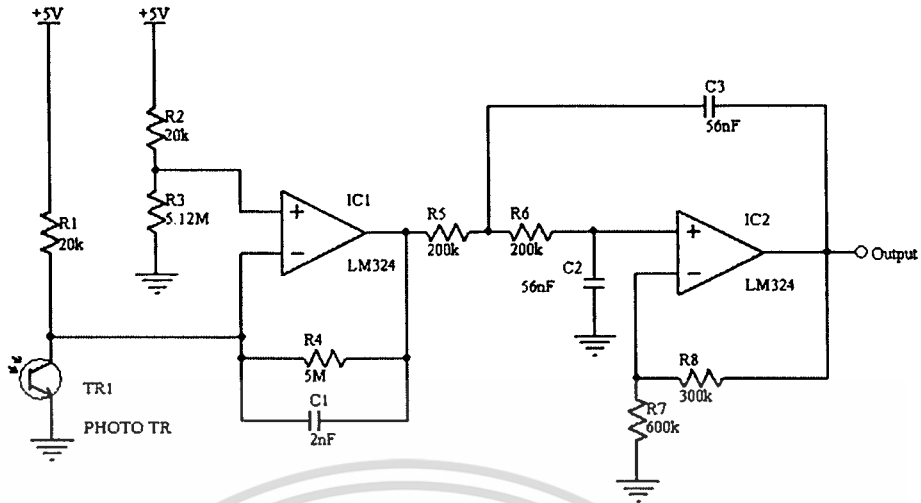


รูปที่ 5.9 แสดงตำแหน่ง pole ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านในรูปที่ 5.7



รูปที่ 5.10 กราฟการตอบสนองของวงจรรูปที่ 5.7 ในด้านความถี่ต่ออัตราขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.11 วงจรที่ใช้ในส่วนของอินพุตและกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้รับการปรับปรุง

จากรูปที่ 5.11 วงจรที่ได้ทำการแก้ไขจะมีส่วนของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านสองชุดคือ วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่มีอันดับการกรอง 1 อันดับ (R4 และ C1) และวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่มีอันดับการกรอง 2 อันดับ (R5, R6, C2, C3, R7, R8 และ IC2) ดังนั้นในวงจรชุดนี้จึงมีอันดับการกรองเท่ากับ 3 อันดับ จากรูปที่ 5.11 สามารถคำนวณหาค่า pole, zero และค่าตัวแปรต่างๆ ของวงจรกรองความถี่อันดับ 2 โดยเทียบเคียงวงจรต้นแบบในรูปที่ 5.8 ได้ดังนี้ จาก (5.1) สามารถคำนวณค่าอัตราขยาย (k) ได้ คือ

$$1 + \frac{300k}{600k} = 1.500 \quad (5.10)$$

จาก (5.3) (5.4) และ (5.5) สามารถคำนวณค่าฟังก์ชันการส่งถ่าย H(s) ได้ คือ

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{200k \times 56nF \times 200k \times 56nF}} = 89.286 \text{ Rad/Sec} \quad (5.11)$$

ดังนั้นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้จะมีจุดตัดความถี่ (frequency cutoff) ที่ 14.210 Hz และค่า Q ของวงจรสามารถคำนวณได้โดยการแทนค่าตัวแปรลงใน (5.7) จะได้

$$Q_p = \frac{89.986}{89.986 + 89.986 - 44.643} = 0.672 \quad (5.12)$$

จาก (5.3) ค่าฟังก์ชันการส่งถ่ายของระบบ คือ

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{1.500 \times 7971.939}{S^2 + 133.908S + 7971.939} \quad (5.13)$$

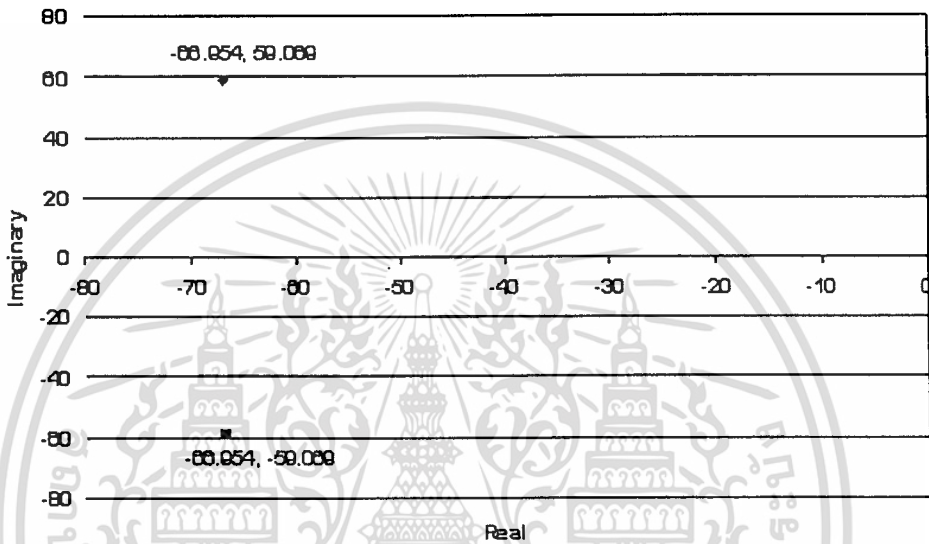
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จาก (5.13) สามารถคำนวณหาค่า pole ทั้งสองตัวของวงจรได้ค่าดังนี้

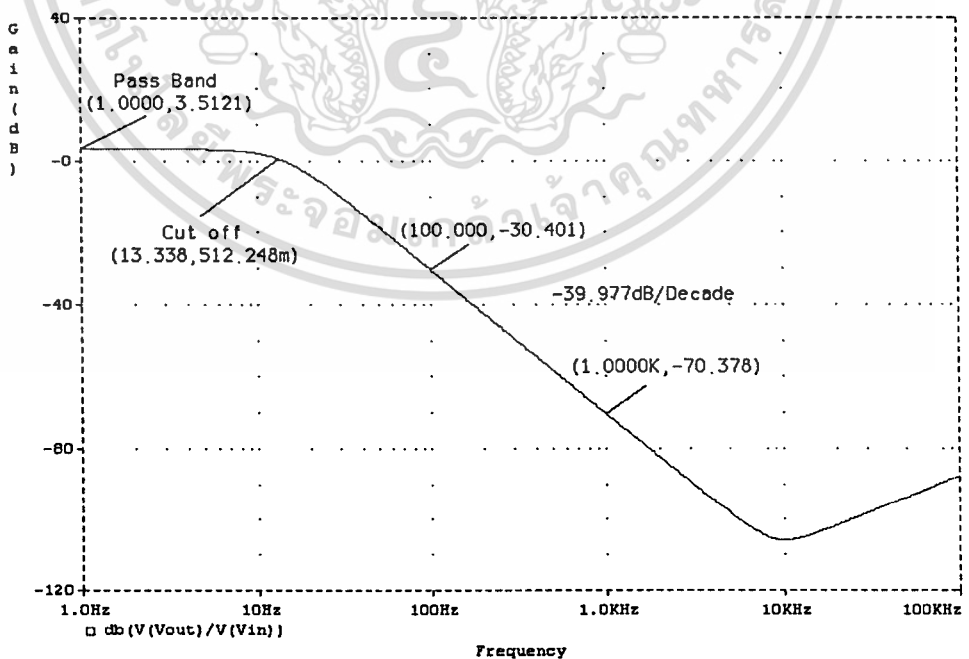
$$S1 = -66.954 + j59.069$$

$$S2 = -66.954 - j59.069$$

จากค่า S1 และ S2 ที่ได้ปรากฏว่า pole ของระบบจะอยู่ฝั่งซ้ายของ complex s-plane ดังแสดงในรูปที่ 5.12 ทำให้ระบบมีเสถียรภาพในการทำงานและกราฟการตอบสนองของวงจรในด้านความถี่ต่ออัตราขยายแสดงในรูปที่ 5.13



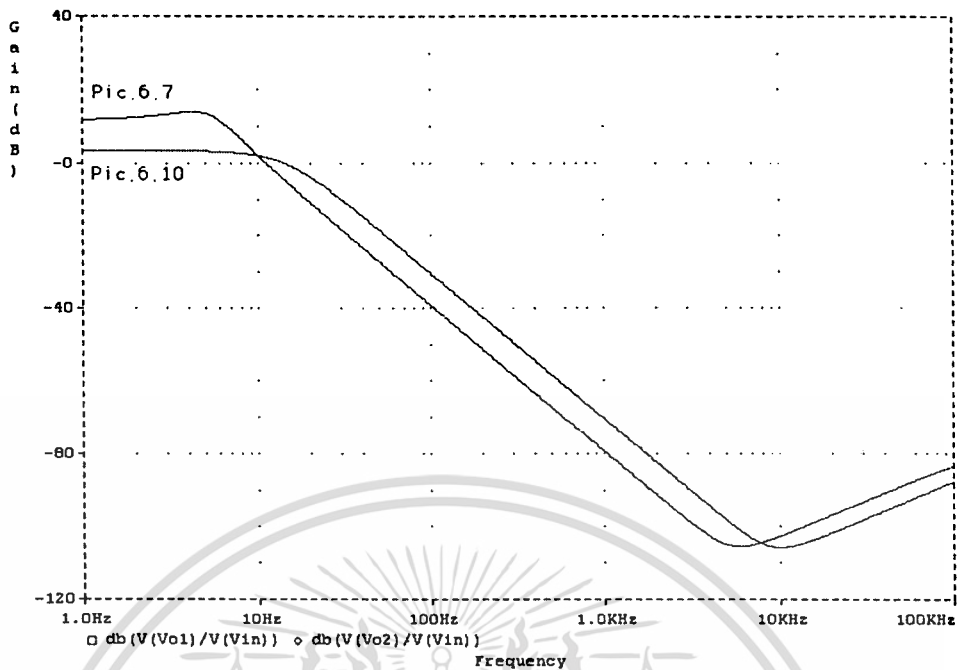
รูปที่ 5.12 แสดงตำแหน่ง pole ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.11



รูปที่ 5.13 กราฟการตอบสนองของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.11 ในด้านความถี่

ต่ออัตราขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.14 แสดงการเปรียบเทียบกราฟการตอบสนองของวงจรรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ของวงจรในรูปที่ 5.7 และรูปที่ 5.11 ในด้านความถี่ต่ออัตราการขยาย

จากรูปที่ 5.14 แสดงการเปรียบเทียบกราฟการตอบสนองของวงจรรองความถี่ต่ำผ่านของวงจรในรูปที่ 5.7 และรูปที่ 5.11 ในด้านความถี่ต่ออัตราการขยายและยังเปรียบเทียบค่าการลดทอนของความถี่สูงโดยวงจรในรูปที่ 5.7 มีค่าการลดทอนที่ -40.168dB/Decade และวงจรในรูปที่ 5.11 มีค่าการลดทอนที่ -39.977dB/Decade

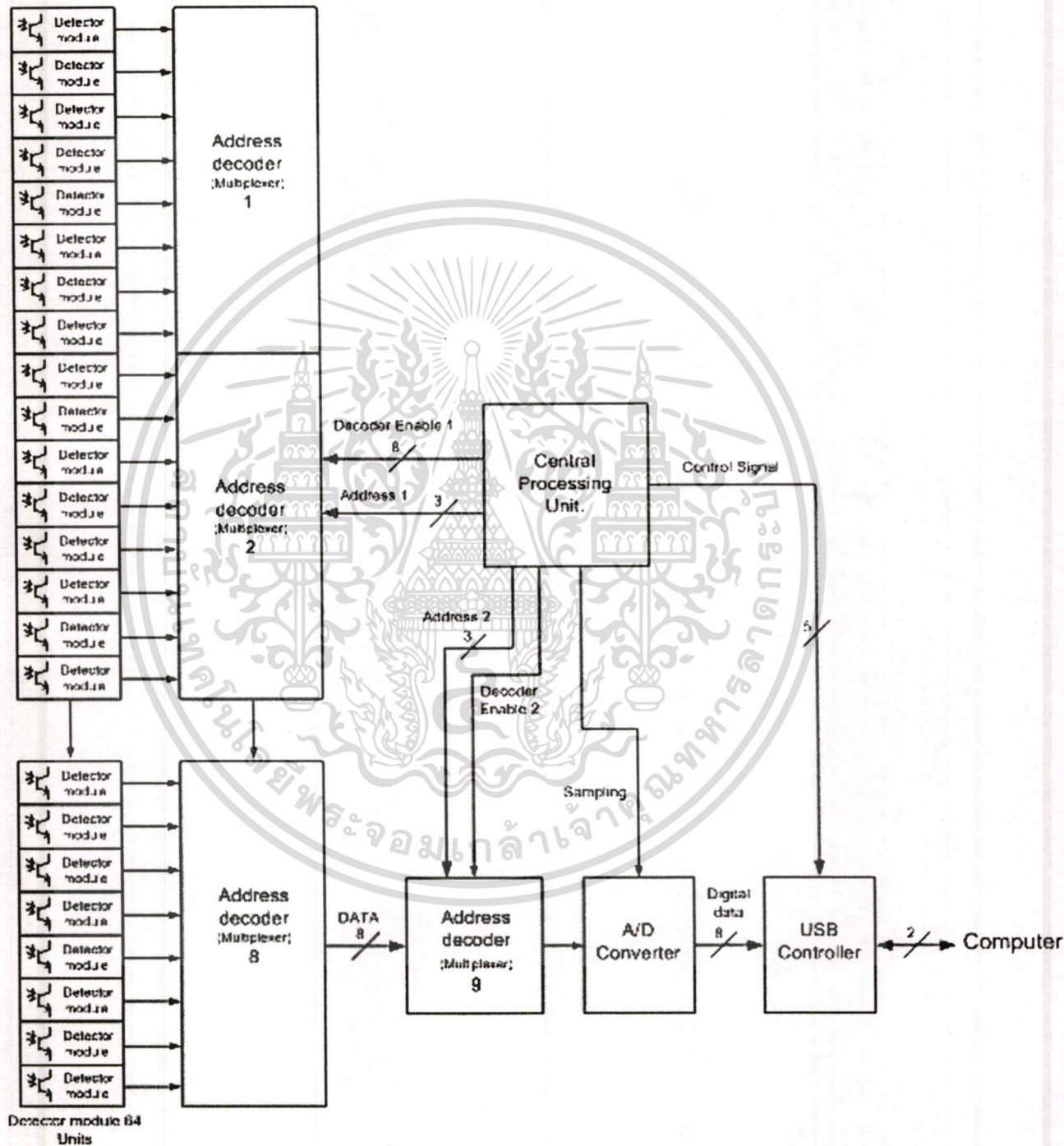
หลังจากนั้นสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับแต่ละตัวจะนำมาผ่านวงจร Multiplexer เพื่อให้สัญญาณที่ได้ทางเอาท์พุทเพียงหนึ่งช่องสัญญาณเท่านั้น

