

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์

X-RAY IMAGE CAPTURING SYSTEM USING PHOTOTRANSISTER



ธนศ อังสุวัฒนากุล

THANATE ANGSUWATANAKUL

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

X-RAY IMAGE CAPTURING SYSTEM USING PHOTOTRANSISTER

THANATE ANGSUWATANAKUL

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

2007

COPYRIGHT 2007

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตไทรานซิสเตอร์
นักศึกษา	นายชเนศ อังศุวัฒนากุล
รหัสนักศึกษา	47067306
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2550
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการออกแบบและ ปรับปรุงระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตไทรานซิสเตอร์ ซึ่งได้นำเอาหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแกวยาวหลายหน่วยเข้ามารวมกัน โดยใช้ อุปกรณ์ตรวจจับแสงประเภทโฟโตไทรานซิสเตอร์ใช้งานร่วมกับแผ่นเรืองแสงเอ็กซเรย์ที่ทำหน้าที่แปลงเอ็กซเรย์ซึ่งไม่สามารถมองเห็น ได้ด้วยตาเปล่าให้เป็นพลังงานแสงที่สามารถตรวจจับได้ด้วยโฟโตไทรานซิสเตอร์ ซึ่งในงานวิจัยได้ใช้โฟโตไทรานซิสเตอร์เรียงต่อเป็นแกวยาวและใช้ อุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์เข้ามาควบคุมการทำงานในระบบสแกนของหน่วยตรวจจับรังสีและส่งข้อมูลที่ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อบันทึกข้อมูลและแสดงผล ในงานวิจัยนี้ได้นำโมดูลตรวจจับเอ็กซเรย์ที่สร้างขึ้นมาประยุกต์ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัด จากจำนวนชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ที่มากขึ้นนี้เอง เรายังนำเสนอการเชื่อมต่อโมดูลเพื่อสร้างหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแกวยาวขึ้นและสามารถนำไปสู่การพัฒนาเพื่อให้ใช้งานร่วมกับเครื่องซีทีได้จริงต่อไป

Thesis Title	X-Ray Image Capturing System Using Phototransister
Student	MR.Thanate Angsuwatanakul
Student ID.	47067306
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Electronics Engineering
Year	2007
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

This thesis presents the design and improved resolution of x-ray image capturing system using photo transistor and intensifying screen. The intensifying screen is used to transform X-ray to a visible light, that hence can be detected by phototransistor. The designed system consists of module x-ray array detector to be an unique. We use Atmel AVR microcontroller to multiplex the signal of each detector which is later sent to the PC for further processing. The x-ray image capturing system using photo transistor in this thesis is used for fan-beam image reconstruction. This designed x-ray array detector module can be concatenated to construct a module x-ray array detector used with CT scanner in the future.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ให้ความรู้ ให้คำแนะนำ ให้ข้อคิดในการแก้ไขปัญหา และแรงกระตุ้นแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ ผู้ซึ่งให้คำแนะนำ ให้แนวคิดแก่งานวิจัยของข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ ผศ.ประภากร สุวรรณะ ผู้ซึ่งให้คำปรึกษาทางด้านการออกแบบและปรับปรุงวงจร

ขอขอบพระคุณ ดร.ศิริเดช บุญแสง ผู้ซึ่งให้คำแนะนำ และคำปรึกษาในด้านต่างๆ

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ ในห้องปฏิบัติการอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ เพื่อนๆ ในสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ ที่เป็นกำลังใจ ให้ข้อคิด ให้คำแนะนำ และให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ บิดามารดาและครอบครัวที่ให้กำลังใจ และให้โอกาสในการเรียนต่อครั้งนี้

ขอขอบคุณอุปสรรคทั้งหลายที่ทำให้รู้ว่าความสำเร็จนั้นยิ่งใหญ่แค่ไหน

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดามารดา ผู้เป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สอนสั่งและมอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า และมอบให้แก่สังคมแห่งการเรียนรู้ทั้งหลาย

ธนศ อังสุวัฒนากุล

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 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซเรย์.....	3
2.1 บทนำ.....	3
2.2 ประวัติการค้นพบเอ็กซเรย์.....	3
2.3 การเกิดเอ็กซเรย์.....	4
2.4 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซเรย์.....	7
2.5 โครงสร้างหลอดเอ็กซเรย์.....	8
2.5.1 หลอดเอ็กซเรย์แบบทั่วไป.....	8
2.5.2 หลอดเอ็กซเรย์แบบพิเศษ.....	9
2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซเรย์.....	11
2.6.1 การวัดคุณภาพ.....	11
2.6.2 การวัดปริมาณ.....	12
2.7 ระบบเอ็กซเรย์มีใช้ในทางการแพทย์.....	13
2.7.1 Photofluorography.....	13
2.7.2 Cinefluorography.....	14

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.7.3 Angiography.....	14
2.7.4 Xeroradiography.....	15
2.7.5 Dental X-ray Machines	16
2.7.6 Portable and Mobile X-ray Units	16
2.7.7 Mamographic X-ray Equipment.....	17
2.7.8 Digital Radiography	18
2.7.9 Tomography	19
2.8 ผลและอันตรายของเอ็กซเรย์ต่อร่างกาย.....	24
2.8.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย.....	25
2.8.2 ระดับรังสีที่ปลอดภัย.....	28
2.9 การป้องกันอันตรายจากรังสี	28
บทที่ 3 ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์และสารเรืองแสง	30
3.1 บทนำ.....	30
3.2 ชนิดของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์.....	30
3.2.1 แบ่งตามโครงสร้าง	30
3.2.2 แบ่งตามชนิดของข้อมูลที่ต้องการวัด.....	32
3.3 รูปแบบจำลองของตัวตรวจจับแบบพื้นฐาน.....	33
3.4 รูปแบบการทำงานของตัวตรวจจับ (Modes of detector operation)	35
3.3.1 โหมดกระแส (Current mode).....	35
3.3.2 โหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน (Mean Square Voltage Mode)	37
3.3.3 โหมดพัลส์ (Pulse mode).....	38
3.5 Energy Resolution	40
3.6 ตัวตรวจจับที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง.....	40
3.7 ฉากเรืองแสง (Intensifying Screen)	43
บทที่ 4 ทฤษฎีของการสร้างภาพตัดขวางแบบพัค	46
4.1 บทนำ.....	46
4.2 รังสีแบบมุมเท่า (Equiangular Rays).....	49

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.3	ตัวตรวจวัดที่ห่างด้วยระยะที่เท่ากันในแนวเส้นตรง (Equally Spaced Collinear Detectors).....	54
4.4	การใช้อัลกอริทึมสำหรับโปรเจกชันแบบขนานกับข้อมูลโปรเจกชันแบบพัด.....	60
บทที่ 5	การออกแบบและการสร้างตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์	61
5.1	บทนำ.....	61
5.2	ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบแถวยาว.....	61
5.3	การออกแบบวงจรถ่าย.....	65
บทที่ 6	การทดลองและผลการทดลอง	74
6.1	บทนำ.....	74
6.2	เครื่องมือและอุปกรณ์	74
6.3	การทดลองและผลการทดลอง	74
6.3.1	ลักษณะและขนาดของรูปคลื่นที่ได้	74
6.3.2	การวัดคุณสมบัติความเป็นเชิงเส้น.....	79
6.3.3	การเปรียบเทียบสัญญาณก่อนทำการทดลอง.....	81
6.3.4	การวัดคุณสมบัติความละเอียดของระบบ.	86
6.3.5	การทดลองวัดเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านวัตถุตัวอย่างแบบต่างๆ	88
6.3.4	การทดลองสร้างภาพตัดขวางและภาพเอ็กซ์เรย์.....	90
บทที่ 7	บทสรุปและข้อเสนอแนะ	93
	หนังสืออ้างอิง	94
	ภาคผนวก ข้อมูลส่วนควบคุมการทำงานของระบบจับภาพเอ็กซ์เรย์	95
	ประวัติผู้เขียน	104

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี.....	24
2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น.....	27
2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ	28
2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย	28
3.1 คุณสมบัติทั่วไปของสารเรืองแสง.....	43
6.1 ความถี่ที่ใช้งานและแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	79

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 (a) วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ผู้ค้นพบเอ็กซเรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895.....	4
(b) ภาพถ่ายเอ็กซเรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือภรรยาของ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน	4
2.2 เอ็กซเรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซเรย์ที่เป่าโลหะทำจากทั้งสเดน	5
2.3 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	5
2.4 แสดงการเกิดเอ็กซเรย์แบบลักษณะเฉพาะ	5
2.5 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode tube.....	8
2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆ ของ Rotating anode.....	8
2.7 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม 17° - 20° เพื่อทำให้ได้ Effective focal spot ขนาดเล็ก	10
2.8 แสดงบล็อกโคอะแกรมของเครื่องเอ็กซเรย์.....	11
2.9 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แบบใช้ฟิล์ม	13
2.10 (a) แสดง Cinefluorography ภาพแรกของโลก ในปี ค.ศ. 1947.....	14
(b) แสดง ฟิล์มที่ใช้บันทึก Cinefluorography ของบริษัท โกดัก	14
2.11 (a) แสดงเครื่อง Angiography ขณะทำการใช้งาน	15
(b) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเครื่อง Angiography	15
2.12 (a) แสดงตัวอย่างวัตถุที่นำมาตรวจสอบ	15
(b) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากวิธี Xeroradiography	15
2.13 (a) แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์ฟลูออโรสโคปที่ใช้ในปัจจุบัน	16
(b) แสดงตัวอย่างภาพเอ็กซเรย์ฟลูออโรสโคป	16
2.14 (a) แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่สามารถเคลื่อนย้ายได้.....	17
(b) แสดงลักษณะของเครื่องเอ็กซเรย์แบบ C Arm ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้	17
2.15 (a) แสดงลักษณะของ Mammographic x-ray equipment	17
(b) แสดงลักษณะของการเอ็กซเรย์	17
(c) แสดงภาพที่ได้จากการเอ็กซเรย์	17
2.16 (a) แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล.....	18
(b) แสดงตัวอย่างการใช้งานเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล	18
2.17 (a) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากฟิล์มเอ็กซเรย์	18
(b) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล	18

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.18 (a) Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004) ผู้คิดค้นเครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก	19
(b) EMI Head Scanner เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก.....	19
(c) ภาพตัดขวางรูปสมมตมนุษย์ภาพแรก.....	19
2.19 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องซีที.....	20
2.20 แสดงตัวอย่างของแกนตรี.....	21
2.21 (a) แสดงวงแหวนสลิปด้านหน้า	21
(b) แสดงวงแหวนสลิปด้านหลัง	22
2.22 แสดงส่วนประกอบต่างๆขณะทำการเอ็กซเรย์	23
3.1 แสดงตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดก๊าซ.....	31
3.2 แสดงตัวตรวจจับชนิดเคลือบด้วยสารเรืองแสง.....	31
3.3 แสดงตัวตรวจจับชนิดสารกึ่งตัวนำ	31
3.4 แสดงตัวตรวจจับแบบ Counters.....	32
3.5 แสดงตัวตรวจจับแบบ Spectrometers	32
3.6 แสดงตัวตรวจจับแบบ Dosimeter	33
3.7 แสดงค่าเวลาที่เกิดกระแสโดยที่ t_c แทนเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุ.....	34
3.8 แสดงการแผ่รังสีที่มีช่วงเวลาใกล้เคียงกัน	34
3.9 แสดงการต่อวงจรของเครื่องวัดกระแส	35
3.10 แสดงค่ากระแสที่เกิดจากการผันแปรตามเวลา ($\sigma_i(t)$)	36
3.11 แสดงบล็อกการทำงานของโหมคค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน.....	37
3.12 แสดงการวัดสัญญาณแบบโหมคพัลส์.....	38
3.13 แสดงลักษณะของสัญญาณจากวงจรที่มีค่าคงที่ของเวลาต่างกัน	39
3.14 แสดงการกระจายตัวของพลังงานที่แตกต่างกัน	40
3.15 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ทางการแพทย์.....	41
3.16 แสดงการเปลี่ยนสถานะพลังงานของอิเล็กตรอนหลังจากได้รับกระตุ้นด้วยเอ็กซเรย์.....	42
3.17 แสดงแถบความถี่ที่สาร $Gd_2O_2S:Tb$ ปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซเรย์.....	42
3.18 แสดงฉากเรืองแสงที่ใช้ควบคู่กับฟิล์มเอ็กซเรย์.....	44
3.19 แสดงฉากเรืองแสงที่ใช้งานทั่วไป.....	44
3.20 แสดงแนวโน้มการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจจับรังสี.....	45

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 การสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัดจากเอ็กซ์เรย์.....	46
4.2 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน	
a ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าไม่เท่ากัน	
b ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน.....	47
4.3 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยระยะที่เท่ากัน	
เนื่องจากระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแต่มุมจึงมีค่าไม่เท่ากัน.....	48
4.4 แสดงโปรเจกชันแบบพัดที่ถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน	
โดยมุม γ แสดงตำแหน่งของแต่ละเส้นรังสีภายในพัด	48
4.5 แสดงให้เห็นถึง L ซึ่งเป็นระยะจาก S ถึงจุด (x, y)	
และ γ คือค่ามุมระหว่างเส้นตามระยะ L กับเส้นรังสีกลาง.....	51
4.6 ความแตกต่างระหว่างการทำแบ็คโปรเจกชันแบบขนานและแบ็คโปรเจกชัน	
แบบพัด (a,b), และ (c) แสดงการคำนวณหาค่าแบ็คโปรเจกชันที่จุด (x,y)	
ซึ่งต้องหาค่า γ' เป็นขั้นตอนแรก	53
4.7 ในกรณีที่ระยะห่างของตัวตรวจจับที่วางเป็นแนวเส้นตรงมีค่าเท่ากัน	
แต่ละโปรเจกชันจะแทนด้วย $R_p(s)$	54
4.8 แสดงตัวแปรต่างๆ ที่ใช้คำนวณในการสร้างภาพกลับของตัวตรวจวัด	
ที่ห่างด้วยระยะที่เท่ากันในแนวเส้นตรง.....	55
4.9 สำหรับจุดในพิกัดโพลาร์ (r, ϕ) ตัวแปร U เป็นอัตราส่วน	
ระหว่าง SP กับระยะจากแหล่งกำเนิดถึงจุดกำเนิด	56
5.1 แสดงโฟโตทรานซิสเตอร์ที่นำมาใช้ในงานวิจัยเดิม.....	61
5.2 แสดงขนาดของโฟโตทรานซิสเตอร์แบบใหม่เทียบแบบที่ใช้ในงานวิจัยเดิม	62
5.3 แสดงฉากเรืองแสงที่นำมาใช้งาน.....	62
5.4 แสดงสเปกตรัมของแสงสีต่างๆ	62
5.5 แสดงความไวของการตอบสนองเทียบกับความคมชัดของการแสดงผล	
ของฉากเรืองแสงสี เขียวที่เลือกใช้งาน.....	63
5.6 (a) แสดงโฟโตทรานซิสเตอร์ OSRAM รุ่น SFH 305 – 2	63
(b) แสดงกราฟคุณสมบัติของโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ใช้งาน	63
5.7 แสดงโครงสร้างของหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว.....	64

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.8 แสดงวงจรต้นแบบของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน.....	65
5.9 แสดงวงจรที่ใช้ในส่วนของอินพุทและกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้รับการปรับปรุง.....	66
5.10 แสดงตำแหน่ง pole ของวงจรรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.9.....	67
5.11 แสดงกราฟการตอบสนองของวงจรรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.9.....	68
5.12 แสดงบล็อกการทำงานรวมของชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์ด้วยโฟโตทรานซิสเตอร์.....	69
5.13 แสดงหน่วยประมวลผลกลาง.....	70
5.14 แสดงตัวโปรแกรมที่ทำการเขียนขึ้น โดยใช้ Borland C++Builder 5.....	71
5.15 ระยะเวลาที่ต้องการคำนวณในหน่วยพิคเซล.....	72
5.16 ระยะเวลาที่ต้องทำการคำนวณเพื่อใช้ในการประมวลผลภาพ.....	73
6.1 แสดงระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้าต่างๆของสารเรืองแสงเอ็กซ์เรย์ทั้ง 2 ชนิด.....	75
6.2 แสดงสัญญาณที่ได้ระหว่างสารเรืองแสงเอ็กซ์เรย์และจากเรืองแสงเอ็กซ์เรย์.....	75
6.3 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ก่อนและหลังวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งได้จากการจำลอง โดยใช้โปรแกรม PCB Wizard.....	76
6.4 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ก่อนและหลังวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน.....	76
6.5 แสดงสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ควบคุมการรับส่งข้อมูลเข้าสู่หน่วยประมวลผลกลาง.....	77
6.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ และอัตราการขยายของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน.....	78
6.7 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้าอินพุทและเอาต์พุท เมื่อผ่านวงจรรองความถี่ต่ำผ่านของหัววัดเอ็กซ์เรย์ตัวที่ 47.....	80
6.8 แสดงกราฟความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุท เมื่อผ่านวงจรรองความถี่ต่ำผ่านของหัววัดเอ็กซ์เรย์ตัวที่ 26, 39 และ 47.....	80
6.9 แสดงกราฟความสัมพันธ์ของระดับแรงดันไฟฟ้าของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ เมื่อทำการยิงเอ็กซ์เรย์ที่ค่าแตกต่างกันตั้งแต่ 35kV จนถึง 100 kV.....	81
6.10 แสดงสัญญาณไฟฟ้าเมื่อผ่านการปรับเทียบแล้ว ซึ่งจะถูกนำไปใช้งาน (เส้นสีเขียว).....	82
6.11 แสดงสัญญาณไฟฟ้าก่อนและหลังผ่านการปรับเทียบแล้ว สีน้ำเงินคือสัญญาณก่อนการปรับเทียบ สีแดงคือสัญญาณหลังการปรับเทียบ.....	82
6.12 แสดงสัญญาณไฟฟ้าก่อนการปรับเทียบ.....	83
6.13 แสดงสัญญาณไฟฟ้าหลังการปรับเทียบระดับแรงดันไฟฟ้าเริ่มต้น.....	83

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
6.14 แสดงสัญญาณ ไฟฟ้าก่อนการปรับอัตราขยาย	
สีน้ำเงินคือสัญญาณก่อนการฉายเอ็กซเรย์ สีแดงคือสัญญาณเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์.....	84
6.15 แสดงสัญญาณ ไฟฟ้าหลังการปรับอัตราขยาย	
สีน้ำเงินคือสัญญาณก่อนการฉายเอ็กซเรย์ สีแดงคือสัญญาณเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์.....	84
6.16 แสดงระดับสัญญาณก่อนปรับอัตราขยาย.....	85
6.17 แสดงระดับสัญญาณที่ปรับเทียบอัตราขยายแล้ว ก่อนทำการฉายเอ็กซเรย์.....	85
6.18 แสดงระดับสัญญาณที่ปรับเทียบอัตราขยายแล้ว เมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ที่ 70kVp.....	86
6.19 แสดงเฟนตอม 1 ทำจากพลาสติกอะคริลิก ความหนาโดยประมาณ 2 ซม.	
ทำการเอ็กซเรย์ตามแนวเส้นประสีส้ม ทั้ง 2 เส้น.....	86
6.20 ลักษณะของข้อมูล โปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์ที่แถวบน	
ความละเอียด 3 line per inch.....	87
6.21 ลักษณะของข้อมูล โปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์ที่แถวล่าง	
ความละเอียด 5 line per inch.....	87
6.22 ขนาดและระยะห่างของหัววัดเอ็กซเรย์แต่ละตัว.....	88
6.23 แสดงเฟนตอม 2 ที่ทำจากอลูมิเนียมมีขนาด กว้าง 7.2 ซม. ยาว 7.9 ซม. หนา 1.2 ซม.	
เส้นทแยงมุมตามแนวเส้นขาวยาว 10.6 ซม. โดยที่การวางหน่วยตรวจจับจะวางตามแนวเส้น ขาว.....	88
6.24 ลักษณะของข้อมูล โปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนตอม 2.....	88
6.25 แสดงเฟนตอม 3 ทำจากแผ่นอลูมิเนียมมาซ้อนกันเป็นรูปขั้นบันได	
โดยความหนาของแผ่นอลูมิเนียม.1 มม. จำนวนทั้งสิ้น 8 แผ่น.....	89
6.26 ลักษณะของข้อมูล โปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนตอม 3.....	89
6.27 แสดงเฟนตอม 4 และภาพตัดขวางที่ได้.....	90
6.28 แสดงเฟนตอม 5 และภาพตัดขวางที่ได้.....	90
6.29 แสดงเฟนตอม 6 และภาพเอ็กซเรย์ที่ได้.....	92
6.30 แสดงระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโต้ทรานซิสเตอร์ขณะทำการทดลอง.....	92

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์เป็นระบบที่มีความสำคัญอย่างหนึ่งในงานอุตสาหกรรม ระบบการรักษาความปลอดภัย และ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในทางการแพทย์ จึงปฏิเสธไม่ได้ว่าระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์นั้นมีความสำคัญสูงในการช่วยชีวิตผู้ป่วย จึงมีการพัฒนาในด้านนี้อย่างจริงจังและกว้างขวางมากยิ่งขึ้นในต่างประเทศ ในขณะที่ภายในประเทศกลับไม่มีการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้อย่างจริงจัง ซึ่งเป็นเหตุให้ประเทศชาติต้องสูญเสียงบประมาณเป็นจำนวนมากในการนำเข้าและบำรุงรักษาเทคโนโลยีที่มีราคาแพงเหล่านี้ ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาและพัฒนาความรู้ความเข้าใจ ในเทคโนโลยีเหล่านี้ให้มากขึ้น เพื่อเป็นจุดเริ่มต้นของการพัฒนา และอาจก่อให้เกิดผลในเชิงกว้างต่อการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้มากขึ้นภายในประเทศ

งานวิจัยนี้ได้มีการศึกษา วิจัยเกี่ยวกับตัวตรวจจับเอ็กซเรย์และระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์อย่างต่อเนื่อง เพื่อให้เกิดความต่อเนื่องในการพัฒนาความรู้และเทคโนโลยีในระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์ โดยใช้ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาว และระบบการสร้างภาพตัดขวางแบบพัด มาเป็นส่วนประกอบหลักที่สำคัญของระบบสร้างภาพเอ็กซเรย์

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อพัฒนาตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถวยาว
2. เพื่อนำตัวตรวจจับที่ได้จากงานวิจัยไปใช้ประโยชน์ในการออกแบบเครื่องสแกนพัสดุไปรษณีย์หรือเครื่องเอ็กซเรย์ CT ขนาดเล็กหรือเครื่องตรวจจับเอ็กซเรย์ได้

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ภาพเอ็กซเรย์นั้นสามารถสร้างขึ้นได้โดยใช้วิธีต่างๆ วิธีที่แพร่หลาย และดั้งเดิมคือการใช้ฟิล์ม แต่ยังมีวิธีอื่นๆที่สามารถสร้างภาพเอ็กซเรย์ได้ โดยการแปลงเอ็กซเรย์ให้เป็นพลังงานอื่นที่สามารถตรวจวัดได้ ซึ่งในงานวิจัยนี้จะทำการเปลี่ยนเอ็กซเรย์ให้อยู่ในรูปแบบแสง และเปลี่ยนจากแสงให้เป็นพลังงานไฟฟ้า โดยใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ และนำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้เข้าสู่กระบวนการประมวลผลภาพต่อไป

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

จากงานวิจัยที่ผ่านมา [1] พบว่า สามารถเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้โดยใช้หลักการของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบทางอ้อม โดยใช้แผ่นเรืองแสงเอ็กซ์เรย์ (Intensifying Screen) ทำหน้าที่เป็นฉากรับเอ็กซ์เรย์ และเปลี่ยนเป็นแสง จากนั้นจึงใช้โฟโตทรานซิสเตอร์ในการเปลี่ยนแสงที่ได้เป็นสัญญาณไฟฟ้า สัญญาณไฟฟ้าที่ได้เหล่านี้จะถูกนำไปสู่การประมวลผลภาพ โดยระดับสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากตัววัดแต่ละตัวและแต่ละตำแหน่งจะมีขนาดสัญญาณที่ไม่เท่ากัน เนื่องจากผ่านวัตถุต่างกัน จึงสามารถเข้าสู่กระบวนการประมวลผลภาพสร้างภาพตัดขวางแบบพัคได้

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ระบบรับภาพเอ็กซ์เรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์ ตั้งแต่ขั้นตอนการปรับปรุงหน่วยจับเอ็กซ์เรย์ ชนิดแถวยาว จนถึงผลลัพธ์ที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่อยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าและสัญญาณภาพ ที่เก็บเป็นแฟ้มข้อมูลในคอมพิวเตอร์ ตลอดจนการประยุกต์ใช้งานหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากงานวิจัย

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

ขั้นตอนของการศึกษางานวิจัยนี้ มีดังต่อไปนี้

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

บทที่ 2

ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์

2.1 บทนำ

เอ็กซ์เรย์คือรังสีที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า มีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาคของแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นสั้น โดยมีค่าความยาวคลื่นอยู่ในช่วงประมาณ 0.04 ถึง 1000 อังสตรอม ซึ่งเป็นค่าความยาวคลื่นที่อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมากับรังสีอัลตราไวโอเล็ต คุณสมบัติโดยทั่วไปของเอ็กซ์เรย์จะคล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดาเป็นส่วนใหญ่ แต่คุณสมบัติพิเศษของเอ็กซ์เรย์คือมีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่างๆ ได้ โดยที่จะผ่านได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับค่าความหนาแน่นและน้ำหนักอะตอมของวัตถุที่ผ่าน นอกจากนี้เอ็กซ์เรย์ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติด้านอื่นๆ อีกด้วย

2.2 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์

ผู้ที่ทำการค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกคือ นักฟิสิกส์ชาวเยอรมันชื่อ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในคอนเย็นวันที่ 8 พฤศจิกายน พ.ศ. 2438 ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัยวูซบรุค ประเทศเยอรมัน เรินท์เกนได้พบเอ็กซ์เรย์ในขณะที่กำลังทำการทดลองในเรื่อง “Absorption of Cathode rays” โดยใช้หลอดทดลองที่เรียกว่า Crookes’ tube เขาได้สังเกตเห็นว่า Cathode rays ที่ออกมาจากหลอดทดลองนั้นทำปฏิกิริยาให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วยธาตุ “แบเรียมพลาคิโนไซยาไนด์” (Barium platinocyanide) เกิดการเรืองแสงขึ้น โดยที่ระยะที่ไกลที่สุดที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็งคือ 120 เซนติเมตร ในขณะที่เดียวกันเขาสังเกตเห็นอีกว่าตัวอักษร A ที่ทำด้วยธาตุแบเรียมพลาคิโนไซยาไนด์ซึ่งวางอยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วย ทั้งๆที่ไม่อยู่ในระยะของ Cathode rays เรินท์เกนจึงคิดว่าเขาค้นพบชนิดใหม่ขึ้นแล้วและให้ชื่อว่า X-ray และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมาทำการทดลองและสังเกตถึงอำนาจในการทะลุทะลวงของเอ็กซ์เรย์ผ่านกระดาษ, โลหะและแม้กระทั่งผ่านเนื้อของมนุษย์และเขาได้ถ่ายภาพรังสีของมือของภรรยาเขาไว้โดยในบริเวณที่เป็นเนื้อหนังจะเห็นเป็นรอยสีเทาหรือสีดำ ส่วนบริเวณที่เป็นกระดูกนิ้วมือจะเห็นเป็นรอยสีขาว ดังรูปที่ 2.1 (b) จึงนับได้ว่าเป็นจุดเริ่มต้นของวิชารังสีวิทยาทางการแพทย์ [1]



(a)



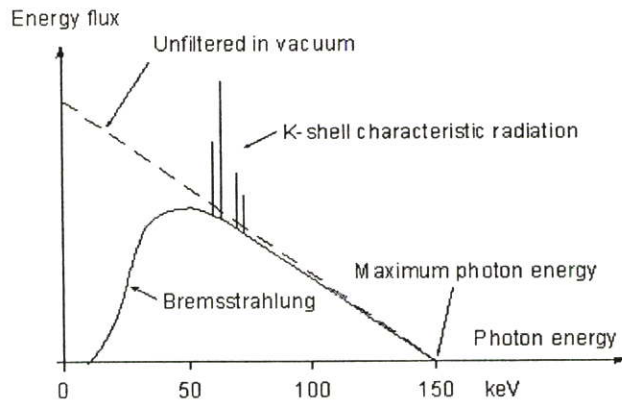
(b)

รูปที่ 2.1 (a) วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ผู้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรกเมื่อปี ค.ศ.1895

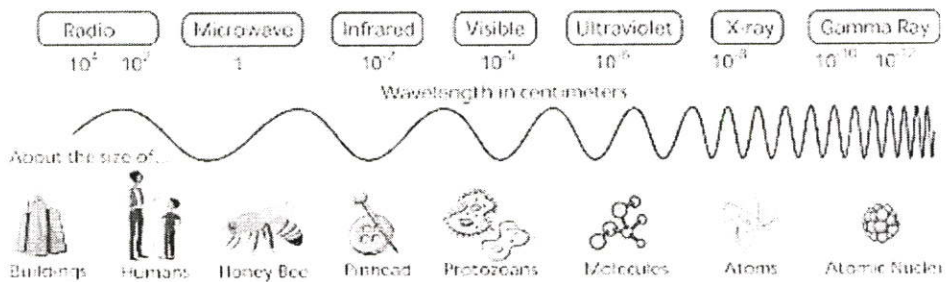
(b) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ภาพแรกซึ่งเป็นภาพถ่ายมือภรรยาของ วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน

2.3 การเกิดเอ็กซ์เรย์

เอ็กซ์เรย์ไม่ได้เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ แต่เป็นรังสีที่เกิดจากการสร้างของมนุษย์ โดยใช้ปรากฏการณ์เบรมสตราลุงส์ (Bremsstrahlung) เอ็กซ์เรย์เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวล (อิเล็กตรอน 1 ตัวมีมวล 9.11×10^{-28} กรัม) วิ่งไปกระทบกับเป้าโลหะซึ่งทำมาจากทั้งสแตนและถูกทั้งสแตนสกัดกั้นไว้ มีผลทำให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุดและคายพลังงานจลน์ (kinetic energy) ออกมา ในขณะที่อิเล็กตรอนกำลังวิ่ง จะมีพลังงาน 2 รูป คือ พลังงานศักย์ (potential energy) และพลังงานจลน์ พอถูกทั้งสแตนสกัดกั้นไว้จนหยุด อิเล็กตรอนจะคงเหลือแต่พลังงานศักย์ ส่วนพลังงานจลน์ไม่สูญหาย แต่เปลี่ยนรูปไปเป็นพลังงานใหม่อีก 2 รูป คือ มากกว่า 99 เปอร์เซ็นต์ จะเปลี่ยนเป็นความร้อนและน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์ [2] จะเปลี่ยนเป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่า เอ็กซ์เรย์ โดยที่เอ็กซ์เรย์ที่เกิดขึ้นจะเป็นส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นแตกต่างกันตั้งแต่ความยาวคลื่นสั้นที่สุดซึ่งมีพลังงานสูงสุดที่เกิดจากอิเล็กตรอนที่ถูกทำให้หยุดและความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆ ไปจนถึงความยาวคลื่นที่สูงที่สุดซึ่งเป็นเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานต่ำและยังมีพลังงานจลน์เหลืออยู่ ส่วนผสมของเอ็กซ์เรย์นี้เรียกว่าเอ็กซ์เรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) เอ็กซ์เรย์ที่มีความยาวคลื่นสั้นจะมีพลังงานสูงและมีอำนาจทะลุทะลวงมากกว่าเอ็กซ์เรย์ที่มีค่าความยาวคลื่นยาว

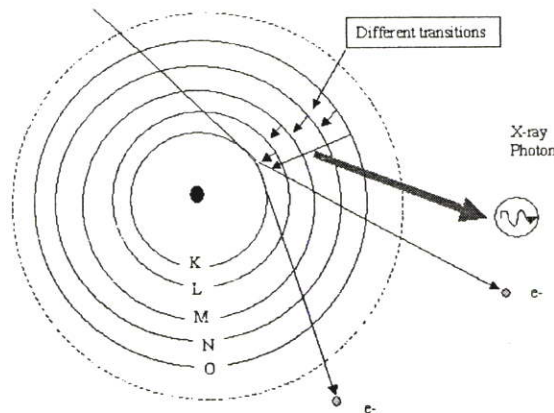


รูปที่ 2.2 เอ็กซ์เรย์สเปกตรัมที่ได้จากหลอดเอ็กซ์เรย์ที่เป่าโลหะทำจากทังสเตน



รูปที่ 2.3 แสดงแถบความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

นอกจากวิธีการข้างต้น เอ็กซ์เรย์ยังสามารถเกิดขึ้นได้อีกวิธีหนึ่ง คือเมื่ออิเล็กตรอนหลายๆ วงที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอม เกิดการกระโดดข้ามจากวงโคจรที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปสู่วงโคจรอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะเกิดการคายพลังงานออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่ โดยขึ้นอยู่กับลักษณะอะตอมของธาตุนั้นๆ เอ็กซ์เรย์ที่ได้มาด้วยวิธีนี้ จึงเรียกว่ารังสีลักษณะเฉพาะ (characteristic radiation) [2]



รูปที่ 2.4 แสดงการเกิดเอ็กซ์เรย์แบบลักษณะเฉพาะ

การเกิดเอ็กซ์เรย์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ [3] คือ

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอนหรือการแยกอิเล็กตรอนนอกจากอะตอมของโลหะ อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นหรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์ โดยการที่เรานำกระแสไฟฟ้าเข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้น ประมาณ 2000 องศาเซลเซียสหรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิโอนิกอิมิชัน (Thermionic Emission) คือ อิเล็กตรอนหลุดออกจากเซลล์หรือวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อน อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจะมารวมกันอยู่รอบๆ ผิวหน้าของโลหะจนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอม 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. การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใดจะสามารถทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ได้ ซึ่งสามารถทำได้โดยหาวัตถุมารับหรือขวางอิเล็กตรอนวัตถุนั้นก็คือ เป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้น คือ เกิดการชนหรือกระทบกันระหว่างอิเล็กตรอนกับเป้าอย่างแรงอิเล็กตรอนดังกล่าวจะไปชนอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้านั้นให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจรและจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไปวิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจากพลังงานของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจรจะไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมี การคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน (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 3×10^8 เซนติเมตร/วินาที นอกจากนั้นแล้ว ยังมีการสะท้อนกลับ, หักเหและเบี่ยงเบนได้เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา
3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า
4. เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งเข้าชนเป้าอิเล็กตรอนดังกล่าวนี้จะวิ่งไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่นๆ ที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้าให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจร อิเล็กตรอนของเซลล์นอกถนัดออกไปจะวิ่งเข้ามาแทนที่และคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน
5. ทำให้เกิดการเรืองแสงในสารพิเศษบางอย่าง
6. ดูดกลืน (Absorbed) โดยสสาร (Matter) ทุกชนิดมากบ้างน้อยบ้างขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและน้ำหนักของอะตอมของสสารนั้น
7. ทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (Ionization) เมื่อผ่านไปใ้อากาศหรือก๊าซ
8. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมี เช่น เมื่อเอ็กซ์เรย์ไปถูกฟิล์มถ่ายภาพจะทำให้ฟิล์มนั้นดำจึงนำผลอันนี้มาใช้ในการบันทึกภาพรังสีบนแผ่นฟิล์มเอ็กซ์เรย์
9. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะ เป็นต้นว่าทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลงหรือเกิดการผ่าเหล่า (Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก
10. มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูงสามารถทะลุผ่านเนื้อหนังของมนุษย์และสัตว์ได้แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆ ได้

2.5 โครงสร้างหลอดเอกซเรย์

หลอดเอกซเรย์ที่ใช้กันในวงการแพทย์มีด้วยกัน 2 ชนิด [4] คือ

2.5.1 หลอดเอกซเรย์แบบทั่วไป จะแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ

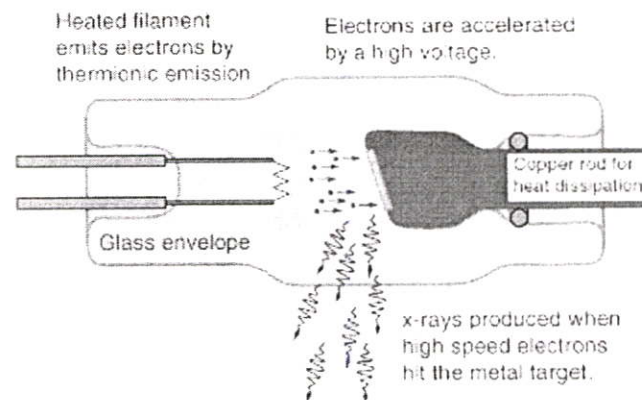
หลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบอยู่นิ่ง (Stationary anode tube)