จากบล็อกการทำงานรวมในรูปที่ 5.15 สามารถอธิบายการทำงานของแต่ละส่วนได้ดังนี้

1. Detector module คือ ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ในแต่ละหน่วยซึ่งจะประกอบด้วย
 - 1.1. ตัวตรวจจับแสงที่มีการเคลือบด้วยสารเรืองแสง
 - 1.2. วงจรภาคต้น
 - 1.3. วงจรรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน
2. Address decoder หรือ Multiplexer ทำหน้าที่เลือกสัญญาณจาก Detector module ให้ส่งออกไปทางด้านเอาท์พุทเพียงช่องเดียว โดยเรียงลำดับต่อเนื่องกันไป
3. A/D converter ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิต
4. USB controller ทำหน้าที่ควบคุมการส่งข้อมูลจากหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ไปสู่เครื่องคอมพิวเตอร์โดยมีการเชื่อมต่อการทำงานผ่านทางช่องการสื่อสารแบบ USB

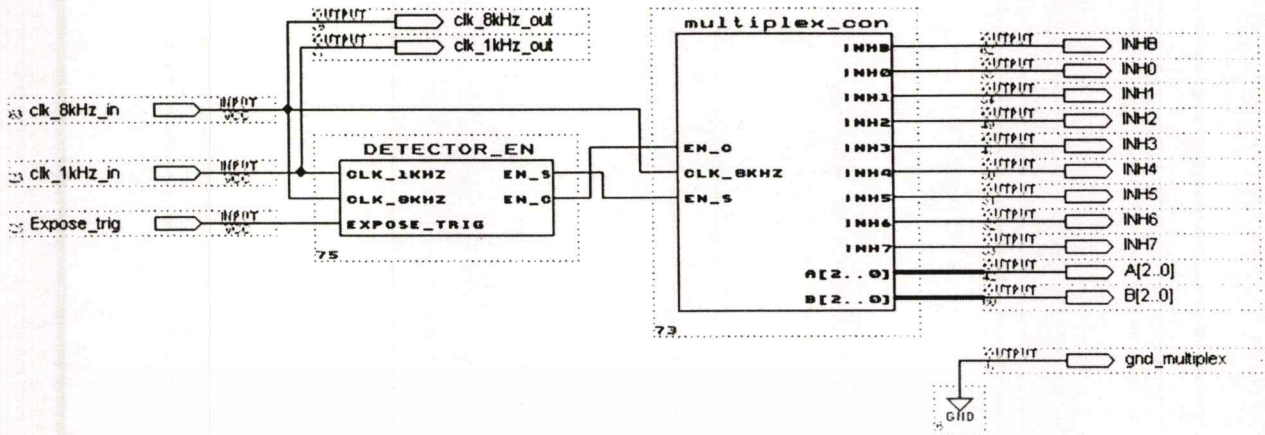
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. Central Processing Unit. หน่วยควบคุมการประมวลผลกลาง โดยในงานวิจัยนี้ได้ใช้อุปกรณ์ FPGA (Field Programmable Gated Array) มาทำหน้าที่ควบคุมการเลือกข้อมูลของ Multiplexer ควบคุมการสุ่มตัวอย่างของ A/D converter และควบคุมการทำงานของ USB controller



รูปที่ 5.15 แสดงบล็อกการทำงานรวมของหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแกวยา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



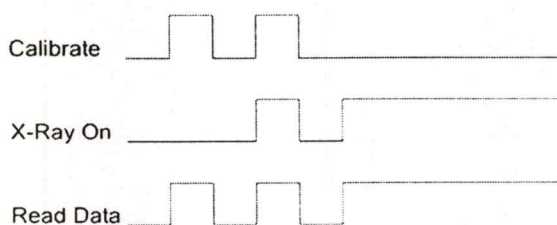
รูปที่ 5.16 แสดงบล็อกการทำงานรวมของหน่วยประมวลผลกลาง

ซึ่งในการทำงานของหน่วยประมวลผลกลางจะรับสัญญาณควบคุมจากเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่จะส่งสัญญาณการฉายเอ็กซ์เรย์ออกมาในแต่ละครั้ง หลังจากนั้นหน่วยประมวลผลกลางจะทำหน้าที่ควบคุมระบบต่างๆ ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ในการออกแบบหน่วยประมวลผลกลางได้ใช้โปรแกรม MAX+plus II เวอร์ชัน 10.23 ของบริษัท ALTERA

จากบล็อกการทำงานรวมในรูปที่ 5.16 สามารถอธิบายการทำงานของแต่ละส่วนได้ดังนี้

1. Expose_trig จะรับสัญญาณควบคุมการทำงานที่ส่งมาจากเครื่องเอ็กซ์เรย์
2. clk_1KHz_in และ clk_8kHz_in จะรับสัญญาณนาฬิกาความถี่ 1kHz และ 8kHz มาจากวงจรหารความถี่เพื่อนำมาใช้ในการควบคุมการทำงาน
3. DETECTOR_EN ทำหน้าที่ตรวจจับการฉายเอ็กซ์เรย์ ซึ่งส่งสัญญาณควบคุมออกเป็นยังบล็อkmultiplex_con สองสัญญาณคือ EN_S เป็นสัญญาณบ่งบอกการเอ็กซ์เรย์และสัญญาณ EN_C คือสัญญาณควบคุมช่วงเวลาที่ใช้ในการสแกนของหน่วยตรวจจับ
4. multiplex_con ทำหน้าที่ควบคุมการมัลติเพล็กซ์ของ decoder ทั้งหมด นอกจากนี้สัญญาณที่ได้ยังมีการนำไปควบคุมการทำงานของ A/D converter และ USB controller ด้วย

เมื่อชุดตรวจจับได้ส่งข้อมูลที่ได้จากการตรวจจับไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำการเก็บข้อมูล, ประมวลผลข้อมูลรวมถึงการแสดงผลที่ได้ ซึ่งในการรับข้อมูลที่ส่งมาจากหน่วยตรวจจับได้มีการเขียนโปรแกรมเพื่อทำงานในส่วนนี้ โดยโปรแกรมที่เขียนขึ้นมาจะทำหน้าที่ในการปรับเทียบค่าของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แต่ละตัวรับข้อมูลที่ส่งมาจากหน่วยตรวจจับและแสดงผลออกมาเป็นข้อมูลของแต่ละโปรเจกชันและมีการเก็บบันทึกข้อมูลของแต่ละโปรเจกชันไว้เพื่อทำการสร้างภาพตัดขวางหรือแสดงผลอื่นๆ ต่อไป

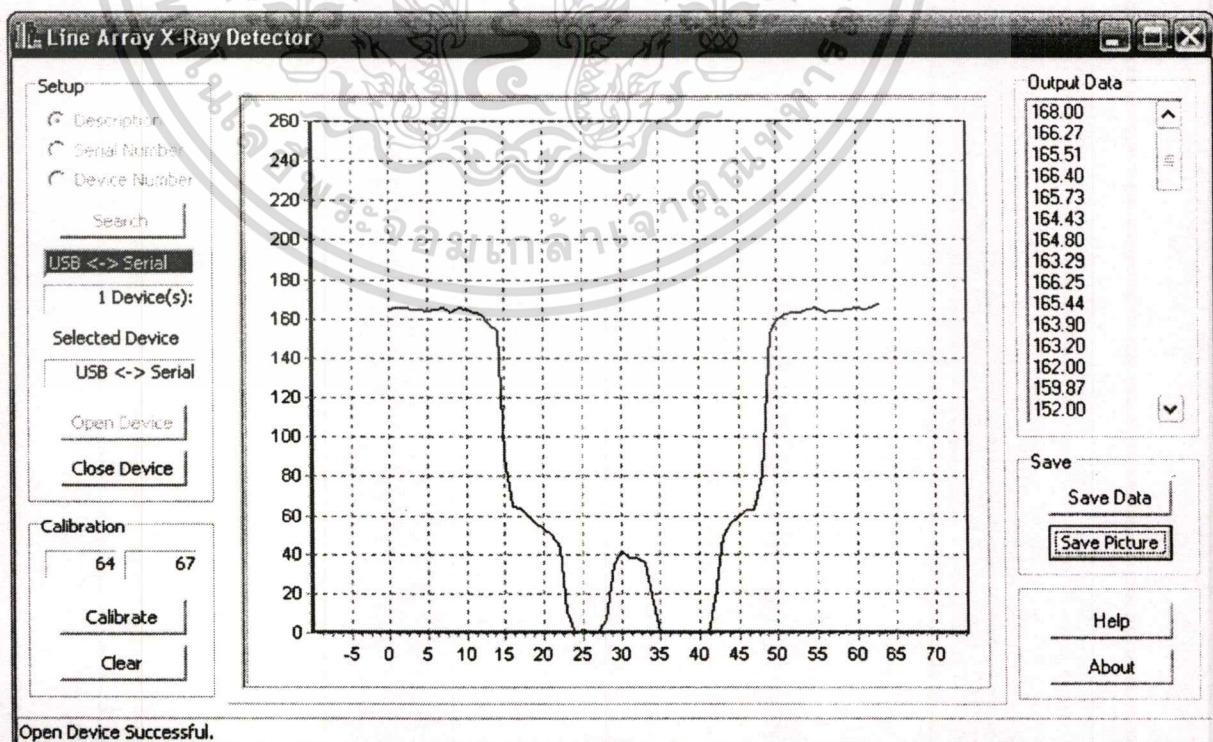


รูปที่ 5.17 Timing Diagram แสดงการทำงานของ การปรับเทียบค่าของตัวตรวจจับรังสีแต่ละตัว

ในส่วนของการปรับเทียบค่าของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แต่ละตัวจะมีช่วงการทำงานดังแสดงในรูปที่ 5.17 ซึ่งจะมีการปรับเทียบค่าสองครั้ง โดยในครั้งแรกจะเป็นการปรับเทียบค่าออฟเซตของแรงดันในขณะที่ไม่มีการถ่ายเอ็กซ์เรย์และในครั้งที่สองจะเป็นการปรับเทียบอัตราขยายในขณะที่ทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์

รูปที่ 5.18 แสดงตัวโปรแกรมที่ทำการเขียนขึ้น โดยใช้ Borland C++ Builder 5 โดยมีส่วนการทำงานหลักๆ ดังนี้

1. Setup คือส่วนควบคุมการติดต่อกับหน่วยตรวจจับโดยการสื่อสารทาง USB
2. Calibration ทำหน้าที่ในการปรับเทียบค่าของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แต่ละตัวให้ได้ค่าเอาท์พุทที่เท่ากันเมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์ในปริมาณเท่ากัน ซึ่งจะเป็นการปรับชดเชยอัตราขยายของหน่วยตรวจจับแต่ละตัวและการปรับแก้ค่าแรงดันออฟเซตที่เกิดขึ้นด้วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์โดย บริษัท อีซีเอส จำกัด
รูปที่ 5.18 แสดงตัวโปรแกรมที่ทำการเขียนขึ้น โดยใช้ Borland C++ Builder 5 การค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. Output data จะเป็นการแสดงค่าเอาต์พุตที่ได้จากหน่วยตรวจจับแต่ละชุดที่มีทั้งหมด 64 ชุด
4. Save สามารถเลือกการบันทึกได้สองรูปแบบคือ
 - 4.1. เก็บข้อมูลดิบที่ได้จากหน่วยตรวจจับ (ข้อมูลที่ได้จะเก็บเป็นตัวเลขทั้งหมด 64 ชุด)
 - 4.2. เก็บข้อมูลที่ได้เป็นไฟล์รูปภาพ ดังที่แสดงในรูปที่ 5.18

ในการนำข้อมูลที่ได้จากหน่วยตรวจจับไปทำการสร้างภาพตัดขวางจะเป็นการบันทึกข้อมูลที่ได้ในแต่ละโปรเจกชันและนำไปสร้างภาพตัดขวางโดยใช้โปรแกรม Algebraic Reconstruction Technique [12] และ BioCross เวอร์ชัน 2.0 [13] ซึ่งในการนำโปรแกรมทั้งสองมาใช้สามารถเลือกชนิดการสร้างภาพตัดขวางให้ตรงตามลักษณะของงานวิจัยที่เป็นการสร้างภาพตัดขวางแบบ ถ้าแสงพัดได้



บทที่ 6

การทดลองและผลการทดลอง

6.1 บทนำ

การทดลองได้แบ่งออกเป็นสองส่วน คือ การทดลองในส่วนของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบเดี่ยวซึ่งจะเป็นการทดลองหาลักษณะและขนาดของรูปคลื่นที่ได้, การทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ เป็นต้นและการทดลองของหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาวจะเป็นการหาค่าเวลาไต่ขึ้นและลงของรูปคลื่นที่ได้, การทดลองถ่ายเอ็กซเรย์ผ่านตัวอย่างและการทดลองการสร้างภาพตัดขวางและการทดลองของวงจรที่ได้รับการปรับปรุงวงจรภาคต้นและวงจรรองความถี่

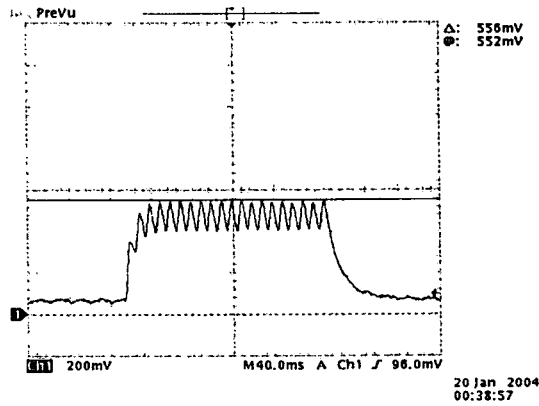
6.2 เครื่องมือและอุปกรณ์

1. ออสซิลโลสโคป
2. ดิจิตอลมัลติมิเตอร์
3. มัลติฟังก์ชันเพาเวอร์ซัพพลาย
4. เครื่องคอมพิวเตอร์
5. เครื่องเอ็กซเรย์ ขนาด 100kVp 50mA (25mA, 50mA)

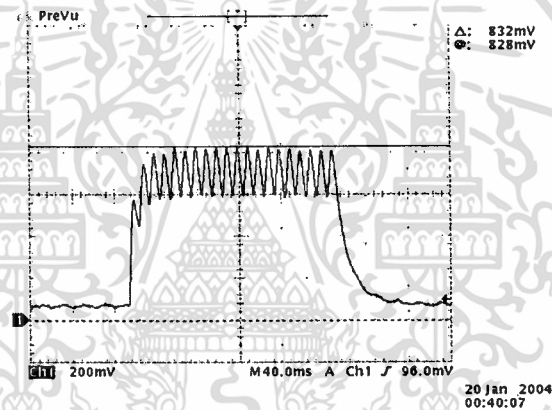
6.3 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบเดี่ยว

6.3.1 ลักษณะและขนาดของรูปคลื่นที่ได้

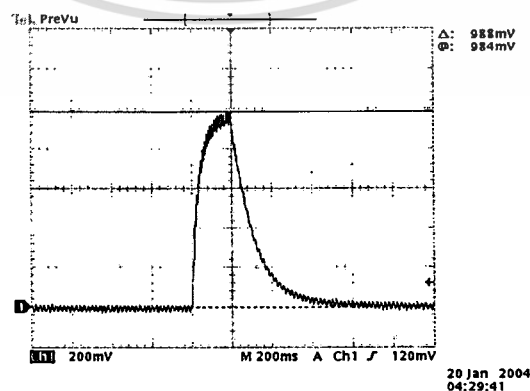
การทดลองจัดทำโดยการนำตัวตรวจจับรังสีที่สร้างขึ้นมาทดลองรับรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดันต่างๆ เพื่อหาผลเปรียบเทียบถึงขนาดของสัญญาณที่ได้รวมถึงรูปร่างของสัญญาณ สัดส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน ความแตกต่างระหว่างสารเรืองแสงแต่ละชนิด ผลการทดลองที่ได้แสดงดังรูปที่ 6.1-6.5 และตารางที่ 6.1



รูปที่ 6.1 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสาร $Gd_2O_2S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 75 KVp กระแส 50mA เวลา 0.2 วินาที

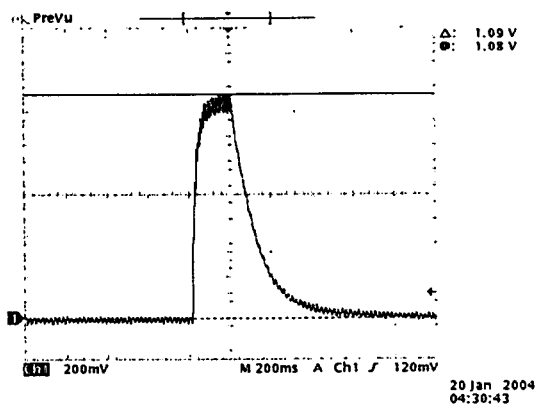


รูปที่ 6.2 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสาร $Gd_2O_2S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 100 KVp กระแส 50mA เวลา 0.2 วินาที



รูปที่ 6.3 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิดโซลาร์เซลล์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสาร $Gd_2O_2S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 75 KVp กระแส 50mA เวลา 0.2 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ลงวันเวสสำหรับการศึกษาเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



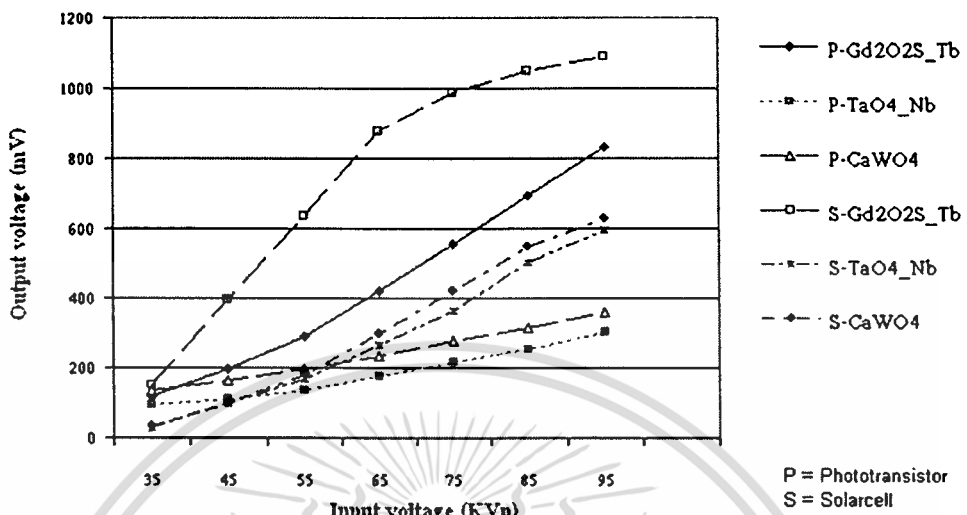
รูปที่ 6.4 แสดงขนาดของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับชนิด โซลาร์เซลล์ที่ผ่านการเคลือบด้วยสาร $Gd_2O_2S:Tb$ ในการตรวจวัดรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดัน 75 KVp กระแส 50mA เวลา 0.2 วินาที

ตารางที่ 6.1 แสดงผลการทดลองที่ได้จากตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยว

แรงดัน อินพุท (KVp)	แรงดันเอาต์พุท (mV)					
	โฟโตทรานซิสเตอร์			โซลาร์เซลล์		
	$Gd_2O_2S:Tb$	$TaO_4:Nb$	$CaWO_4$	$Gd_2O_2S:Tb$	$TaO_4:Nb$	$CaWO_4$
35	120	92	136	152	28	32
45	196	112	164	396	100	96
55	288	136	196	636	168	180
65	420	176	232	876	264	296
75	556	216	276	988	364	420
85	692	252	316	1050	504	548
95	832	304	360	1090	596	628

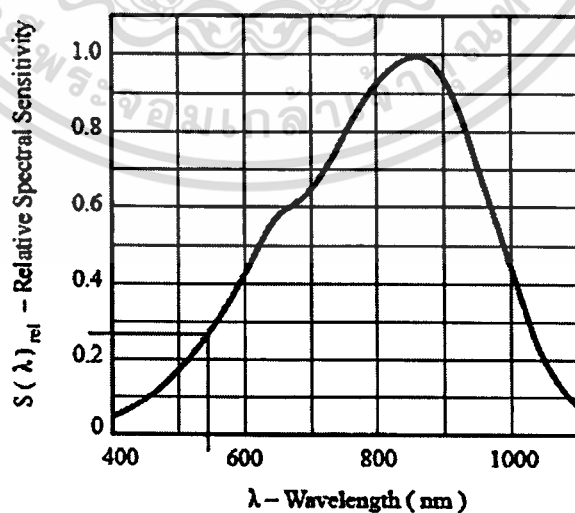
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

X-ray detector



รูปที่ 6.5 แสดงแผนภูมิเปรียบเทียบขนาดแรงดันเอาต์พุตที่ได้จากตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยวประเภทต่างๆ

จากผลการทดลองที่ได้ ตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยวที่สร้างจากโฟโตทรานซิสเตอร์สามารถให้ค่าแรงดันเอาต์พุตที่มีความเป็นเชิงเส้นต่อการเพิ่มของแรงดันที่ใช้ในการถ่ายเอ็กซ์เรย์มากกว่าตัวตรวจจับรังสีที่สร้างจากโซลาร์เซลล์ซึ่งจะมีการอิ่มตัวของค่าแรงดันทางเอาต์พุตที่ได้ ถึงแม้ว่าขนาดของสัญญาณที่ได้ทางเอาต์พุตของโฟโตทรานซิสเตอร์จะมีขนาดเล็กกว่าก็ตาม ส่วนความแตกต่าง



รูปที่ 6.6 แสดง Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength ของโฟโตทรานซิสเตอร์ที่นำมาใช้ในงานวิจัย จุดตัดกราฟในรูปคือค่าความยาวคลื่นของสารเรืองแสงที่ปล่อยออกมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่างสารเรืองแสงแต่ละชนิดจะให้ค่าแรงดันเอาท์พุทที่แตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับค่าความยาวคลื่นของแสงที่สารเรืองแสงปล่อยออกเมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์ โดยตัวตรวจจับที่ใช้โฟโตทรานซิสเตอร์จะให้ค่าเอาท์พุทสูงสุดเมื่อใช้คู่กับสารเรืองแสงประเภท $Gd_2O_2S:Tb$ เนื่องจากความยาวคลื่นของสารเรืองแสงที่ปล่อยออกมามีค่าประมาณ 545 nm. ซึ่งมีค่าสูงที่สุดในกลุ่มของสารเรืองแสงที่นำมาทำการวิจัย (จากตารางที่ 3.1) และ โฟโตทรานซิสเตอร์ที่ใช้ในงานวิจัยจะมีค่าประสิทธิภาพสูงสุดที่ค่าความยาวคลื่นประมาณ 850 nm. (รูปที่ 6.6)

6.3.2 การทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ

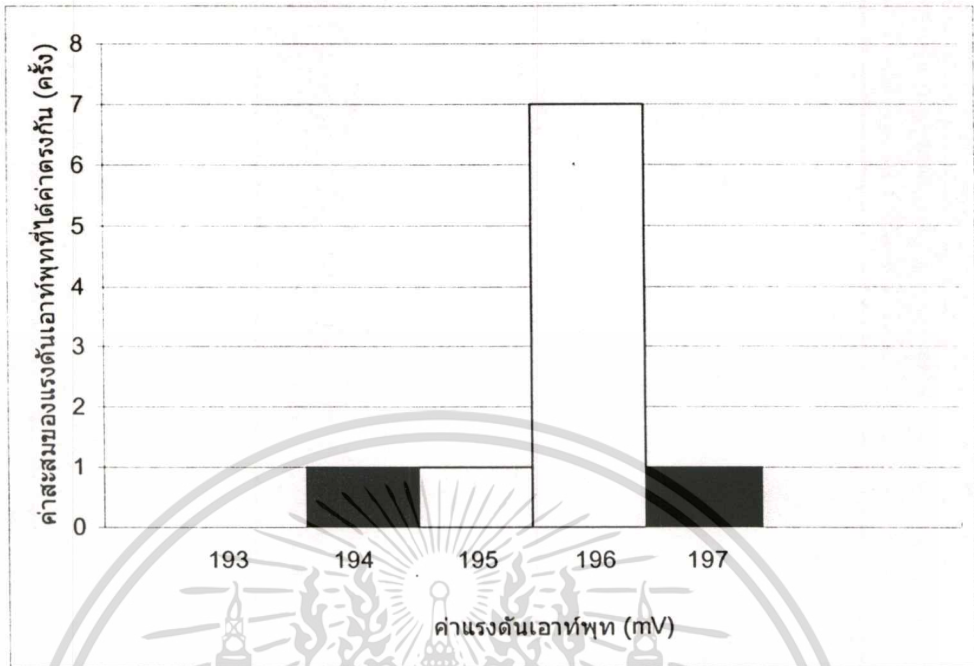
การทดลองนี้เป็นการทดสอบความคงที่ของค่าแรงดันที่ได้ทางเอาท์พุทของตัวตรวจจับเพื่อวัดถึงคุณภาพของวงจรของตัวตรวจจับว่ามีการทำงานที่คงที่หรือไม่ โดยในการทดลองจะมีการควบคุมค่าแรงดัน, ค่ากระแสและค่าเวลาที่ใช้ในการเอ็กซ์เรย์ ในการทดลองจะทำการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำเป็นจำนวน 10 ครั้งเพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของเอาท์พุทที่ได้ ผลการทดลองที่ได้แสดงดังตารางที่ 6.2 และรูปที่ 6.7-6.9

ตารางที่ 6.2 ผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ (กระแส 50mA เวลา 0.2 Sec.)