หมายถึงหลอดเอกซเรย์ชนิดที่ขั้วบวก อยู่คงที่ กล่าวคือขั้วบวกมักจะทำเป็นแท่งทองแดง ลักษณะเป็นบล็อกและมีเป่าเป็นบริเวณสี่เหลี่ยมเล็กๆ ทำด้วยแผ่น โลหะทั้งสแตนเลสซึ่งฝังลงในบล็อกทองแดงอีกทีหนึ่ง

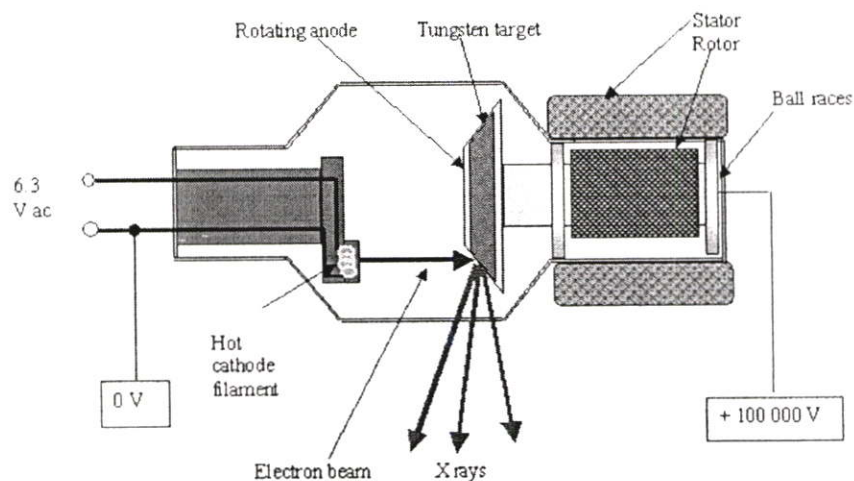
หลอดเอกซเรย์ชนิดขั้วแอโนดแบบหมุนได้ (Rotating anode tube)

หมายถึงหลอดเอกซเรย์ชนิดที่ขั้วบวกไม่อยู่คงที่ กล่าวคือจะหมุนรอบตัวตลอดเวลาที่ทำการถ่ายเอกซเรย์ ขั้วบวกของหลอดชนิดนี้ จะมีรูปร่างคล้ายจาน ทำด้วยทั้งสแตนเลสและมีแกนหรือด้ามลักษณะเรียวยาวเล็กทำด้วย โมลิบดีนัมและมีส่วนที่ทำให้เกิดการหมุนอยู่ตรงปลายของด้ามนั้น

ส่วนประกอบที่สำคัญของหลอดเอกซเรย์ทั้ง 2 ชนิด แสดงดังรูปที่ 2.5 และ 2.6



รูปที่ 2.5 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญของ Stationary anode



รูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงลักษณะและส่วนประกอบที่สำคัญๆ ของ Rotating anode

Anode ชนิดที่หมุนได้นี้มีลักษณะคล้ายๆ จานกลมทำด้วยโลหะทั้งสแตน หมุนอยู่กับแกนที่ทำด้วยโมลิบดีนัมที่ทำเป็นแกนก็เพื่อที่จะเพิ่มเนื้อที่ของ Anode ให้มากขึ้นและช่วยระบายความร้อนอีกด้วย

สำหรับ Cathode นั้นประกอบด้วยลวดทั้งสแตนที่พันเป็นขดเรียกว่าไส้หลอด ขดลวดนี้จะบรรจุอยู่ในที่รองรับที่มีลักษณะถ้วยเรียกว่า “Focusing cup” ซึ่งเป็นส่วนที่ต่อออกไปภายนอกหลอดแก้วเพื่อต่อกับวงจรไฟฟ้า เมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านเข้าไปยังไส้หลอด จะทำให้อุณหภูมิของไส้หลอดสูงขึ้น และเมื่ออุณหภูมิสูงมากพอก็จะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่บริเวณผิวหลอดออกมา และเคลื่อนที่ไปตามทิศทางของสนามไฟฟ้าระหว่าแคโทดและแอโนด ปรากฏการณ์ปลดปล่อยอิเล็กตรอนนี้เรียกว่า การปลดปล่อยเทอร์มิโอนิก (Thermionic Emission)

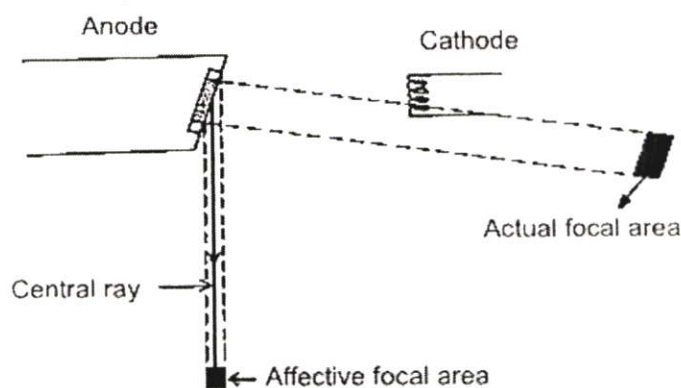
3. เป้าเป็นส่วนสำคัญที่จะทำให้เกิดเอ็กซ์เรย์ทั้งนี้อิเล็กตรอนต้องวิ่งมาชนเป้านี้จึงจะเกิดเอ็กซ์เรย์ จุดหรือบริเวณที่เป็นเป้าให้อิเล็กตรอนวิ่งเข้าชนนี้เรียกว่าจุดโฟกัส จุดนี้คือจุดกำเนิดของเอ็กซ์เรย์

ขนาดของจุดโฟกัสนั้นมีความสำคัญเกี่ยวกับการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์มาก โฟกัสที่มีขนาดเล็กจะให้คุณภาพที่มีคุณภาพดี มีรายละเอียดและความชัดเจนมากกว่า ส่วนจุดโฟกัสที่มีขนาดใหญ่จะมีความทนทานต่อความร้อนได้มากกว่าแต่ภาพที่ได้รับจะมีความชัดเจนน้อยกว่าภาพที่ถ่ายโดยใช้จุดโฟกัสขนาดเล็ก

ดังนั้นเพื่อที่จะได้ภาพที่มีความชัดเจนและเพื่อให้จุดโฟกัสมีความทนทานต่อความร้อนได้เป็นอย่างดีจึงได้มีการหาวิธีที่จะแก้ปัญหาดังกล่าวนี้ ทำได้ 2 วิธีคือ

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

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



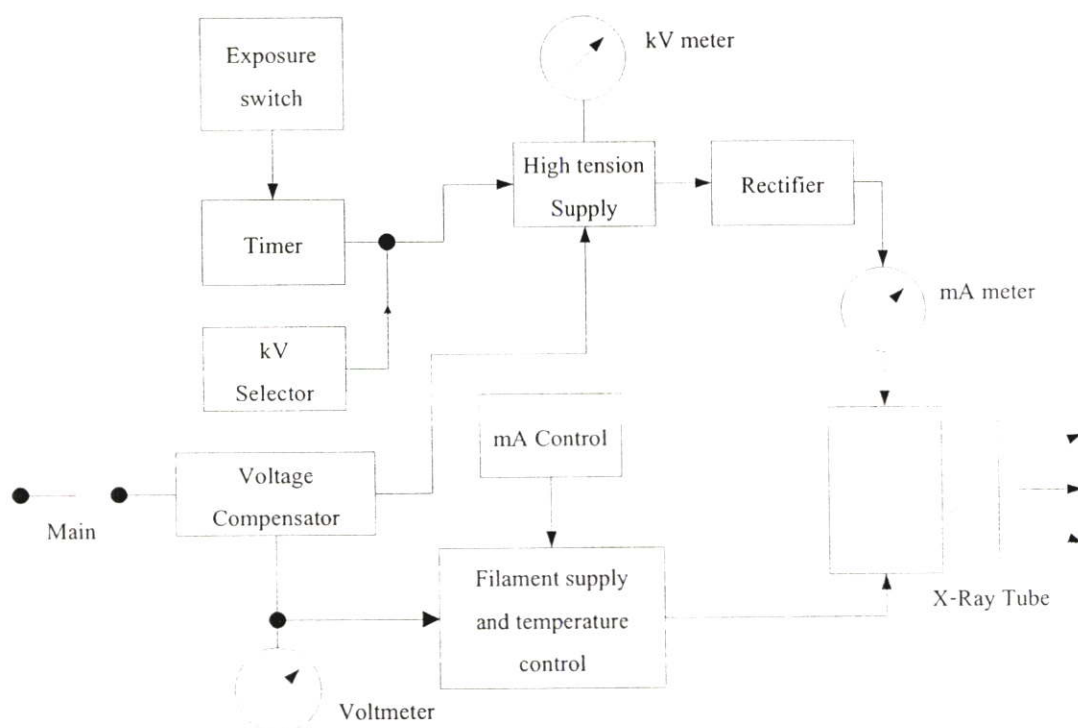
รูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึง Line-focus principle และการเอียง Target เป็นมุม 17° - 20°

เพื่อทำให้ Effective focal spot ขนาดเล็ก

การสร้างให้เป็เอียง 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 2.8 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องเอ็กซเรย์

2.6 หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซเรย์

หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซเรย์ มี 2 อย่าง [6] 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

$$1 \text{ อิเล็กตรอน โวลต์} = 1.60 \times 10^{-12} \text{ เอิร์ก (erg)}$$

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

$$\begin{aligned}
 1 \text{ แรงม้า (horse power)} &= 746 \text{ วัตต์} \\
 &= 7.46 \times 10^9 \text{ เอิร์กต่อวินาที} \\
 &= 4.66 \times 10^{21} \text{ อิเล็กตรอน โวลต์ต่อวินาที (electron volt/second)}
 \end{aligned}$$

3) โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (half value layer ; H.V.L) เป็นความหนาเป็นมิลลิเมตรของ โลหะ เช่น ทองแดง หรือ อะลูมิเนียม ที่สามารถกรองเอ็กซ์เรย์แล้วลดปริมาณรังสีลง ได้ครึ่งหนึ่ง ของปริมาณเดิม

2.6.2 การวัดปริมาณ

สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ [6] คือ

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

หน่วยต่างๆ ที่ใช้ในการวัด ได้แก่

คูรี (Curie,Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วไป โดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาดามแมรี คูรี และสามี ปีแอร์ คูรี ได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรี เป็นหน่วยวัดความแรงของรังสี โดยกำหนดว่า สารกัมมันตรังสี ที่สลายตัวในอัตรา 3.7×10^{10} ครั้งต่อวินาที จะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุ กัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปีแอร์คูรีต่อลิตรของอากาศ (1Pci=1 ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอันตรายเสี่ยง ต่อการเป็น โรคมะเร็งปอดจากการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง

เรินต์เกน ในปี พ.ศ. 2471 ที่ประชุมรังสีแพทยนานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์ม ประเทศ สวีเดน ให้วัดปริมาณเอ็กซ์เรย์ด้วยหน่วยเรินต์เกน ซึ่งต่อมาในปี พ.ศ. 2480 ในการประชุมแบบ เดียวกันที่นครชิคาโก สหรัฐอเมริกา ได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วย เพราะรังสีแกมมาและเอ็กซ์เรย์เหมือนกันทุกอย่าง นอกจากกำเนิดไม่เหมือนกัน คือ เอ็กซ์เรย์มนุษย์ ทำขึ้น แต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติ รังสี 1 เรินต์เกน ฉายผ่านอากาศแห้ง จำนวน 0.001293 กรัม ที่ 0 องศาเซลเซียส ความกดดัน 760 มิลลิเมตรปรอท จะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยอิเล็กตรอนซึ่งมี ไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit ; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1 เรินต์เกน จะเท่ากับ 83 เอิร์กต่อกรัมของอากาศ หรือ 93 เอิร์กต่อกรัมของเนื้อ

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

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

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

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

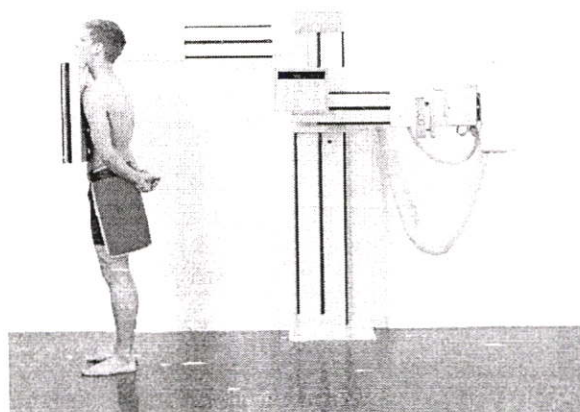
$$10 \text{ mrad} = 0.1 \text{ mGy}$$

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 ระบบเอ็กซเรย์ที่ใช้ในทางการแพทย์

2.7.1 Photofluorography [4]

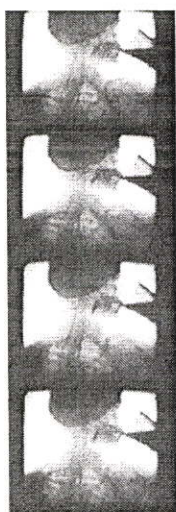
หรือเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า Mass miniature radiography เป็นเทคนิคที่นิยมใช้ในงานเอ็กซเรย์ทรวงอก โดยเป็นการบันทึกภาพเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์ม ซึ่งจะบันทึกได้เพียงครั้งเดียวต่อฟิล์ม 1 แผ่น



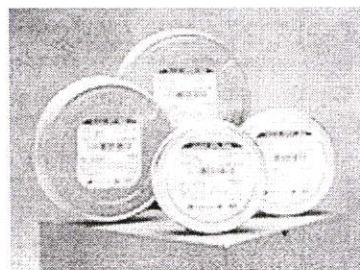
รูปที่ 2.9 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์แบบใช้ฟิล์ม

2.7.2 Cinefluorography [4]

เป็นวิธีการบันทึกภาพยนตร์รังสีเอ็กซ์ โดยใช้กล้องถ่ายภาพยนตร์ หรือกล้องโทรทัศน์แทนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ ซึ่งอาจเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า Television Cinefluorography ซึ่งเครื่องเอ็กซ์เรย์รูปแบบนี้จะเป็นต้นแบบในการพัฒนาในรุ่นต่างๆภายในเวลาต่อมา



(a)



(b)

รูปที่ 2.10 (a) แสดง Cinefluorography ภาพแรกของโลก ในปี ค.ศ. 1947

(b) แสดง ฟิล์มที่ใช้บันทึก Cinefluorography ของบริษัท โกดัก

2.7.3 Angiography [4]

เป็นวิธีการตรวจทางรังสีของหลอดเลือด ปกติแล้ว เส้นเลือดจะโปร่งเมื่อฉายรังสีเอ็กซ์ลงบนฟิล์ม จึงต้องทำให้เส้นเลือดทึบ โดยการฉีดสารทึบรังสีเข้าไปในเส้นเลือดที่เราต้องการดู วิธีการนี้สามารถดูกลไกการทำงานบริเวณนั้นได้อีกด้วย ซึ่งจะมีชื่อเรียกย่อยลงไปตามบริเวณที่ใช้งาน เช่น

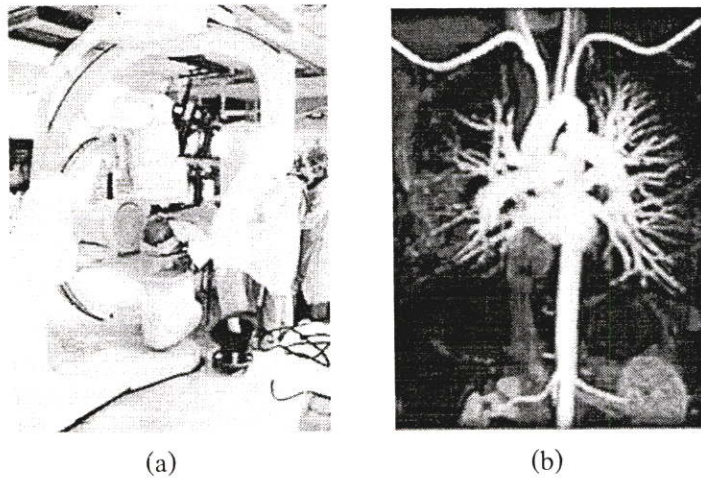
Vertebral Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดที่เลี้ยงสมองส่วนหลัง

Branchial Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดแดงที่ไปเลี้ยงแขนหรือมือ

Cerebral Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดในสมอง

Cardio Angiography การตรวจทางรังสีของเส้นเลือดแดงที่เลี้ยงหัวใจ

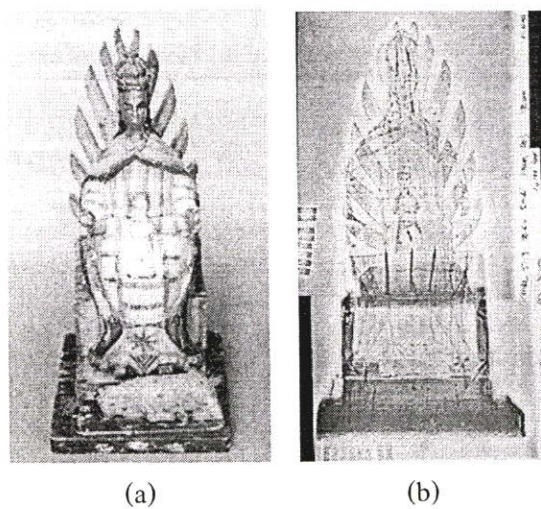
เป็นต้น



รูปที่ 2.11 (a) แสดงเครื่อง Angiography ขณะทำการใช้งาน
(b) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเครื่อง Angiography

2.7.4 Xeroradiography [4]

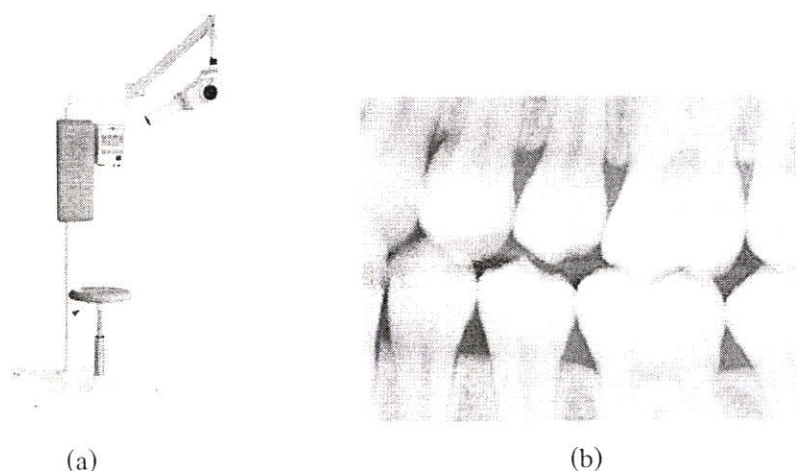
เป็นเทคนิคการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ลงบนฟิล์มชนิดพิเศษ ฟิล์มเอ็กซเรย์ชนิดนี้จะถูกฉายด้วยสารรังสีชนิดพิเศษ จึงต้องใช้วิธีการเฉพาะเมื่อทำให้เกิดภาพ โดยวิธีการนี้สามารถนำฟิล์มกลับมาใช้ใหม่ได้ เทคนิคนี้เป็นที่นิยมใช้ในการเอ็กซเรย์กระดูกบริเวณแขน ขา และทรวงอก นอกจากนี้ยังเป็นที่นิยมในการใช้เอ็กซเรย์วัตถุต่างๆ เพื่อตรวจสอบภายใน หารอยร้าว อีกด้วย ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 แสดงการใช้ Xeroradiography ในการตรวจสอบวัตถุต่างๆ
(a) ตัวอย่างวัตถุที่นำมาตรวจสอบ
(b) ภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากวิธี Xeroradiography

2.7.5 Dental x-ray machines [5]

เครื่องเอ็กซเรย์ฟันนั้นจะใช้สำหรับเอ็กซเรย์ลักษณะและตำแหน่งของฟันภายในช่องปาก โดยจะใช้พลังงานเอ็กซเรย์ในระดับที่ค่อนข้างต่ำ ทั่วไปใช้อยู่ที่ 50kV 7 mA ทำให้เครื่องเอ็กซเรย์ฟันมีขนาดเล็ก และสามารถเคลื่อนไหวได้เพื่อความสะดวกในขณะที่ฉายเอ็กซเรย์ หลอดเอ็กซเรย์ของเครื่องเอ็กซเรย์ฟันนี้จะมีลักษณะพิเศษคือ มีกริดกั้นอยู่ระหว่างแคโทดและแอโนด เพื่อทำการจัดเรียงลำอิเล็กตรอนให้มีความเป็นระเบียบ อีกทั้งยังมีไส้หลอดที่มีขนาดเล็กทำให้สนามไฟฟ้าระหว่างแอโนดและแคโทดมีค่าความเข้มสูง ซึ่งช่วยให้อิเล็กตรอนมีพลังงานมากขึ้น เอ็กซเรย์ที่เกิดจึงมีพลังงานมากพอ และมีระยะเวลาในการฉายที่สั้นมาก

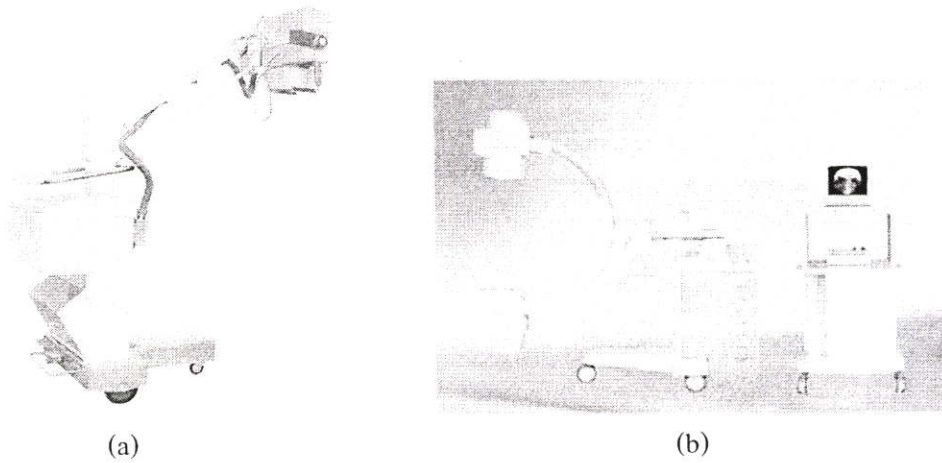


รูปที่ 2.13 (a) แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์ฟันที่ใช้ในปัจจุบัน

(b) แสดงตัวอย่างภาพเอ็กซเรย์ฟัน

2.7.6 Portable and Mobile x-ray units [5]

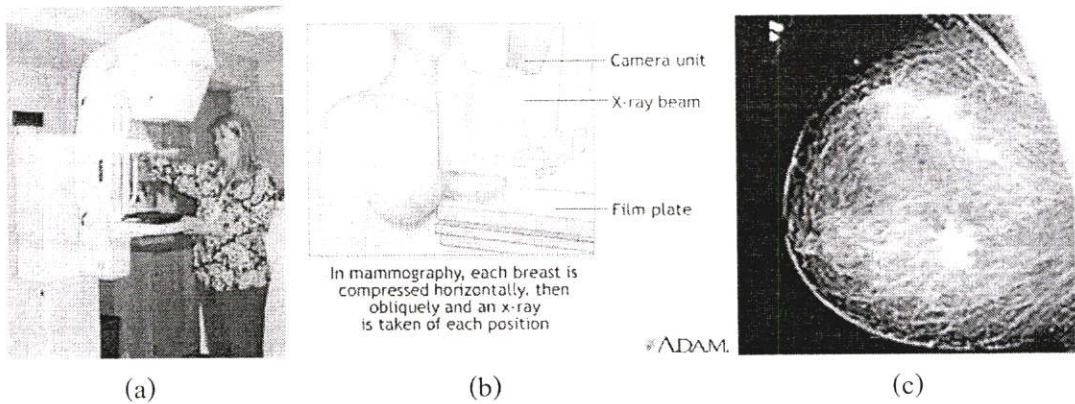
สำหรับผู้ป่วยที่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายไปไหนได้นั้น จำเป็นต้องมีเครื่องเอ็กซเรย์ที่สามารถเคลื่อนที่ได้เพื่อไปเอ็กซเรย์ผู้ป่วยที่เตียงผู้ป่วย จึงได้มีการพัฒนาเครื่องเอ็กซเรย์ที่สามารถถอดประกอบ หรือเคลื่อนย้ายได้โดยง่าย เพื่อที่สามารถนำไปถ่ายเอ็กซเรย์ที่เตียงผู้ป่วยได้ โดยทั่วไปแล้ว เอ็กซเรย์แบบ Portable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



รูปที่ 2.14 (a) แสดงลักษณะของเครื่องเอกซเรย์แบบทั่วไปที่สามารถเคลื่อนย้ายได้
 (b) แสดงลักษณะของเครื่องเอกซเรย์แบบ C Arm ที่สามารถเคลื่อนย้ายได้

2.7.7 Mammographic x-ray equipment [5]

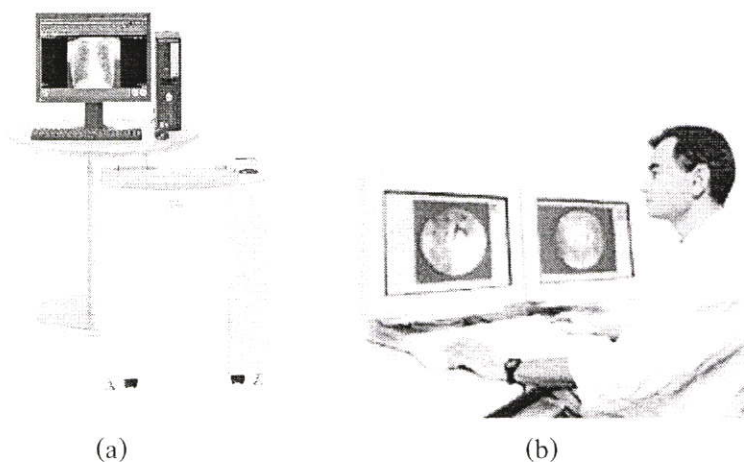
เครื่องเอกซเรย์เต้านม เป็นเครื่องเอกซเรย์อีกชนิดหนึ่งที่มีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านม ซึ่งเป็นกันมากในสตรี และเนื่องจากหน้าอกสตรีนั้นเป็นส่วนที่มีความไวต่อรังสีค่อนข้างสูง พลังงานเอกซเรย์ที่ฉายจึงต้องต่ำมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ อีกทั้งฟิล์มเอกซเรย์ที่ใช้จึงต้องเป็นแบบชนิดพิเศษกว่าที่ใช้งานทั่วไป คือเป็นแบบ Xeroradiography ดังหัวข้อที่ 2.7.4 ในขณะที่หลอดเอกซเรย์ที่ใช้แผ่นอลูมิเนียมหนา 1 มม. เป็นตัวกรองเอกซเรย์ และใช้พลังงานอยู่ที่ 40 – 50 kV



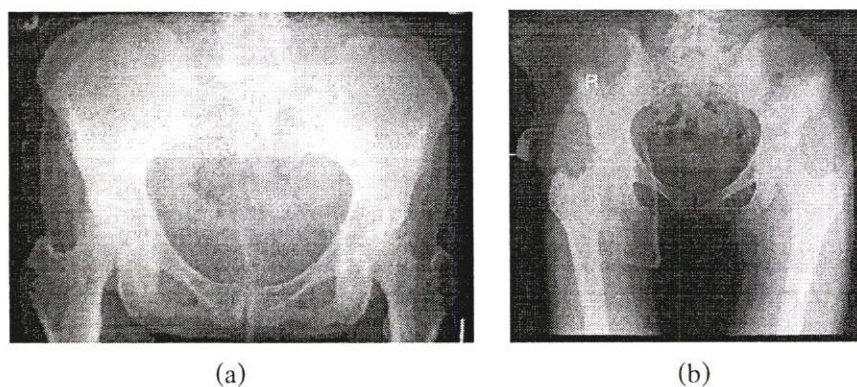
รูปที่ 2.15 (a) แสดงลักษณะของ Mammographic x-ray equipment
 (b) แสดงลักษณะของการเอกซเรย์
 (c) แสดงภาพที่ได้จากการเอกซเรย์

2.7.8 Digital Radiography [5]

เนื่องจากการเอ็กซเรย์แบบทั่วไปที่ใช้ฟิล์มเอ็กซเรย์บางครั้งจะได้ภาพที่ไม่ชัดเจนนัก ซึ่งอาจมาจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย หรือคุณภาพของฟิล์มที่ใช้งานเสื่อมลง จึงได้มีการคิดค้นรูปแบบใหม่ขึ้นมาแทนฟิล์ม นั่นคือ การเก็บข้อมูลภาพในรูปแบบดิจิทัล และสามารถนำมาแสดงเป็นภาพได้ที่จอมอนิเตอร์ วิธีนี้นอกจากสามารถได้ภาพที่ชัดเจนแล้วแพทย์ยังสามารถปรับแต่งความคมชัดของภาพเอ็กซเรย์ได้ตามที่แพทย์ต้องการอีกด้วย



รูปที่ 2.16 (a) แสดงตัวอย่างของเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล
(b) แสดงตัวอย่างการใช้งานเครื่องเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

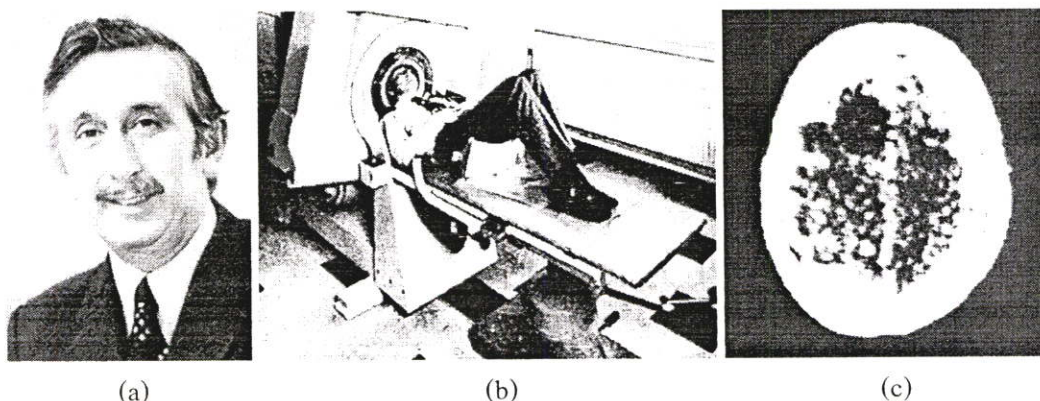


รูปที่ 2.17 (a) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากฟิล์มเอ็กซเรย์
(b) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากเอ็กซเรย์แบบดิจิทัล

2.7.9 Tomography [1]

เทคนิคนี้ถูกค้นพบในปี พ.ศ. 2465 โดยนายแพทย์ชาวฝรั่งเศสชื่อ โบเคจ (Bocage) เทคนิคนี้ทำให้เป็นการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ผ่านส่วนของลำตัว หรืออวัยวะ ในลักษณะของภาพตัดขวาง เทคนิคนี้ทำให้ได้ภาพของโครงสร้างภายในร่างกายชัดเจนเพียงระนาบใดระนาบหนึ่งเท่านั้น ขณะเดียวกันภาพเงาของระนาบอื่นก็ปรากฏซ้อนทับออกมาด้วยแต่ไม่คมชัด เทคนิคนี้จึงแก้ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการซ้อนทับกันของเงาของอวัยวะภายในที่ปรากฏบนฟิล์มรับภาพได้ แต่ยังไม่สมบูรณ์นัก จนหลายสิบปีต่อมาได้มีการพัฒนาเทคนิคนี้มากขึ้นจนสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้อย่างสมบูรณ์ นั่นคือ CT (Computed Tomography)

ซีที เครื่องแรกได้ถูกสร้างขึ้นในปี พ.ศ. 2510 โดยวิศวกรของบริษัทอีเอ็มไอ (EMI) ชื่อ เฮาส์ฟิลด์ (Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004)) โดยเฮาส์ฟิลด์ได้พัฒนาแนวคิดมาจากนักฟิสิกส์ชื่อ คอร์แม็ก และในปีพ.ศ. 2515 เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลกสามารถใช้งานกับผู้ป่วยได้จริง

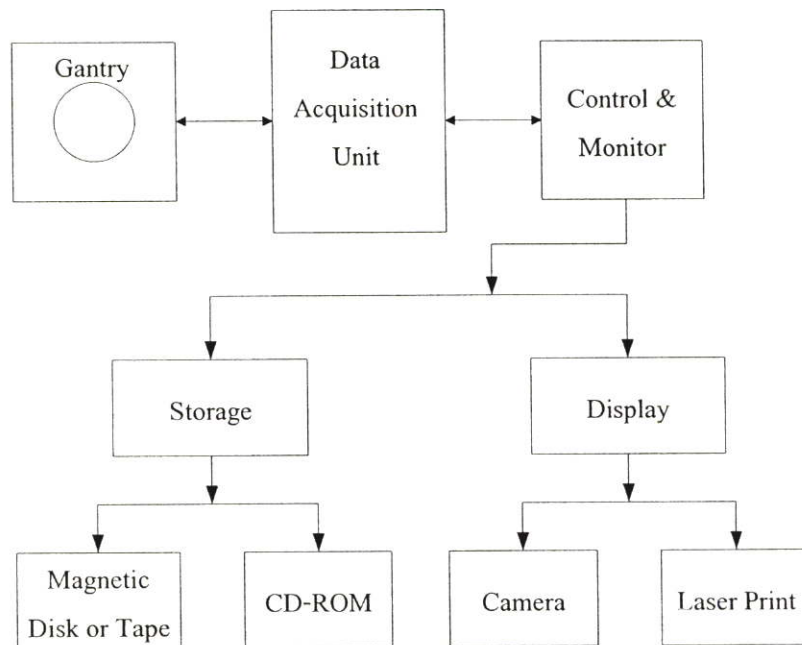


รูปที่ 2.18 (a) Sir Godfrey N. Hounsfield (1919-2004) ผู้คิดค้นเครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก
 (b) EMI Head Scanner เครื่องซีทีเครื่องแรกของโลก
 (c) ภาพตัดขวางรูปสมองมนุษย์ภาพแรก

ซีทีได้ถูกพัฒนาเรื่อยมาหลายรุ่น จนปัจจุบันสามารถถ่ายภาพตัดขวางได้ที่หลายภาพภายในเวลาที่รวดเร็ว แต่เครื่องซีทีแต่ละรุ่นนั้นต่างก็มีส่วนประกอบ และการทำงานพื้นฐานเหมือนกัน

การทำงานพื้นฐานของเครื่องซีที

การทำงานพื้นฐานของเครื่องซีที สามารถอธิบายได้ตามบล็อกไดอะแกรมดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.19 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องซีที

ส่วนควบคุมการทำงานและแสดงผลจะควบคุมการทำงานของเครื่อง เมื่อหลอดเอ็กซเรย์ยิงเอ็กซเรย์ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยไปยังหัววัดเอ็กซเรย์ หัววัดเอ็กซเรย์จะทำหน้าที่วัดความเข้มของเอ็กซเรย์ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นข้อมูลอะนาล็อก (Analog Data) ซึ่งข้อมูลเหล่านี้จะต้องผ่านวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) เพื่อขยายให้สัญญาณมีความแรงมากพอสำหรับการประมวลผลข้อมูล โดยสัญญาณไฟฟ้าเหล่านี้จะแปรผันตามความเข้มของเอ็กซเรย์ที่ตกกระทบบที่หัววัด นั่นหมายถึง หากเอ็กซเรย์ผ่านอวัยวะในจุดที่ต่างกัน ย่อมให้ค่าความเข้มต่างกัน แต่เนื่องจากข้อมูลที่ได้ในเบื้องต้นนี้เป็นข้อมูลอะนาล็อก จึงไม่สามารถส่งเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลได้ จำเป็นต้องผ่านการแปลงสัญญาณจากอะนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter) หรือเรียกว่า เอดิซี (ADC) เมื่อได้ข้อมูลดิจิทัลมาแล้ว ข้อมูลจะถูกส่งเข้าสู่ส่วนจัดเก็บข้อมูล ซึ่งจะเป็นส่วนจัดเก็บข้อมูลผู้ป่วยทั้งหมด จากนั้นก็จะเข้าสู่ส่วนควบคุมการทำงานและแสดงผลเพื่อทำการแสดงผลในรูปแบบต่างๆ เช่น แสดงบนจอมอนิเตอร์ หรือทำการพิมพ์ภาพผ่านทางเครื่องพิมพ์แบบเลเซอร์ นอกจากนี้ยังสามารถบันทึกข้อมูลที่ได้ลงในแผ่นดิสเกตต์ หรือแผ่นซีดีรอมได้อีกด้วย