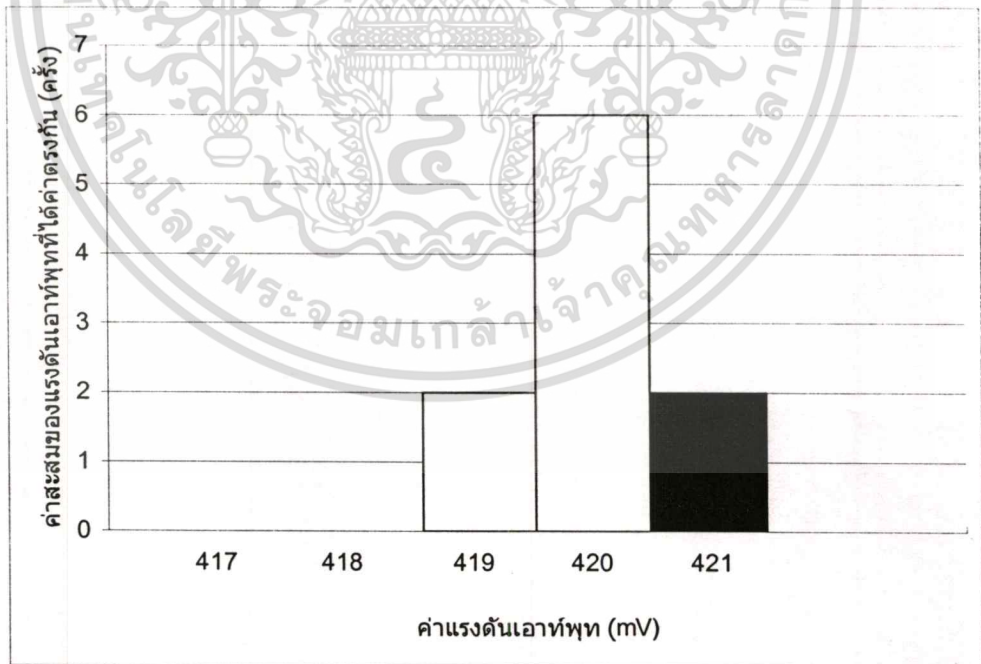
ครั้งที่	ค่าแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซ์เรย์		
	45 kVp	65 kVp	85 kVp
1	196	420	692
2	196	421	691
3	195	420	692
4	194	420	691
5	196	421	693
6	196	420	692
7	197	419	692
8	196	420	693
9	196	420	692
10	196	419	692

ค่าแรงดันเอาท์พุทมีหน่วยเป็นมิลลิโวลต์ (mV)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

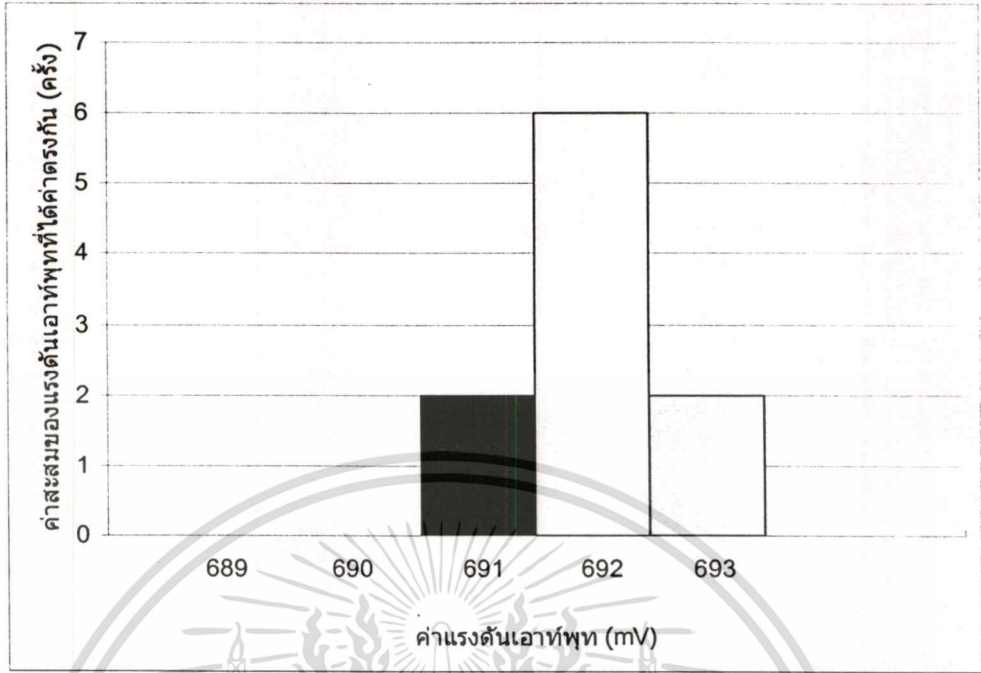


รูปที่ 6.7 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาร์ทพุทที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 45 kVp (ข้อมูลจากตารางที่ 6.2)

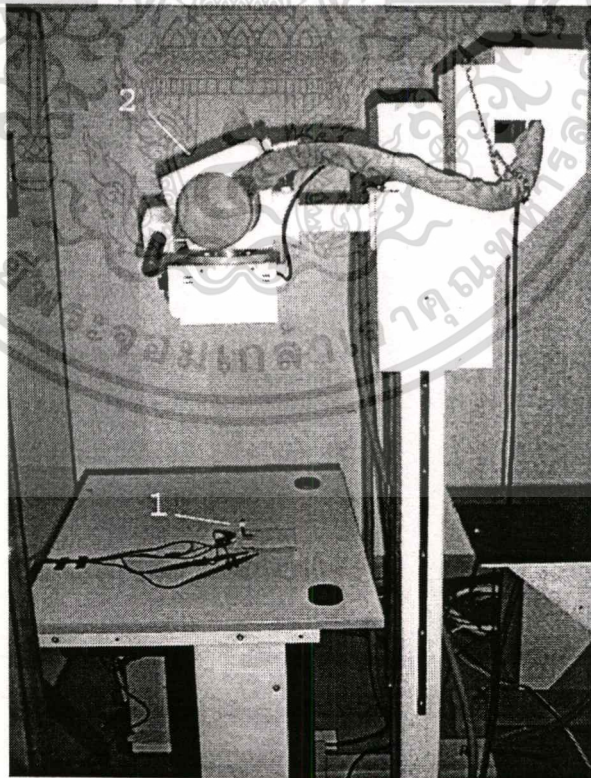


รูปที่ 6.8 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาร์ทพุทที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 65 kVp (ข้อมูลจากตารางที่ 6.2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.9 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 85 kVp (ข้อมูลจากตารางที่ 6.2)



รูปที่ 6.10 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ขณะทำการทดลองตัวตรวจจับแบบเดี่ยว

1. ตัวตรวจจับรังสี

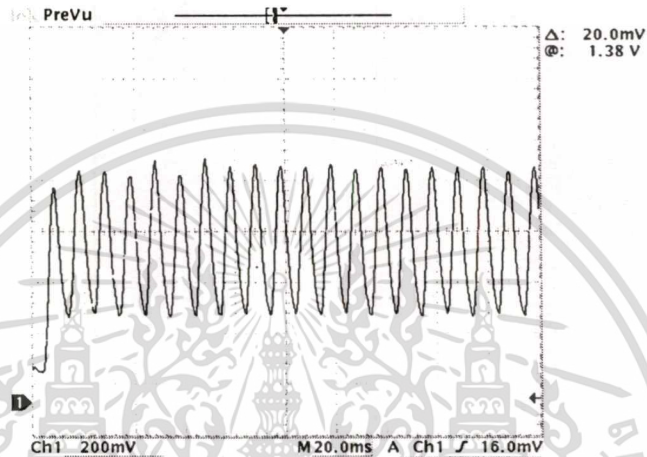
2. หลอดเอ็กซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

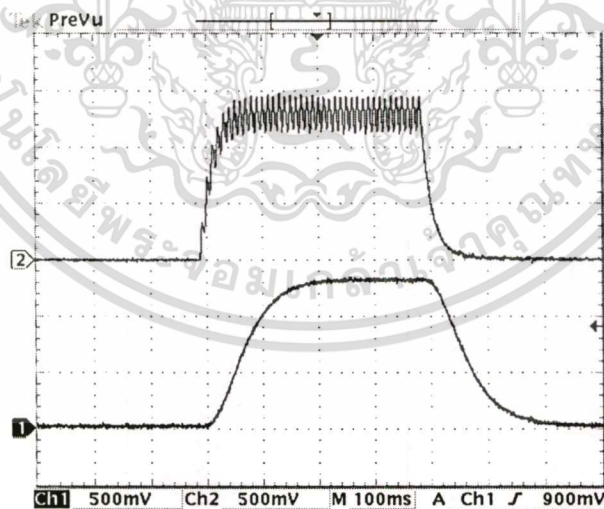
6.4 หน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแกววยาว

6.4.1 เอาท์พุทที่ได้จากวงจรกรองความถี่

จากการทดลองตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบเดี่ยวจะพบว่ารูปคลื่นของสัญญาณที่ได้จะมีลักษณะเป็นฟันเลื่อยดังแสดงในรูปที่ 6.11 และในรูปที่ 6.12 แสดงเอาท์พุทที่ได้หลังจากผ่านวงจรกรองความถี่

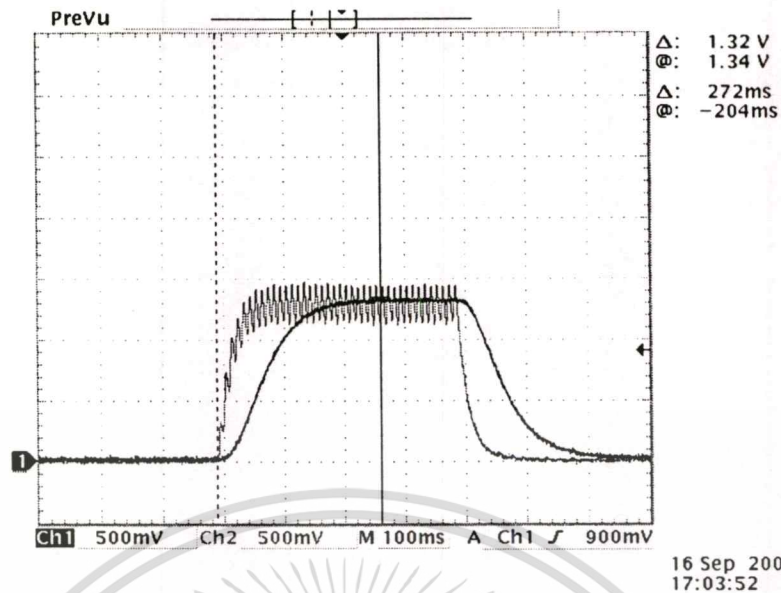


รูปที่ 6.11 ภาพขยายของสัญญาณเอาท์พุทที่ได้จากโฟโตทรานซิสเตอร์

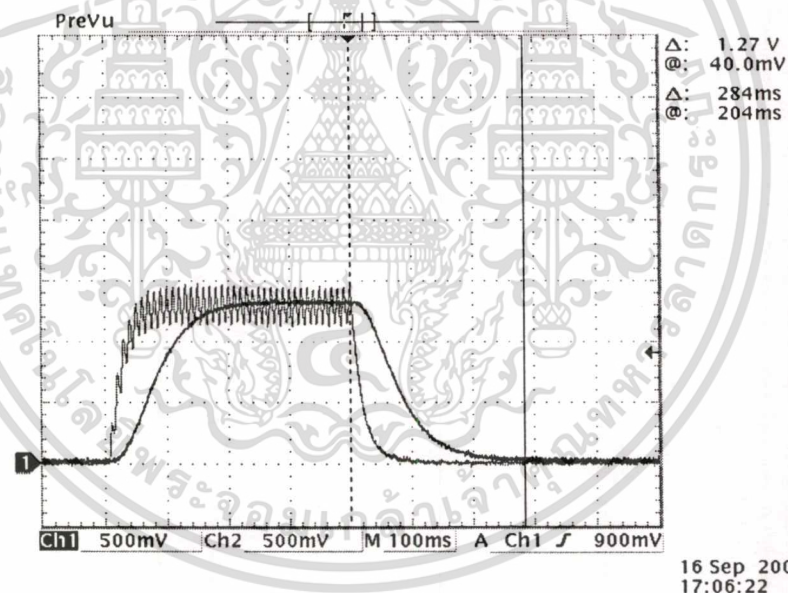


รูปที่ 6.12 แสดงลักษณะของสัญญาณเอาท์พุทที่ได้จากตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบเดี่ยว

- ช่องสัญญาณที่ 1 เอาท์พุทที่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน
- ช่องสัญญาณที่ 2 เอาท์พุทที่ยังไม่ผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 6.13 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ขึ้น (rise time) ของวงจรเมื่อมีการตอบสนองต่อเอ็กซเรย์



รูปที่ 6.14 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ลง (fall time) ของวงจรในการหยุดตอบสนองต่อเอ็กซเรย์

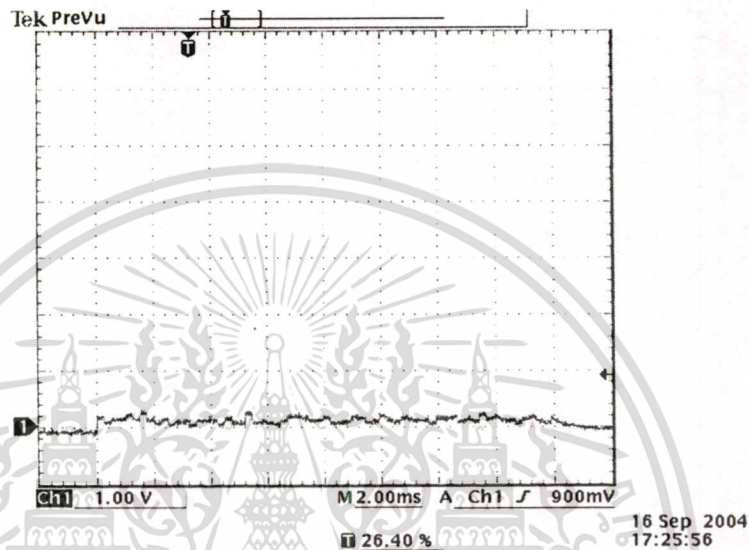
6.4.2 การทดลองหาค่าเวลาไต่ขึ้นและลงของรูปคลื่น

ในการทดลองหาค่าเวลาไต่ขึ้นและลงของรูปคลื่นจะบอกถึงความสามารถในการตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าแรงดันเอาท์พุทต่อค่าแรงดันอินพุท โดยค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ขึ้นและลงนี้จะขึ้นอยู่กับค่าคงที่ของเวลา (time constant) ของวงจร จากรูปที่ 6.13 แสดงค่าเวลาไต่ขึ้นมีค่าเท่ากับ 272 mSec. และจากรูปที่ 6.14 แสดงค่าเวลาไต่ลงมีค่าเท่ากับ 284 mSec.