ส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่องซีที

ส่วนประกอบทั่วไปของเครื่องซีทีมีดังต่อไปนี้

แกนตรี (Gantry)

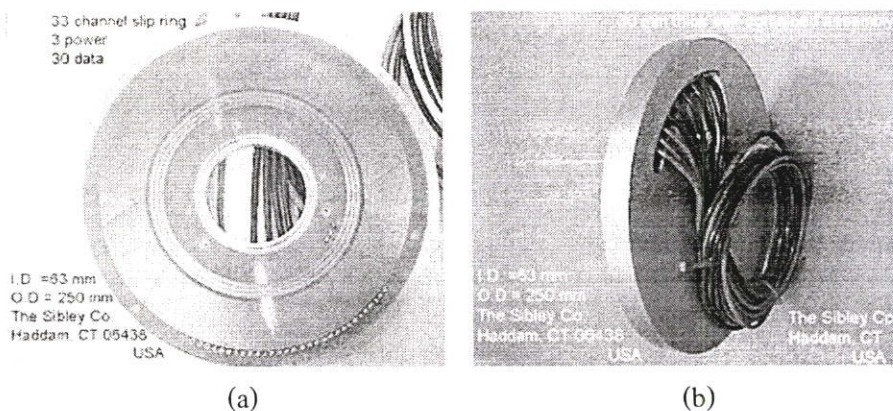
แกนตรีเป็นส่วนที่ใกล้ชิดกับผู้ป่วยเพราะเป็นที่ที่จะต้องให้ผู้ป่วยนอนขณะรับการตรวจ ส่วนมากจะมีลักษณะเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยม ตรงกลางมีช่องวงกลมขนาดใหญ่เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 70 – 80 ซม. สามารถสอดผู้ป่วยเข้าไปได้ทั้งตัวอย่างสะดวก แกนตรีจะมีขนาดและน้ำหนักที่แตกต่างกันขึ้นกับบริษัทผู้ผลิต แกนตรีจะเป็นเชื่อมโยงส่วนประกอบอื่นๆเข้าด้วยกัน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



รูปที่ 2.20 แสดงตัวอย่างของแกนตรี

วงแหวนสลิป

วงแหวนสลิปเป็นอุปกรณ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นโดย บริษัท ซีเมนส์ และ โตชิบา เพื่อแก้ไขปัญหาข้อจำกัดของความยาวสายไฟฟ้าแรงสูงที่เชื่อมระหว่างหม้อแปลงกับหลอดเอ็กซเรย์ ทำให้การเคลื่อนที่หมุนของหลอดเอ็กซเรย์ไม่สามารถทำได้ต่อเนื่องตลอดเวลา วงแหวนสลิปเป็นอุปกรณ์ทางกลศาสตร์ไฟฟ้า ที่ทำด้วยตัวนำไฟฟ้าเพื่อนำไฟฟ้าไปสู่หลอดเอ็กซเรย์ได้อย่างต่อเนื่อง โดยไม่ต้องเสียเวลาหยุดเพื่อเริ่มต้นใหม่ วงแหวนสลิปจะมี 2 แบบตามลักษณะ คือ แบบทรงกระบอก และแบบจาน หากแบ่งตามวิธีการจ่ายไฟฟ้า สามารถแบ่งได้ 2 แบบเช่นเดียวกัน คือ แบบศักย์สูง และแบบศักย์ต่ำ ดังรูป



รูปที่ 2.21 (a) แสดงวงแหวนสลีปด้านหน้า
(b) แสดงวงแหวนสลีปด้านหลัง

หลอดเอ็กซ์เรย์

หลอดเอ็กซ์เรย์คือส่วนที่ใช้สร้างเอ็กซ์เรย์ ซึ่งรายละเอียดได้กล่าวไว้แล้วข้างต้น

ส่วนการกรอง (Filtration)

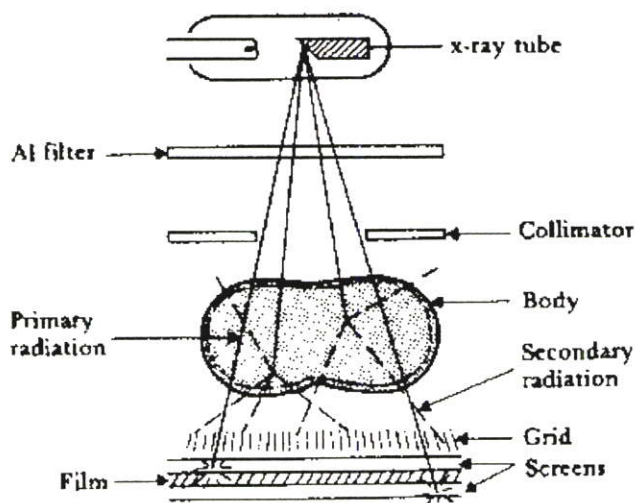
เนื่องจากเอ็กซ์เรย์ที่ออกมาจากหลอดเอ็กซ์เรย์นั้น ส่วนใหญ่จะมีพลังงานที่ไม่สม่ำเสมอ ซึ่งทำให้เกิดการประมวลผลภาพที่ผิดเพี้ยนไป และมีสัญญาณรบกวนเยอะ ดังนั้นส่วนนี้จะช่วยทำให้เกิดการตัดแยก ให้เอ็กซ์เรย์ที่เหลือออกมีค่าพลังที่สูง และใกล้เคียงกัน ทำให้ระดับพลังงานเฉลี่ยสูงขึ้น และสม่ำเสมอขึ้น

คอลลิเมเตอร์

คอลลิเมเตอร์ เป็นตัวทำหน้าที่จัดลำเอ็กซ์เรย์ในแนวภาคตัดขวางให้มีลักษณะและขนาดตามที่ต้องการ สำหรับซีที จะมีคอลลิเมเตอร์หลัก 2 ชนิด คือ คอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วย (Pre-patient Collimator) และคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด (Pre-detector Collimator) ความหนาของลำเอ็กซ์เรย์ที่ได้จากการปรับคอลลิเมเตอร์นั้นจะสัมพันธ์กับความหนาของชั้นภาพ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และความคมชัดของภาพ อีกทั้งคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัดยังช่วยกันเอ็กซ์เรย์ที่กระเจิง (Scattered X-ray) ไม่ให้เข้าสู่หัววัดอีกด้วย

กริด (Grid) [4]

กริดทำหน้าที่ป้องกันมิให้ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ได้รับรังสีกระเจิงจากผู้ป่วย กริดจะมีลักษณะเป็นแผ่นตะกั่วซ้อนกับวัสดุโปร่งรังสี ซึ่งรังสีที่กระเจิงจากตัวผู้ป่วยจะถูกกั้น โดยตะกั่ว แต่รังสีที่อยู่ในแนวตรงจากข้อนิ้วเอโนดจะผ่านกริดไปยังฟิล์มได้



รูปที่ 2.22 แสดงส่วนประกอบต่างๆขณะทำการเอ็กซเรย์

แหล่งจ่ายไฟฟ้าแรงสูง

ในปัจจุบันแหล่งไฟฟ้าแรงสูงสำหรับเครื่องซีทีนั้น จะเป็นแบบความถี่สูง เพื่อให้มีขนาดที่เล็ก ทำให้สามารถติดตั้งเอาไว้ภายในแกนตรีได้ โดยที่ใช้ทั่วไปจะอยู่ที่ 400 – 2000 Hz

ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์

เนื่องจากเอ็กซเรย์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง สามารถทะลุทะลวงผ่านตัวกลางได้เป็นอย่างดี ดังนั้นการตรวจจับเอ็กซเรย์จะมีลักษณะต่าง ๆ กันตามแบบการใช้งาน รายละเอียดในส่วนหัววัดนี้จะกล่าวถึงในบทต่อไป

ส่วนควบคุมปฏิบัติการ และแสดงผลภาพ

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

ที่เก็บข้อมูล และส่วนบันทึกภาพ

ที่เก็บข้อมูล คือส่วนที่ใช้ทำสำเนาชั่วคราว ได้แก่ การเก็บภาพ หรือข้อมูลแบบดิจิทัลลงในแผ่นซีดี หรือแถบแม่เหล็ก

ส่วนบันทึกภาพ คือส่วนที่ใช้ทำสำเนาถาวร ได้แก่บันทึกลงกล้อง หรือเครื่องพิมพ์

2.8 ผลและอันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกาย

อันตรายของเอ็กซ์เรย์ต่อร่างกายนั้นได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรกในเดือนมกราคม หลังจากที่มีการประกาศการค้นพบเอ็กซ์เรย์ 1 เดือน การค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของบุคลากรที่ทำงานเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์ ซึ่งเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกัน ดังตารางที่ 2.1 [7]

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

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	เยื่อผิวของลำไส้ใหญ่ (Epithelium of colon) เยื่อผิวของกระเพาะอาหาร (Epithelium of stomach) เยื่อผิวของลำไส้เล็ก (Epithelium of small intestine) เนื้อเยื่อที่มีส่วนในการสร้างเม็ดเลือด (Hemopoietic tissues) เซลล์กำเนิดเม็ดเลือดแดง (Erythroblasts) เซลล์น้ำเหลือง (Lymphocytes)
ความต้านทานน้อยที่สุด	เซลล์เพศชายที่จะกลายเป็นตัวอสุจิ (Spermatogonia)

2.8.1 ผลของรังสีต่อร่างกาย

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

2.8.1.1 ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic syndrome) เป็นผลจากการทำลายของสเต็มเซลล์หรือเซลล์น้ำเหลืองในไขกระดูกที่เป็นต้นกำเนิดของเซลล์ (stem cell) ในไขกระดูกหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1.5-6 Sv 1 วัน หลังจากการรับรังสี สเต็มเซลล์ในไขกระดูกจะลดลงในอัตราที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสี เช่น ลดลง 10-20%, 25-30% และ 50-60% หลังจากที่ได้รับรังสี 1-2 Sv, 3-4 Sv และ 5-7 Sv ตามลำดับ แต่เม็ดเลือดต่างๆ ในกระแสเลือดซึ่งมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าสเต็มเซลล์จะยังคงระดับปกติ ซึ่งแตกต่างจากเซลล์น้ำเหลืองที่มีความไวต่อรังสีมากที่สุดจำนวนเซลล์น้ำเหลืองจะลดลงกว่าครึ่งภายในเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1-2 Sv เม็ดเลือดในกระแสเลือดได้แก่ เม็ดเลือดขาว และ เกล็ดเลือด จะเริ่มลดลงในเวลา 10-15 วัน หลังจากได้รับรังสีการลดลงของเม็ดเลือดเหล่านี้เป็นผลจากการที่สเต็มเซลล์ในไขกระดูกไม่สามารถผลิตเซลล์มาทดแทนเม็ดเลือดที่เสื่อมสภาพไปตามอายุขัย ต่างจากเม็ดเลือดแดงซึ่งจะลดลงไม่มากนักเพราะมีอายุยาวนานถึง 120 วัน การลดลงของค่าฮีโมโกลบิน (hemoglobin) จะเกิดขึ้นเนื่องจากภาวะเลือดออกง่ายจากการลดลงของเกล็ดเลือดประมาณสัปดาห์ที่ 3 ผู้ป่วยจะมีอาการหนาวสั่นอ่อนเพลียเป็นแผลในปากและมีเลือดออกใต้ผิวหนังอาจมีผมร่วงถ้าได้รับรังสี ≥ 3 Sv ถ้าปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับมีขนาดไม่เกิน 6 Sv อาจสามารถช่วยชีวิตผู้ป่วยได้โดยการให้ดูแลอย่างติดตามด้วยการปลูกถ่ายไขกระดูก มิฉะนั้นแล้วผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 1-2 เดือน อันมีสาเหตุเนื่องจากการติดเชื้อ

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

- อาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีที่มีขนาดมากเกิน 15 Sv เป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นได้ไม่บ่อยผู้บาดเจ็บจะมีการเจ็บป่วยภายในเวลาไม่กี่นาที หลังจากที่ได้รับรังสีโดยมีอาการคลื่นไส้อาเจียนอย่างรุนแรงและมีอาการอื่น ๆ ที่เข้าข่ายอาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาท (neurological syndrome) ได้แก่ ความไม่สามารถประมาณทิศทาง สถานที่ เวลา หรือบุคคล (disorientation), สูญเสียการประสานงานและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (loss of coordination and muscular movement), การหดเกร็งของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรงจากอาการชักของโรคลมบ้าหมู (convulsion seizure), หมดสติ (coma) และในที่สุดจะเสียชีวิตภายในเวลา 2 วัน สาเหตุของการเสียชีวิตยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัด ทั้งนี้เนื่องจากสมองเป็นอวัยวะที่มีความทนต่อรังสีมากที่สุดแต่เป็นที่เชื่อกันว่าผลของรังสีต่อหลอดเลือดที่เลี้ยงสมองน่าจะเป็นสาเหตุที่สำคัญ

2.8.1.2 ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย

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

2.8.1.3 ผลต่อการสืบพันธุ์

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

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

2.8.1.4 ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีมีผลต่อการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ มีดังนี้

- รังสีขนาดปานกลาง ประมาณ 250 เเรนต์เกน ที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์ จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมา ถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้ง

ขนาดของรังสีที่ใช้ในการรักษาทางการแพทย์ คือ 500 เเรนต์เกน ซึ่งได้รับในระยะ 4-11 สัปดาห์ จะทำให้เกิดความผิดปกติของทารกที่เกิดมาได้อย่างมาก

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เเรนต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 11-16 สัปดาห์จะไม่ค่อยมีความผิดปกติต่อตา กระจกหู หรืออวัยวะสืบพันธุ์ แต่จะพบบ่อยว่ามีศีรษะเล็กผิดปกติ (microcephaly), ปัญญาอ่อน (mental retardation) และ การเจริญเติบโตช้าลง (stunted growth)

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

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เเรนต์เกน แต่ได้รับหลังสัปดาห์ที่ 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 เช่นคลื่นไส้อาเจียนแต่ไม่ถึงตายและอาจเกิด เป็นมะเร็ง ใน ระยะ หลัง
ความแรงรังสีระดับ 20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	เกณฑ์ความปลอดภัยทางรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในสถานปฏิบัติงานทางรังสี
ความแรงรังสีระดับ 2 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	ระดับรังสีปกติในธรรมชาติ
ความแรงรังสีระดับ 0.05 มิลลิซีเวิร์ท	ระดับรังสีสูงสุดที่ยอมให้มีอยู่ ณ รอบบริเวณสถานปฏิบัติงานนิวเคลียร์

จากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถสรุประดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น ได้ดังตารางที่ 2.2 [6]

2.8.2 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 [6]

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

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

2.9 การป้องกันอันตรายจากรังสี

มีดังนี้

1. จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด
2. ระยะห่าง ถ้าใช้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมากที่สุดจะได้รับรังสีน้อยที่สุด
3. เครื่องป้องกัน ใช้วัสดุต่างๆที่สามารถดูดซับรังสีได้ มากั้นไว้ตรงกลางระหว่างร่างกายกับแหล่งกำเนิดของรังสี เช่น การใส่เสื้อตะกั่วกันรังสี หรือใช้ฉากป้องกันรังสี

4. สำหรับรังสีแพทย์และผู้มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสี เช่น ฟิล์มวัดรังสี (Film badge) ติดตัวไว้ตลอดเวลาทำงานเพื่อวัดจำนวนรังสีที่ร่างกายได้รับโดยไม่รู้ตัว

ฟิล์มวัดรังสี : ที่ใช้โดยทั่วไปมีหลายชนิดแต่ลักษณะการใช้ จะคล้ายกัน โดยจะมีฟิล์มเล็กๆ ใส่เอาไว้ในที่เก็บ ซึ่งเรียกว่า Badge และจะถูกแสงไปพร้อมกับผู้เขวน ด้านหน้าของBadgeจะประกอบด้วยตัวกรองแสง (filter) หลายชนิด รวมทั้งช่องว่างเพื่อใช้ในการจำแนกชนิดของแสงที่ได้รับ และการวัดว่าผู้ที่ใช้ฟิล์มวัดรังสีได้รับแสงหรือไม่ และได้รับเท่าไร จะทำโดยการนำฟิล์มไปทำการล้าง แล้ววัดค่าความหนาแน่นของฟิล์ม แล้วหาค่าจาก calibration curve ก็จะทราบว่า ได้รับรังสีปริมาณเท่าไร

5. ผู้ที่มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องเป็นผู้มีความรู้เรื่องการป้องกันอันตรายจากการแผ่รังสีด้วย จึงจะปลอดภัย

6. สำหรับผู้ที่มีการตรวจทางรังสี ควรจะปฏิบัติตัวดังนี้

- ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่น การถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อจะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่น การฉีดตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาละลาย อาจมีอุจจาระบังส่วนของไต ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ก็จะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าทางและกลั้นหายใจขณะถ่ายภาพเอ็กซเรย์ด้วย

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

- ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการเอ็กซเรย์ช่วงท้อง ถ้าจำเป็นควรใช้อัตราขนาด แทนการเอ็กซเรย์ส่วนอื่น ๆ ของร่างกายถ้าจำเป็น ต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ

- กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็ก หรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติหรือนุบาลกรทางการแพทย์ฝ่ายอื่นควรปฏิบัติ ดังนี้

- สวมเสื้อตะกั่ว ถูงมือตะกั่วทุกครั้งที่ใช้ช่วย

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

- ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซเรย์บ่อยๆ ควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์

- ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซเรย์ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น

บทที่ 3

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์และสารเรืองแสง

3.1 บทนำ

เอ็กซ์เรย์คือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบหนึ่งที่มีอำนาจในการทะลุทะลวงสูง ดังนั้นเอ็กซ์เรย์จึงมีคุณสมบัติที่คล้ายคลึงกับแสง เช่น เคลื่อนที่เป็นเส้นตรง ถ้าเคลื่อนที่ในสุญญากาศจะมีความเร็วเท่ากับแสง คุณสมบัติของการสะท้อนกลับ หักเหและเลี้ยวเบน แต่ในการวัดพลังงานจะไม่เหมือนกับแสงทั่วไปที่จะวัดอนุภาคของแสงหรือโฟตอน การวัดพลังงานของเอ็กซ์เรย์สามารถทำได้โดยตัวตรวจจับจะต้องได้รับพลังงานทั้งหมดของเอ็กซ์เรย์จากนั้นตัวตรวจจับเกิดการเปลี่ยนแปลงและเมื่อทำการวัดถึงความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นนั้นจะทำให้ทราบถึงพลังงานของเอ็กซ์เรย์ที่ตกกระทบกับตัวตรวจจับได้ ในกระบวนการการทำงานตัวตรวจจับแต่ละชนิดจะมีความแตกต่างกันไปตามแต่ละชนิดของตัวตรวจจับ แต่อย่างไรก็ตามตัวตรวจจับเหล่านี้จะมีคุณสมบัติพื้นฐานที่เหมือนกัน อย่างเช่น ค่าประสิทธิภาพ (efficiency) การกระจายตัวของพลังงาน (energy resolution) โหมดการทำงานและวิธีการบันทึกข้อมูลซึ่งขึ้นอยู่กับประเภทของงานที่นำตัวตรวจจับไปใช้

3.2 ชนิดของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์สามารถแบ่งได้เป็น 2 รูปแบบ นั่น คือ แบ่งตามรูปแบบ โครงสร้าง และแบ่งตามรูปแบบของชนิดข้อมูลที่ต้องการวัด [2]

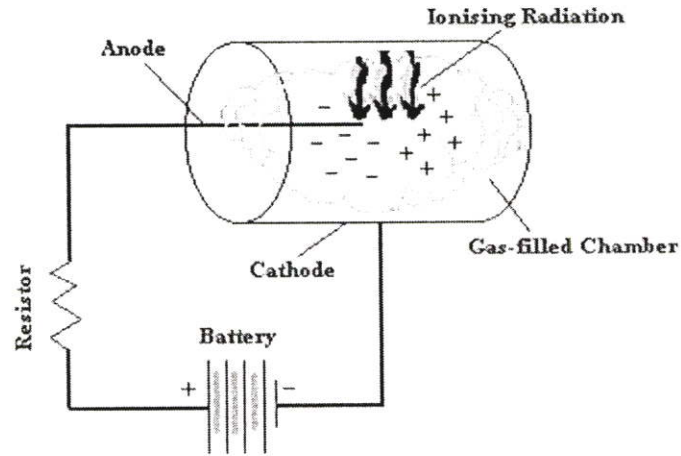
3.2.1 แบ่งตามโครงสร้าง

โครงสร้างโดยทั่วไปของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์นั้นมี 3 ชนิด ดังต่อไปนี้

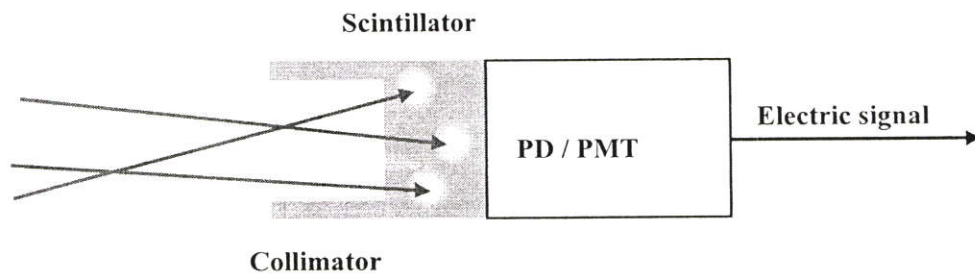
ชนิดก๊าซ (Gas-filled Detector) ตัวตรวจจับชนิดนี้ ภายในจะบรรจุก๊าซที่สามารถแตกตัวเป็นประจุไฟฟ้าบวก และลบได้เมื่อมีเอ็กซ์เรย์เข้ามาปะทะ ประจุไฟฟ้าที่แตกตัวจะก่อให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขนาดต่างๆกัน ขึ้นกับปริมาณของเอ็กซ์เรย์ที่เข้ามา ตัวตรวจจับลักษณะนี้ได้แก่ Ionization Chambers ,Proportional Counters ,Geiger-Mueller Counter เป็นต้น ดังรูปที่ 3.1

ชนิดเคลื่อนด้วยสารเรืองแสง (Scintillation Detector) ตัวตรวจจับชนิดนี้ จะใช้การแปลงเอ็กซ์เรย์ให้กลายเป็นแสงที่อุปกรณ์สามารถวัดและแปลงเป็นสัญญาณได้ สารเรืองแสงนี้จะมีหลายชนิด และให้แสงที่มีสีแตกต่างกันไป ดังนั้นต้องทำการเลือกสารเรืองแสงให้เหมาะสมกับอุปกรณ์ที่ใช้งาน ตัวตรวจจับชนิดนี้เป็นชนิดที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้ ซึ่งจะทำการกล่าวถึงในรายละเอียดต่อไป ตัวตรวจจับลักษณะนี้ได้แก่ ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ เป็นต้น ดังรูปที่ 3.2

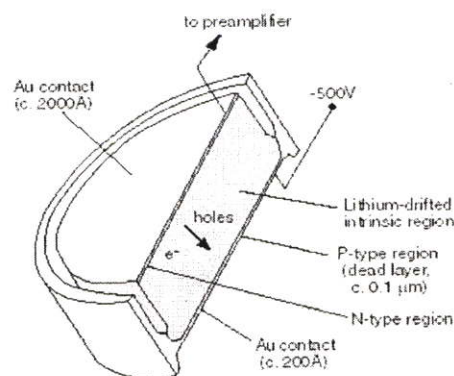
ชนิดสารกึ่งตัวนำ (Semiconductor Detector) ตัวตรวจจับชนิดนี้ จะใช้สารเรืองแสงเอ็กซ์เรย์มาอัดจนเป็นผลึก แล้วนำมาผนึกบนอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดสารกึ่งตัวนำ ทำให้ได้ประสิทธิภาพที่ดีว่าชนิดอื่นๆ และเป็นที่ยอมรับแพร่หลายมากในปัจจุบัน ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.1 แสดงตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดก๊าซ



รูปที่ 3.2 แสดงตัวตรวจจับชนิดเคลือบด้วยสารเรืองแสง

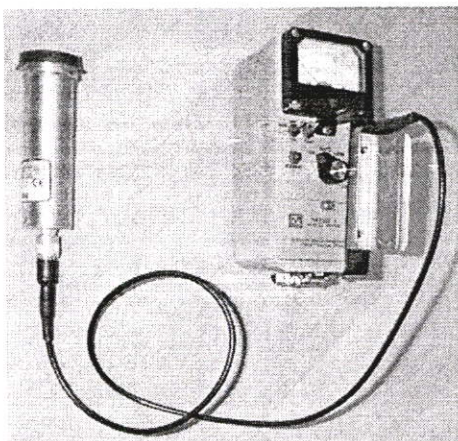


รูปที่ 3.3 แสดงตัวตรวจจับชนิดสารกึ่งตัวนำ

3.2.2 แบ่งตามชนิดของข้อมูลที่ต้องการวัด

สามารถแบ่งออกเป็น 3 ชนิดเช่นเดียวกัน นั่นคือ

Counters เป็นการวัดในลักษณะนับจำนวนพัลส์ หรือจำนวนสัญญาณที่เข้ามาว่ามากน้อยเพียงใด ตัวตรวจจับลักษณะนี้ได้แก่ Geiger-Mueller Counter เป็นต้น



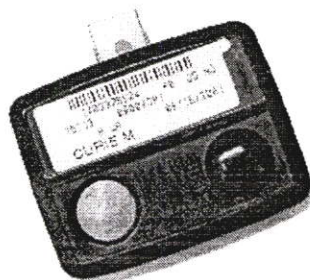
รูปที่ 3.4 แสดงตัวตรวจจับแบบ Counters

Spectrometers เป็นการวัดการกระจายของพลังงานที่เกิดขึ้น ตัวตรวจจับลักษณะนี้ได้แก่ NaI Scintillation Detectors เป็นต้น



รูปที่ 3.5 แสดงตัวตรวจจับแบบ Spectrometers

Dosimeters เป็นการวัด โดส ซึ่งเป็นปริมาณรังสีที่ได้รับต่อหน่วย หน่วยนี้อาจจะเป็นเวลา หรือ มวล

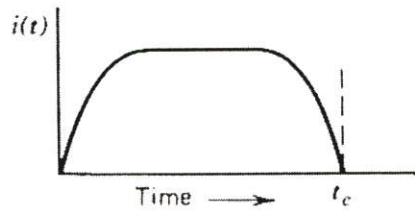


รูปที่ 3.6 แสดงตัวตรวจจับแบบ Dosimeter

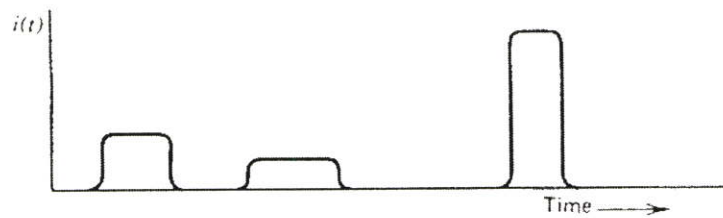
3.3 รูปแบบจำลองของตัวตรวจจับแบบพื้นฐาน [7]

ถ้าสมมติให้ตัวตรวจจับสามารถตรวจจับการแผ่รังสีได้ บางชนิดเท่านั้น สิ่งแรกที่ต้องให้ความสนใจก็คือ การทำปฏิกิริยากับอนุภาคเดี่ยวหรือควอนตัม (Quantum) ภายในตัวตรวจจับเมื่อได้รับการแผ่รังสี ตัวอย่างเช่น อนุภาคเดี่ยวของรังสีแอลฟา (Alpha) หรือ อาจจะเป็น โปรตอนของรังสีแกมมา (Gamma – ray Photon) ในการที่ตัวตรวจจับจะมีความสามารถในการตอบสนองต่อการแผ่รังสีทั้งหมดได้ การแผ่รังสีจะต้องทำปฏิกิริยากับ โครงสร้างภายในตัวตรวจจับและการทำปฏิกิริยานั้น จะต้องหยุดลงอย่างรวดเร็ว (โดยทั่วไปจะมีค่าประมาณ 10^{-9} วินาทีในก๊าซ และ 10^{-12} ในของแข็ง) ซึ่ง โดยทั่วไปแล้วช่วงเวลาที่เกิดปฏิกิริยานี้มีค่าสั้นมาก ดังนั้นจึงมีการพิจารณาว่าการตอบสนองของตัวตรวจจับต่อพลังงานที่เกิดจากการแผ่รังสีนั้นเกิดขึ้นอย่างทันทีทันใด

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



รูปที่ 3.7 แสดงค่าเวลาที่เกิดกระแสโดยที่ t_c แทนเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุ



รูปที่ 3.8 แสดงการแผ่รังสีที่มีช่วงเวลาใกล้เคียงกัน

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

ถ้าพิจารณาจากแบบจำลองของตัวตรวจจับการตอบสนองต่ออนุภาคเดี่ยวหรือควอนตัมที่เกิดจากการแผ่รังสีจะเป็นกระแสที่ไหลในช่วงเวลาที่มีค่าเท่ากับเวลาในการเก็บประจุทั้งหมด รูปที่ 3.7 แสดงค่าเวลาที่เกิดกระแสโดยที่ t_c แทนเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุ

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

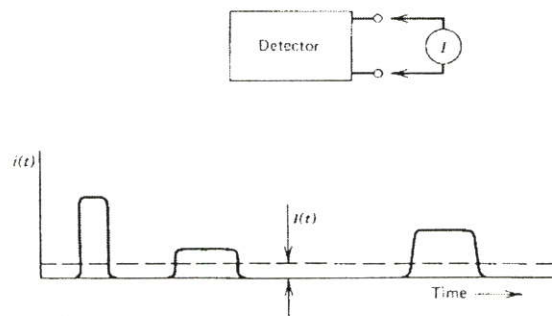
จาก (3.1) แสดงค่าผลรวมของประจุ (Q) ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลา 0 ถึง t_c ในสถานการณ์จริงการแผ่รังสีมักเกิดเป็นช่วงๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.8 ถ้าการแผ่รังสีเกิดขึ้นหลายครั้งอย่างรวดเร็ว จะทำให้กระแสที่เกิดขึ้นในตัวตรวจจับเป็นค่ากระแสที่เกิดขึ้นเนื่องจากการแผ่รังสีหลายครั้ง แต่ในที่นี้จะสมมติให้อัตราการแผ่รังสีในแต่ละครั้งเกิดขึ้นในอัตราที่ต่ำอย่างเพียงพอที่จะพิจารณาว่ากระแสที่เกิดในตัวตรวจจับแต่ละครั้งเกิดขึ้นจากการแผ่รังสีเพียงครั้งเดียว ขนาดและเวลาที่เกิดค่ากระแสในแต่ละครั้งขึ้นอยู่กับเกิดการเกิดปฏิกิริยาของการแผ่รังสีในแต่ละครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 3.8

3.4 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

3.4.1 โหมดกระแส (Current mode)

เป็นการแปลงเอ็กซ์เรย์ที่ได้รับให้เป็นกระแส ดังนั้นหากเอ็กซ์เรย์มีพลังงานสูง ก็จะทำให้ได้กระแสมากตามไปด้วย ในการวัดค่ากระแสอุปกรณ์ที่ใช้ อย่างเช่น แอมมิเตอร์จะต่ออยู่ที่ขั้วไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุตของตัวตรวจจับ ดังแสดงในรูปที่ 3.9

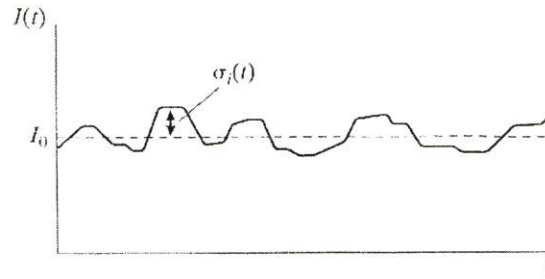


รูปที่ 3.9 แสดงการต่อวงจรของเครื่องวัดกระแส

ถ้าสมมติให้อุปกรณ์ที่ใช้การวัดค่ากระแสมีการตอบสนองอยู่ในช่วง T ดังนั้นค่ากระแสที่เกิดขึ้นจะเป็น ดังนี้

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

เนื่องจากการตอบสนองในช่วงเวลา T มีค่ายาวนานกว่าค่าเฉลี่ยของเวลาที่ใช้ในการเกิดพัลส์กระแสที่เกิดจากตัวตรวจจับในแต่ละลูก ผลที่ได้คือการเฉลี่ยของกระแสที่เกิดขึ้นจากหลายๆ พัลส์ภายในช่วงเวลาดังกล่าว



รูปที่ 3.10 ค่ากระแสที่เกิดจากการผันแปรตามเวลา ($\sigma_j(t)$)

ค่าเฉลี่ยของกระแสที่เกิดขึ้นได้จากผลรวมค่าเฉลี่ยของอัตราการเกิดประจุกับจำนวนประจุที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้ง ดังนี้

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

เมื่อ

r = อัตราการเกิดประจุ

Q = Eq/W = จำนวนประจุที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้ง

E = พลังงานเฉลี่ยที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้ง

W = พลังงานเฉลี่ยที่ต้องการในแต่ละครั้ง

ที่ทำให้เกิดคู่ประจุ (electron-ion pair)

q = 1.6×10^{-19} C

สำหรับตัวตรวจจับที่ได้รับการแผ่รังสีที่มีค่าคงที่ ค่าเฉลี่ยของกระแสที่เกิดขึ้นสามารถเขียนให้อยู่ในรูปผลรวมของค่ากระแสคงที่ (I_0) รวมกับค่ากระแสที่เกิดจากการผันแปรตามเวลา ($\sigma_j(t)$) ดังแสดงในรูปที่ 3.10 โดยที่ $\sigma_j(t)$ 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

$$\overline{\sigma_I(t)} = \sqrt{\sigma \frac{2}{I}(t)} \quad (3.5)$$

ถ้าพิจารณาจากสถิติ Poisson (Poisson Statistics) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนเหตุการณ์ที่ได้รับการบันทึก n เป็นไปตาม

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

ดังนั้น ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของจำนวนเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นด้วยอัตราการเกิด r ในช่วงเวลาที่ทำการวัด T คือ

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

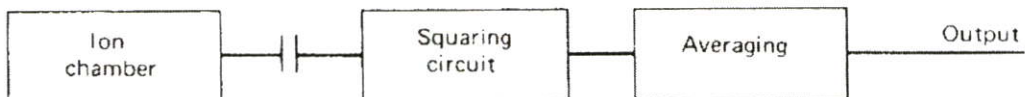
ถ้าการกระจายตัวของประจุในแต่ละพัลส์มีค่าเหมือนกัน สัดส่วนของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสัญญาณที่ได้จากการวัดกับสัญญาณที่เกิดขึ้นอย่างสม่ำเสมอในช่วงเวลา T กำหนดโดย

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

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

จาก (3.8) ประจุที่เกิดขึ้นในแต่ละครั้ง (Q) สมมติให้มีค่าคงที่ ดังนั้นผลที่ได้นี้จะนำไปใช้กับช่วงเวลาที่สัญญาณที่เกิดขึ้นอย่างสม่ำเสมอเท่านั้น ไม่รวมถึงขนาดของสัญญาณ

3.4.2 โหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน (Mean Square Voltage Mode)



รูปที่ 3.11 บล็อกการทำงานของโหมดค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดัน

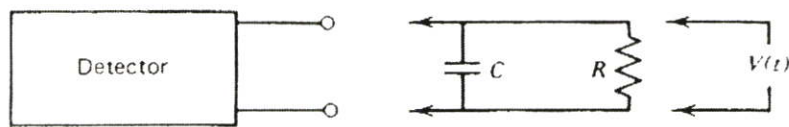
การทำงานของ MSV เป็นการส่งสัญญาณกระแสที่ได้จากตัวตรวจจับผ่านเข้าสู่วงจรเฉลี่ยค่ากระแส (I_0) โดยค่ากระแสที่ส่งผ่านไปได้นั้นจะเป็นค่ากระแสในส่วน $\sigma_i(t)$ จากบล็อกการทำงานในรูปที่ 3.11 สัญญาณ $\sigma_i(t)$ จะถูกนำมาทำเป็นกำลังสองและเฉลี่ยโดยช่วงเวลา T ปริมาณผลลัพธ์ที่ได้จาก $\sigma \frac{2}{I}(t)$ จะสอดคล้องกับและถูกกำหนดโดย (4) ทำการรวม (3) และ (8) จะสามารถหาขนาดของสัญญาณได้จาก

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

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

3.4.3 โหมดพัลส์ (Pulse mode)

การทำงานในโหมดนี้สัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับจะนำมาต่อกับวงจรภายนอก ซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นวงจรขยายภาคต้น (Preamplifier) ซึ่งสามารถเขียนวงจรเสมือนได้ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 แสดงการวัดสัญญาณแบบ โหมดพัลส์

ตัวต้านทานในวงจรเปรียบได้กับความต้านทานทางอินพุทของวงจรและตัวเก็บประจุเปรียบได้กับค่าความเก็บประจุรวมของตัวตรวจจับและวงจรเครื่องมือวัด ตัวอย่างเช่น วงจรขยายภาคต้นได้นำมาต่อกับตัวตรวจจับ ค่าความต้านทานคือค่าความต้านทานทางอินพุทของวงจรขยายภาคต้นและค่าความเก็บประจุจะเป็นผลรวมของค่าความเก็บประจุของตัวตรวจจับ ของสายนำสัญญาณที่ใช้ในการต่อระหว่างตัวตรวจจับกับวงจรขยายภาคต้นและค่าความเก็บประจุทางดำนอินพุทของวงจรขยายภาคต้น ดังนั้นเอาท์พุทที่ได้จะขึ้นอยู่กับค่าคงที่ของเวลา (time constant) ของวงจรที่กำลังทำการวัด โดยที่ค่าคงที่ของเวลาได้จากผลคูณของค่าความต้านทานและค่าความเก็บประจุหรือ $\tau = RC$

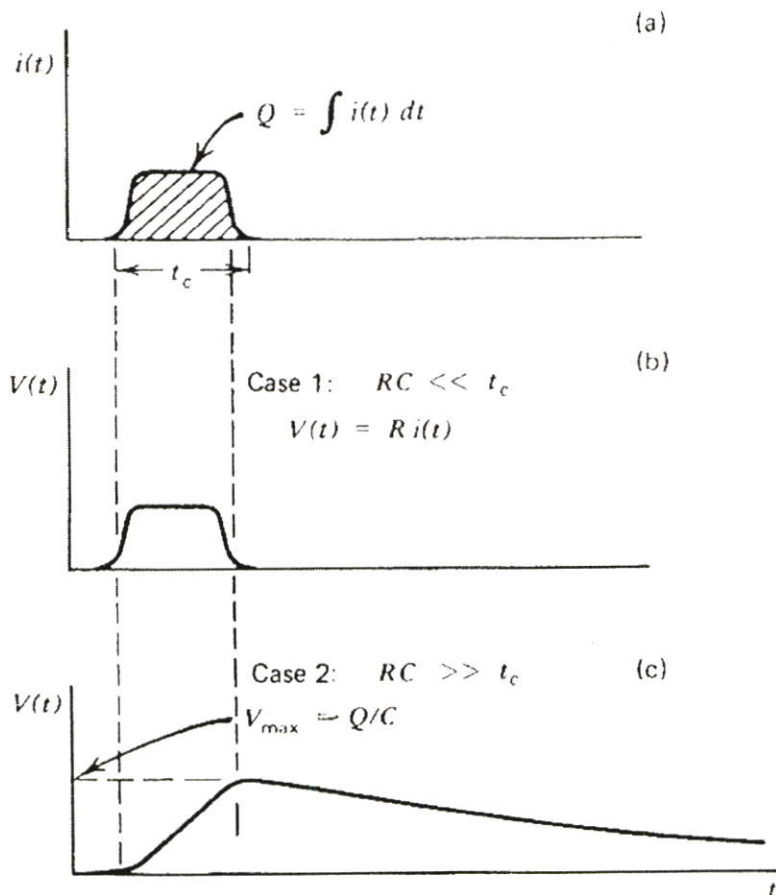
1. ในกรณีค่า RC ต่ำ ($\tau \ll t_c$)

ในกรณีค่าคงที่ของเวลาของวงจรภายนอกมีค่าต่ำกว่าเวลาที่ใช้ในการเก็บประจุมาๆ กระแสที่ไหลผ่านโหลดความต้านทานจะไหลอย่างทันทีทันใด ดังนั้นแรงดันที่เกิดขึ้น ($V(t)$) ในกรณีนี้จะมีรูปร่างที่ใกล้เคียงค่ากระแสที่เกิดจากตัวตรวจจับ ดังแสดงในรูปที่ 3.13 (b)

2. ในกรณีค่า RC สูง ($\tau \gg t_c$)

ในกรณีนี้จะแตกต่างจากกรณีแรกอย่างมาก เนื่องจากกระแสที่เกิดขึ้นจากตัวตรวจจับไหลผ่านไปทั่วด้านทาน ประจุส่วนหนึ่งก็จะสะสมในตัวเก็บประจุ เมื่อกระแสจากตัวตรวจจับมีค่าลดลงตัวเก็บประจุจะคายประจุที่สะสมไว้ผ่านตัวด้านทาน ถ้าสมมติให้ค่าเวลาระหว่างการเกิดสัญญาณแต่ละครั้งมีเวลานาน ตัวเก็บประจุมักจะคายประจุผ่านตัวด้านทานเรื่อยๆ จนกว่าประจุจะลดลงจนมีค่าเท่ากับศูนย์ ค่าแรงดัน ($V(t)$) ที่ตกคร่อมตัวด้านทานแสดงในรูปที่ 3.13 (c) และขนาดของแรงดันที่สอดคล้องกับจำนวนประจุที่เกิดขึ้นจากตัวตรวจจับมีค่าดังนี้

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

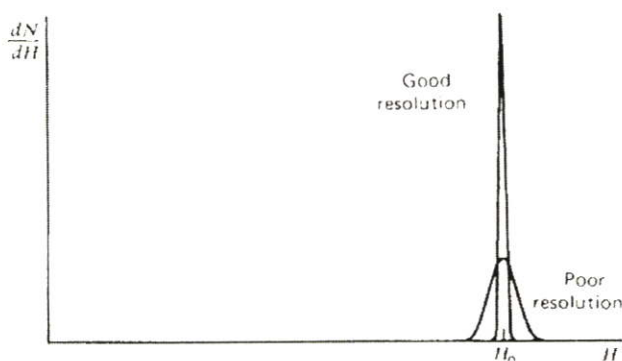


รูปที่ 3.13 แสดงลักษณะของสัญญาณจากวงจรที่มีค่าคงที่ของเวลาต่างกัน

สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในโหมคนี้ก็คือ ค่าเดดไทม์ (Dead Time) เดดไทม์ คือช่วงเวลาที่ต้องเว้นไว้ก่อนที่จะวัดเอ็กซ์เรย์พัลส์ถัดไป เนื่องจากเมื่อยังเอ็กซ์เรย์ลูกแรกมาแล้ว หากพัลส์ของลูกแรกยังไม่ลดลง และมีพัลส์ลูกที่ 2 ตามมาจะทำให้เกิดการชดออกปของสัญญาณ ทำให้เดดไทม์มากขึ้น โดยเดดไทม์นี้จะขึ้นกับ คุณสมบัติของสารเรืองแสงเอ็กซ์เรย์ วงจรส่วนแปลงสัญญาณอะนาล็อก เป็นดิจิทัล โครงสร้างของตัวตรวจจับ และโครงสร้างของหลอดเอ็กซ์เรย์ [2]

3.5 Energy Resolution

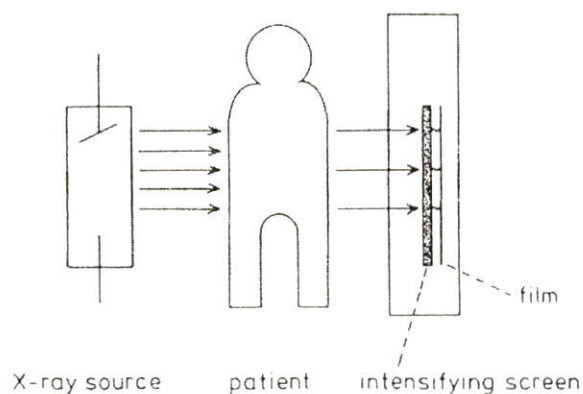
คุณสมบัติที่สำคัญสิ่งหนึ่งของตัวตรวจจับรังสีเมื่อมีการตอบสนองต่อรังสี จากรูปที่ 3.14 แสดงความแตกต่างทางด้านความสูงของการกระจายตัวของสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับเมื่อได้รับรังสีที่มีแหล่งพลังงานเดี่ยว ซึ่งการกระจายตัวของรูปคลื่นนี้เรียกว่า ฟังก์ชันการตอบสนอง (response function) ของตัวตรวจจับรังสี จากรูปที่ 3.14 พื้นที่ใต้ส่วนโค้งของทั้งสองรูปคลื่นมีขนาดที่เท่ากัน แต่การกระจายตัวรอบค่าเฉลี่ย (H_0) มีความกว้างไม่เท่ากัน จากรูปคลื่นที่มีความสูงและแคบแสดงถึงการตอบสนองของตัวตรวจจับที่ดี นั่นคือมีความไว และแม่นยำ



รูปที่ 3.14 แสดงการกระจายตัวของพลังงานที่แตกต่างกัน

3.6 ตัวตรวจจับที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง

หลังจากการค้นพบเอ็กซ์เรย์โดย วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เก้น เมื่อปี ค.ศ. 1895 พบว่าฟิล์มถ่ายรูปทั่วไปไม่สามารถตรวจจับเอ็กซ์เรย์ได้ เนื่องจากค่าการดูดกลืนพลังงานของฟิล์มต่อเอ็กซ์เรย์มีค่าต่ำเกินไป ดังนั้นจึงได้มีการนำเอาฟอสเฟอร์เข้ามาใช้ ฟอสเฟอร์จะดูดกลืนพลังงานของเอ็กซ์เรย์และคายพลังงานออกมาในรูปของพลังงานแสงที่สามารถตรวจจับด้วยฟิล์มแบบทั่วไปได้ รูปที่ 3.15 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ทางการแพทย์ที่อยู่บนพื้นฐานของการใช้งานฉากเรืองแสงซึ่งทำมาจากเอ็กซ์เรย์ฟอสเฟอร์ (X-ray phosphos) หรือที่เรียกกันโดยทั่วไปว่า สารเรืองแสง



รูปที่ 3.15 แสดงการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ทางการแพทย์

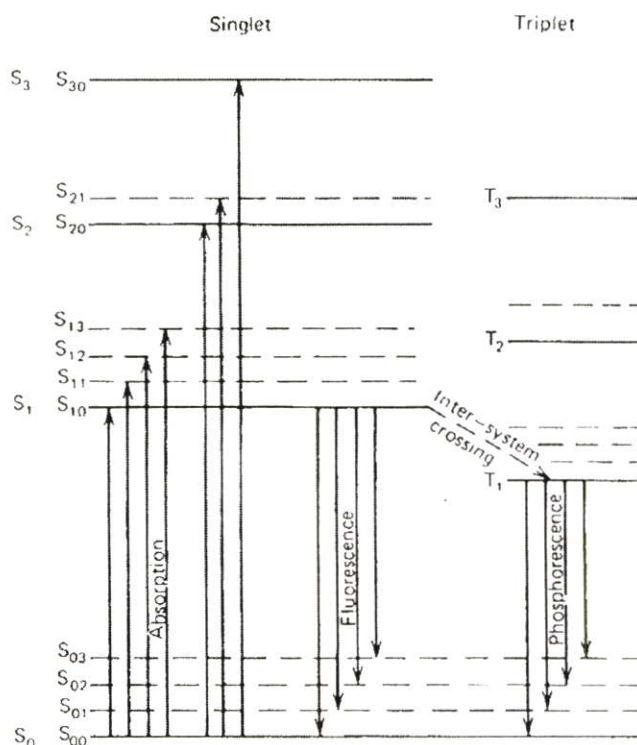
การตรวจจับรังสีโดยใช้สารเรืองแสงเป็นเทคนิคที่มีการใช้มาอย่างยาวนานแต่ยังคงเป็นเทคนิคที่มีการพัฒนาและใช้อยู่ในปัจจุบัน โดยที่คุณสมบัติของสารเรืองแสงที่ดีมีดังนี้ [9]

1. สามารถเปลี่ยนพลังงานพลังงานจลน์ของประจุให้เป็นพลังงานแสงที่สามารถตรวจจับได้ด้วยค่าการเปลี่ยนถ่ายที่สูง
2. การเปลี่ยนถ่ายพลังงานนี้ควรมีการสนองที่เป็นเส้นตรงตลอดช่วงการเปลี่ยนถ่าย
3. ตัวกลางควรโปร่งแสงในช่วงความยาวคลื่นที่ใช้งาน
4. เวลาที่ใช้ในลดลงของแสงหลังจากจับรังสีควรมีค่าสั้น
5. วัสดุที่ใช้ควรมีคุณสมบัติทางแสงที่ดีและมีขนาดใหญ่เพียงพอต่อการนำมาทำตัวตรวจจับ
6. คณิตการหักเหควรมีค่าใกล้เคียงกับกระจก (~ 1.5) เพื่อให้มีประสิทธิภาพการส่งผ่านที่ดี

ระหว่างสารเรืองแสงและตัวตรวจจับแสง

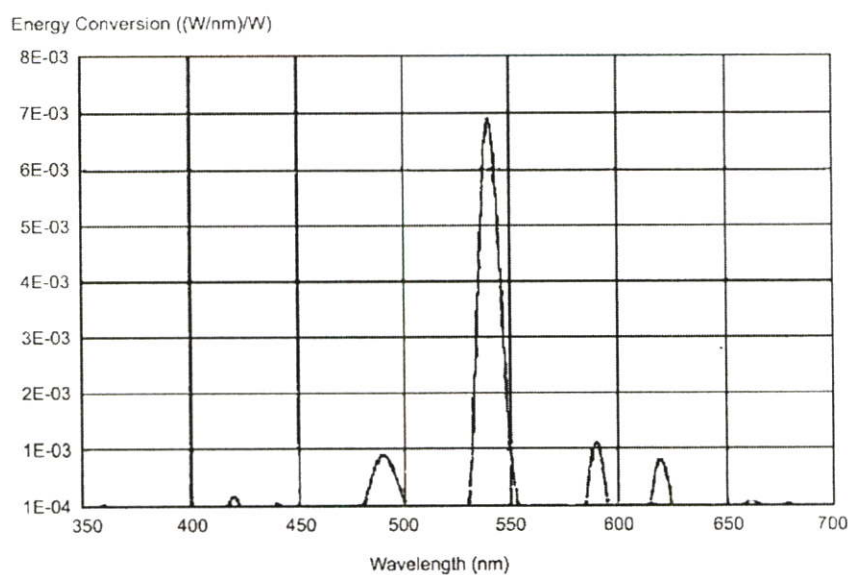
หลักการพื้นฐานของสารเรืองแสงคือแสงจะถูกปล่อยออกมาจากการเปลี่ยนถ่ายสถานะพลังงานของอิเล็กตรอนหลังจากได้รับกระตุ้นด้วยเอ็กซเรย์ระหว่างชั้นพลังงาน S_{10} และการคืนของอิเล็กตรอนที่สถานะพื้น (Ground state) ดังแสดงในรูปที่ 3.16 ถ้าให้ τ แทนเวลาในการลดสถานะจากชั้น S_{10} ดังนั้นค่าความหนาแน่นของการเรืองแสงที่เกิดจากการกระตุ้นที่เวลา t จะเป็นไปตาม

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



รูปที่ 3.16 แสดงการเปลี่ยนสถานะพลังงานของอิเล็กตรอนหลังจากได้รับกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์

ในสารเรืองแสงที่ทำมาจากสารอินทรีย์ทั้งหมด ค่า τ จะมีค่าอยู่ในช่วง 10^{-9} วินาที ดังนั้นการเรืองแสงจะเกิดขึ้นอย่างทันทีเมื่อได้รับการกระตุ้นจากเอ็กซ์เรย์ รูปที่ 3.17 แสดงตัวอย่างแถบความถี่ที่สาร $Gd_2O_2S:Tb$ ปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์และในตารางที่ 3.1 แสดงคุณสมบัติทั่วไปของสารเรืองแสง



รูปที่ 3.17 แถบความถี่ที่สาร $Gd_2O_2S:Tb$ ปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยเอ็กซ์เรย์

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติทั่วไปของสารเรืองแสง

NP #	Composition	S.G.	Peak (nm)	K-edge (keV)	Notes
NP-3010	Gd ₂ O ₂ S:Tb	7.50	545	50.22	Ortho Film
NP-3011	Gd ₂ O ₂ S:Eu	7.50	626	50.22	Others
NP-3020	CaWO ₄	6.06	425	69.48	Regular Film
NP-3025	Y ₂ O ₂ S: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

3.7 ฉากรเรืองแสง (Intensifying Screen)

ฉากเรืองแสงเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ทั่วไปในทางการแพทย์ โดยเฉพาะการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ ฉากรเรืองแสงจะช่วยเพิ่มความคมชัดให้กับภาพเอ็กซเรย์โดยการเปลี่ยนจากเอ็กซเรย์เป็นแสง แล้วจึงเข้าสู่ฟิล์ม ทำให้ภาพที่ปรากฏบนฟิล์มมีความคมชัดมากขึ้น ฉากรเรืองแสงนี้จะถูกเคลือบด้วยสารฟอสเฟอร์เป็นชั้นบางๆ ซึ่งจะให้สีอะไรนั้นขึ้นกับชนิดของสารฟอสเฟอร์ที่เคลือบ โดยทั่วไปที่ใช้ในทางการแพทย์นั้นจะมี 2 สี นั่นคือ สีน้ำเงิน (CaWO₄) และสีเขียว (Gd₂O₂S:Tb) [8]

ฉากเรืองแสงประกอบไปด้วยส่วนประกอบ 4 ชั้น คือ

1. พื้นรองรับทำด้วยพลาสติก หรือกระดาษแข็งอัด
2. แผ่นสะท้อนแสง
3. แผ่นเรืองแสง
4. ชั้นพลาสติกเคลือบเพื่อป้องกันผิว

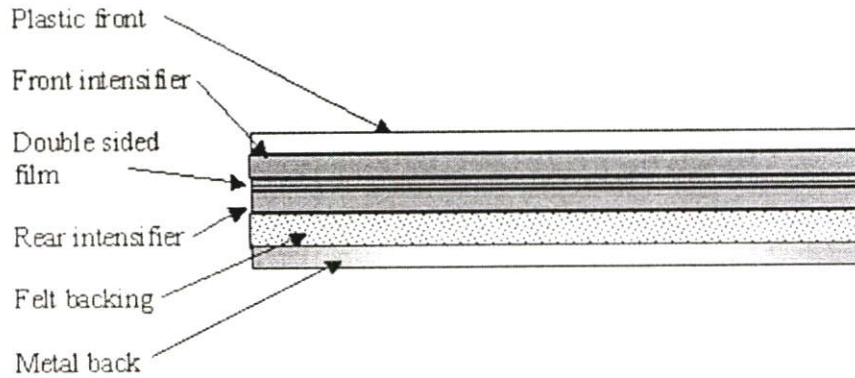
ความหนาทั้งหมด 15 – 16 mils (40 mils = 1 mm.)

พื้นรองรับ ทำด้วยแผ่นกระดาษอัดคุณภาพสูง หรือพลาสติกโพลีเอสเตอร์ หนาประมาณ 7 mils

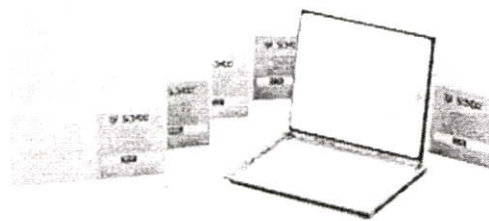
แผ่นสะท้อนแสง แสงที่เกิดจากปฏิกิริยาระหว่างเอ็กซเรย์กับผลึกฟอสเฟอร์ที่เคลือบอยู่นั้นจะถูกปล่อยออกมาทุกทิศทาง แผ่นสะท้อนแสงนี้จะช่วยสะท้อนแสงจากด้านหลังพื้นรองรับไปยังด้านหน้าฉาก สารสะท้อนนี้จะทำด้วยวัสดุสีขาว เช่น ไททาเนียมไดออกไซด์ (TiO₂) และฉาบลงบนพื้นรองรับหนา 7 mils

แผ่นเรืองแสง ชั้นแผ่นเรืองแสงนี้จะประกอบด้วยผลึกของสารเรืองแสงที่ห้อยแขวนอยู่ในพลาสติกความหนาประมาณ 1 – 4 mils แล้วแต่ความไวของฉาก

ชั้นพลาสติกเคลือบเพื่อป้องกันผิว ส่วนใหญ่แล้วจะใช้สารประเภทเซลลูโลส หนาประมาณ 0.7 – 0.8 mils ทำหน้าที่ 3 อย่างคือ ป้องกันการเกิดประจุไฟฟ้าสถิตย์ ป้องกันผิว และสามารถทำความสะอาดได้โดยไม่เป็นอันตรายต่อชั้นแผ่นเรืองแสง [4]



รูปที่ 3.18 แสดงฉากเรืองแสงที่ใช้ควบคู่กับฟิล์มเอ็กซเรย์

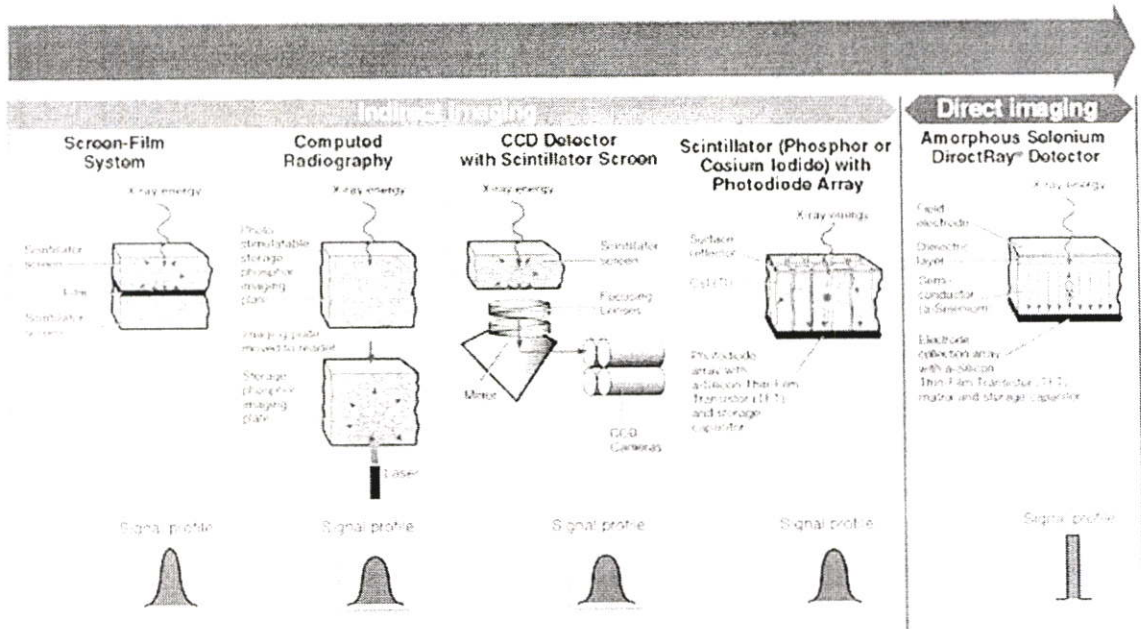


รูปที่ 3.19 แสดงฉากเรืองแสงที่ใช้งานทั่วไป

จากรูปที่ 3.20 จะแสดงให้เห็นถึงแนวโน้มของการพัฒนาตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ ซึ่งจะเห็นได้ว่าการพัฒนาตัวตรวจจับเอ็กซเรย์นั้น จะแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆคือ

ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยตรง (Direct Imaging) คือตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ที่สามารถแปลงสัญญาณเอ็กซเรย์ให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้าได้โดยตรง สัญญาณที่ได้นั้นจะมีความคมชัดสูง

ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยอ้อม (Indirect Imaging) คือตัวตรวจจับเอ็กซเรย์แบบที่ต้องแปลงเอ็กซเรย์ให้เป็นพลังงานในรูปแบบอื่นที่ตัวตรวจจับชนิดนั้นๆสามารถตรวจจับได้ เช่นแปลงเอ็กซเรย์ให้กลายเป็นแสง จากนั้นจึงแปลงจากแสงให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า เป็นต้น ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยอ้อมนี้ถูกพัฒนาขึ้นมาหลายรูปแบบ เพื่อให้สะดวกในการใช้งานในลักษณะที่แตกต่างกัน สัญญาณที่ได้นั้นจะมีคุณภาพที่ดีกว่าแบบแรก แต่ราคาจะถูกกว่ากันมาก [2]



รูปที่ 3.20 แนวโน้มการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจจับรังสี

จากคุณสมบัติของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยอ้อม ที่ให้สัญญาณที่มีคุณภาพที่พอยอมรับได้ แต่ราคาถูก งานวิจัยนี้จึงได้เลือกใช้ตัวตรวจจับเอ็กซเรย์โดยอ้อม ชนิด โฟโตไดโอดเคลือบด้วยสารเรืองแสงมาใช้งาน

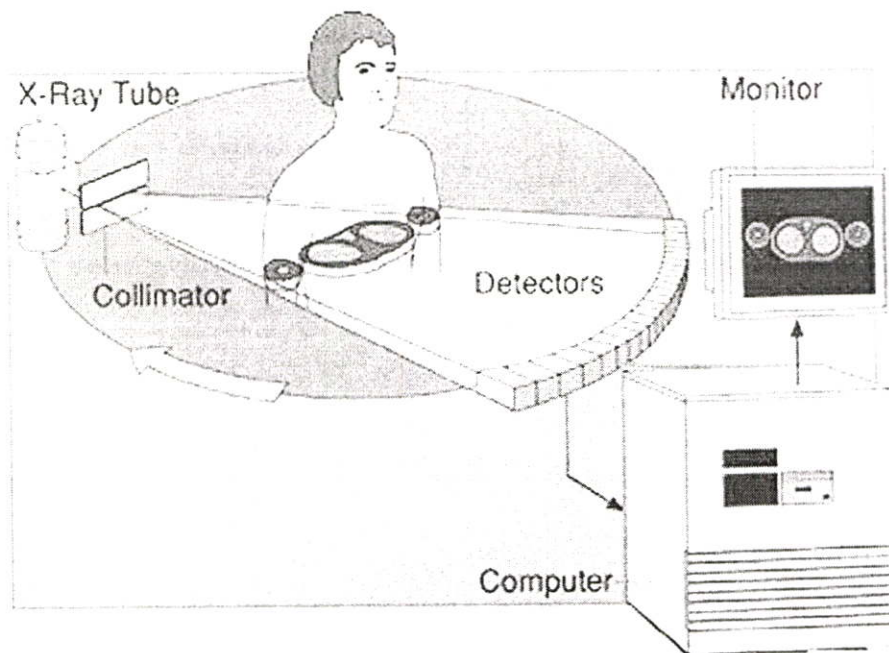
บทที่ 4

ทฤษฎีของการสร้างภาพตัดขวางแบบพัค

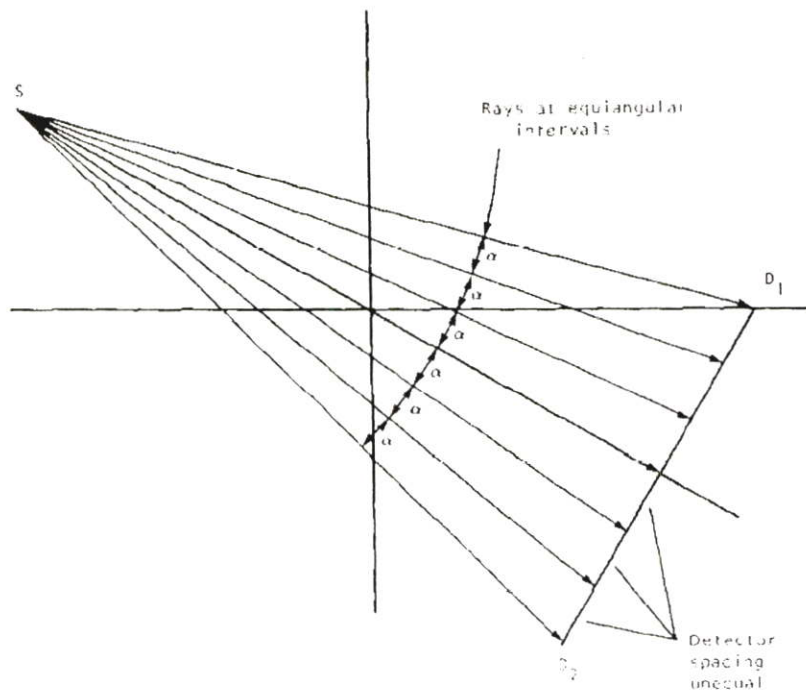
4.1 บทนำ

การสร้างภาพตัดขวางจากเอ็กซเรย์ เนื่องจากเอ็กซเรย์เป็นแหล่งกำเนิดที่เป็นจุดปล่อยลำแสง ออกมารูปปร่างคล้ายพัคและในด้านตรงข้ามจะมีตัวตรวจจับที่ใช้ในการเก็บข้อมูล ดังแสดงในรูปที่ 4.1 แหล่งกำเนิดและตัวตรวจจับจะทำการหมุนไปในมุมที่กำหนดเพื่อทำการเก็บข้อมูลจากตัวอย่างที่อยู่ระหว่างกลาง เมื่อเก็บข้อมูลได้ครบตามต้องการแล้วจะนำข้อมูลที่ได้นำเข้าสู่กระบวนการการสร้างภาพตัดขวางต่อไป

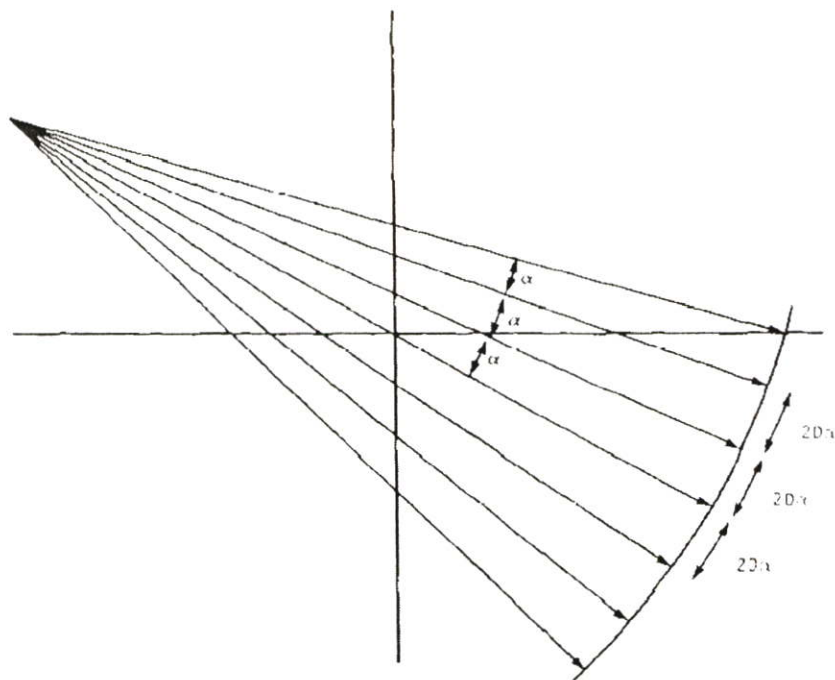
การโปรเจกชันแบบพัคสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด [10] คือแบบที่โปรเจกชันถูกสุ่มด้วยมุมที่เท่ากัน (Equiangle) หรือระยะที่เท่ากัน (Equispaced) ความแตกต่างแสดงในรูปที่ 4.2 ใน รูปที่ 4.2(a) เราได้แสดงเส้นของรังสีที่มุมที่เท่ากัน ถ้าตัวตรวจจับถูกวางในเส้นตรง D_1D_2 ช่องว่างระหว่างตัวตรวจจับจะไม่เท่ากัน อย่างไรก็ตามถ้าตัวตรวจจับถูกวางบนเส้นโค้งของวงกลมที่มีจุดศูนย์กลางที่ S ช่องว่างระหว่างตัวตรวจจับจะเท่ากันดังรูปที่ 4.2(b) ชนิดที่สองของการโปรเจกชันแบบพัคถูกสร้างขึ้นในลักษณะที่ช่องห่างระหว่างตัวตรวจจับที่วางในเส้นตรงมีระยะห่างเท่ากันดังรูปที่ 4.3 อัลกอริทึมสำหรับการสร้างภาพของโปรเจกชันแบบพัคทั้งสองชนิดจะต่างกันและจะได้นำเสนอในหัวข้อต่อไป



รูปที่ 4.1 แสดงการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัคจากเอ็กซเรย์



(a)

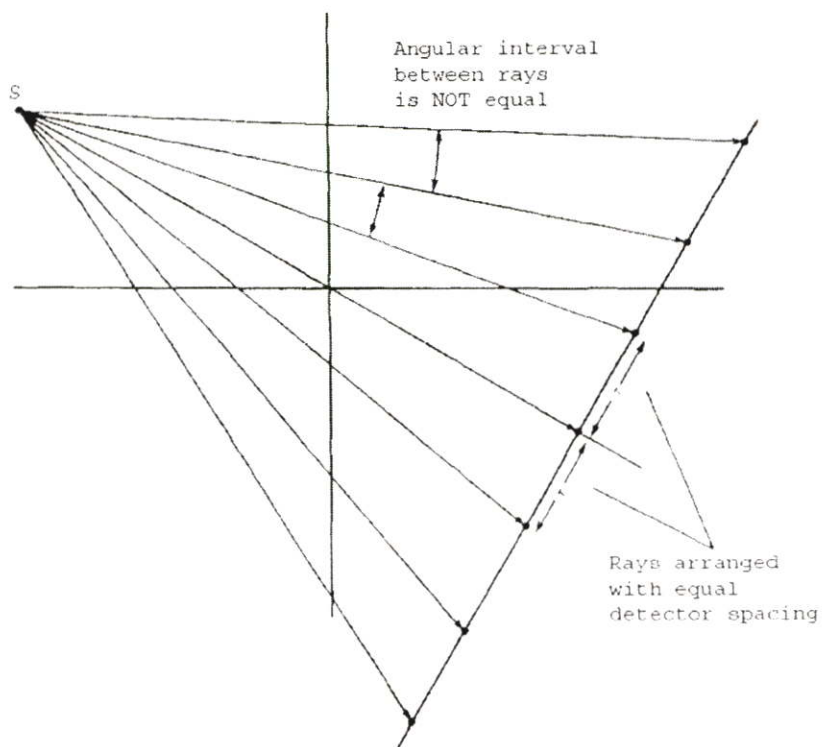


(b)

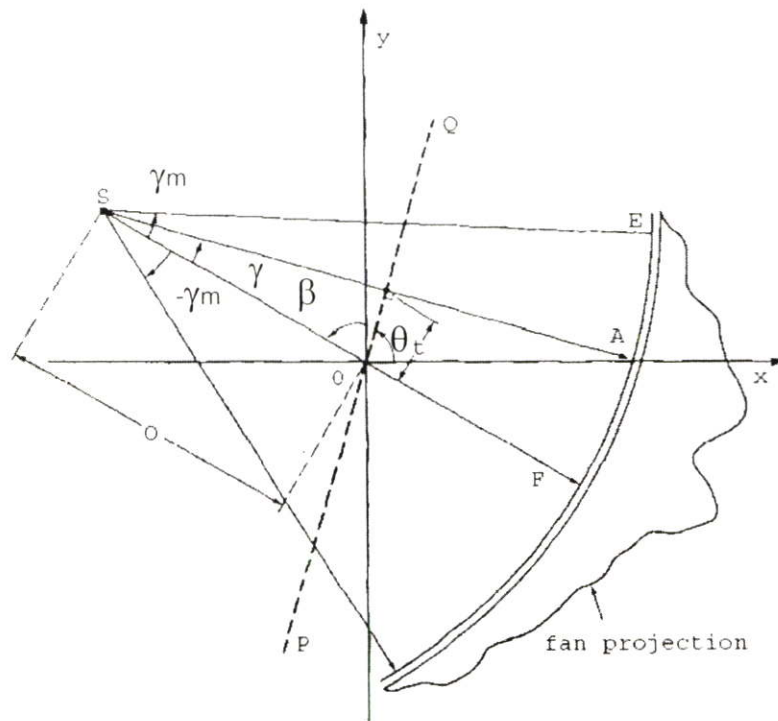
รูปที่ 4.2 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน