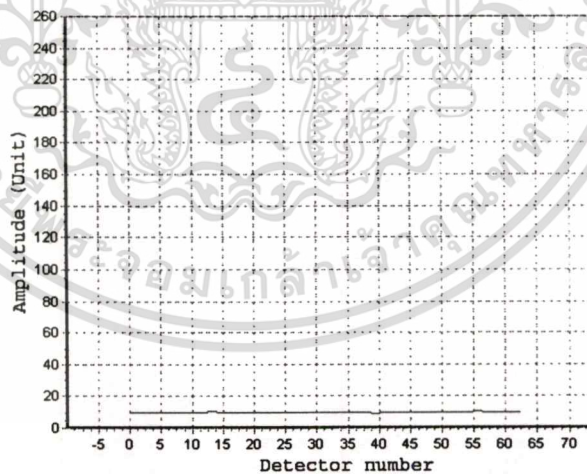
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.4.3 สัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับก่อนและหลังการปรับเทียบ

สัญญาณที่ได้เมื่อผ่านบล็อกรการทำงานทั้งหมดของหน่วยตรวจจับชนิดแกววยาว (บล็อกรการทำงานแสดงในรูปที่ 5.7) จะส่งข้อมูลเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลต่างๆ แต่ในขั้นต้นจะมีการปรับเทียบสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับแต่ละตัวให้มีค่าเท่ากันทั้งในเรื่องของแรงดันออฟเซตและอัตราขยาย โดยผลแสดงดังรูปที่ 6.15 และ 6.16



รูปที่ 6.15 แสดงสัญญาณก่อนการปรับเทียบ

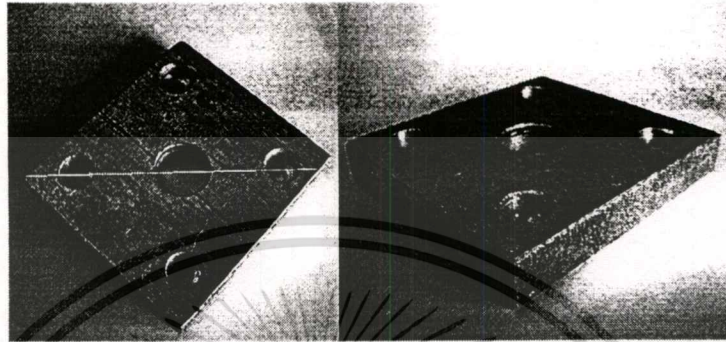


รูปที่ 6.16 แสดงสัญญาณหลังการปรับเทียบ

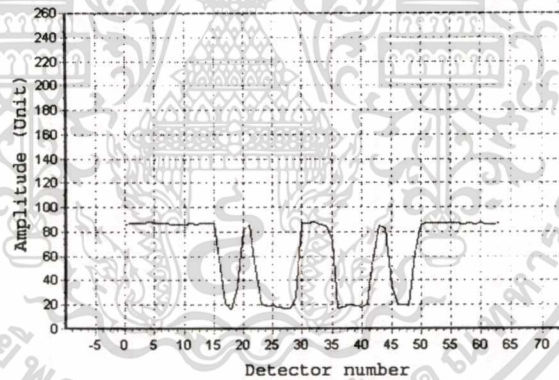
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.4.4 การทดลองเอ็กซ์เรย์ผ่านตัวอย่าง

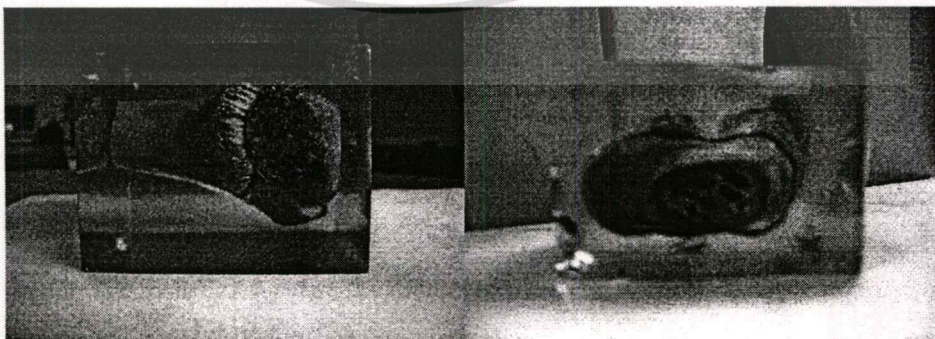
ในการทดลองตัวตรวจจับชนิดแถวยาวจะแตกต่างจากการทดลองตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบเคียวคือ จะมีการทดลองเอ็กซ์เรย์ผ่านแฟนทอม (Phantom) ที่ทำจากวัสดุที่ต่างชนิดและมีรูปทรงที่ต่างกัน โดยผลการทดลองที่ได้แสดงดังรูปที่ 6.17-6.22



รูปที่ 6.17 แสดงแฟนทอม 1 ที่ทำจากอลูมิเนียมมีขนาด กว้าง 7.2 ซม. ยาว 7.9 ซม.หนา 1.2 ซม. เส้นทแยงมุมตามแนวเส้นขาวยาว 10.6 ซม. โดยที่การวางหน่วยตรวจจับจะวางตามแนวเส้นขาว

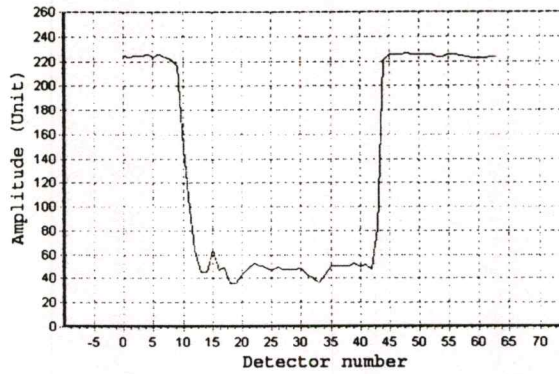


รูปที่ 6.18 ลักษณะของสัญญาณเอาต์พุตของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์แฟนทอม 1

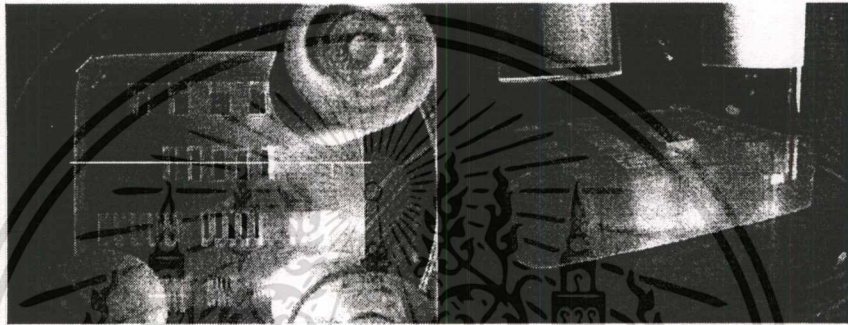


รูปที่ 6.19 แสดงแฟนทอม 2 ซึ่งเป็นกระดูกบริเวณข้อต่อที่หล่ออยู่ในเรซิน โดยที่ชิ้นกระดูกมีขนาด กว้าง 8.3 ซม. ยาว 7.3 ซม. สูง 4.9 ซม. ในการทดลองได้ถ่ายเอ็กซ์เรย์ตามแนวยาวดังในรูปด้านขวามือและหน่วยตรวจจับได้อยู่บริเวณด้านล่าง

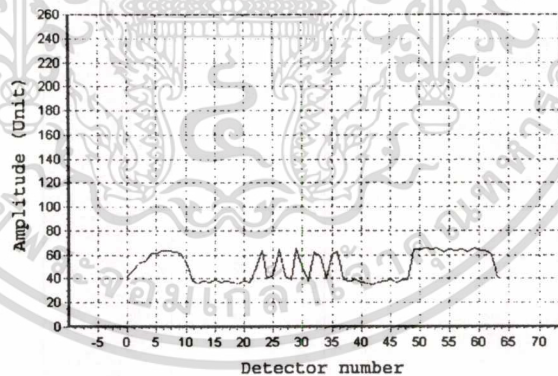
เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์การเขียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.20 ลักษณะของสัญญาณเอาต์พุทของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์เฟนตอม 2



รูปที่ 6.21 แสดงเฟนตอม 3 ทำจากพลาสติกอคริลิก ความหนาโดยประมาณ 2 ซม. โดยที่การวางหน่วยตรวจจับจะวางตามแนวเส้นขาวซึ่งจะผ่านรูเจาะ 5 รู แต่ละรูมีความกว้าง 0.4 ซม.



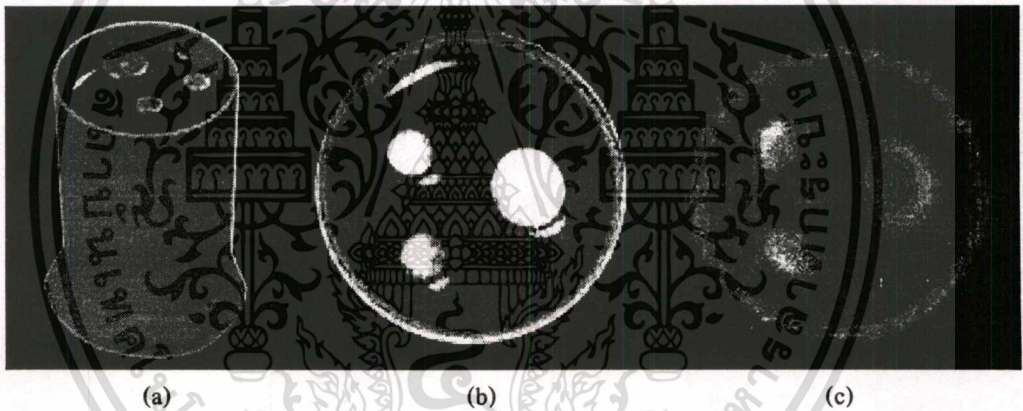
รูปที่ 6.22 ลักษณะของสัญญาณเอาต์พุทของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์เฟนตอม 3

6.4.5 การทดลองสร้างภาพตัดขวาง

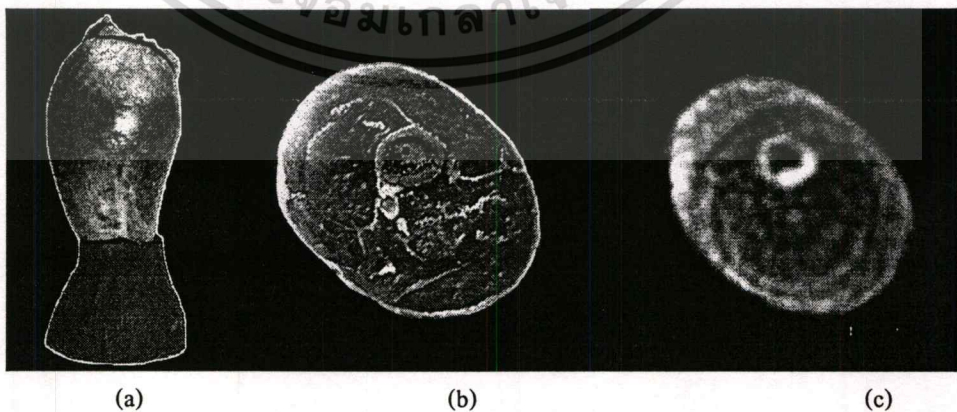
ในการทดลองตัวตรวจจับชนิดแถวยาวได้มีการทดลองสร้างภาพตัดขวางจากสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับที่สร้างขึ้นมาโดยในรูปที่ 6.23(a,b) แสดงเฟนตอม 4 ซึ่งสร้างจากท่อพีวีซีที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.2 ซม. หนา 0.1 ซม. ภายในมีโลหะสามชิ้นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 ซม. และ 1 ซม. ที่วางภายในบรรจุน้ำ รูปที่ 6.23(c) แสดงภาพตัดขวางที่ได้ โดยมีการเก็บตัวอย่าง 18 โปรเจกชัน เฟนตอมอยู่ห่างจากตัวตรวจจับ 45 ซม. และตัวตรวจจับอยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดเอกซเรย์เป็นเอกซเรย์ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอ็กซ์เรย์ 110 ซม. โดยมีการใช้แรงดันในการเอ็กซ์เรย์ที่ 90 kVp กระแส 25 mA เวลา 0.4 วินาที เนื่องจากการทดลองนี้เป็นการทดลองครั้งแรกของการสร้างภาพตัดขวาง ดังนั้นจำนวนโปรเจกชันที่ใช้จะมีค่าต่ำ เนื่องจากการทดลองเพื่อต้องการข้อมูลที่จะสามารถสร้างภาพตัดขวางจากหน่วยตรวจจับที่สร้างขึ้นได้หรือไม่ ดังนั้นจึงมีความต้องการเพียงแค่การสร้างภาพตัดขวางโครงร่างของแฟนทอมที่ยังไม่ต้องการรายละเอียดที่สูงมากนัก ดังนั้นผลลัพธ์ที่ได้จะมีรายละเอียดไม่สมบูรณ์ ดังเช่นที่เห็นในรูปที่ 6.23(c)

ในรูปที่ 6.24(a,b) แสดงแฟนทอม 5 ซึ่งเป็นเนื้อและกระดูกส่วนน่องของไก่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแนวยาวประมาณ 5 ซม. และในรูปที่ 6.24(c) แสดงภาพตัดขวางที่ได้ โดยมีการเก็บตัวอย่าง 51 โปรเจกชัน แฟนทอมอยู่ห่างจากตัวตรวจจับ 90 ซม. และตัวตรวจจับอยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ 165 ซม. โดยมีการใช้แรงดันในการเอ็กซ์เรย์ที่ 85 kVp กระแส 25 mA เวลา 0.4 วินาที จากตัวอย่างนี้จะพบว่าจำนวนโปรเจกชันที่ใช้ในการเก็บตัวอย่างมีค่าเพิ่มสูงขึ้นเนื่องจากต้องการเพิ่มรายละเอียดของภาพและคุณภาพตัดขวางที่ได้ให้มีความสูงขึ้น