(a) ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าไม่เท่ากัน

(b) ระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน



รูปที่ 4.3 แสดงโปรเจกชันถูกสุมด้วยระยะที่เท่ากัน เนื่องจากระยะห่างระหว่างตัวตรวจจับมีค่าเท่ากัน ดังนั้นแต่มุมจึงมีค่าไม่เท่ากัน [10]



รูปที่ 4.4 แสดงโปรเจกชันแบบพัดที่ถูกสุมด้วยมุมที่เท่ากัน โดยมุม γ แสดงตำแหน่งของแต่ละเส้นรังสีภายในพัด [10]

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) ได้จากการสังเกตว่าทุกรังสีในโปรเจกชันแบบขนานที่มุม θ จะตั้งฉากกับเส้น PQ และตามแนวเส้นดังกล่าวระยะ OB จะเท่ากับค่าของ t เราได้ว่าจากข้อมูลโปรเจกชันแบบขนาน $P_\theta(t)$ เราสามารถสร้าง $f(x, y)$ โดย

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

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

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

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

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

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 $P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma)$ สอดคล้องกับเรย์อินทิกรัลตลอดเส้น SA ในข้อมูลโปรเจกชันแบบขนาน $P_\theta(t)$ ซึ่งเทียบเท่ากับข้อมูลโปรเจกชันแบบพัด $R_\beta(\gamma)$ ดังนั้น (4.6) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

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

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

$$\begin{aligned} L \cos \gamma' &= D + r \sin(\beta - \varphi) \\ L \sin \gamma' &= r \cos(\beta - \varphi) \end{aligned} \quad (4.9)$$

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

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

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

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

ดังนั้น

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

ใช้การแปลง

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

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

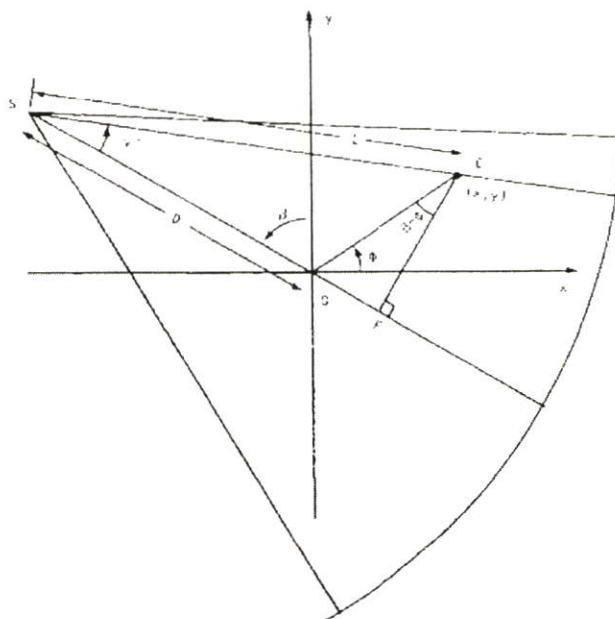
$$f(r, \varphi) = \int_b^{2\pi} \frac{1}{L^2} Q_\beta(\gamma') d\beta \quad (4.20)$$

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 คือค่ามุมระหว่างเส้นตามระยะกับเส้นรังสีกลาง

ในการใช้อัลกอริทึมสร้างภาพเราแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน

ขั้นที่ 1 สมมติว่าแต่ละโปรเจกชัน $R_\beta(\gamma)$ ถูกสุ่มด้วยช่วงของการสุ่ม α ดังนั้นข้อมูลที่เราารู้คือ $R_{\beta_i}(n\alpha)$ 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

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

ในการทำดีสครีตคอนโวลชันโดยใช้โปรแกรม FFT ฟังก์ชัน $R'_{\beta_i}(n\alpha)$ ต้องถูกเติมศูนย์ด้วยจำนวนศูนย์ที่เพียงพอเพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณรบกวน ลำดับ $g(n\alpha)$ ถูกกำหนดโดยแซมเปิลของ (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

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

เราได้การตอบสนองอิมพัลส์ดีสครีต

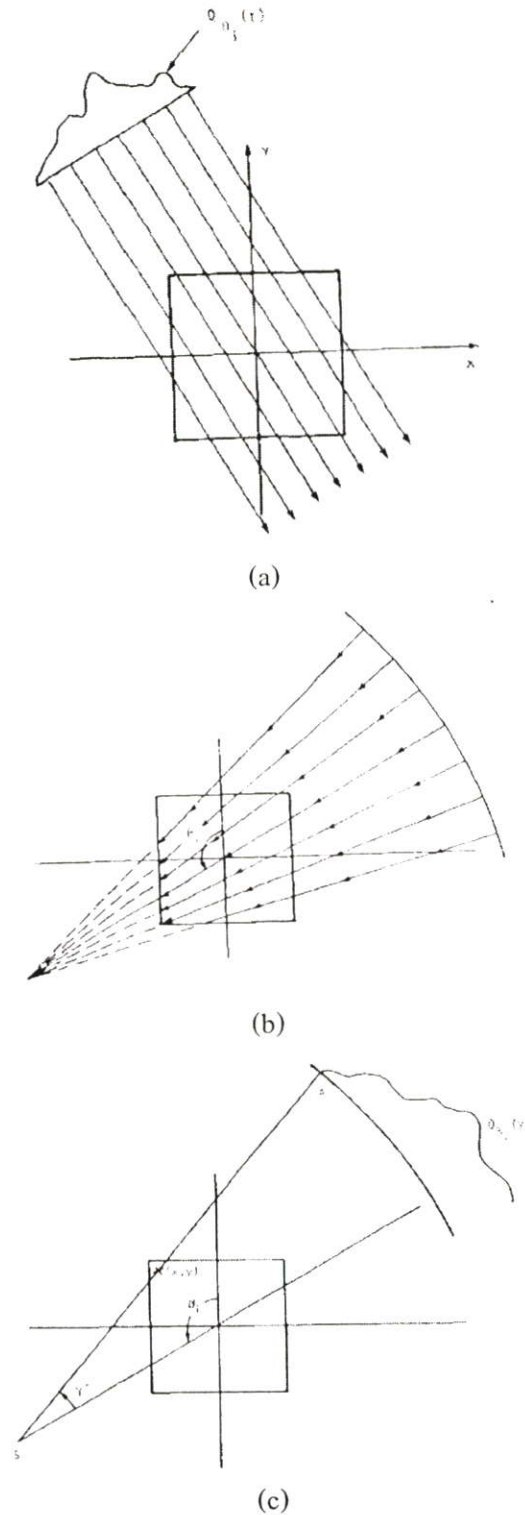
$$g(n\alpha) = \begin{cases} \frac{1}{8\alpha^2}, & n = 0 \\ 0, & n \text{ even} \\ \left(\frac{\alpha}{\pi \alpha \sin nx} \right)^2, & n = \text{odd} \end{cases} \quad (4.27)$$

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

ขั้นตอนที่ 3 ทำการแบ็คโปรเจกชันถ่วงน้ำหนัก (*Weighted Backprojection*) แต่ละโปรเจกชันที่ถูกฟิลเตอร์ในขั้นตอนที่สอง แบ็คโปรเจกชันในกรณีนี้แตกต่างจากกรณีของแบ็คโปรเจกชันแบบขนาน



รูปที่ 4.6 ความแตกต่างระหว่างการทำแบ็คโปรเจกชันแบบขนานและแบ็คโปรเจกชันแบบพัด a ,b และ c คือการคำนวณหาค่าแบ็คโปรเจกชันที่จุด (x,y) ซึ่งต้องหาค่า γ' เป็นขั้นตอนแรก

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

โดยเราได้ใช้

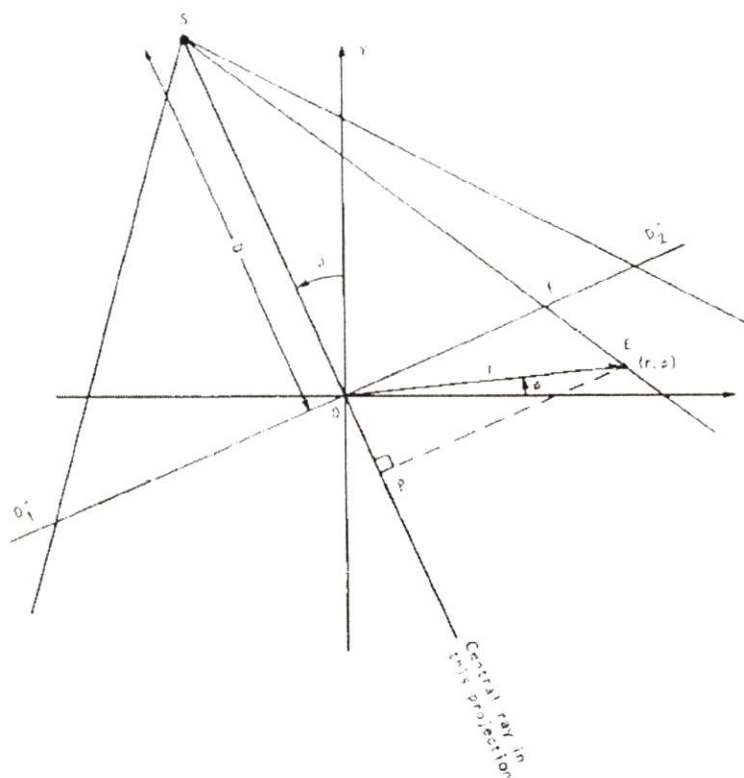
$$dt d\theta \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (4.32)$$

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 $P_\theta(t)$ ซึ่งจะเทียบเท่ากับโปรเจกชันแบบพัค $R_\beta(s)$ ด้วยข้อสรุปเหล่านี้เราสามารถเปลี่ยนแปลง (4.31) ได้เป็น

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



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

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 บันทึกว่า SP คือโปรเจกชันของแหล่งกำเนิดถึงระยะพิกเซล 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 สำหรับรังสีที่ผ่านพิกเซล (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) ดังนี้

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

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 $|w|$ ในปริเวณซีโดเมน

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

ดังนั้น

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

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

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

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

ขั้นตอนที่ 2 คอนโวลิวต์ (Convolve) ข้อมูลโปรเจกต์ที่ได้ถูกปรับปรุง R'_β กับ $g(na)$ เพื่อให้ได้โปรเจกต์ชั้นที่ถูกฟิลเตอร์

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

ในการทำดิสครีตคอนโวลิวชันโดยใช้โปรแกรม 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

$$Q_\beta(na) = R'_\beta(na) * g(na) * k(na) \quad (4.54)$$

โดยที่ $k(na)$ คือการตอบสนองอิมพัลส์ของฟิลเตอร์ที่ทำให้เรียบ

ขั้นตอนที่ 3 ทำการแบ็คโปรเจกชันถ่วงน้ำหนัก (Weighted Backprojection) แต่ละโปรเจกต์ชั้นที่ถูกฟิลเตอร์ในขั้นตอนที่สอง

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

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

4.4 การใช้อัลกอริทึมสำหรับโปรเจกชันแบบขนานกับข้อมูลโปรเจกชันแบบพัทธ์

ในหัวข้อย่อยนี้เราจะอธิบายอัลกอริทึมที่จะปรับปรุงข้อมูลโปรเจกชันแบบพัทธ์เพื่อที่จะใช้กับอัลกอริทึมการสร้างภาพสำหรับโปรเจกชันแบบขนานหรือฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน การปรับปรุงข้อมูลนั้นต้องมีข้อบังคับเกี่ยวกับมุมซึ่งข้อมูลโปรเจกชันแบบพัทธ์ถูกเก็บรวบรวมและมุมซึ่งข้อมูลโปรเจกชันถูกสุ่มในโปรเจกชันแบบพัทธ์แต่ละอัน

อ้างถึงรูปที่ 4.4 ความสัมพันธ์ระหว่างโปรเจกชันแบบพัดและโปรเจกชันแบบขนานเป็นไปตาม (4.50) นั่นคือ

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

ถ้า $R_\beta(\gamma)$ แทนข้อมูลโปรเจกชันแบบพัดที่ถูกระบุที่มุม β และ $P_\theta(t)$ ข้อมูลโปรเจกชันแบบขนานที่ถูกระบุที่มุม θ โดยใช้ (4.56) เราสามารถเขียน

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

ให้ $\Delta\beta$ แทนมุมที่เพิ่มขึ้นระหว่างโปรเจกชันแบบพัดที่ติดกันและให้ $\Delta\gamma$ 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

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

สมการนี้คือพื้นฐานของอัลกอริทึมที่สามารถปรับปรุงข้อมูลโปรเจกชันแบบพัดเพื่อที่จะใช้กับอัลกอริทึมการสร้างภาพสำหรับโปรเจกชันแบบขนาน 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

จากบทที่ 3 ซึ่งเกี่ยวกับเรื่องตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์นั้น สามารถเห็นได้ว่า ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กันโดยทั่วไปมีวิธีการตรวจจับ 2 วิธีคือ

1. วิธีการทางตรง จะใช้ตัวนำชนิดไวต่อแสงมาใช้ในการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้า
2. วิธีการทางอ้อม จะใช้ไดโอดที่ไวต่อแสงต่อใช้งานร่วมกับชั้นของฟอสเฟอร์ในการเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นประจุไฟฟ้า

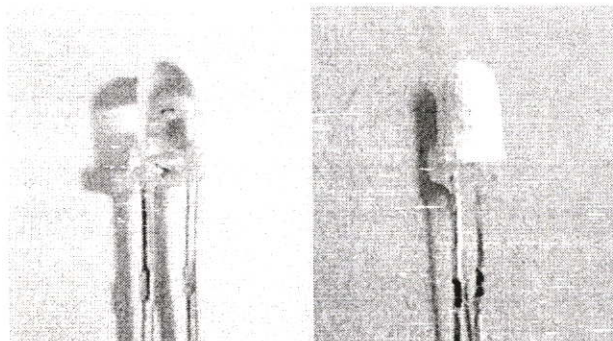
โดยที่ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์โดยใช้วิธีการทางอ้อมเนื่องจากไม่ต้องใช้เทคโนโลยีในการสร้างและงบประมาณที่สูงมากนัก ถึงแม้ว่าผลลัพท์ที่ได้จะดียกว่าตัวตรวจจับที่ใช้วิธีการทางตรงก็ตาม แต่ก็มีประสิทธิภาพเพียงพอที่สามารถนำมาใช้งานได้

5.2 ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แบบแถวยาว

ในงานวิจัยเดิมได้ทดลองกับสารเรืองแสง ดังนี้

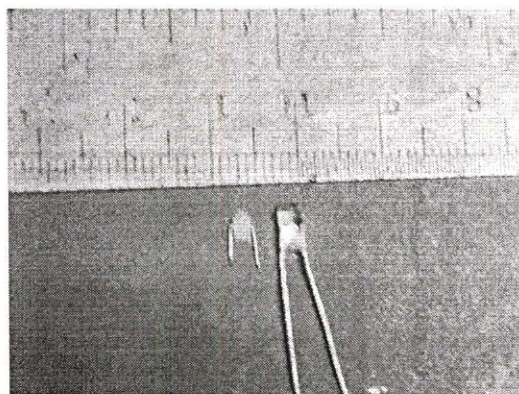
1. $Gd_2O_3:Tb$
2. $TaO_4:Nb$
3. $CaWO_4$

ในส่วนของอุปกรณ์ตรวจวัดแสงที่ได้จากสารเรืองแสงได้นำโฟโตทรานซิสเตอร์มาเป็นอุปกรณ์วัดแสง โฟโตทรานซิสเตอร์จะเด่นในด้านของขนาดที่เล็กและมีอัตราการขยายดี โดยที่ในงานวิจัยเดิมได้ทำการเคลือบสารเรืองแสงลงบนอุปกรณ์วัดแสงโดยตรง ซึ่งทำได้โดยผสมสารเรืองแสงเข้าด้วยกันกับ น้ำ และกาว เพื่อให้สามารถเคลือบบนตัวโฟโตทรานซิสเตอร์ได้ ดังรูปที่ 5.1

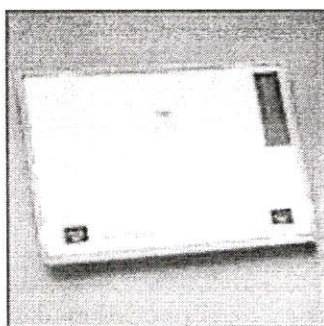


รูปที่ 5.1 แสดงโฟโตทรานซิสเตอร์ที่นำมาใช้ในงานวิจัยเดิม

ซึ่งผลที่ได้นั้น จะมีผลกระทบของความหนาและความไม่สม่ำเสมอของสารเรืองแสงที่เคลือบ
ในงานวิจัยนี้จึงได้เปลี่ยนจากสารเรืองแสงเป็นฉากเรืองแสง (Intensifying Screen หรือ Image
Plate) และเปลี่ยนจากโฟโตทรานซิสเตอร์แบบทั่วไป เป็นแบบเล็กพิเศษ เพื่อที่จะสามารถเพิ่มความ
ละเอียดของข้อมูล ทำให้ภาพที่ได้จากการประมวลผลภาพดีขึ้น

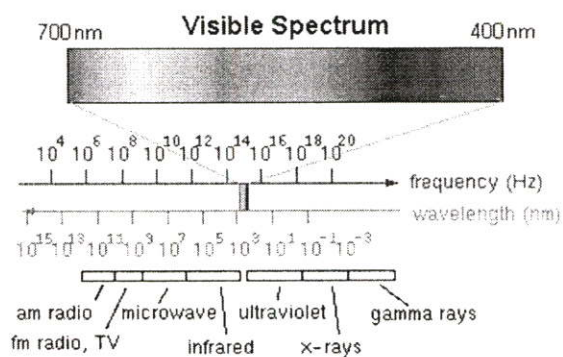


รูปที่ 5.2 แสดงขนาดของโฟโตทรานซิสเตอร์แบบใหม่เทียบแบบที่ใช้ในงานวิจัยเดิม

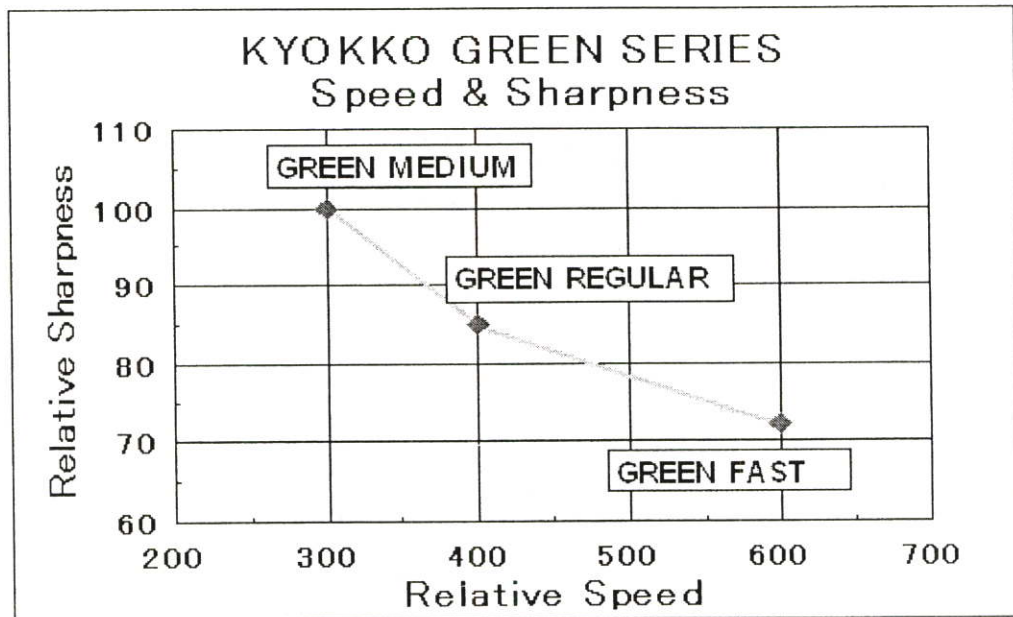


รูปที่ 5.3 แสดงฉากเรืองแสงที่นำมาใช้งาน

ฉากเรืองแสง (Intensifying Screen) ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ฉากเรืองแสงสีเขียว เนื่องจากมี
ความไวมากกว่าฉากเรืองแสงสีน้ำเงิน ตามคุณสมบัติของแสงสีต่างๆ [8]

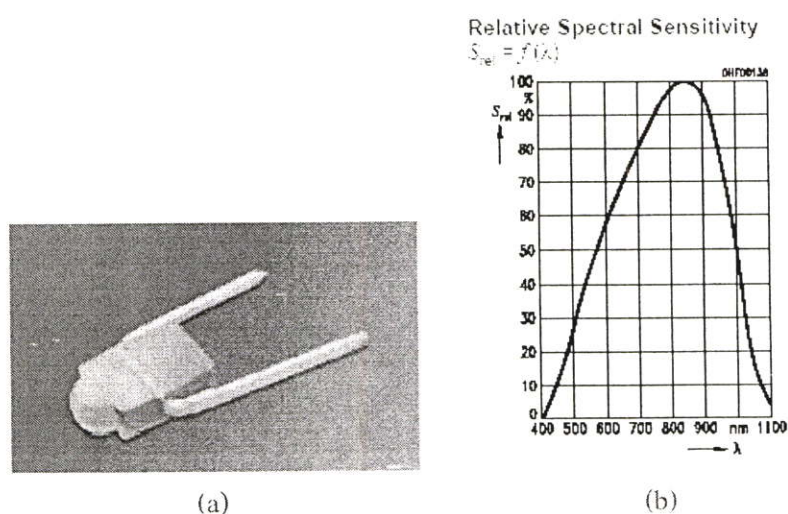


รูปที่ 5.4 แสดงสเปกตรัมของแสงสีต่างๆ



รูปที่ 5.5 แสดงความไวของการตอบสนองเทียบกับความคมชัดของการแสดงผลของฉากเรืองแสงสีเขียวที่เลือกใช้งาน

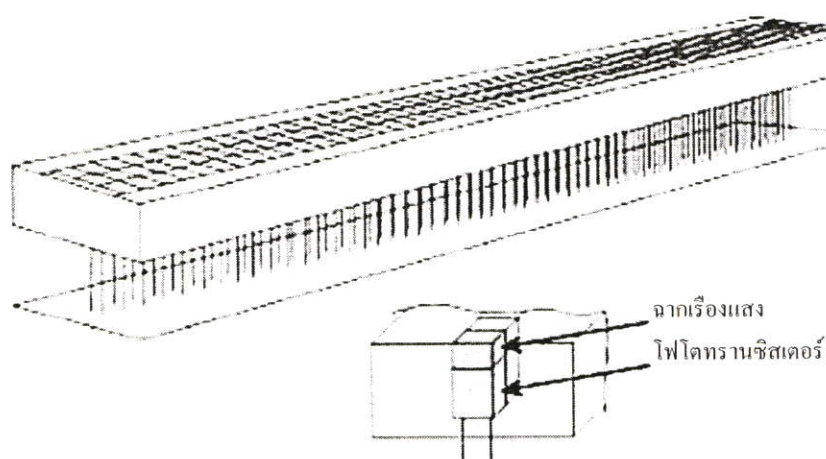
โฟโต์ทรานซิสเตอร์ เป็นอุปกรณ์ที่เปลี่ยนจากแสงที่ได้จากฉากเรืองแสงให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยระดับสัญญาณที่ได้จะมีค่ามากน้อยแตกต่างกัน ตามค่าความเข้มแสงที่ได้รับ ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้โฟโต์ทรานซิสเตอร์ของบริษัท OSRAM รุ่น SFH 305 – 2 ซึ่งเป็นโฟโต์ทรานซิสเตอร์ขนาดเล็กมาก มีพื้นที่รับแสงกว้าง 1 มม. ทำให้ข้อมูลภาพที่ได้มีความละเอียดมากขึ้น อีกทั้งกราฟคุณสมบัติยังมีความเป็นเชิงเส้นมากกว่าโฟโต์ทรานซิสเตอร์แบบทั่วไปที่ใช้ในงานวิจัยเดิมอีกด้วย



รูปที่ 5.6 (a) แสดงโฟโต์ทรานซิสเตอร์ OSRAM รุ่น SFH 305 – 2
(b) แสดงกราฟคุณสมบัติของโฟโต์ทรานซิสเตอร์ที่ใช้งาน

จากกราฟคุณสมบัติของโฟโตรีซิสเตอร์ จะเห็นว่า ช่วงสูงสุดของกราฟแสดงให้เห็นว่า โฟโตรีซิสเตอร์ชนิดนี้ตอบสนองการทำงานได้ดีที่สุดในช่วงความยาวคลื่น 850 มม. ซึ่งอยู่ย่านของแสงสีแดง แต่เนื่องจากจากเรื่องแสงที่มีอยู่ทั่วไปนั้นเป็นสีเขียว และสีน้ำเงิน ดังนั้นเมื่อเราเลือกใช้จากเรื่องแสงสีเขียว การตอบสนองของการทำงานของโฟโตรีซิสเตอร์จึงอยู่ที่ประมาณ 20 % ในขณะที่ถ้าเลือกใช้สีน้ำเงินจะอยู่ที่ 10% เท่านั้น ดังนั้นในส่วนนี้หากสามารถใช้สารเรืองแสงเคลือบจากให้เป็นแสงสีแดงได้จะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพของการทำงานได้ดีอีกหลายเท่าตัว แต่เนื่องจากในทางการแพทย์นั้นสารเรืองแสงสีแดงไม่เป็นที่นิยมใช้งานเพราะฟิล์มเอ็กซ์เรย์แทบจะไม่ตอบสนองต่อแสงสีแดงเลย แต่จะตอบสนองต่อแสงสีเขียว และสีน้ำเงินได้ดีที่สุด ดังนั้นจึงไม่สามารถหาจากเรืองแสงสีแดงมาใช้งานได้

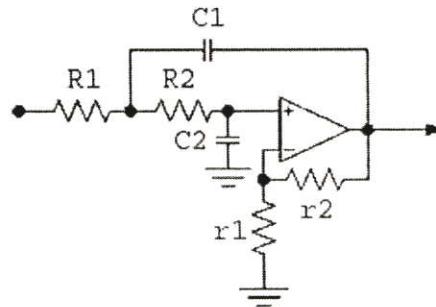
เมื่อได้จากเรื่องแสง และโฟโตรีซิสเตอร์แล้ว ต่อไปคือการจัดวางลงในช่องที่มีการแบ่งและกันโฟโตรีซิสเตอร์แต่ละตัวแยกจากกันเพื่อป้องกันการรบกวนของแสงจากตัวข้างเคียงโดยตัวที่นำมาทำนี้ใช้ฟิล์มถ้ำรูปที่ถูกลูกทำให้ทึบแล้วมาเป็นฉากกัน เพื่อลดช่องว่างระหว่างโฟโตรีซิสเตอร์ให้เหลือน้อยที่สุด ดังแสดงในรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.7 แสดงโครงสร้างของหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ชนิดแถวยาว

5.3 การออกแบบวงจร

วงจรที่ใช้งานในงานวิจัยนี้ จะเป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน และวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นจึงเข้าสู่วงจรระบบควบคุมต่อไป



รูปที่ 5.8 แสดงวงจรต้นแบบของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอ็กซ์เรย์เมื่อถูกตรวจจับได้โดยชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์แล้วจะถูกแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ก็จะถูกนำมาผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (รูปที่ 5.8) เพื่อเลือกเอาเฉพาะองค์ประกอบความถี่ต่ำของสัญญาณเอาร์ทพุทที่ได้เท่านั้น

จากรูปที่ 5.8 สามารถคำนวณหาค่า pole, zero และค่าตัวแปรต่างๆ ของวงจรกรองความถี่ดังนี้

ค่าอัตราขยาย (k) สามารถคำนวณได้จาก

$$k = 1 + \frac{r2}{r1} \quad (5.1)$$

ค่าฟังก์ชันการส่งถ่าย $H(s)$ สามารถคำนวณได้จาก

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{k \frac{1}{R1C1R2C2}}{s^2 + \left(\frac{1}{R1C1} + \frac{1}{R2C1} + \frac{1-k}{C2R2} \right) s + \frac{1}{R1C1R2C2}} \quad (5.2)$$

เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับค่าฟังก์ชันพื้นฐานของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

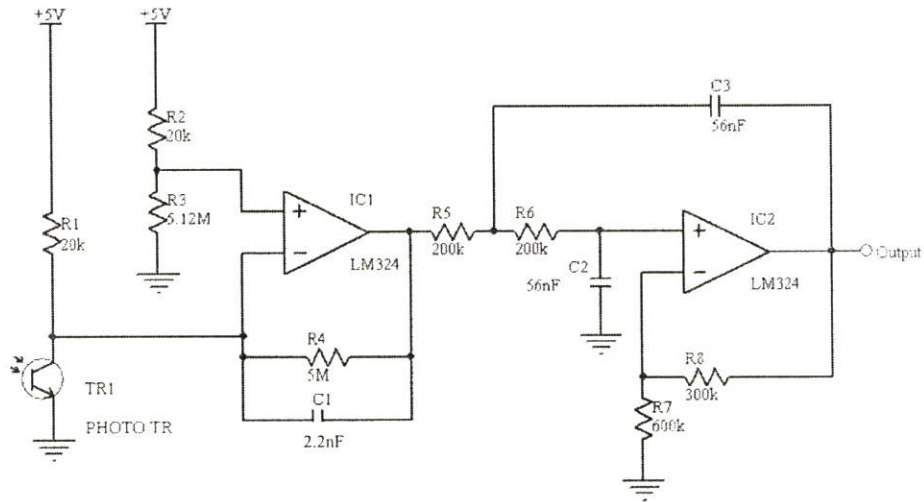
$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{k\omega p^2}{s^2 + \frac{\omega p}{Qp}s + \omega p^2} \quad (5.3)$$

จะได้

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{R1C1R2C2}} \quad (5.4)$$

และค่า Q ของวงจรสามารถคำนวณได้จาก

$$Q_p = \frac{\omega_p}{\frac{1}{R1C1} + \frac{1}{R2C1} + \frac{1-k}{C2R2}} \quad (5.5)$$



รูปที่ 5.9 แสดงวงจรที่ใช้ในส่วนของอินพุตและกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้รับการปรับปรุง

จากรูปที่ 5.9 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

$$1 + \frac{300k}{600k} = 1.500 \quad (5.6)$$

จาก (5.4) สามารถคำนวณค่า ω_p ได้ คือ

$$\omega_p = \frac{1}{\sqrt{200k \times 56nF \times 200k \times 56nF}} = 89.286 \text{ Rad/Sec} \quad (5.7)$$

ดังนั้นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ได้จะมีจุดตัดความถี่ (frequency cutoff) ที่ 14.210 Hz และค่า Q ของวงจรสามารถคำนวณได้โดยการแทนค่าตัวแปรลงใน (5.5) จะได้

$$Q_p = \frac{89.986}{89.986 + 89.986 - 44.643} = 0.672 \quad (5.8)$$

จาก (5.2) ค่าฟังก์ชันการส่งถ่ายของระบบ คือ

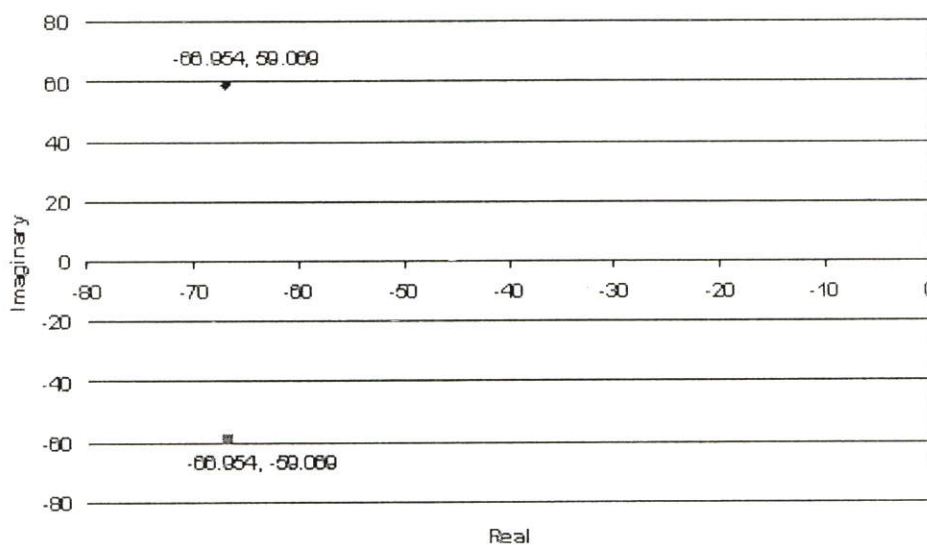
$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{1.500 \times 7971.939}{S^2 + 133.908S + 7971.939} \quad (5.9)$$

จาก (5.9) สามารถคำนวณหาค่า pole ทั้งสองตัวของวงจรได้ค่าดังนี้

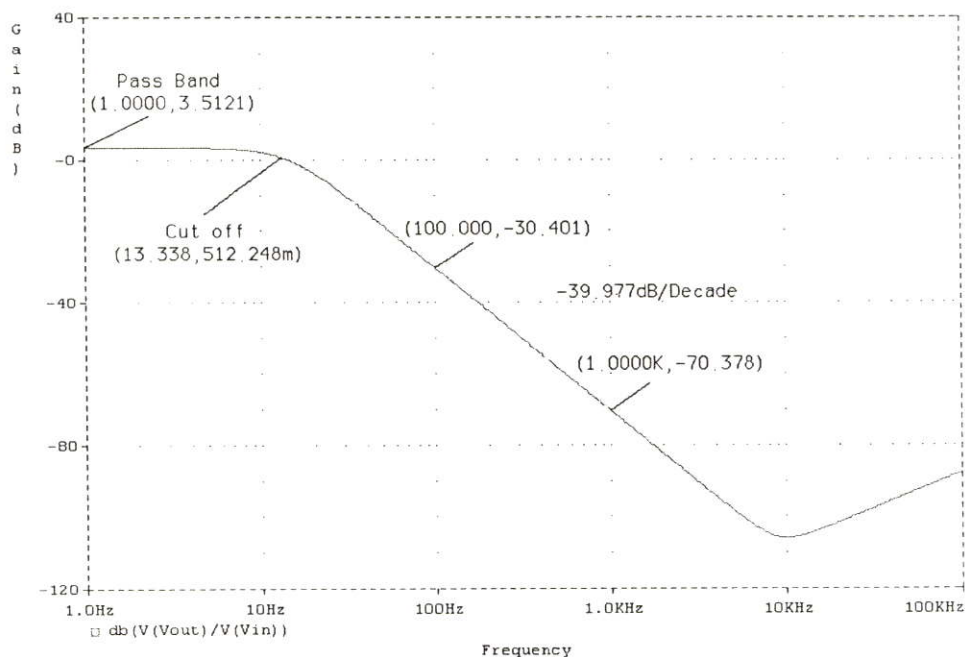
$$S_1 = -66.954 + j59.069$$

$$S_2 = -66.954 - j59.069$$

จากค่า S_1 และ S_2 ที่ได้ปรากฏว่า pole ของระบบจะอยู่ฝั่งซ้ายของ complex s-plane ดังแสดงใน รูปที่ 5.10 ทำให้ระบบมีเสถียรภาพในการทำงานและกราฟการตอบสนองของวงจรในด้านความถี่ต่อ อัตราการขยายแสดงในรูปที่ 5.11



รูปที่ 5.10 แสดงตำแหน่ง pole ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.9



รูปที่ 5.11 แสดงกราฟการตอบสนองของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับ 2 ในรูปที่ 5.9 ในด้านความถี่ต่ออัตราขยาย

วงจรในรูปที่ 5.9 มีค่าการลดทอนที่ -39.977dB/Decade

หลังจากนั้นสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับแต่ละตัวจะนำมาผ่านวงจร Multiplexer เพื่อให้สัญญาณที่ได้ทางเอาต์พุต 8 ช่องสัญญาณ

จากบล็อกการทำงานรวมในรูปที่ 5.12 สามารถอธิบายการทำงานของแต่ละส่วนได้ดังนี้

1. Detector module คือ ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ในแต่ละหน่วยซึ่งจะประกอบด้วย

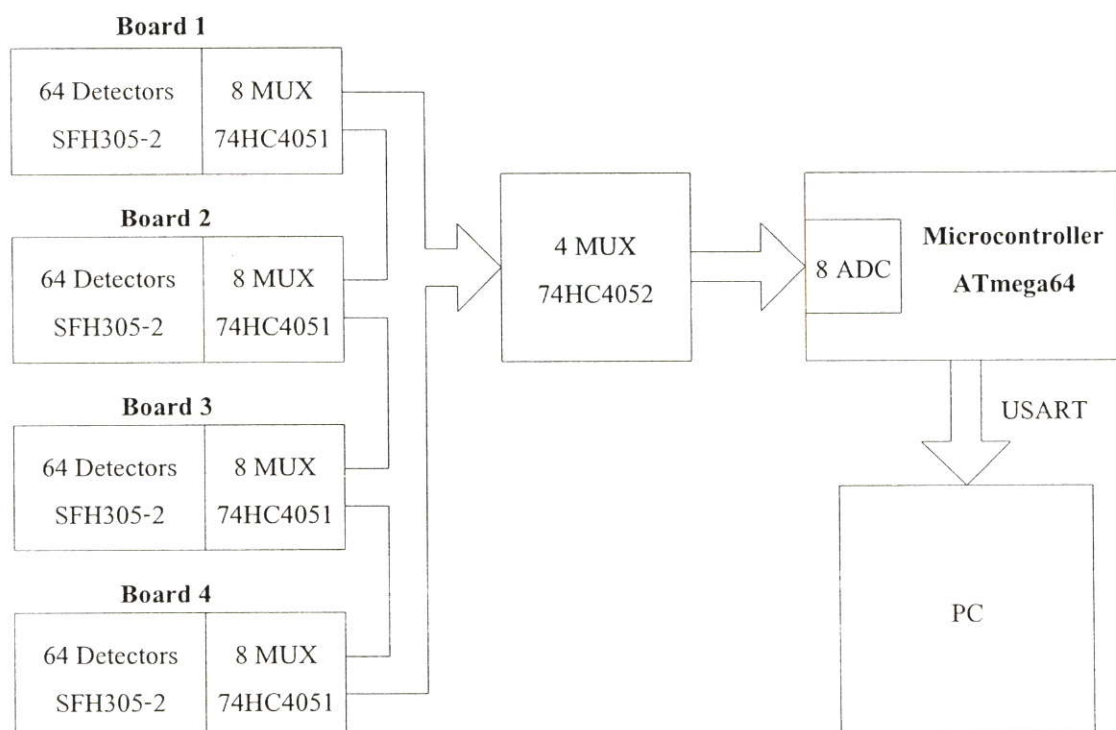
- 1.1. ตัวตรวจจับแสงที่มีทั้งสิ้น 256 ตัว และฉากเรืองแสง
- 1.2. วงจรภาคต้น
- 1.3. วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

2. Address decoder หรือ Multiplexer ทำหน้าที่เลือกสัญญาณจาก Detector module ให้ส่งออกไปทางด้านเอาต์พุต 8 ช่องต่อ 1 บอร์ด โดยเรียงลำดับต่อเนื่องกันไป และทำการเลือกสัญญาณที่ได้อีกครั้งหนึ่งเพื่อเข้าสู่ Multiplexer ชุดที่ 2 ซึ่งเป็นจะจัดเรียงสัญญาณอีกครั้งหนึ่งก่อนที่จะเข้าสู่ A/D Converter ทั้ง 8 ตัว

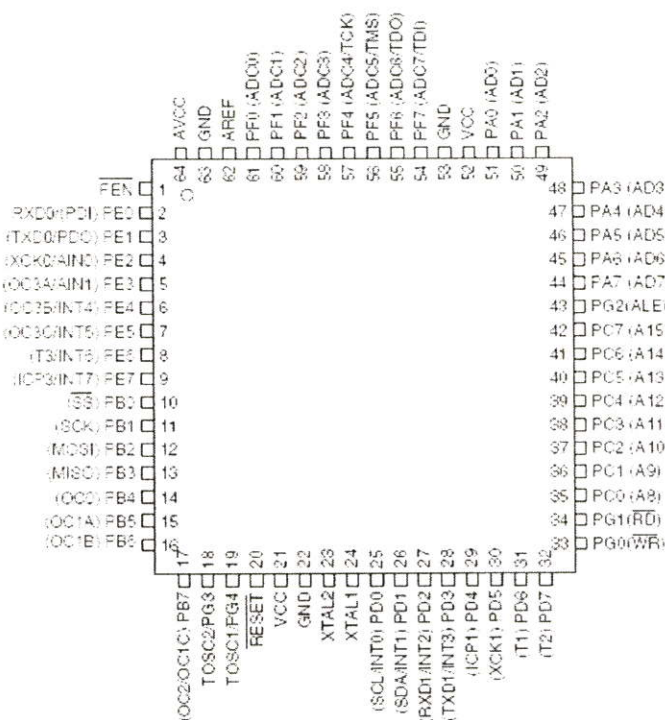
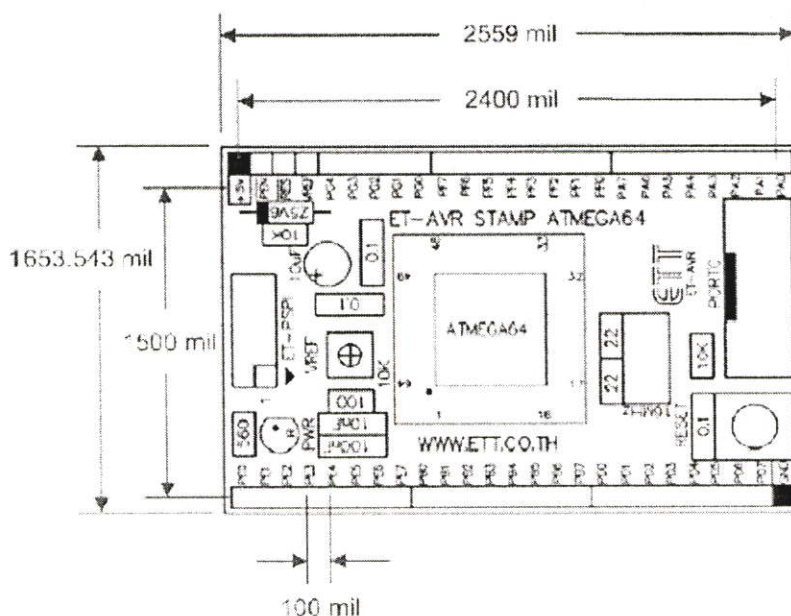
3. A/D converter ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัลขนาด 8 บิต โดยในส่วนนี้จะเป็นส่วนประกอบภายในของไมโครคอนโทรลเลอร์อยู่แล้ว จึงสามารถประหยัดพื้นที่วงจรไปได้มาก

4. USART port ทำหน้าที่ส่งข้อมูลจากหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ไปสู่เครื่องคอมพิวเตอร์โดยมีการเชื่อมต่อการทำงานผ่านทางช่องการสื่อสารแบบ Serial Port ใช้ Boud Rate ที่ 38400 bps Sampling Rate ที่ 3840 sampling per sec

5. Central Processing Unit. หน่วยควบคุมการประมวลผลกลาง โดยในงานวิจัยนี้ได้ใช้อุปกรณ์ Microcontroller ATmega64 ของ ATML มาทำหน้าที่ควบคุมการเลือกข้อมูลของ Multiplexer ควบคุมการสุ่มตัวอย่างของ A/D converter และควบคุมการทำงานของ USART



รูปที่ 5.12 แสดงบล็อกการทำงานรวมของชุดตรวจจับเอ็กซ์เรย์ด้วยโฟโตทรานซิสเตอร์

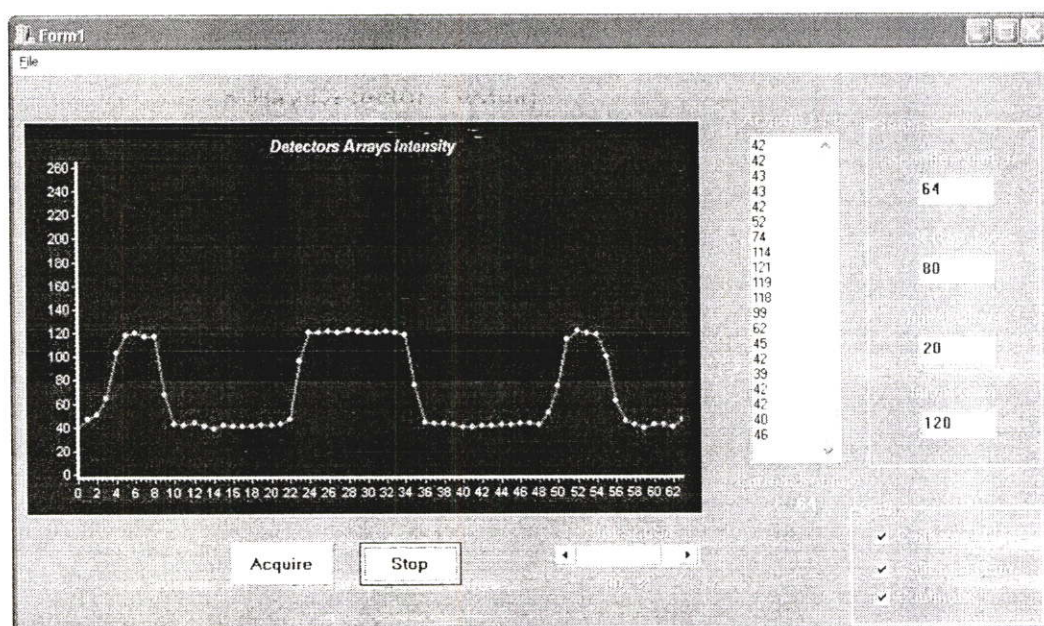


รูปที่ 5.13 แสดงหน่วยประมวลผลกลาง

ซึ่งในการทำงานของหน่วยประมวลผลกลางจะทำหน้าที่ควบคุมการรับสัญญาณของเอ็กซ์เรย์ที่ออกมาในแต่ละครั้ง จากรูปที่ จะเห็นได้ว่าไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่นนี้มีพอร์ตอินพุท-เอาต์พุทมากมาย อีกทั้งยังมีพอร์ตที่ทำหน้าที่เป็น A/D Converter จำนวนถึง 8 พอร์ตอีกด้วย ในการออกแบบหน่วยประมวลผลกลางได้ใช้โปรแกรม CodeVisionAVR C Compiler ของบริษัท ETT

โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นมานี้จะทำหน้าที่รับข้อมูลที่ได้จากตัวตรวจจับ โดยข้อมูลที่ได้นี้จะเป็นข้อมูลที่เรียกว่าข้อมูลโปรเจกชัน ซึ่งเป็นข้อมูลที่ได้จากการเอ็กซ์เรย์ผ่านวัตถุใน 1 มุม จากรูปที่ 5.14 แขนอนคือจำนวนตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ แขนตั้งคือระดับพลังงานเอ็กซ์เรย์

ในส่วนของการเปรียบเทียบค่าของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์แต่ละตัวจะมีช่วงการทำงานดังแสดงในรูปที่ 5.14 ซึ่งจะมีการเปรียบเทียบค่าสองครั้ง โดยในครั้งแรกจะเป็นการเปรียบเทียบค่าออฟเซตของแรงดันในขณะที่ไม่มีการถ่ายเอ็กซ์เรย์และในครั้งที่สองจะเป็นการเปรียบเทียบอัตราการขยายในขณะที่ทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 5.14 แสดงตัวโปรแกรมที่ทำการเขียนขึ้นโดยใช้ Borland C++Builder 5

รูปที่ 5.14 แสดงตัวโปรแกรมที่ทำการเขียนขึ้นโดยใช้ Borland C++Builder 5 โดยมีส่วนการทำงานหลักๆ ดังนี้

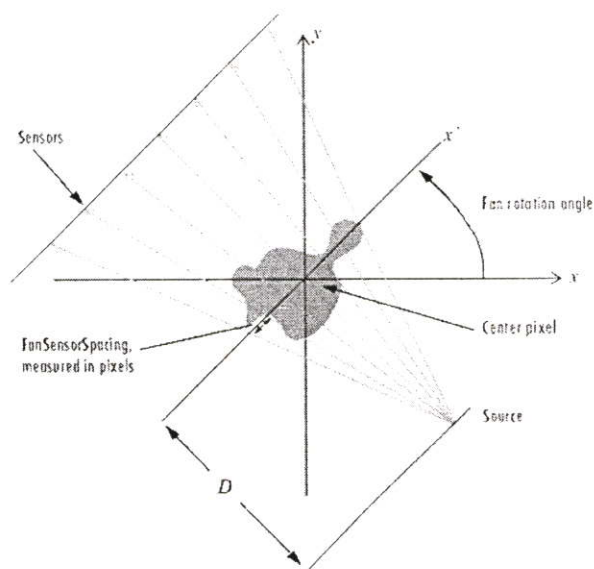
1. Sample Number คือส่วนที่ใช้กำหนดจำนวนของหัววัดเอ็กซ์เรย์ กำหนดเป็น 64 128 192 และ 256
2. X-Ray kV คือส่วนที่ใช้กำหนดขนาดของแรงดันไฟฟ้าที่ใช้สำหรับการฉายเอ็กซ์เรย์
3. Initial Offset คือส่วนที่ใช้กำหนดระดับของสัญญาณเริ่มต้น ว่าต้องการค่าเป็นเท่าไร
4. Initial Gain คือส่วนที่ใช้กำหนดอัตราการขยาย ว่าต้องการอัตราขยายเท่าไร
5. Option คือส่วนที่ใช้กำหนดการเปรียบเทียบต่างๆ และกำหนดโหมดการทำงานให้เป็นโหมดการทำงานแบบต่อเนื่อง
6. Acquire Data คือส่วนแสดงผลของข้อมูลในลักษณะของตัวเลข
7. Plot Speed คือส่วนที่ใช้กำหนดความเร็วในการแสดงผลภาพสัญญาณที่จอมอนิเตอร์

8. Acquire และ Stop เป็นปุ่มกดเปิดและปิดการรับส่งข้อมูล
9. File เป็นหน้าต่างสำหรับการเซฟข้อมูลในรูปแบบของ text file อีกทั้งยังเป็นส่วนที่ไว้โหลดข้อมูล และออกจากโปรแกรมอีกด้วย

ในการนำข้อมูลที่ได้จากหน่วยตรวจจับไปทำการสร้างภาพตัดขวางจะเป็นการบันทึกข้อมูลที่ได้ในแต่ละโปรเจกชันและนำไปสร้างภาพตัดขวางโดยใช้โปรแกรม MATLAB เวอร์ชัน 7.0 ซึ่งสามารถสร้างภาพตัดขวางให้ตรงตามลักษณะของงานวิจัยที่เป็นการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงพัดได้

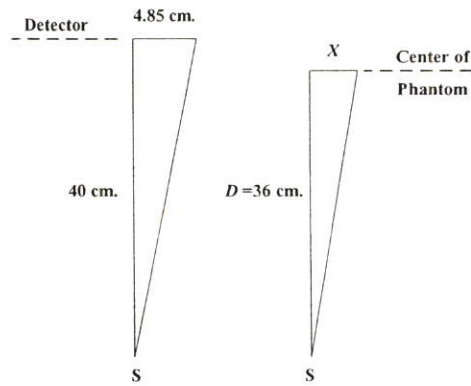
5.4 การคำนวณระยะห่างของอุปกรณ์เพื่อนำไปประมวลผลภาพ

การจัดวางตำแหน่งต่างๆของระบบ จะมีความสำคัญต่อการประมวลผลภาพตัดขวางที่ได้ เนื่องจากระยะห่างระหว่างหลอดเอ็กซเรย์สู่วัตถุจะถูกนำไปคำนวณการประมวลผลภาพตัดขวางโดยใช้ลำแสงแบบพัด ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 4 ซึ่งต้องกำหนดเป็นระยะในพิกัดของภาพ (pixel) โดยสามารถพิจารณารูปและการคำนวณได้ดังต่อไปนี้



รูปที่ 5.15 ระยะที่ต้องทำการคำนวณในหน่วยพิกเซล

จากรูปที่ 5.15 จะเห็นว่า ระยะที่เราต้องการคือ ระยะห่างระหว่างหลอดเอ็กซเรย์กับตำแหน่งศูนย์กลางการหมุน ในที่นี้คือตำแหน่งศูนย์กลางของวัตถุ (D) ในหน่วย พิกเซล (pixel) และระยะห่างระหว่างลำรังสี (Fan Sensor spacing (d)) ในหน่วย พิกเซล (pixel) ซึ่งการคำนวณหาระยะเหล่านี้จะใช้หลักการสามเหลี่ยมคล้าย นั่นคือ



รูปที่ 5.16 ระยะที่ต้องทำการคำนวณเพื่อใช้ในการประมวลผลภาพ

ระยะ D เราสามารถทำการวัดได้ มีค่า 36 ซม. ขณะที่ระยะห่างระหว่างหลอดเอกซเรย์กับหน่วยวัดเอกซเรย์ มีค่า 40 ซม. หน่วยวัดเอกซเรย์มีความยาวทั้งหมด 9.7 ซม. เมื่อนำมาสร้างรูปสามเหลี่ยมมุมฉากก็จะได้สามเหลี่ยมมุมฉาก 2 รูป ดังรูปที่ 5.16 เมื่อทำการเทียบสามเหลี่ยมคล้ายจะได้ระยะ X

$$\frac{4.85}{40} = \frac{X}{36}$$

$$X = 4.365 \text{ ซม.}$$

เมื่อรู้ระยะ X สามารถนำไปคำนวณหาระยะ d ได้ โดยการหารด้วยจำนวนเส้นของแนวรังสีที่เข้าสู่ตัวตรวจจับเอกซเรย์ ทั้งหมด 64 เส้น จึงนำมาคำนวณทั้งสิ้น 32 เส้น

$$d = \frac{X}{32}$$

$$d = \frac{4.365}{32} = 0.1364 \text{ ซม.}$$

เมื่อเราได้ระยะ D , d แล้วจึงนำมาคำนวณเพื่อเปลี่ยนเป็นหน่วยพิกเซล ดังต่อไปนี้ กำหนดรูปที่สร้างขึ้นมีขนาด 64x64 พิกเซล เนื่องจากให้ตัวตรวจจับเอกซเรย์ 64 ตัว ส่วนนี้จะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อทำการเปลี่ยนจำนวนตัวตรวจจับเอกซเรย์

64 พิกเซล มีความยาวของหน่วยตรวจจับเอกซเรย์ 9.7 ซม.

1 พิกเซล จึงมีความยาวของหน่วยตรวจจับเอกซเรย์ 0.1516 ซม.

ดังนั้น

$$D = \frac{36}{0.1516} \approx 238 \text{ พิกเซล}$$

$$d = \frac{0.1364}{0.1516} \approx 1 \text{ พิกเซล}$$

ค่าที่ได้เหล่านี้จะถูกนำไปสู่การคำนวณเพื่อประมวลผลภาพต่อไป

บทที่ 6

การทดลองและผลการทดลอง

6.1 บทนำ

การทดลองได้แบ่งออกเป็นส่วนต่างๆดังนี้ ส่วนของการเตรียมและปรับเทียบก่อนทำการยิงเอ็กซ์เรย์ ส่วนของการเอ็กซ์เรย์ผ่านตัวอย่างเพื่อคูลสัญญาณ โปรเจกชัน และความละเอียดของข้อมูล ส่วนของการนำสัญญาณ โปรเจกชันที่ได้มาประมวลผลเป็นภาพตัดขวาง หรือ ภาพเอ็กซ์เรย์

6.2 เครื่องมือและอุปกรณ์

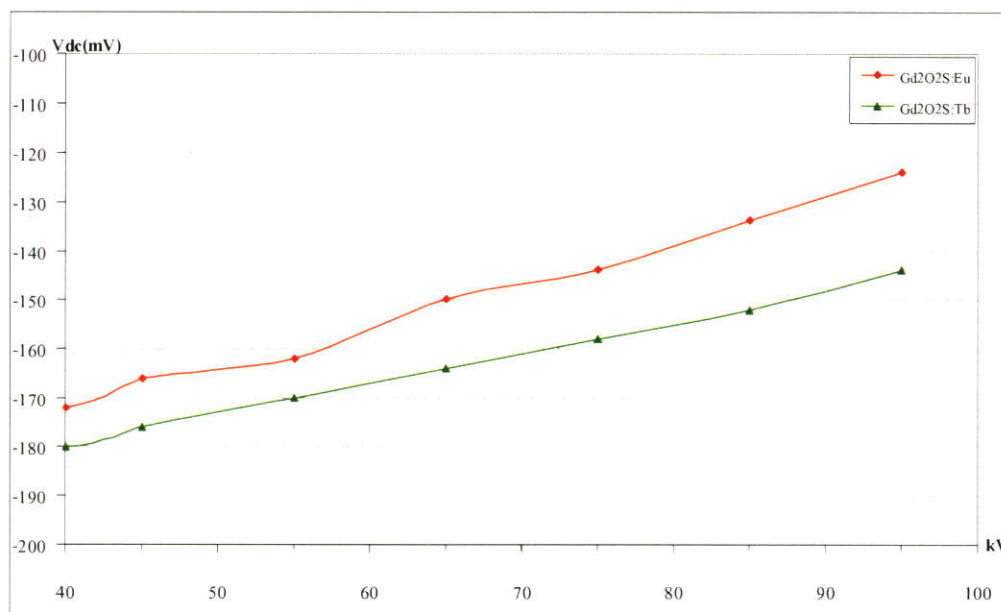
1. ออสซิลโลสโคป
2. ดิจิตอลมัลติมิเตอร์
3. มัลติฟังก์ชันเพาเวอร์ซัพพลาย
4. ฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์
5. เครื่องคอมพิวเตอร์
6. เครื่องเอ็กซ์เรย์ ขนาด 100kVp 50mA (25mA, 50mA)

6.3 การทดลองและผลการทดลอง

6.3.1 ลักษณะและขนาดของสัญญาณที่ได้

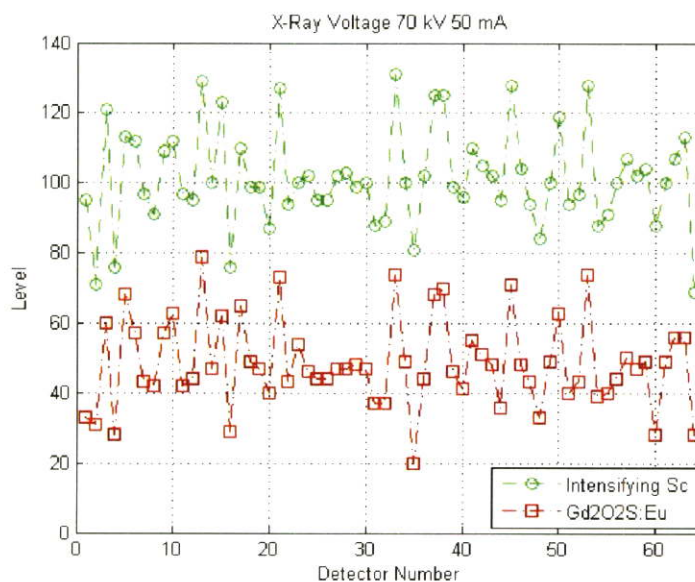
การทดลองทำโดยการนำตัวตรวจจับรังสีที่สร้างขึ้นมาทดลองรับรังสีเอ็กซ์ที่ค่าแรงดันต่างๆ เพื่อหาผลเปรียบเทียบถึงขนาดของสัญญาณที่ได้รวมถึงรูปร่างของสัญญาณ สัดส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน ความแตกต่างระหว่างสารเรืองแสงและฉากเรืองแสง ผลการทดลองที่ได้มีดังนี้

รูปที่ 6.1 และ 6.2 จะเป็นการคัดเลือกสารฟอสเฟอร์ที่จะนำมาใช้งานเพื่อแปลงจากเอ็กซ์เรย์ให้เป็นแสง และเข้าสู่โฟโตทรานซิสเตอร์ โดยสารที่ใช้ในการทดลองนั้น คือ $Gd_2O_3:Sr$ ซึ่งให้แสงสีเขียว, $Gd_2O_3:Eu$ ซึ่งให้แสงสีแดง ทำการทดลองโดยผสมสารฟอสเฟอร์แต่ละชนิดกับน้ำและกาวน้ำ จากนั้นจึงป้ายลงบนแผ่นอะคริลิก รอบนแห้งและนำไปวางบนพื้นที่รับแสงของโฟโตทรานซิสเตอร์ ซึ่งโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ใช้งานนั้น เป็นของ OSRAM รุ่น SFH 305-2 ซึ่งจากรายละเอียดการตอบสนองการทำงานนั้น พบว่า โฟโตทรานซิสเตอร์จะทำงานได้ดีที่สุดที่ ความยาวคลื่น 850 nm. ซึ่งเป็นย่านของแสงสีแดง ดังที่กล่าวมาในบทที่ 5



รูปที่ 6.1 แสดงระดับสัญญาณแรงดันไฟฟ้าต่างๆของสารเอ็กซ์เรย์ทั้ง 2 ชนิด

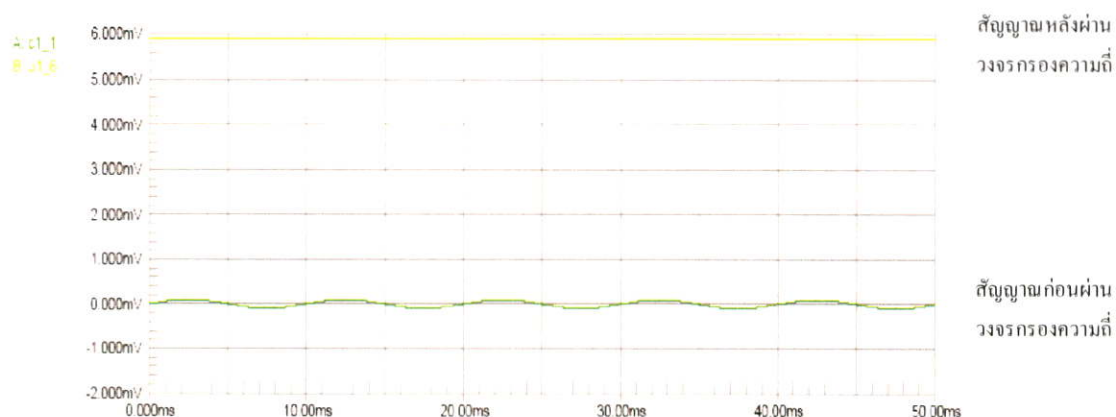
รูปที่ 6.1 จะเห็นได้ชัดว่าระดับของสัญญาณที่ได้จากสารฟอสเฟอร์สีแดงจะสูงกว่าสารฟอสเฟอร์สีเขียว แต่ความเป็นเชิงเส้นนั้น สารฟอสเฟอร์สีเขียวจะดีกว่า ทั้งนี้อาจมีผลกระทบจากขั้นตอนการผสม การเคลือบสาร และความละเอียดของเม็ดสาร



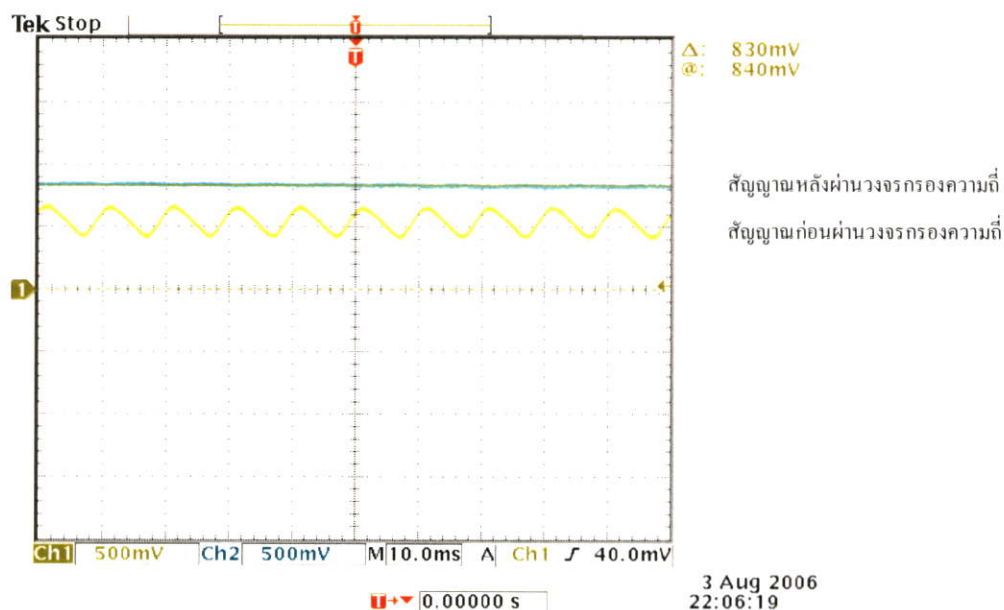
รูปที่ 6.2 แสดงสัญญาณที่ได้ระหว่างสารเอ็กซ์เรย์และฉากเรืองแสง

รูปที่ 6.2 ได้นำเอาสารฟอสเฟอร์สีแดง มาเทียบกับการใช้ฉากเรืองแสงสีเขียว พบว่า ฉากเรืองแสงสีเขียวนั้นจะให้ระดับพลังงานที่สูงกว่าสารฟอสเฟอร์สีแดงมากอย่างเห็นได้ชัด

ดังนั้นในขั้นต้นจึงสามารถสรุปวัตถุที่จะนำมาแปลงเอ็กซเรย์ให้เป็นแสงได้โดยเลือกใช้จากเรื่องแสงเป็นตัวแปลงจากเอ็กซเรย์ให้เป็นแสงเข้าสู่โฟโต้ทรานซิสเตอร์ต่อไป

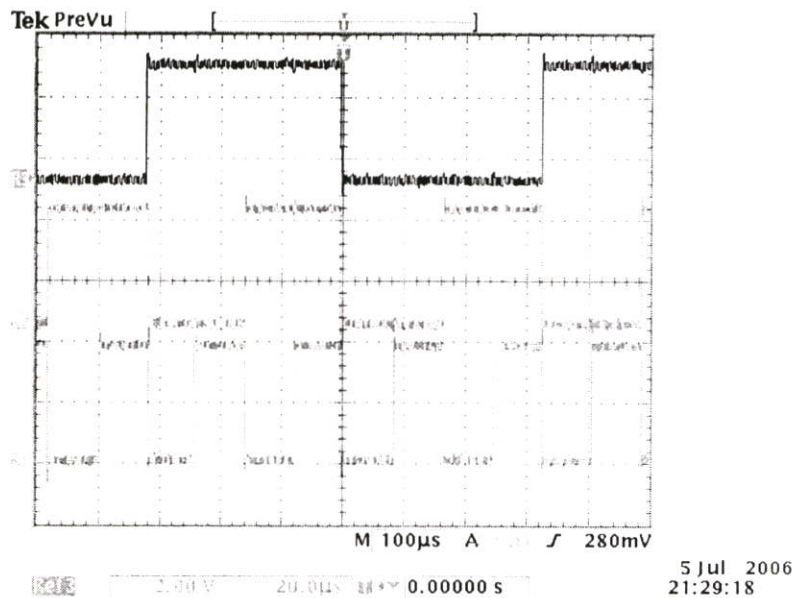


รูปที่ 6.3 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ก่อนและหลังวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งได้จากการจำลองโดยใช้โปรแกรม PCB Wizard



รูปที่ 6.4 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ก่อนและหลังวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เมื่อได้วงจรและอุปกรณ์สำหรับตรวจจับเอ็กซเรย์แล้ว ขั้นต่อมาคือการพิจารณาผลการทดลอง โดยเบื้องต้นนั้นได้ทำการจำลองผลของสัญญาณไฟฟ้าของวงจรที่ออกแบบที่ผ่านส่วนกรองความถี่ต่ำผ่านแล้ว โดยใช้โปรแกรม PCB Wizard ได้รูปสัญญาณดังรูปที่ 6.3 และเมื่อทำการวัดจริงก็ได้รูปสัญญาณในลักษณะเดียวกัน ดังรูปที่ 6.4 ซึ่งแสดงให้เห็นในเบื้องต้นว่า วงจรสามารถใช้งานได้จริง



รูปที่ 6.5 แสดงสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ควบคุมการรับส่งข้อมูลเข้าสู่หน่วยประมวลผลกลาง

รูปที่ 6.5 แสดงสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ควบคุมการรับส่งข้อมูลจากชุดหัววัดเอ็กซ์เรย์เข้าสู่หน่วยประมวลผลกลาง สัญญาณนาฬิกาที่ใช้ในขั้นแรกนี้จะมี 3 สัญญาณ เพื่อควบคุมการรับส่งข้อมูลของ MUX CD4051 ซึ่งเป็นแบบ เข้า 8 ออก 1

รูปที่ 6.6 นั้นเป็นการวัดขนาดสัญญาณจริงที่ได้จากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน โดยทำการวัดเป็นหน่วยแรงดันไฟฟ้า RMS

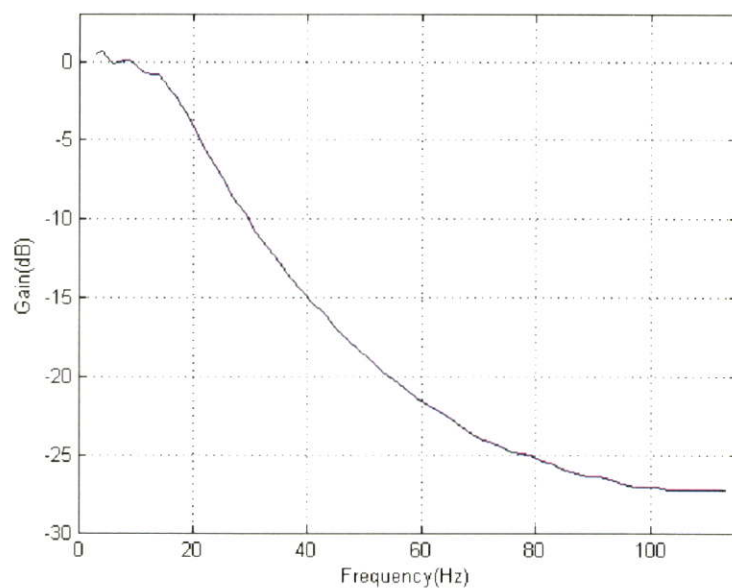
ค่าต่างๆที่วัดได้ มีค่าตามตารางที่ 6.1

แรงดันไฟฟ้าอินพุต = 8.78 Vrms โดยทำการวัดจากแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์เข้าสู่วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ตั้งความถี่เริ่มต้นไว้ที่ 113 Hz จากนั้นค่อยๆลดค่าความถี่ลงทีละน้อย พร้อมกันวัดค่าแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตที่ได้จากความถี่นั้นๆ นำมาคำนวณอัตราการขยายจากสมการ

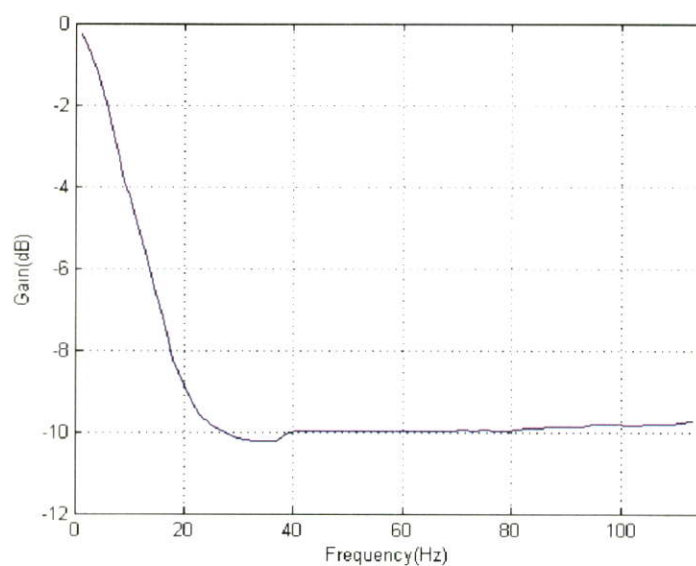
$$Gain(dB) = 20 \log \left(\frac{V_{out}}{V_{in}} \right)$$

จากรูปที่ 6.6 (a) จะเห็นได้ว่า ความถี่คัทออฟ ที่ได้จากการวัดจริงจะมีค่าประมาณ 18 Hz ซึ่งคลาดเคลื่อนจากที่ออกแบบไว้ คือที่ 14 Hz