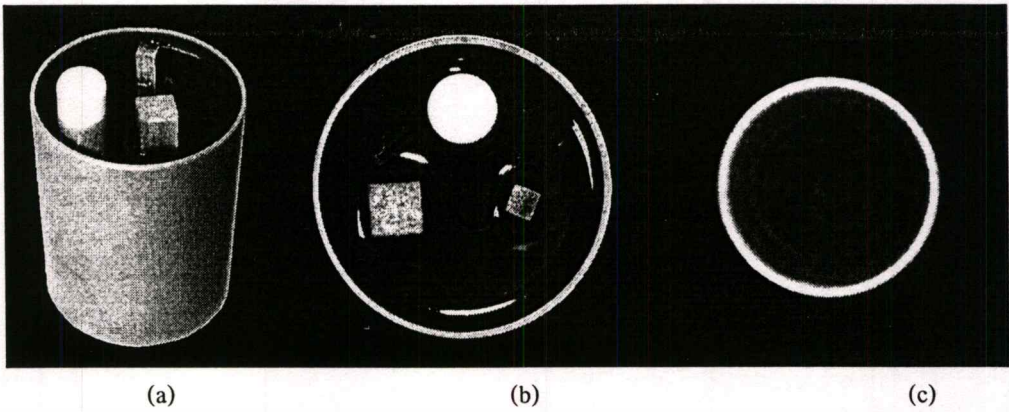


รูปที่ 6.23 แสดงแฟนทอม 4 และภาพตัดขวางที่ได้

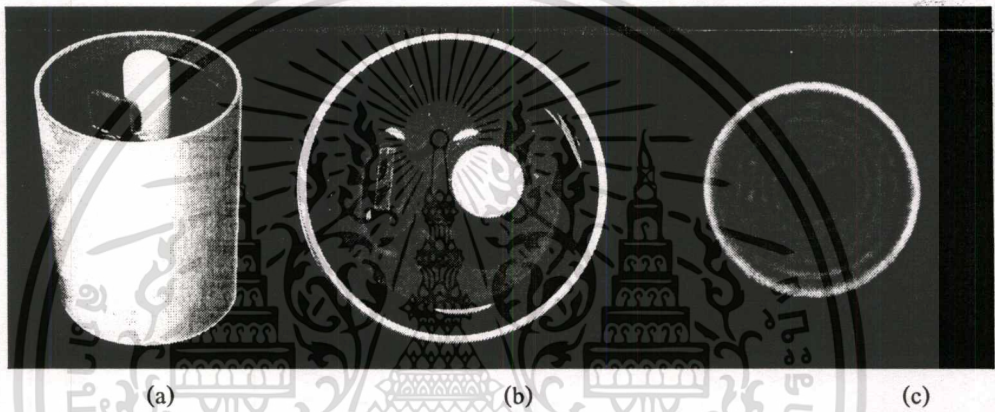


รูปที่ 6.24 แสดงแฟนทอม 5 และภาพตัดขวางที่ได้

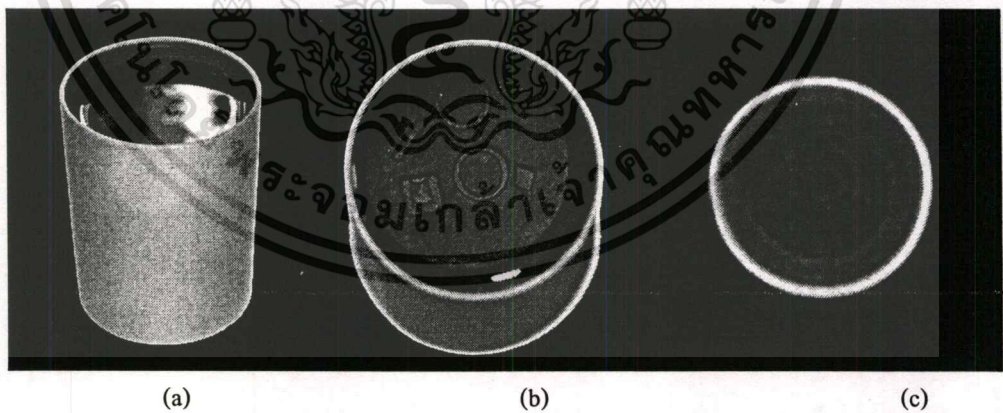
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.25 แสดงเฟ้นตอม 6 และภาพตัดขวางที่ได้



รูปที่ 6.26 แสดงเฟ้นตอม 7 และภาพตัดขวางที่ได้



รูปที่ 6.27 แสดงเฟ้นตอม 8 และภาพตัดขวางที่ได้

ในรูปที่ 6.25 (a,b) แสดงเฟ้นตอม 6 ซึ่งสร้างจากท่อพีวีซีที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 ซม. หนา 0.1 ซม. ภายในมีแท่งพลาสติกกลวง 1 ชิ้นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 ซม. และแท่งไม้เนื้ออ่อน 2 แท่ง ความกว้างหน้าตัด 0.5 และ 1 ซม. ที่วางภายในบรรจุน้ำและในรูปที่ 6.25(c) แสดงภาพตัดขวางที่ได้

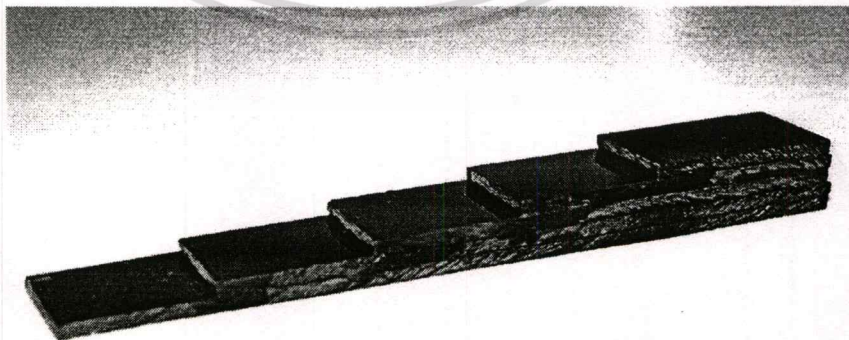
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูปที่ 6.26 (a,b) แสดงเฟนตอม 7 ซึ่งสร้างจากท่อพีวีซีที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 ซม. หนา 0.1 ซม. ภายในมีแท่งพลาสติกกลวง 1 ชิ้นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.3 ซม. และพลาสติกอคลิก ความหนา 0.3 ซม. กว้าง 1.2 ซม. ที่วางภายในบรรจุน้ำและในรูปที่ 6.26(c) แสดงภาพตัดขวางที่ได้

ในรูปที่ 6.27 (a,b) แสดงเฟนตอม 8 ซึ่งสร้างจากท่อพีวีซีที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 ซม. หนา 0.1 ซม. ภายในบรรจุน้ำและในรูปที่ 6.27(c) แสดงภาพตัดขวางที่ได้

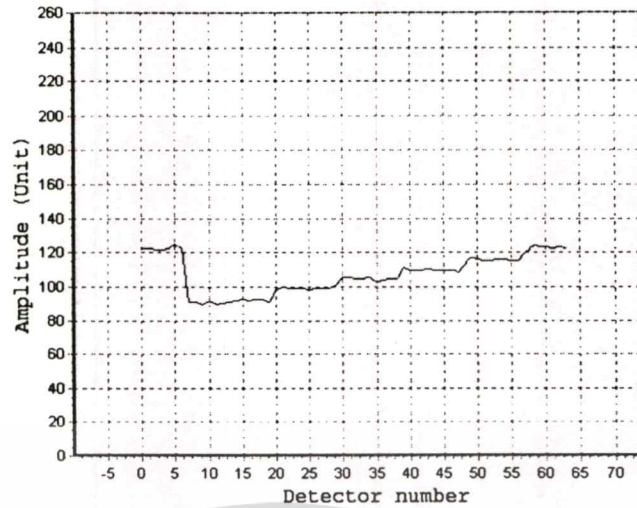
ในการสร้างภาพตัดขวางของเฟนตอมที่ 6-8 จะมีการเก็บตัวอย่าง 100 โปรเจกชันและใช้การสร้างภาพแบบ SART โดยเฟนตอมอยู่ห่างจากตัวตรวจจับ 80 ซม. และตัวตรวจจับอยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ 165 ซม. โดยมีการใช้แรงดันในการเอ็กซ์เรย์ที่ 90 kVp กระแส 25 mA เวลา 0.4 วินาที จากผลลัพธ์ที่ได้จะพบว่าในการเก็บตัวอย่างด้วยจำนวนโปรเจกชันที่มากขึ้น มีผลทำให้ภาพตัดขวางที่ได้มีคุณภาพสูงขึ้น สืบเนื่องมาจากความละเอียดของภาพตัดขวางที่ได้ แต่เมื่อพิจารณาถึงคุณภาพของภาพที่ได้จะพบว่ายังไม่ค่อยดีนักเนื่องจากการปรากฏรอยครึ่งวงกลมปรากฏอยู่ในภาพตัดขวางแต่ละภาพอย่างชัดเจน ซึ่งเป็นผลมาจากความไม่เสถียรของหน่วยตรวจจับในแต่ละตัวที่ให้ค่าเอาต์พุตได้ไม่คงที่ โดยค่าที่ได้จะเปลี่ยนแปลงไปเล็กน้อยในการวัดแต่ละครั้งและในการตรวจจับวัตถุขนาดเล็กและมีความหนาแน่นต่ำจะพบว่าทำได้ไม่ค่อยดีเนื่องจากความไวของหน่วยตรวจจับยังมีค่าค่อนข้างต่ำซึ่งต้องมีการพัฒนาต่อไปในข้อบกพร่องต่างๆ ที่พบ

ในรูปที่ 6.28 แสดงเฟนตอม 9 ทำจากพลาสติกอคลิกความหนา 0.3 ซม. กว้าง 2.5 ซม. แต่ละชั้นจะมีความยาวแตกต่างกัน โดยมีทั้งสิ้น 5 ชั้น โดยเป็นการทดสอบความเป็นเชิงเส้นของตัวตรวจจับ โดยมีการใช้แรงดันในการเอ็กซ์เรย์ที่ 100 kVp กระแส 50 mA เวลา 0.4 วินาที และในรูปที่ 6.29 แสดงผลลัพธ์ที่ได้ พบว่าความเป็นเชิงเส้นของตัวตรวจจับสามารถแยกให้เห็นความเป็นเชิงเส้นและรอยต่อระหว่างชั้นความหนาของเฟนตอมที่แตกต่างกันได้อย่างชัดเจน แต่รูปสัญญาณที่ได้ยังมีลักษณะไม่สมบูรณ์ แต่ก็มีภาพชัดเจนเพียงพอที่จะแยกความแตกต่างระหว่างความหนาแต่ละชั้นได้

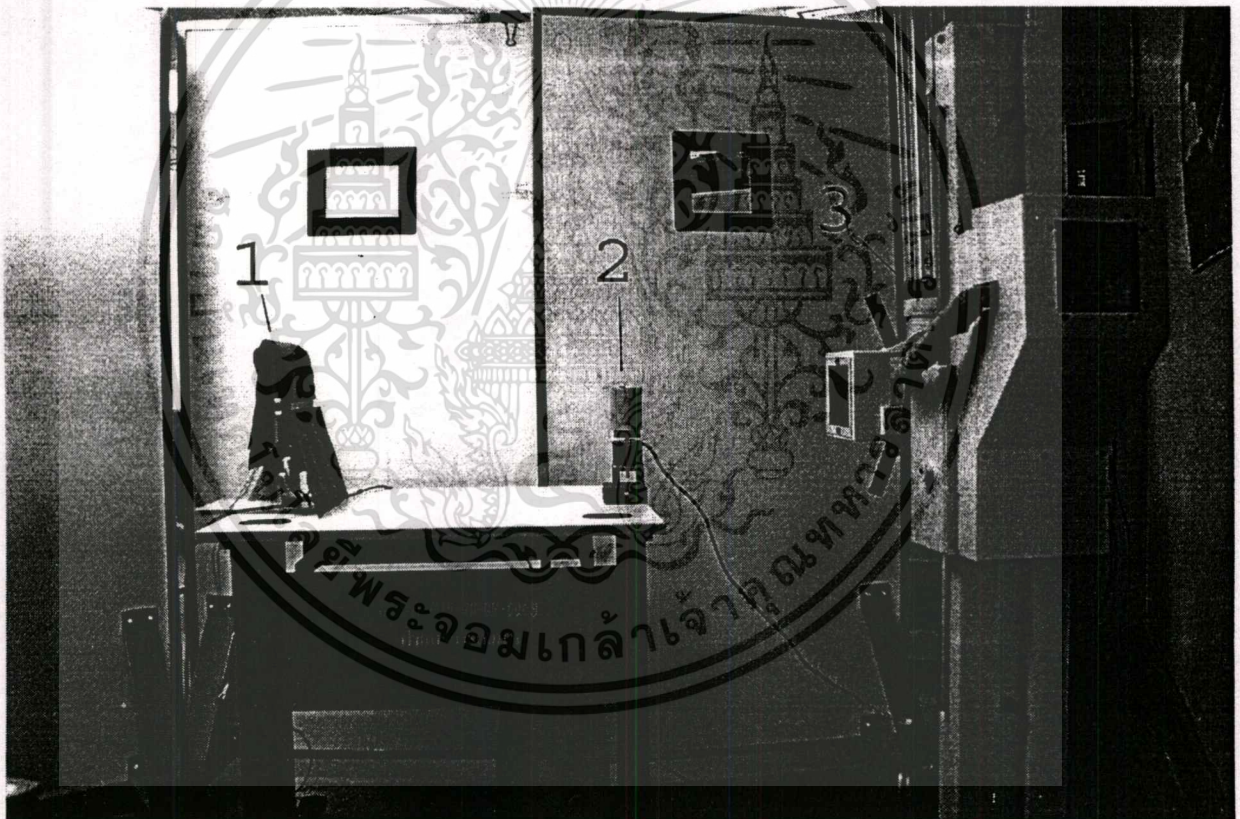


รูปที่ 6.28 แสดงเฟนตอม 9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.29 ผลลัพธ์ที่ได้ของแฟนตอม 9



รูปที่ 6.30 แสดงการจัดวางอุปกรณ์ขณะทำการทดลองการสร้างภาพตัดขวาง

1. หน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาวที่มีการบังแผงวงจรขณะทำการทดลองด้วยแผ่นตะกั่วหนา 1 มม. เพื่อป้องกันรังสีเอ็กซเรย์รบกวนการทำงานของวงจร
2. แฟนตอมที่วางอยู่บนแท่นหมุนที่ทำจากมอเตอร์ควบคุมการหมุนด้วยคอมพิวเตอร์
3. หลอดเอ็กซเรย์

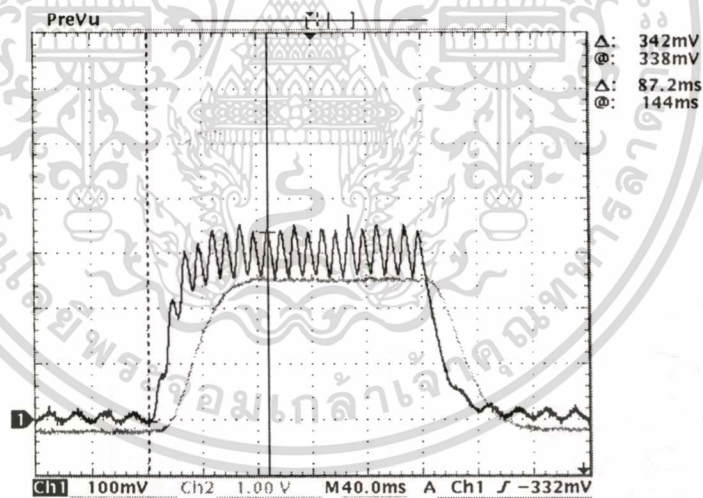
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.5 ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบเดี่ยวที่ได้รับการปรับปรุงวงจรภาคต้น

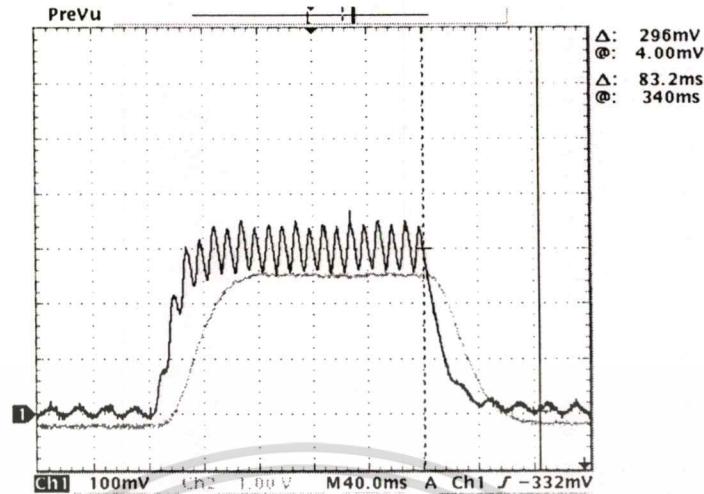
เนื่องจากปัญหาที่เกิดจากการออกแบบวงจรรองความถี่ต่ำผ่านที่การทำงานอาจจะเกิดภาวะไม่เสถียรและวงจรอินพุทที่รับสัญญาณจากตัวโฟโตทรานซิสเตอร์ยังมีการทำงานที่ไม่สมบูรณ์ ดังนั้นจึงได้มีการออกแบบวงจรในส่วนนี้ขึ้นมาใหม่ดังรายละเอียดที่ได้แสดงในบทที่ 5 และผลการทดลองได้แยกเป็นหัวข้อต่างๆ ดังนี้

6.5.1 การทดลองหาค่าเวลาไต่ขึ้นและลงของรูปคลื่น

ผลการทดลองหาค่าเวลาไต่ขึ้นแสดงดังในรูปที่ 6.31 โดยค่าเวลาไต่ขึ้นของวงจรที่ได้รับการปรับปรุงมีค่าเท่ากับ 87.2 mSec. ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับค่าเวลาของวงจรเดิมที่มีค่า 272 mSec. (รูปที่ 6.13) แล้วปรากฏว่าค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ขึ้น (rise time) ของวงจรเมื่อมีการตอบสนองต่อเอ็กซ์เรย์ใช้เวลาต่ำลงถึง 184.8 mSec. และผลการทดลองหาค่าเวลาไต่ลงแสดงดังในรูปที่ 6.32 โดยค่าเวลาไต่ลงของวงจรที่ได้รับการปรับปรุงมีค่าเท่ากับ 83.2 mSec. ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับค่าเวลาไต่ลงของวงจรเดิมที่มีค่า 284 mSec. (รูปที่ 6.14) แล้วปรากฏว่าค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ลง (fall time) ของวงจรในการหยุดตอบสนองต่อเอ็กซ์เรย์ใช้เวลาต่ำลงถึง 200.8 mSec.



รูปที่ 6.31 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ขึ้น (rise time) ของวงจรเมื่อมีการตอบสนองต่อเอ็กซ์เรย์

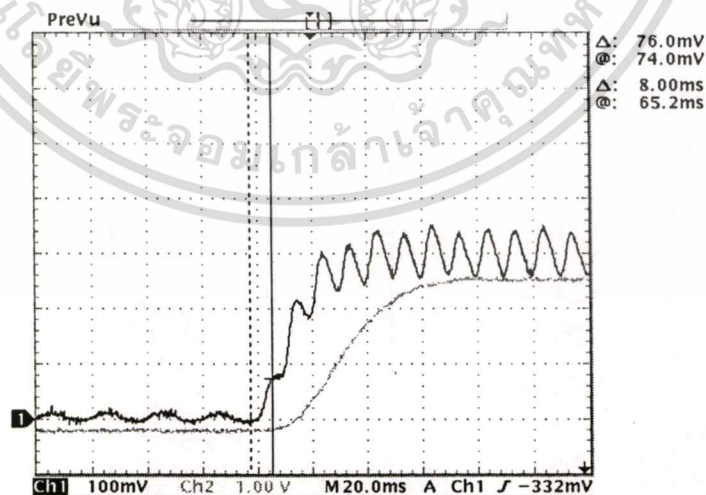


19 Feb 2005
15:11:49

รูปที่ 6.32 ค่าเวลาที่ใช้ในการไต่ลง (fall time) ของวงจรในการหยุดตอบสนองต่อเอ็กซ์เรย์

6.5.2 การทดลองหาค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับเมื่อตอบสนองต่อเอ็กซ์เรย์

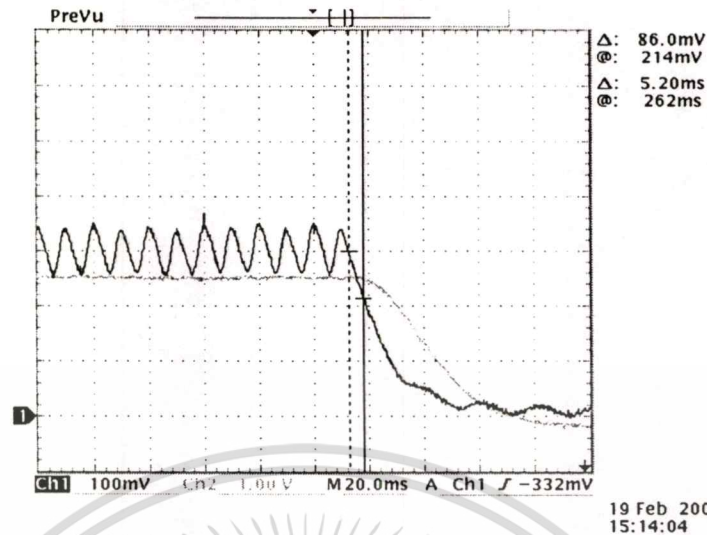
การทดลองนี้จะบ่งบอกถึงความเร็วในการตอบสนองของตัวตรวจจับเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์ ซึ่งถ้าค่าเวลาที่ใช้มีค่าต่ำหมายถึงตัวตรวจจับนั้นมีการทำงานที่ไวและมีการตอบสนองต่อการกระตุ้นของเอ็กซ์เรย์ได้ดี โดยรูปที่ 6.33 แสดงค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับเมื่อตอบสนองต่อการเกิดเอ็กซ์เรย์ ใช้เวลา 8 mSec. และในรูปที่ 6.34 แสดงค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับเมื่อหยุดการตอบสนองต่อการเกิดเอ็กซ์เรย์ ใช้เวลา 5.2 mSec.



19 Feb 2005
15:14:39

รูปที่ 6.33 แสดงค่าเวลาหน่วงของตัวตรวจจับเมื่อตอบสนองต่อการเกิดเอ็กซ์เรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.34 แสดงค่าเวลานับของตัวตรวจจับในการหยุดตอบสนองต่อการเกิดเอ็กซเรย์

6.5.3 การทดลองความเป็นเชิงเส้นของแรงดันเอาต์พุตต่อการเพิ่มของแรงดันอินพุต

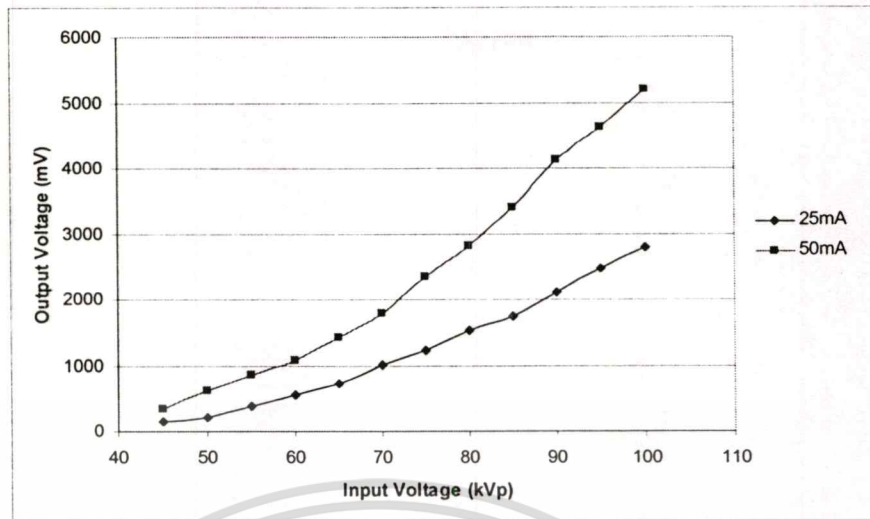
การทดลองจัดทำโดยการนำตัวตรวจจับรังสีที่ได้รับการปรับปรุงวงจรถอดและวงจรกรองความถี่ต่ำนำมาทดลองรับรังสีเอ็กซเรย์ที่ค่าแรงดันต่างๆ โดยผลการทดลองแสดงดังตารางที่ 6.3

ตารางที่ 6.3 แรงดันเอาต์พุตที่อินพุตค่าต่างๆ

แรงดันอินพุต (KVp)	แรงดันเอาต์พุต (mV)	
	ค่ากระแสที่ใช้ในการเอ็กซเรย์	
	25mA	50mA
45	160	340
50	220	620
55	380	860
60	560	1080
65	740	1420
70	1020	1780
75	1220	2340
80	1520	2820
85	1740	3400
90	2100	4120
95	2480	4620
100	2800	5200

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.35 แผนภูมิแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของแรงดันเอาต์พุตต่อการเพิ่มของแรงดันอินพุตของวงจรที่ได้รับการปรับปรุง

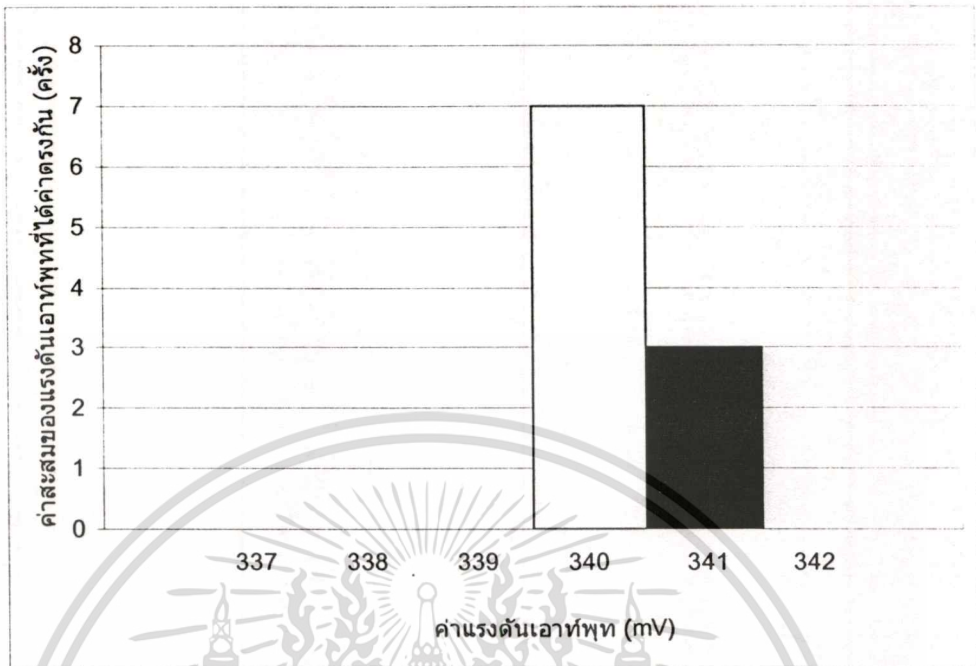
6.3.4 การทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ

การทดลองนี้เป็นการทดสอบความคงที่ของค่าแรงดันที่ได้ทางเอาต์พุตของตัวตรวจจับในการทดลองจะทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำเป็นจำนวน 10 ครั้งเพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของเอาต์พุตที่ได้ ผลการทดลองที่ได้แสดงดังตารางที่ 6.4 และรูปที่ 6.36-6.38

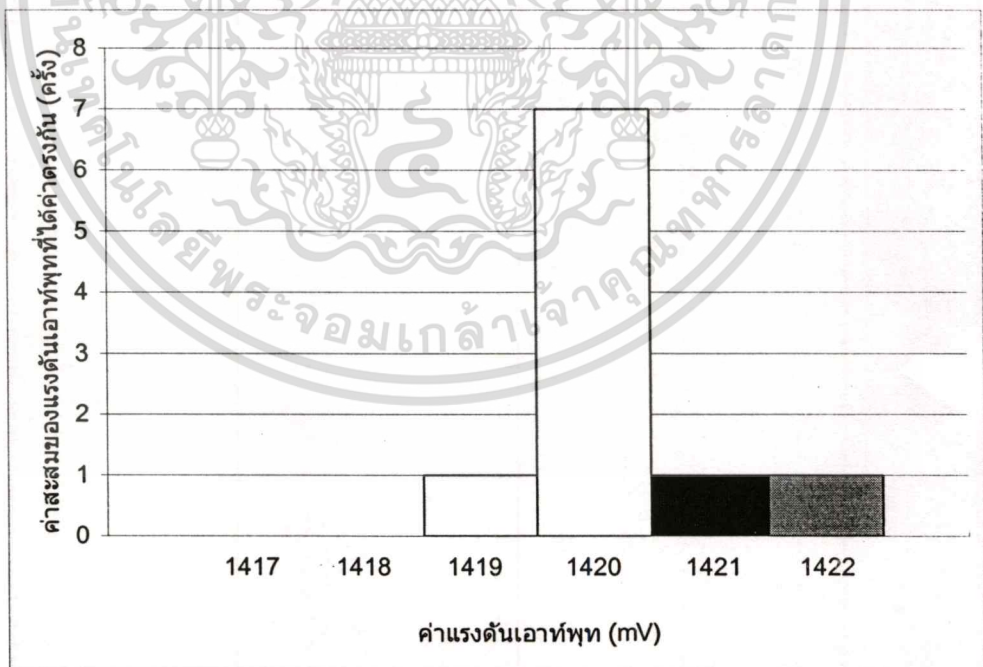
ตารางที่ 6.4 ผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ (กระแส 50mA เวลา 0.2 วินาที)