จากรูปที่ 6.6 (b) จะเห็นว่าเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 3 ความชันของกราฟสัญญาณจะมีความชันมากขึ้นอย่างเห็นได้ชัด



(a)



(b)

รูปที่ 6.6 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ และอัตราขยายของวงจรรองความถี่ต่ำผ่าน

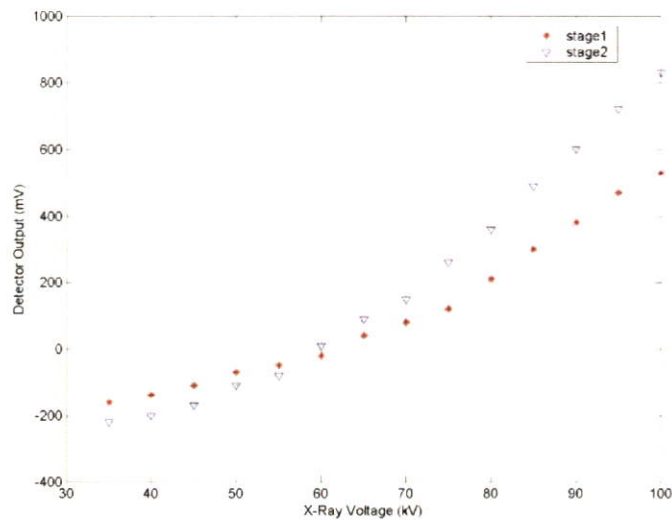
(a) เมื่อผ่านวงจรรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 2

(b) เมื่อผ่านวงจรรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 3

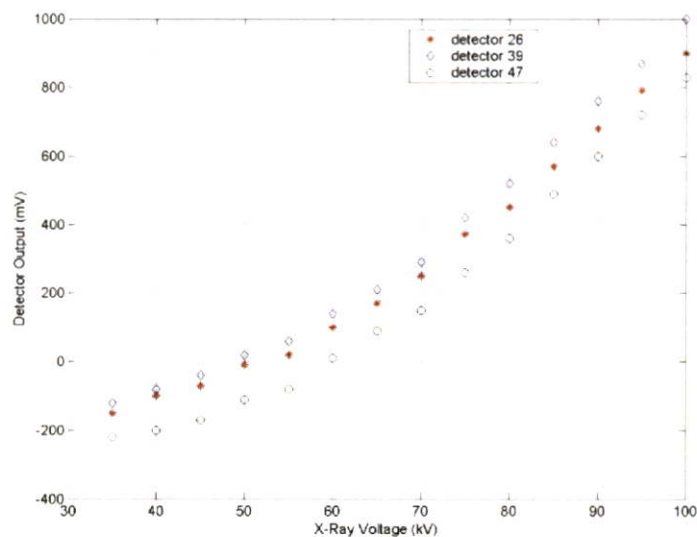
ตารางที่ 6.1 ความถี่ที่ใช้งานและแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

Frequency (Hz)	Vout (Vrms)	Gain (dB)	Frequency (Hz)	Vout (Vrms)	Gain (dB)
113	0.38	-27.2742	49	1.07	-18.2822
111	0.38	-27.2742	47	1.15	-17.6559
109	0.38	-27.2742	45	1.25	-16.9317
107	0.38	-27.2742	43	1.38	-16.0723
105	0.38	-27.2742	41	1.5	-15.3481
103	0.38	-27.2742	39	1.63	-14.6261
101	0.39	-27.0486	37	1.8	-13.7644
99	0.39	-27.0486	35	2.01	-12.806
97	0.39	-27.0486	33	2.26	-11.7877
95	0.4	-26.8287	31	2.53	-10.8075
93	0.41	-26.6142	29	2.9	-9.62193
91	0.42	-26.4049	27	3.24	-8.65899
89	0.42	-26.4049	25	3.75	-7.38926
87	0.43	-26.2005	23	4.33	-6.14013
85	0.44	-26.0008	21	4.98	-4.9253
83	0.46	-25.6147	19	5.99	-3.32135
81	0.47	-25.4279	18	6.35	-2.81442
79	0.49	-25.066	17	6.75	-2.28381
77	0.5	-24.8905	16	7.06	-1.8938
75	0.51	-24.7185	15	7.6	-1.25362
73	0.53	-24.3844	14	7.96	-0.85163
71	0.55	-24.0626	13	8.03	-0.77558
69	0.57	-23.7524	12.7	8.02	-0.7864
67	0.61	-23.1633	11	8.15	-0.64674
65	0.64	-22.7463	10	8.54	-0.24073
63	0.68	-22.2197	9	8.84	0.059155
61	0.71	-21.8447	8	8.82	0.039481
59	0.75	-21.3687	7	8.72	-0.05956
57	0.8	-20.8081	6	8.6	-0.17992
55	0.86	-20.1799	5	9.07	0.282255
53	0.91	-19.6891	4	9.45	0.638746
51	0.99	-18.9572	3	9.22	0.424728

6.3.2 การวัดคุณสมบัติความเป็นเชิงเส้น (Linearity)



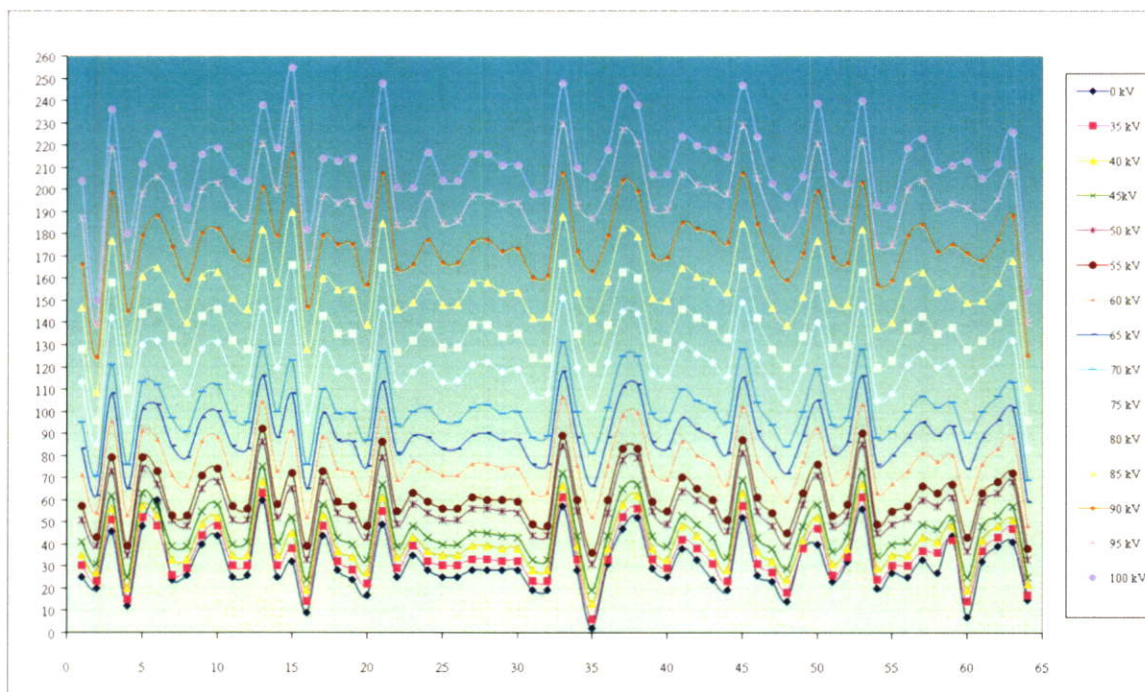
รูปที่ 6.7 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้าอินพุตและเอาต์พุต
เมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านของหัววัดเอ็กซ์เรย์ตัวที่ 47



รูปที่ 6.8 แสดงกราฟความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต
เมื่อผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านของหัววัดเอ็กซ์เรย์ตัวที่ 26, 39 และ 47

เมื่อวงจรสามารถใช้งานได้ตรงตามทีออกแบบไว้ ขั้นตอนต่อไปจึงเป็นการพิจารณาคุณสมบัติของหัววัดเอ็กซ์เรย์ว่ามีลักษณะอย่างไร โดยรูปที่ 6.7 นั้น เป็นการทดสอบคุณลักษณะความเป็นเชิงเส้น และขนาดของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ก่อนและหลังผ่านส่วนกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งจากรูป

พบว่าเมื่อผ่านส่วนกรองความถี่ต่ำผ่านแล้วนั้นสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จะยกระดับแรงดันไฟฟ้าสูงขึ้นกว่าเดิมตั้งแต่ 60 kVp เป็นต้นไป และจะมีความเป็นเชิงเส้น ตั้งแต่ 70kVp เป็นต้นไป และเมื่อพิจารณาห้วงวัดต่างๆพบว่า ลักษณะของสัญญาณที่ได้ในส่วนนี้เป็นในลักษณะเดียวกัน แต่มีระดับสัญญาณที่แตกต่างกัน ตามแต่คุณสมบัติของโฟลด์ทราานซิสเตอร์ตัวนั้นๆ จึงเป็นที่น่าพอใจเพราะการแก้ไขระดับสัญญาณที่แตกต่างกันแต่มีลักษณะเดียวกันนั้นสามารถทำได้โดยการใช้โปรแกรมช่วยในการปรับระดับ



รูปที่ 6.9 แสดงกราฟความสัมพันธ์ของระดับแรงดันไฟฟ้าของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์
เมื่อทำการยิงเอ็กซเรย์ที่ค่าแตกต่างกันตั้งแต่ 35kV จนถึง 100 kV

สำหรับรูปที่ 6.9 นั้นจะเป็นการวัดห้วงวัดจำนวน 64 ตัว โดยแกน X คือจำนวนของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์ แกน Y คือ ระดับพลังงานที่วัดได้ ซึ่งพบว่า ลักษณะที่ได้ยังคงเหมือนรูปที่ 6.7 และ 6.8 นั่นคือ จะมีความเป็นเชิงเส้นตั้งแต่การยิงเอ็กซเรย์ที่ 70 kVp เป็นต้นไป สังเกตได้จากระยะห่างของระดับสัญญาณ ดังนั้นการใช้งาน เราจะเลือกยิงเอ็กซเรย์ที่ 70 – 100 kVp

6.3.3 การปรับเทียบสัญญาณก่อนทำการทดลอง

การปรับเทียบสัญญาณก่อนทำการทดลองนั้น จำเป็นต้องมีการปรับเทียบ 2 ลักษณะ คือ

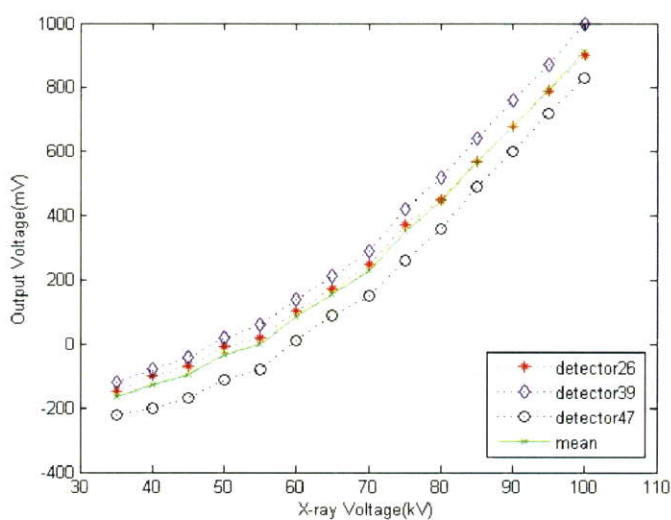
1. การปรับเทียบระดับสัญญาณเริ่มต้น (Offset Calibration)
2. การปรับเทียบอัตราขยาย (Gain Calibration)

6.3.3.1 การปรับเทียบระดับสัญญาณเริ่มต้น

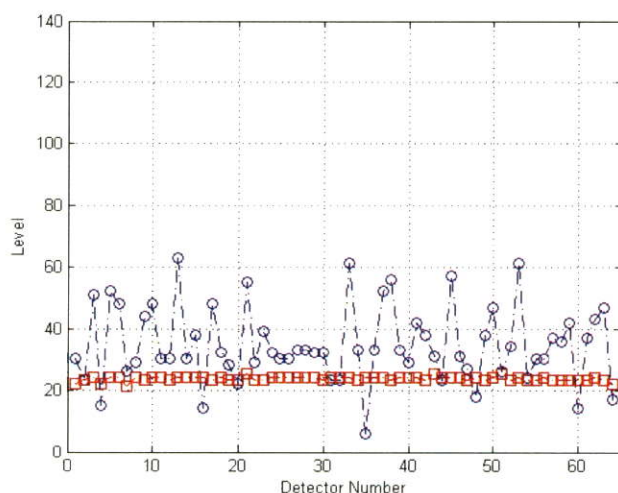
เนื่องจากระดับสัญญาณไฟฟ้าเริ่มต้นของตัวหัววัดแต่ละตัวนั้นมีความที่ไม่เท่ากัน จึงต้องทำการปรับเข้าสู่ค่ากลางค่าหนึ่ง ในที่นี้จะกำหนดให้เป็นค่าเฉลี่ยของแรงดันไฟฟ้าทั้งหมด โดยระดับสัญญาณที่สูงกว่าระดับสัญญาณเฉลี่ยจะถูกปรับลดค่าลงเข้าสู่ระดับสัญญาณเฉลี่ย และสัญญาณที่ต่ำกว่าระดับสัญญาณเฉลี่ยก็จะถูกเพิ่มค่าขึ้น ดังรูปที่ 6.10 ซึ่งการปรับเทียบระดับสัญญาณเริ่มต้นนี้จะมีขั้นตอนดำเนินการดังต่อไปนี้ ตามรูปที่ 6.12 – 6.13

1. ทำการเก็บค่าสัญญาณเริ่มต้นในขณะที่ยังไม่เปิดเครื่อง ดังรูปที่ 6.11
2. ปรับระดับสัญญาณทั้งหมดลงสู่ระดับที่เราต้องการ ดังรูปที่ 6.12 ซึ่งเรียกว่าการปรับ

Offset



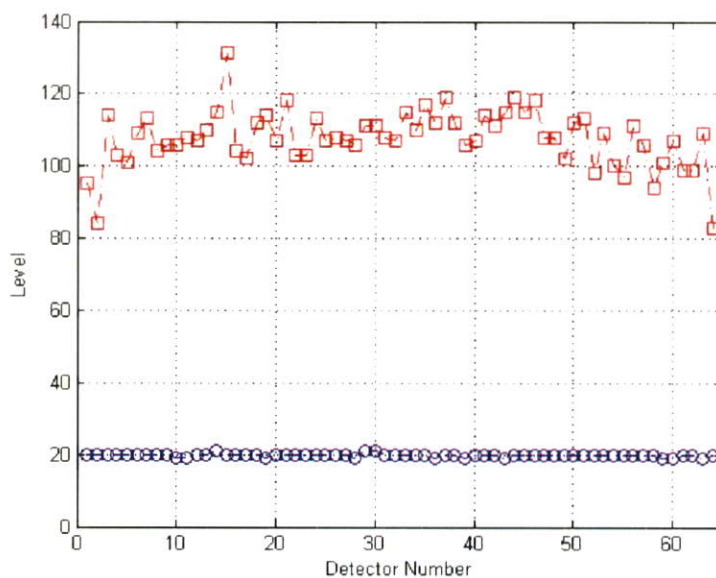
รูปที่ 6.10 แสดงสัญญาณไฟฟ้าเมื่อผ่านการปรับเทียบแล้ว ซึ่งจะถูกนำไปใช้งาน (เส้นสีเขียว)



รูปที่ 6.11 แสดงสัญญาณไฟฟ้าก่อนและหลังผ่านการปรับเทียบแล้ว

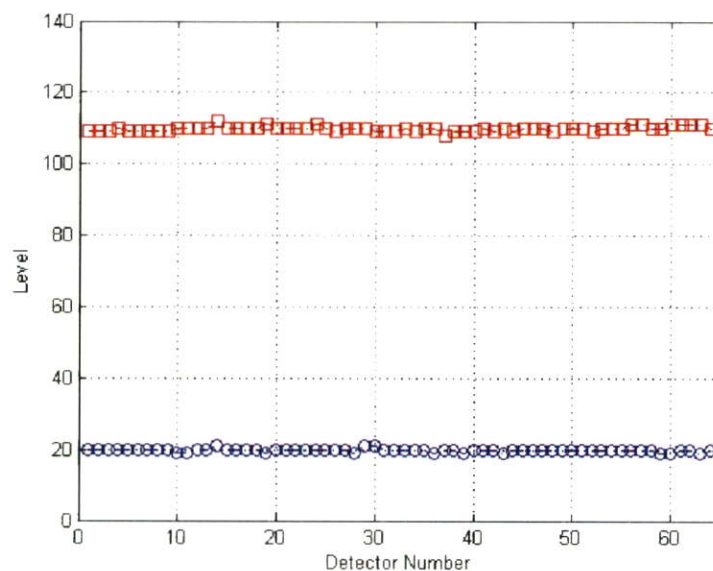
สีน้ำเงินคือสัญญาณก่อนการปรับเทียบ สีแดงคือสัญญาณหลังการปรับเทียบ

1. ทำการฉายเอ็กซเรย์ในระดับที่จะทำการทดลอง และบันทึกค่าที่ได้ไว้ ดังรูปที่ 6.16
2. ทำการปรับค่าอัตราขยาย โดยเมื่อมีเอ็กซเรย์เข้ามาตามค่าที่กำหนดแล้ว ระดับสัญญาณที่สูงขึ้นจะต้องอยู่ในระดับเดียวกัน ดังรูปที่ 6.17 และ 6.18 ซึ่งเรียกว่า การปรับ Gain



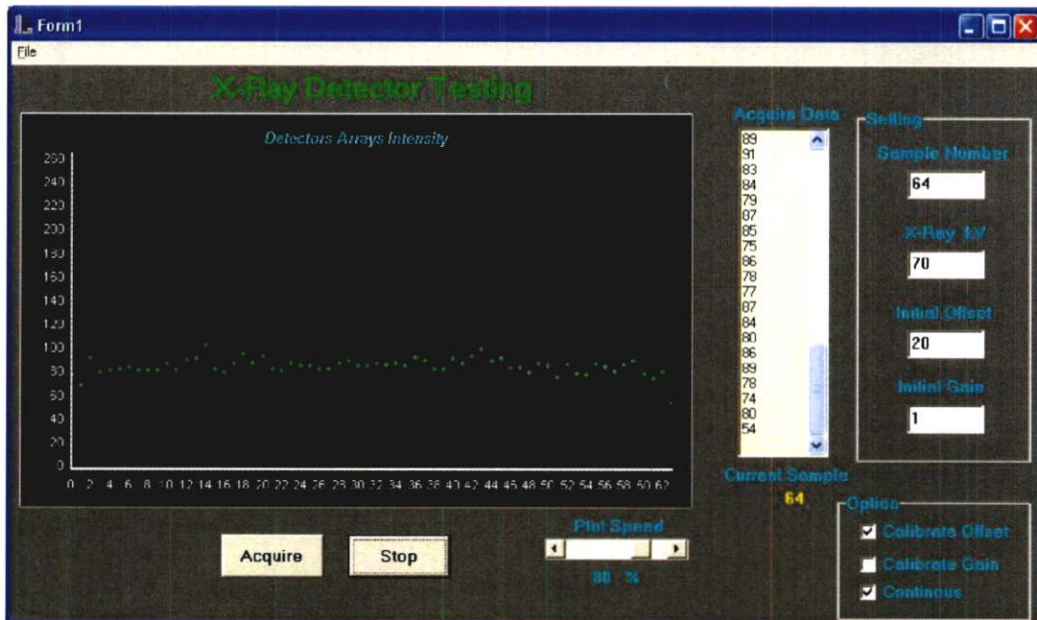
รูปที่ 6.14 แสดงสัญญาณไฟฟ้าก่อนการปรับอัตราขยาย

สีน้ำเงินคือสัญญาณก่อนการฉายเอ็กซเรย์ สีแดงคือสัญญาณเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์

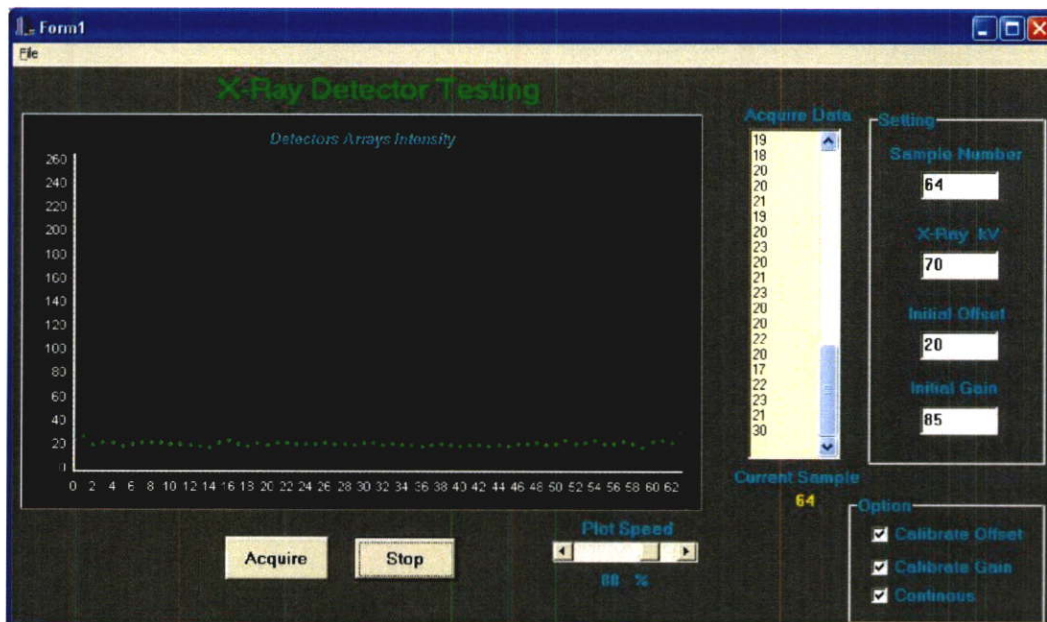


รูปที่ 6.15 แสดงสัญญาณไฟฟ้าหลังการปรับอัตราขยาย

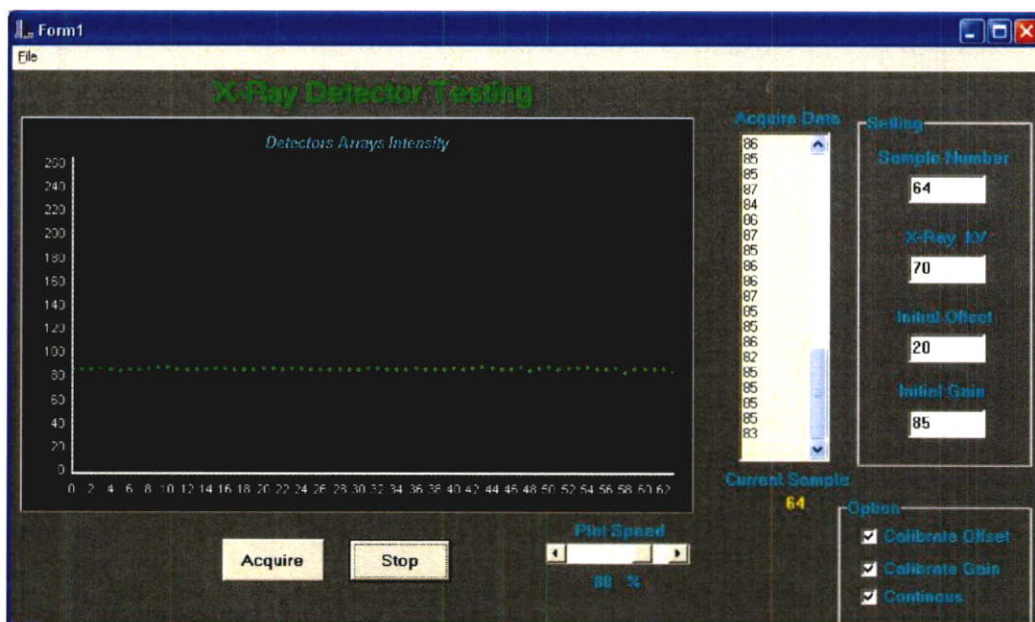
สีน้ำเงินคือสัญญาณก่อนการฉายเอ็กซเรย์ สีแดงคือสัญญาณเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์



รูปที่ 6.16 แสดงระดับสัญญาณก่อนปรับอัตราขยาย



รูปที่ 6.17 แสดงระดับสัญญาณที่ปรับเทียบอัตราขยายแล้ว ก่อนทำการฉายเอ็กซ์เรย์

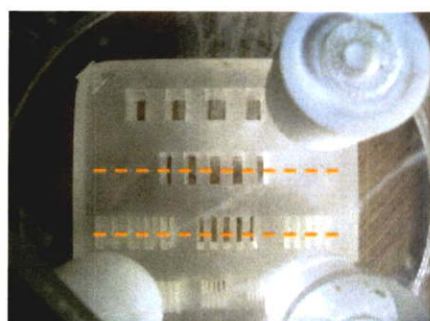


รูปที่ 6.18 แสดงระดับสัญญาณที่ปรับเทียบอัตราขยายแล้ว เมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ที่ 70kVp

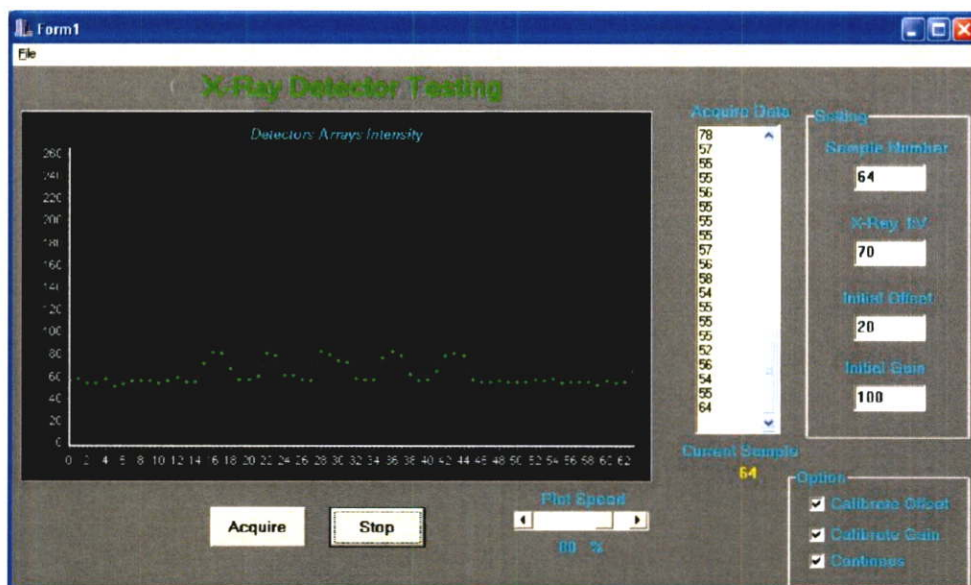
เมื่อทำการปรับระดับสัญญาณเริ่มต้น และอัตราขยายแล้ว ก็จะเข้าไปสู่การทดลองขั้นต่อไปคือ การทดลองวัดเอ็กซเรย์ที่ผ่านตัวอย่างแบบต่างๆ

6.3.4 การวัดคุณสมบัติความละเอียดของระบบ (Resolution)

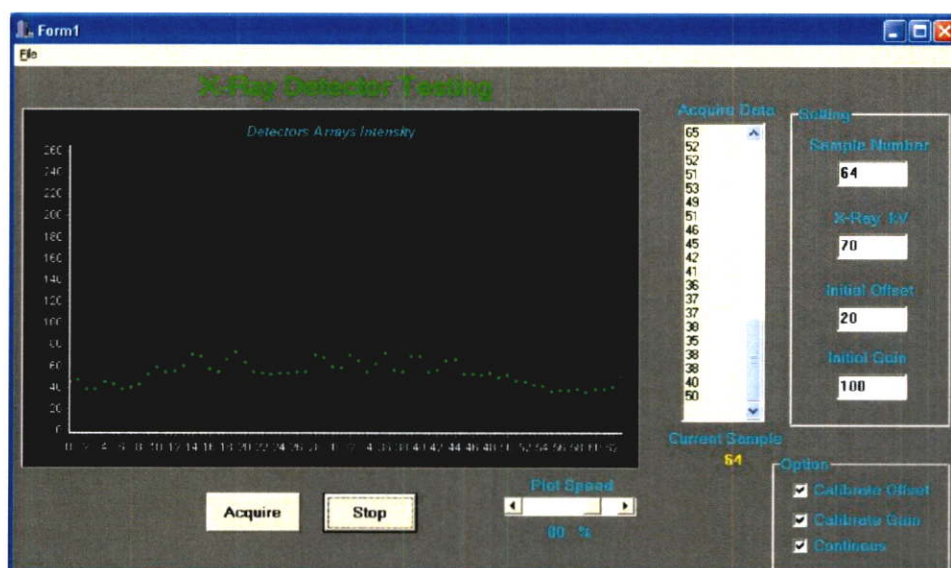
การทดลองในส่วนนี้จะเป็นการวัดคุณสมบัติความละเอียดของหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ โดยวัดจากวัตถุทดสอบที่ใช้สำหรับวัดคุณสมบัติความละเอียดของ GE model 46-189480G1



รูปที่ 6.19 แสดงเฟ้นตอม 1 ทำจากพลาสติกอะคริลิก ความหนาโดยประมาณ 2 ซม. ทำการเอ็กซเรย์ตามแนวเส้นประสีส้ม ทั้ง 2 เส้น

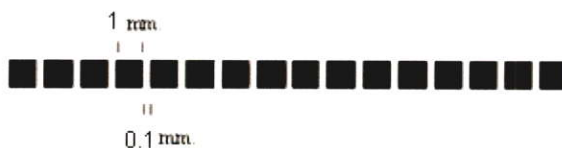


รูปที่ 6.20 ลักษณะของข้อมูลโปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่แถวบน ความละเอียด 3 line per inch



รูปที่ 6.21 ลักษณะของข้อมูลโปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่แถวล่าง ความละเอียด 5 line per inch

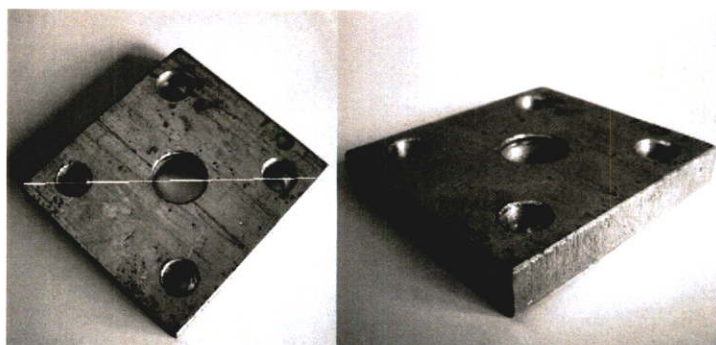
จากผลการทดลองรูปที่ 6.21 จะสามารถพิจารณาความละเอียดของระบบรับภาพเอ็กซ์เรย์ได้ที่ 5 line per inch นอกจากนี้สามารถพิจารณาความละเอียดได้จากระยะห่างและขนาดของหัววัดเอ็กซ์เรย์ดังรูปที่ 6.22 ซึ่งหัววัดเอ็กซ์เรย์แต่ละตัวจะมีขนาดความกว้างของพื้นที่รับแสงอยู่ที่ 1 มม. และมีระยะห่างของหัววัดเอ็กซ์เรย์แต่ละตัวอยู่ที่ 0.1 มม. ดังนั้นความละเอียดของระบบรับภาพเอ็กซ์เรย์จะอยู่ที่ประมาณ 1.1 มม.