ครั้งที่	ค่าแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์		
	45 kVp	65 kVp	85 kVp
1	340	1420	3400
2	340	1420	3402
3	340	1419	3400
4	341	1420	3400
5	340	1420	3401
6	340	1422	3401
7	340	1420	3400
8	341	1420	3400
9	341	1421	3402
10	340	1420	3400

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่สามารถนำข้อมูลไปใช้ประโยชน์อื่นใดได้โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

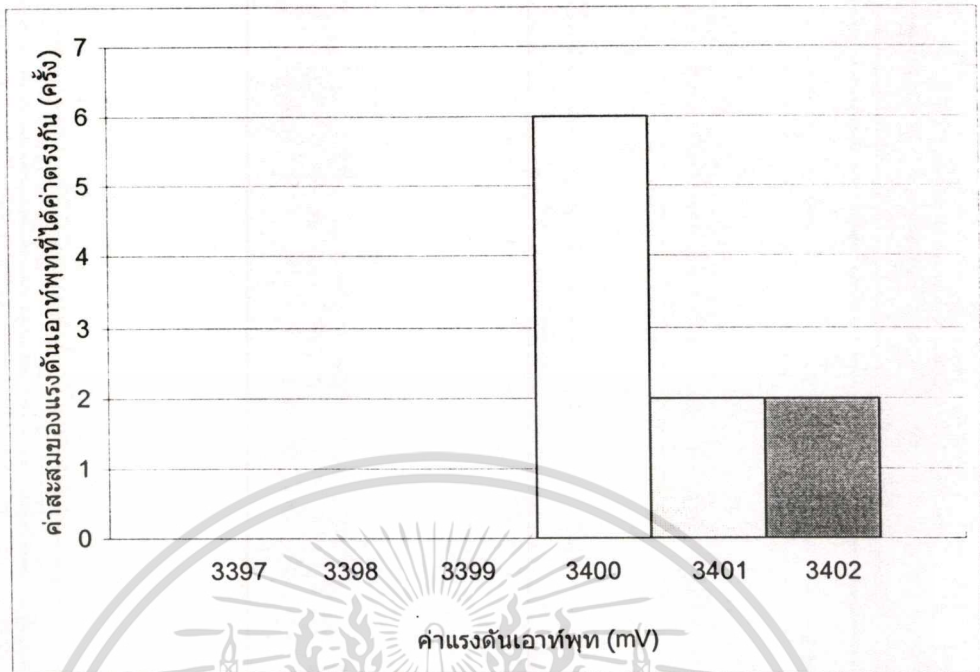


รูปที่ 6.36 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 45 kVp (ข้อมูลจากตารางที่ 6.4)

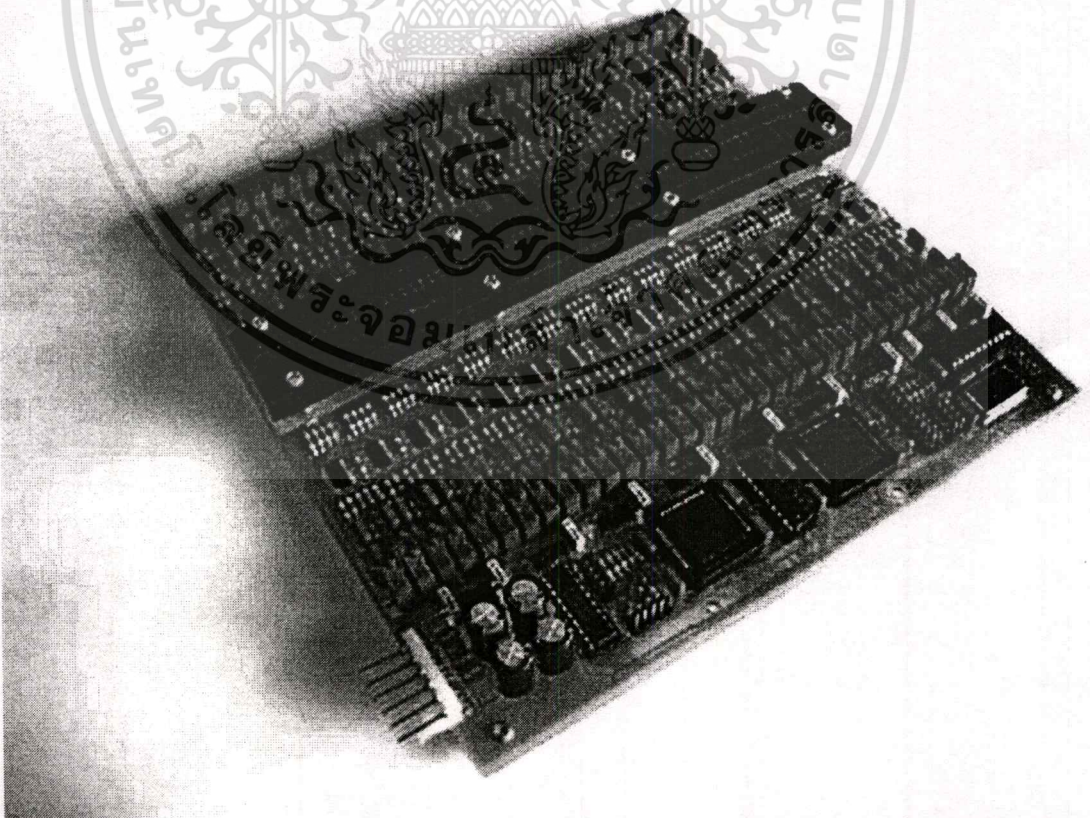


รูปที่ 6.37 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซเรย์มีค่า 65 kVp (ข้อมูลจากตารางที่ 6.4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6.38 แสดงค่าสะสมของแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าตรงกันเมื่อแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซ์เรย์มีค่า 85 kVp (ข้อมูลจากตารางที่ 6.4)



รูปที่ 6.39 เครื่องต้นแบบของหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 7

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ทำการออกแบบและสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดตัวตรวจจับเดี่ยวและหน่วยตรวจจับชนิดแถวยาว โดยในเบื้องต้นจะเป็นการวิจัยตัวตรวจจับเดี่ยวซึ่งผลที่ได้ปรากฏว่าตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยวที่สร้างจากโฟโตทรานซิสเตอร์สามารถให้ค่าแรงดันเอาต์พุทที่มีความเป็นเชิงเส้นต่อการเพิ่มของแรงดันที่ใช้ในการถ่ายเอ็กซ์เรย์มากกว่าตัวตรวจจับรังสีที่สร้างจากโซลาร์เซลล์ซึ่งจะมีการอิ่มตัวของค่าแรงดันทางเอาต์พุทที่ได้ ถึงแม้ว่าขนาดของสัญญาณที่ได้ทางเอาต์พุทของโฟโตทรานซิสเตอร์จะมีขนาดเล็กกว่าก็ตาม ส่วนความแตกต่างระหว่างสารเรืองแสงแต่ละชนิดจะให้ค่าแรงดันเอาต์พุทที่แตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับค่าความยาวคลื่นของแสงที่สารเรืองแสงปล่อยออกเมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์ โดยตัวตรวจจับที่ใช้โฟโตทรานซิสเตอร์จะให้ค่าเอาต์พุทสูงสุดเมื่อใช้คู่กับสารเรืองแสงประเภท $Gd_2O_2S:Tb$ เนื่องจากความยาวคลื่นของสารเรืองแสงที่ปล่อยออกมามีค่าสูงที่สุดในกลุ่มของสารเรืองแสงที่นำมาทำการวิจัย เมื่อได้ผลการวิจัยตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยวแล้วจะนำตัวตรวจจับรังสีแบบเดี่ยวมาสร้างเป็นหน่วยตรวจจับชนิดแถวยาว โดยใช้สารเรืองแสงเคลือบลงบนโฟโตทรานซิสเตอร์ซึ่งเรียงต่อกันเป็นแถวยาวจำนวน 64 ตัวและใช้อุปกรณ์เอ็พพิเจอเข้ามาควบคุมการทำงานในระบบสแกนของหน่วยตรวจจับรังสีและส่งข้อมูลที่ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากหน่วยตรวจจับเมื่อนำมาผ่านกระบวนการและทำเป็นภาพตัดขวาง ภาพที่ได้สามารถมองเห็นลักษณะโครงร่างของเฟนดอมและรายละเอียดของข้อมูลอย่างชัดเจน ดังนั้นหน่วยตรวจจับที่สร้างขึ้นน่าจะมีความละเอียดเพียงพอในการนำมาทำการทดลองที่ยังไม่ต้องการความละเอียดสูงมากนัก แต่มีสิ่งที่จะต้องปรับปรุงคือเสถียรภาพและค่าความไวในการตรวจจับรวมถึงค่าความหน่วงเวลาต่างๆ ของวงจรภาคต้นและวงจรรองความถี่ต่ำ ซึ่งในงานวิจัยได้ทำการปรับปรุงการออกแบบวงจรและทำการทดลองแล้ว แต่ในเบื้องต้นได้ปรับปรุงเฉพาะหน่วยตรวจจับแบบเดี่ยวซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ให้ผลเป็นที่น่าพอใจ แต่ในส่วนของหน่วยตรวจจับชนิดแถวยาวจะยังไม่ได้นำวงจรที่ได้มีการปรับปรุงมาใช้และส่วนที่ควรจะต้องปรับปรุงต่อไปของงานวิจัยก็คือ การปรับเพิ่มความละเอียดของข้อมูลซึ่งทำได้โดยการลดขนาดของตัวตรวจจับแสงให้มีขนาดเล็กลงซึ่งจะเป็นการเพิ่มความละเอียดของข้อมูลได้ การปรับปรุงในส่วนของการเชื่อมต่อการทำงานกับเครื่องคอมพิวเตอร์ให้มีประสิทธิภาพและการส่งข้อมูลที่ทำได้รวดเร็วขึ้น และส่วนที่สำคัญที่สุดคือการปรับปรุงในกระบวนการเคลือบสารเรืองแสงลงบนตัวตรวจจับแสงให้มีวิธีการเคลือบที่มีให้ค่าประสิทธิภาพในการทำงานสูงขึ้น

หนังสืออ้างอิง

- [1] วิญญู สกฤจกริยาพร. 2542. “การพัฒนาหัววัดรังสีซีเอ็มไอโอไคด์ร่วมกับไดโอด p-i-n สำหรับตรวจวัดรังสีเอกซ์”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขานิวเคลียร์เทคโนโลยี, บัณฑิตวิทยาลัย, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [2] สุภโชค ไทยน้อย. 2542. “การพัฒนาหัววัดรังสีชนิด GaAs p-i-n สำหรับวัดรังสีเอกซ์”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขานิวเคลียร์เทคโนโลยี บัณฑิตวิทยาลัย, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [3] อติศักดิ์ ปัญญา. 2541. “การพัฒนาหัววัดรังสีชนิดพรอพอร์ชันเนลแบบไวต่อตำแหน่ง”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขานิวเคลียร์เทคโนโลยี บัณฑิตวิทยาลัย, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- [4] J. A. Rowlands, **Current Advances and Future Trends in X-Ray Digital Detectors for Medical Applications**, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol.47 , No 6, December, 1998.
- [5] Kieran Maher. 2001. **Production of X-Rays**. [Online]. Available : <http://www.life.rmit.edu.au/mrs/subject/mr100/prodxray.html>
- [6] Jim Lochner. 2005. **X-ray Detectors**. [Online]. Available : http://imagine.gsfc.nasa.gov/docs/science/how_12/xray_detectors.html
- [7] ปรีดา เต็มจิตรอารีย์ และ K. Nagaiwa. **เอกซเรย์เทคโนโลยี**. พิมพ์ครั้งที่4. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย. 2533.
- [8] พิทยา อึ้งพินิจพงศ์. 2546. “การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอกซเรย์โดยใช้ อัลกอริธึมทางพีชคณิต”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [9] G.F. Knoll. **Radiation Detection and Measurement**. USA: John Wiley & Sons, Inc, 1999.
- [10] A.H. Kitai, **Solid State Luminescence**, Champman & Hall, 1993.
- [11] A. C. Kak and M. Slaney, **Principles of Computerized Tomographic Imaging**. NewYork: IEEE Press, 1988.

- [12] นายสุภชัย งามอนเณรัตน์. 2547. “การสร้างภาพตัดขวางโดยใช้อัลกอริทึมเชิงพีชคณิต สำหรับเส้นทางเดินแสงแบบกรวย”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [13] นายวิทวัส วิทยชำนาญกุล. 2546. “การทำโครงร่างของวัตถุโดยใช้หลักการโทโมกราฟีกับภาพถ่าย”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายเอกภพ งามละเมียด
วัน เดือน ปีเกิด 5 มกราคม 2522
ที่อยู่ 8/18 ถ.ศรีเมือง ต.ท่าประดู่ อ.เมือง จ.ระยอง 21000
ประวัติการศึกษา 2545 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. เอกภพ งามละเมียด, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์, สมชาติ แตรตุลาการ, ประสงค์ ชูสรานนท์, “การออกแบบและสร้างระบบคิจิตอลเอ็กซ์เรย์”, NECTEC Technical Journal, Vol. IV, No.14, July-October 2003.
2. C. Pintavirooj, A. Romputtal, A. Ngamlamiad, and W. Withayachumnankul, “Ultrasonic Refractive Index Tomography”, The 12th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision’2004 (WSCG 2004), Czech Republic, February 2004.