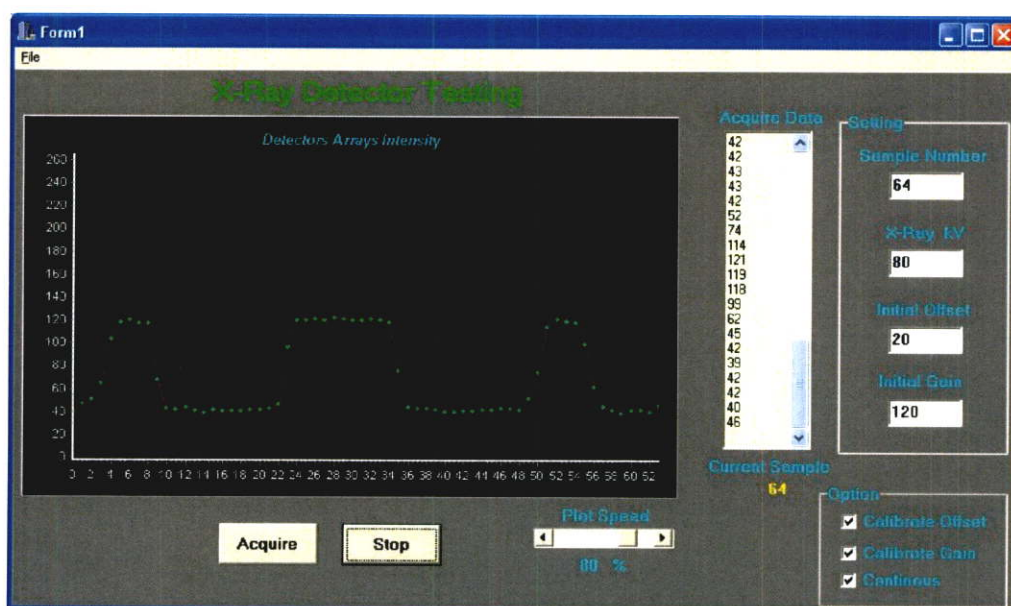
รูปที่ 6.22 ขนาดและระยะห่างของหัววัดเอ็กซเรย์แต่ละตัว

6.3.5 การทดลองวัดเอ็กซเรย์ที่ผ่านวัตถุตัวอย่างแบบต่างๆ

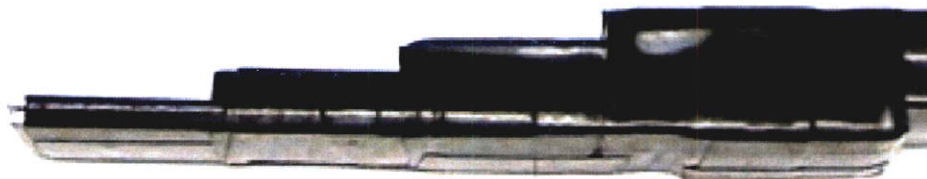
ในการทดลองนี้จะเป็นการฉายเอ็กซเรย์ผ่านวัตถุตัวอย่าง (Phantom) ที่ทำจากวัสดุที่ต่างชนิดและมีรูปทรงที่ต่างกัน โดยผลการทดลองที่ได้แสดงดังรูปที่ 6.23 – 6.26



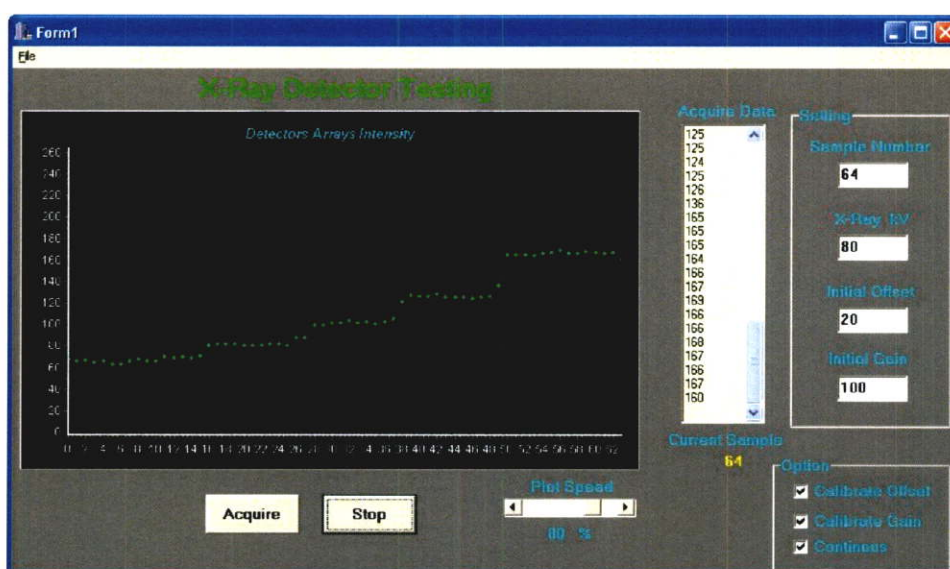
รูปที่ 6.23 แสดงเฟนทอม 2 ที่ทำจากอลูมิเนียมมีขนาด กว้าง 7.2 ซม. ยาว 7.9 ซม. หนา 1.2 ซม. เส้นทแยงมุมตามแนวเส้นขาวยาว 10.6 ซม. โดยที่การวางหน่วยตรวจจับจะวางตามแนวเส้นขาว



รูปที่ 6.24 ลักษณะของข้อมูลโปรเจ็คชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนทอม 2



รูปที่ 6.25 แสดงเฟนตอม 3 ทำจากแผ่นอลูมิเนียมมาซ้อนกันเป็นรูปขั้นบันได โดยความหนาของแผ่นอลูมิเนียม 1 มม. จำนวนทั้งสิ้น 8 แผ่น

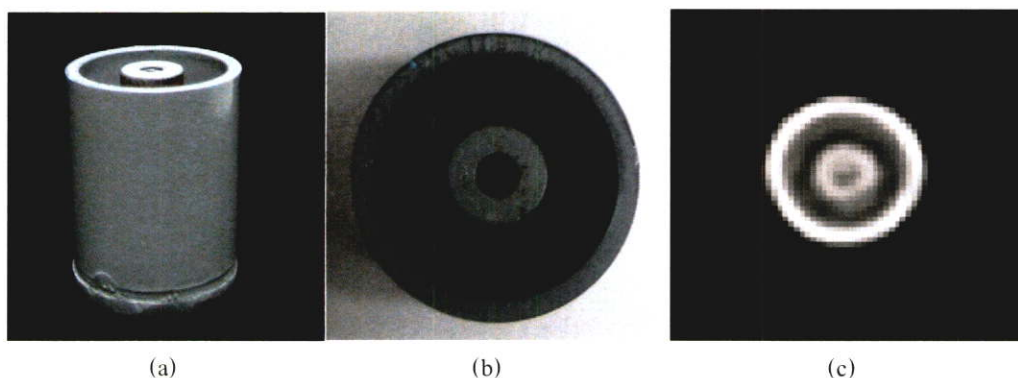


รูปที่ 6.26 ลักษณะของข้อมูลโปรเจกชันของหน่วยตรวจจับที่ได้จากการถ่ายเอ็กซเรย์เฟนตอม 3

จากการทดลองนี้สามารถสรุปได้ว่า ภาพโปรเจกชันที่ได้จากวัตถุตัวอย่างชนิดต่าง ๆ นั้นมีความถูกต้อง และมีความละเอียดมากขึ้น เนื่องจากการใช้ขนาดหัววัดที่เล็กลง และการเลือกให้ฉากเรืองแสงที่ให้พลังงานค่อนข้างสูงกว่าการผสมสารและเคลือบเอง อีกทั้งวงจรที่ได้รับการพัฒนาและปรับปรุงมาได้ผลที่ดี และมีความเสถียรค่อนข้างสูง ขั้นตอนต่อไปคือการสร้างภาพเอ็กซเรย์และภาพตัดขวางจากชุดตรวจจับเอ็กซเรย์ชุดนี้

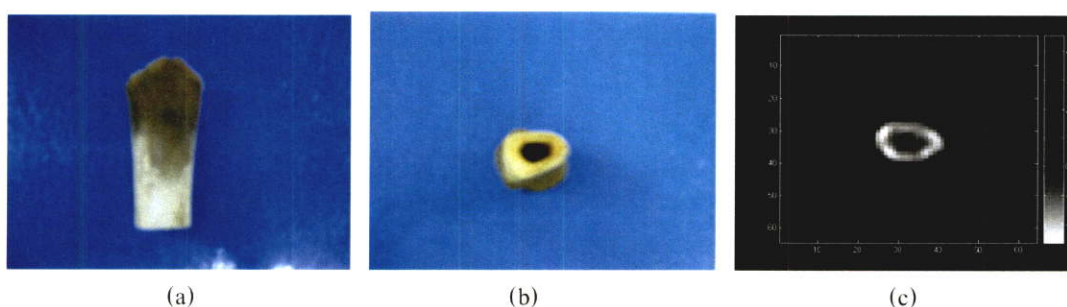
6.3.6 การทดลองสร้างภาพตัดขวางและภาพเอ็กซเรย์

ในการทดลองนี้ได้ทำการสร้างภาพตัดขวางจากวัตถุตัวอย่างแบบต่างๆ ดังรูปที่ 6.27 – 6.28 และสร้างภาพเอ็กซเรย์จากวัตถุตัวอย่างดังรูปที่ 6.29 โดยภาพเอ็กซเรย์เหล่านี้สร้างขึ้นจากโปรแกรม MATLAB 7.0



รูปที่ 6.27 แสดงเฟ้นตอม 4 และภาพตัดขวางที่ได้

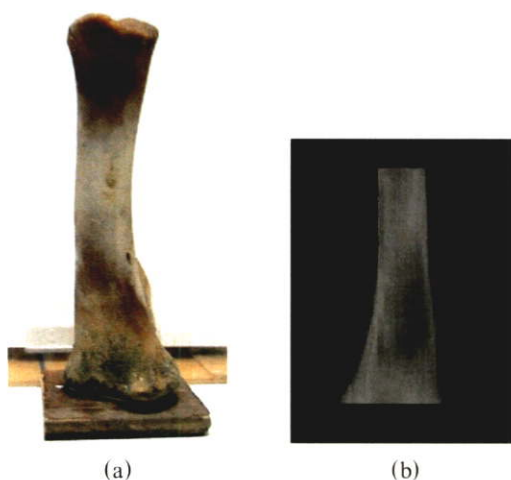
โดยในรูปที่ 6.27(a,b) แสดงเฟ้นตอม 4 ซึ่งสร้างจากท่อพีวีซีที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.1 ซม. สูง 5.0 ซม. หนา 0.4 ซม. ภายในมีโลหะทรงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 ซม. หนา 0.5 ซม. รูปที่ 6.27(c) แสดงภาพตัดขวางที่ได้ โดยมีการเก็บตัวอย่าง 90 โปรเจกชัน ใช้แรงดันไฟฟ้าในการฉายเอ็กซเรย์ที่ 80 kVp กระแส 25 mA เวลา 2.0 วินาที เมื่อทำการคำนวณค่าความผิดพลาดของภาพตัดขวางที่สร้างขึ้น พบว่ามีความผิดพลาดไปประมาณ 41.87% จากการคำนวณโดยใช้โปรแกรม MATLAB 7.0



รูปที่ 6.28 แสดงเฟ้นตอม 5 และภาพตัดขวางที่ได้

จากรูปที่ 6.28 (a,b) แสดงเฟ้นตอม 5 ซึ่งเป็นกระดุกหมู สูง 7 ซม. หนา 0.5 ซม. รูปที่ 6.28 (c) แสดงผลภาพตัดขวางของกระดุกที่ได้ โดยมีการเก็บตัวอย่าง 72 โปรเจกชัน ใช้แรงดันไฟฟ้าในการฉายเอ็กซเรย์ที่ 70 kVp กระแส 25 mA เวลา 2.0 วินาที

การทดลองลำดับต่อไปเป็นการทดลองสร้างภาพเอ็กซเรย์โดยวิธีสแกนวัตถุ ซึ่งเป็นลักษณะเดียวกับกับเครื่องสแกนวัตถุที่ใช้งานทั่วไป เช่นงานสแกนวัตถุบนสายพานลำเลียง เป็นต้น



รูปที่ 6.29 แสดงเฟนตอม 6 และภาพเอ็กซเรย์ที่ได้

ในรูปที่ 6.29(a) แสดงเฟนตอม 6 ซึ่งเป็นกระดูกส่วนขาของหมูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 5 ซม. และในรูปที่ 6.29(b) แสดงภาพเอ็กซเรย์ที่ได้จากการสแกน โดยมีการสแกนครั้งละ 1 มม. จำนวนทั้งสิ้น 160 ครั้ง ใช้แรงดันไฟฟ้าในการฉายเอ็กซเรย์ที่ 70 kVp กระแส 25 mA เวลา 2.0 วินาที



รูปที่ 6.30 แสดงระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์ขณะทำการทดลอง

1. ชุดหัววัดเอ็กซเรย์ชนิดแกวยาวที่สร้างขึ้นจากโฟโตทรานซิสเตอร์
2. เฟนตอมที่วางอยู่บนแท่นหมุนที่ทำจากมอเตอร์ควบคุมการหมุนด้วยคอมพิวเตอร์
3. หลอดเอ็กซเรย์

ไม่มีเอกสารจากต้นฉบับ หน้า 92

บทที่ 7

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

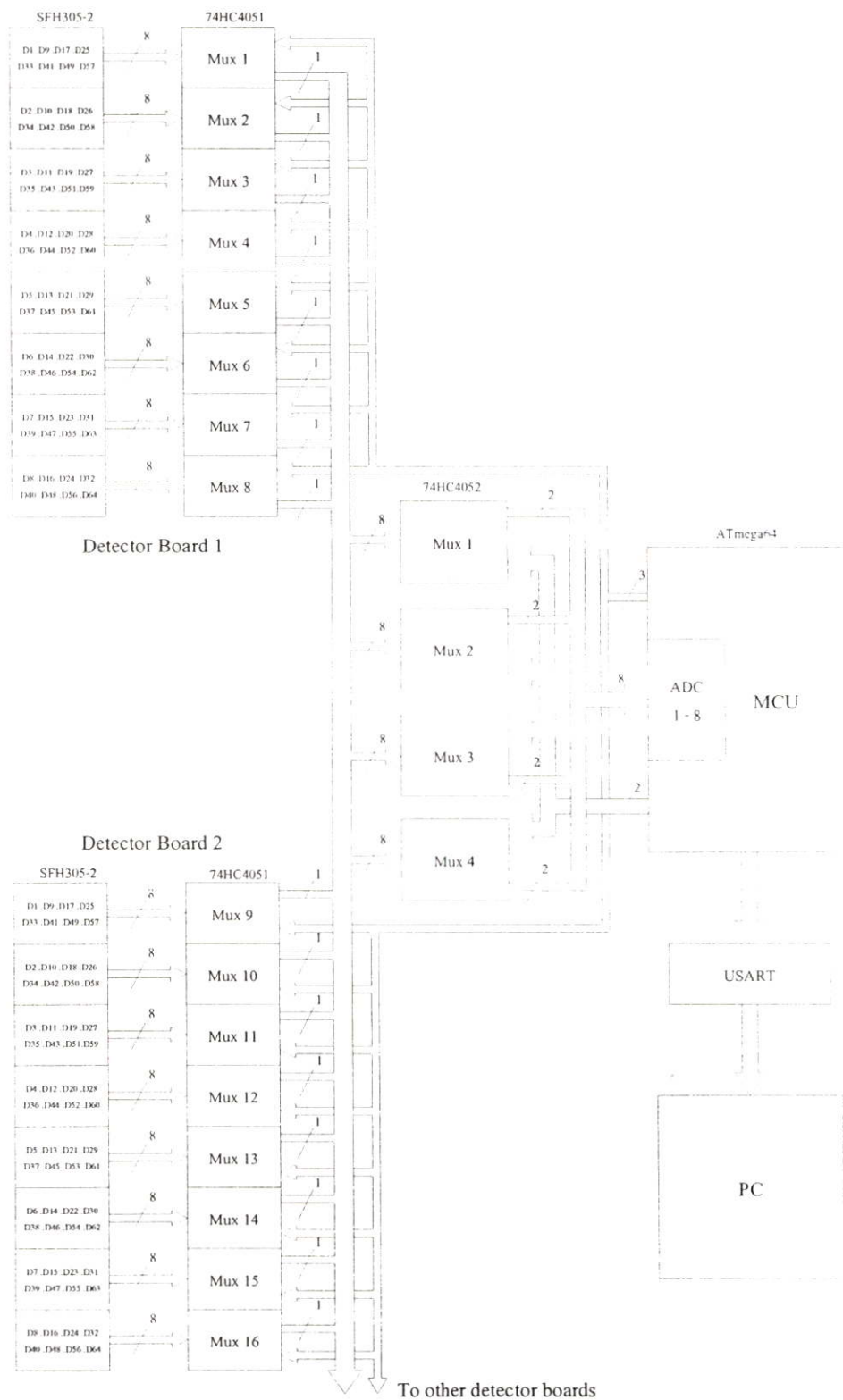
งานวิจัยชิ้นนี้เป็นงานวิจัยต่อเนื่องเพื่อพัฒนาระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์ โดยเริ่มพัฒนาจากหน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดตัวตรวจจับเดี่ยว หน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ชนิดแถว ยาว และมาสู่ระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์ ซึ่งเป็นการเพิ่มความละเอียดในการรับ ข้อมูลจากจำนวนหัววัดเอ็กซเรย์ทั้งสิ้น 64 ตัว จนถึง 256 ตัว ทำให้มีความละเอียดมากขึ้นในการรับ ข้อมูลเอ็กซเรย์ เพื่อสร้างภาพเอ็กซเรย์และภาพตัดขวางของวัตถุ สำหรับงานวิจัยนี้ ได้มีการ เปลี่ยนแปลงชนิดของโฟโตทรานซิสเตอร์ที่ใช้งานให้มีขนาดเล็กลง เพื่อเพิ่มความละเอียดของ ภาพ และเปลี่ยนจากการใช้สารเรืองแสงเอ็กซเรย์มาผสมน้ำและกาว แล้วจึงเคลือบบนโฟโต ทรานซิสเตอร์ เป็นการนำเอาสารเรืองแสงเอ็กซเรย์ที่ใช้ทางการแพทย์แทน ทำให้ได้ระดับสัญญาณที่ สูงขึ้น มีความชัดเจนมากขึ้นกว่าเดิม อีกทั้งยังง่ายต่อการใช้งานอีกด้วย ในส่วนนี้มีข้อที่พึงระวังคือ การเปลี่ยนชนิดของโฟโตทรานซิสเตอร์ จะส่งผลให้ต้องมีการปรับเปลี่ยนตัวต้านทานเริ่มต้นใหม่ เล็กน้อย เพราะระดับสัญญาณเริ่มต้นจะแตกต่างกันไป ในงานวิจัยนี้ได้เปลี่ยน จาก 20k เป็น 22k เพื่อให้ระดับสัญญาณเริ่มต้นเป็นบวกทั้งหมด ซึ่งช่วยให้ตั้งปรับระดับสัญญาณเริ่มต้น ได้ง่ายขึ้น สิ่ง ที่พึงระวังอย่างที่สองของวงจรก็คือ การเปลี่ยนค่าความถี่คัทออฟ หากทำการเปลี่ยนเป็นค่าที่มากขึ้น จะทำให้ส่วนปรับลงของกราฟเข้าใกล้ตำแหน่งที่ไม่เสถียรมากขึ้น ซึ่งอาจแก้ไขได้โดยเพิ่มลำดับ ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน แต่จะทำให้การทำงานยิ่งช้าลงไปอีก ดังนั้นความถี่คัทออฟที่ 14 Hz จึงเป็นค่าที่ค่อนข้างเหมาะสมแล้ว เมื่อทำการทดลองสร้างภาพตัดขวางเบื้องต้นพบว่า ระบบรับภาพ เอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์นี้ สามารถรับสัญญาณเอ็กซเรย์และนำมาสร้างเป็นภาพได้อย่าง ละเอียดชัดขึ้นกว่าเดิม ภาพที่ได้จากการประมวลผลภาพนี้ก็มีความชัดเจนและยอมรับได้ในระดับหนึ่ง แต่ก็ยังไม่ดีนักเพราะมีความคลาดเคลื่อนไปถึง 40% โดยประมาณ อีกสิ่งหนึ่งที่ต้องปรับปรุงของ ระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์นี้ก็คือ ความเร็วในการจัดส่งข้อมูลที่ส่งผ่านพอร์ต อนุกรม ในส่วนนี้ยังพัฒนาโปรแกรมได้ไม่ดีนัก เพราะเมื่อทำการตั้งค่า Baud Rate > 38400 แล้วจะ ทำให้ข้อมูลที่แสดงแฉกและเพี้ยนไป เนื่องจากขีดจำกัดด้านการส่งข้อมูลของตัวมัลติเพล็กซ์เซอร์ ที่ ไม่สามารถส่งได้ไวพอกับพอร์ตอนุกรม จึงต้องทำการลดค่าลงมาอยู่ที่ 38400 ทำให้ข้อมูลกลับมา หนึ่งอย่างที่ควรจะเป็น ดังนั้นการปรับปรุงทางด้านโปรแกรมจะสามารถเพิ่มความสามารถของระบบ รับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์ได้อีกมาก อีกทั้งยังมีทางเลือกอื่นอีกในการส่งข้อมูลไม่ว่า จะเป็นระบบไร้สาย หรือระบบรับส่งข้อมูลด้วยความเร็วสูง การปรับปรุงส่วนต่างๆเหล่านี้จะช่วย ให้ระบบรับภาพเอ็กซเรย์จากโฟโตทรานซิสเตอร์มีความสมบูรณ์ และใกล้เคียงกับระบบรับภาพ เอ็กซเรย์ในห้องคลาดมากขึ้นอีกด้วย

หนังสืออ้างอิง

- [1] มานัส มงคลสุข. เอกซเรย์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟี หลักการทางฟิสิกส์ เทคนิค และการควบคุมภาพ. ขอนแก่น : หจก.โรงพิมพ์คลังนานาวิทยา. 2546.
- [2] รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์. “X-ray Tube & X-ray Detector.” [เอกสารประกอบการเรียน วิชาการระบบภาพทางการแพทย์]. กรุงเทพมหานคร. 2548.
- [3] ปรีดา เต็มจิตรอารีย์ และ K. Nagaiwa. เอกซเรย์เทคโนโลยี. พิมพ์ครั้งที่4. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย. 2533.
- [4] ชัยวิทย์ สิวาวัชานาไย. ฟิสิกส์ของรังสีเอกซ์. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์. 2528.
- [5] Khandpur R S. **Handbook of Biomedical Instrumentation.** Second Edition. New Delhi : Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited. 2003.
- [6] พิทยา อึ้งพินิจพงศ์. “การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอกซเรย์โดยใช้ อัลกอริธึมทางพีชคณิต”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2546.
- [7] เอกภพ งามละเมียด. “เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอกซเรย์ชนิดแฉวยาวโดยใช้สารเรืองแสงเคลือบบนโฟโตทรานซิสเตอร์” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2548
- [8] KASEI OPTONIX, LTD. **KYOKKO GREEN series.** [Online]. Available : <http://www.kasei-optonix.co.jp/english/products/x-ray/intensifying-sc/medical.html>.
- [9] G.F. Knoll. **Radiation Detection and Measurement.** USA : John Wiley & Sons, Inc, 1999.
- [10] A. C. Kak and M. Slaney, **Principles of Computerized Tomographic Imaging.** New York : IEEE Press, 1988.

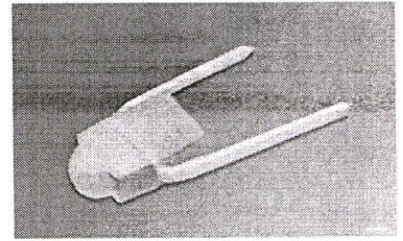
ภาคผนวก

ข้อมูลส่วนควบคุมการทำงานของระบบจับภาพเอ็กซเรย์



Mini-NPN-Silizium-Fototransistor
Mini-Silicon NPN Phototransistor
Lead (Pb) Free Product - RoHS Compliant

SFH 305



Wesentliche Merkmale

- Speziell geeignet für Anwendungen im Bereich von 460 nm bis 1060 nm
- Hohe Linearität
- Mini-Bauform
- Gruppiert lieferbar

Anwendungen

- Miniaturlichtschranken für Gleich- und Wechsellichtbetrieb
- Industrieelektronik
- „Messen/Steuern/Regeln“

Features

- Especially suitable for applications from 460 nm to 1060 nm
- High linearity
- Mini-package
- Available in groups

Applications

- Miniature photointerrupters
- Industrial electronics
- For control and drive circuits

Typ Type	Bestellnummer Ordering Code	Fotostrom , $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950 \text{ nm}$, $V_{CE} = 5 \text{ V}$ Photocurrent $I_{PCE} \text{ (mA)}$
SFH 305	Q62702P0836	≥ 0.25
SFH 305-2/3	Q62702P3589	0.25 ... 0.8

Grenzwerte
Maximum Ratings

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Betriebs- und Lagertemperatur Operating and storage temperature range	$T_{op}; T_{stg}$	- 40 ...+ 80	°C
Kollektor-Emitterspannung Collector-emitter voltage	V_{CE}	35	V
Kollektorstrom Collector current	I_C	50	mA
Kollektorspitzenstrom, $\tau < 10 \mu s$ Collector surge current	I_{CS}	200	mA
Verlustleistung, $T_A = 25 \text{ °C}$ Power dissipation	P_{tot}	70	mW
Wärmewiderstand Thermal resistance	R_{thJA}	950	K/W

Kennwerte ($T_A = 25\text{ °C}$, $\lambda = 950\text{ nm}$)

Characteristics

Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value	Einheit Unit
Wellenlänge der max. Fotoempfindlichkeit Wavelength of max. sensitivity	$\lambda_{S\text{ max}}$	850	nm
Spektraler Bereich der Fotoempfindlichkeit $S = 10\%$ von S_{max} Spectral range of sensitivity $S = 10\%$ of S_{max}	λ	450 ...1100	nm
Bestrahlungsempfindliche Fläche Radiant sensitive area	A	0.11	mm ²
Abmessungen der Chipfläche Dimensions of chip area	$L \times B$ $L \times W$	0.5 × 0.5	mm × mm
Halbwinkel Half angle	φ	± 16	Grad deg.
Kapazität Capacitance $V_{\text{CE}} = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_{CE}	7.5	pF
Dunkelstrom Dark current $V_{\text{CE}} = 20\text{ V}$, $E = 0$	I_{CEO}	1 (≤ 50)	nA

Die Fototransistoren werden nach ihrer Fotoempfindlichkeit gruppiert und mit arabischen Ziffern gekennzeichnet.

The phototransistors are grouped according to their spectral sensitivity and distinguished by arabian figures.

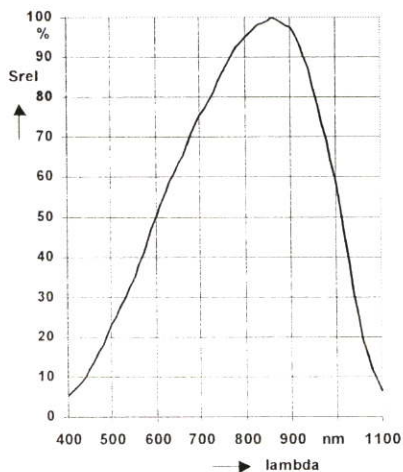
Bezeichnung Parameter	Symbol Symbol	Wert Value		Einheit Unit
		-2	-3	
Fotostrom Photocurrent $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950 \text{ nm}$, $V_{CE} = 5 \text{ V}$ $E_v = 1000 \text{ lx}$, Normlicht/standard light A, $V_{CE} = 5 \text{ V}$	I_{PCE} I_{PCE}	0.25..0.5 1.2	0.4..0.8 1.9	mA mA
Anstiegszeit/Abfallzeit Rise and fall time $I_C = 1 \text{ mA}$, $V_{CC} = 5 \text{ V}$, $R_L = 1 \text{ k}\Omega$	t_r , t_f	5.5	6	μs
Kollektor-Emitter-Sättigungsspannung Collector-emitter saturation voltage $I_C = I_{PCEmin}^{1)} \times 0.3$, $E_e = 0.5 \text{ mW/cm}^2$	V_{CEsat}	150	150	mV

¹⁾ I_{PCEmin} ist der minimale Fotostrom der jeweiligen Gruppe.

¹⁾ I_{PCEmin} is the min. photocurrent of the specified group.

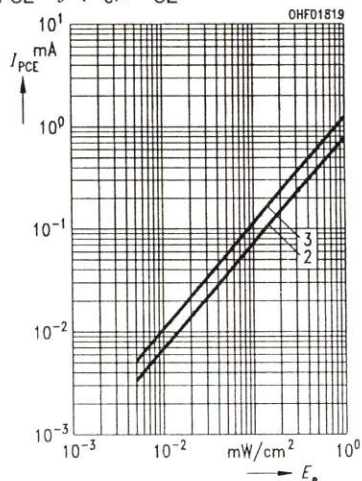
Relative Spectral Sensitivity

$S_{rel} = f(\lambda)$



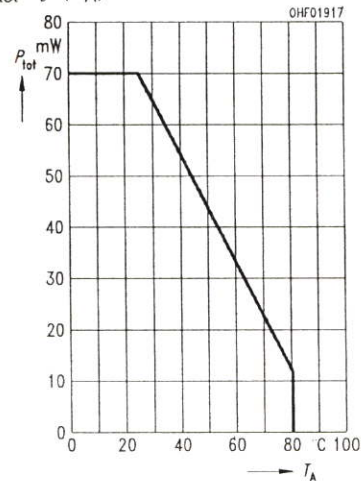
Photocurrent

$I_{PCE} = f(E_e), V_{CE} = 5 V$



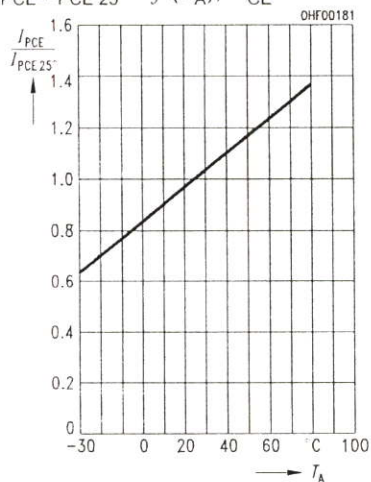
Total Power Dissipation

$P_{tot} = f(T_A)$



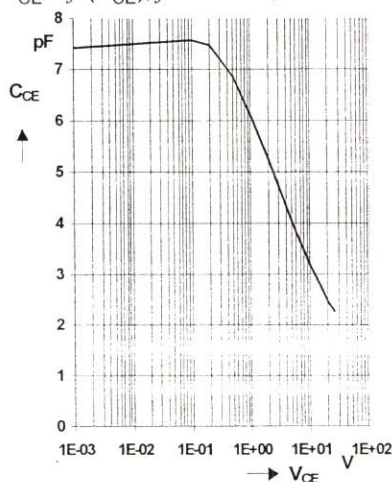
Photocurrent

$I_{PCE} / I_{PCE 25^\circ} = f(T_A), V_{CE} = 5 V$



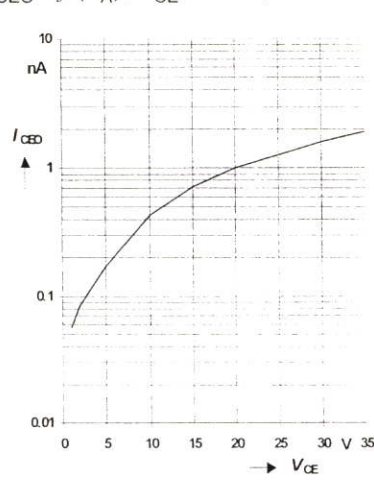
Collector-Emitter Capacitance

$C_{CE} = f(V_{CE}), f = 1 \text{ MHz}, E = 0$



Dark Current

$I_{CEO} = f(T_A), V_{CE} = 25 V, E = 0$

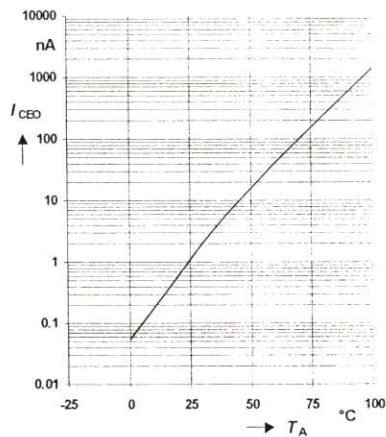


Directional Characteristics

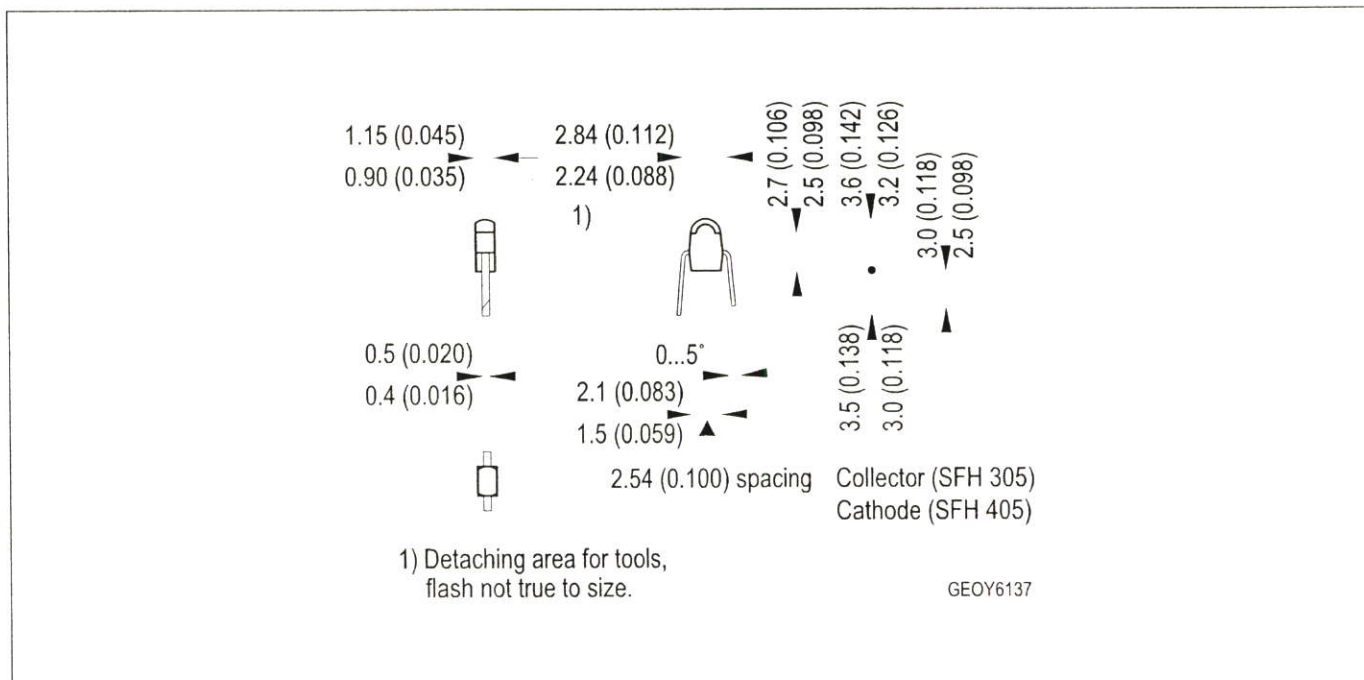
$S_{rel} = f(\varphi)$

Dark Current

$I_{CEO} = f(T_A), V_{CE} = 20 V, E = 0$



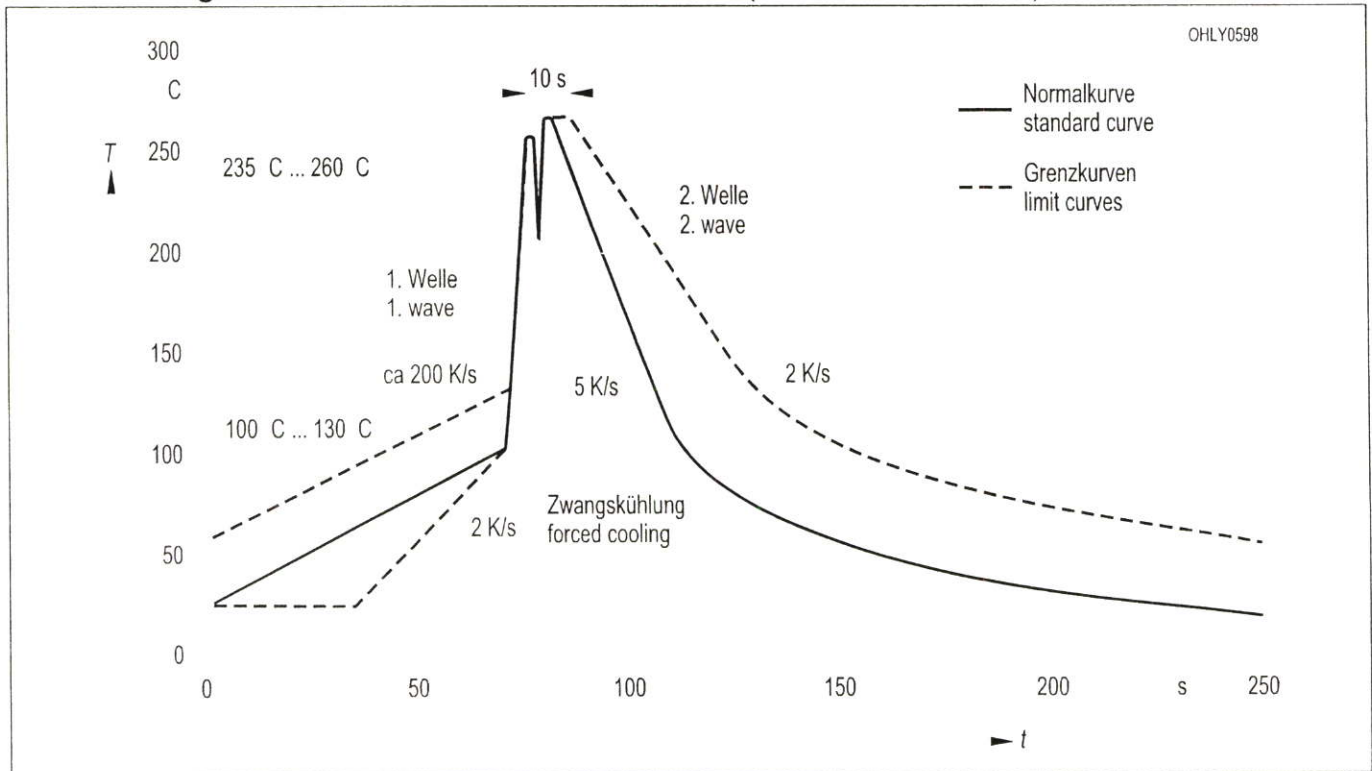
Maßzeichnung
Package Outlines



Maße werden wie folgt angegeben: mm (inch) / Dimensions are specified as follows: mm (inch).

Lötbedingungen
Soldering Conditions
Wellenlöten (TTW)
TTW Soldering

(nach CECC 00802)
(acc. to CECC 00802)



Published by
OSRAM Opto Semiconductors GmbH
Wernerwerkstrasse 2, D-93049 Regensburg
www.osram-os.com

© All Rights Reserved.

The information describes the type of component and shall not be considered as assured characteristics. Terms of delivery and rights to change design reserved. Due to technical requirements components may contain dangerous substances. For information on the types in question please contact our Sales Organization.

Packing

Please use the recycling operators known to you. We can also help you – get in touch with your nearest sales office. By agreement we will take packing material back, if it is sorted. You must bear the costs of transport. For packing material that is returned to us unsorted or which we are not obliged to accept, we shall have to invoice you for any costs incurred.

Components used in life-support devices or systems must be expressly authorized for such purpose! Critical components¹, may only be used in life-support devices or systems² with the express written approval of OSRAM OS.

¹ A critical component is a component used in a life-support device or system whose failure can reasonably be expected to cause the failure of that life-support device or system, or to affect its safety or effectiveness of that device or system.

² Life support devices or systems are intended (a) to be implanted in the human body, or (b) to support and/or maintain and sustain human life. If they fail, it is reasonable to assume that the health of the user may be endangered.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายชเนศ อังสุวัฒนากุล
วัน เดือน ปีเกิด	29 สิงหาคม พ.ศ. 2521
ที่อยู่	1359 ถ.ราชดำเนิน ต.คลัง อ.เมือง จ.นครศรีธรรมราช 80000
ประวัติการศึกษาและการทำงาน	
	2544 – 2547 ศูนย์ปฏิบัติการวิจัยเครื่องกำเนิดแสงซินโครตรอนแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี
	2544 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. T. Angsuwatanakul, T. Chanwimalueang, C. Pintavirooj and M. Sangworasil ,“Improved-Resolution X-ray Array Detector Applied for SART Fanbeam” ,International Symposium on Communications and Information Technologies 2006 (ISCIT 2006) ,Bangkok Thailand ,October 2006
2. T. Angsuwatanakul, A. Ngamlamiad, C. Pintavirooj, and M. Sangworasil, P. Tosranon and S. Teartulakarn ,“Design and Construction of Low cost X-ray Array Detector Applied for SART Fanbeam”, The 2nd ECTI Annual Conference (ECTI-Con 2005), Pattaya Thailand, May 2005.